Д.В. Скворцов

Диагностика двигательной патологии инструментальными методами:

анализ походки
стабилометрия

Москва
Т.М.Андреева 2007

УДК 616.8-009.18-071
ББК 56.12
С42

Скворцов Д.В.

С42 Диагностика двигательной патологии инструментальными методами: анализ походки, стабилометрия / Д. В. Скворцов — М.: Т. М. Андреева, 2007. — 640 с.: ил.

ISBN 978594982-045-2

Книга посвящена относительно молодому направлению в клинической практике — диагностике патологии походки и основной стойки методами биомеханики. Рассмотрены теоретические и практические основы клинического анализа походки в его современном состоянии. Подробно описаны методики исследования. Приведены современные стандарты для данного вида исследований. Проанализирована нормальная походка по временным, пространственным, кинематическим, динамическим и другим параметрам, зависимость параметров от скорости шага, возраста, пола и др. Дана классификация и системный анализ патологической походки, неспецифическая и специфическая симптоматика, механизмы компенсации различных патологических состояний опорно-двигательного аппарата. Подробно определены общие и частные принципы клинического анализа данных исследования походки. Отдельный раздел посвящен вопросам клинического стабилометрического исследования. Обсуждены теоретические основы метода, физиологии, биомеханики и нейрофизиологии баланса в основной стойке, терминология, стандарты проведения исследования и другая необходимая информация. Приведены подробные нормативные параметры, их вариабельность в различных условиях. Определены теоретические и практические основы клинического анализа стабилометрических данных.

Описываемая патологическая симптоматика и двигательные феномены проиллюстрированы клиническими примерами.

Монография предназначена для практических врачей ортопедов-травматологов, невропатологов, реабилитологов, артрологов, протезистов, оториноларингологов, окулистов, стоматологов, кардиологов и врачей других специальностей, а также научных работников.

УДК 616.8-009.18-071
ББК 56.12

ISBN 978594982-045-2

© Скворцов Д.В., 2007
© Оформление. ООО «НМФ «МБН», 2007

,

Содержание

Предисловие 5
Введение 21
Роль и место клинического анализа движений в современной медицине 23
Клинический анализ движений в ортопедии-травматологии и неврологии 29
Обзор методов и стандартов 36
Краткий очерк методов анализа походки 36
Методы исследования биомеханики походки 40
Электромиографическое исследование в клиническом анализе 74
Стандарты исследования в КАД 106
Кинематика 107
Биомеханика нормальной походки 111
Цикл шага 111
Взаимозависимость параметров походки от скорости и частоты шага 169
Возрастные изменения пространственно-временных показателей походки 171
Возрастные изменения кинематических параметров походки 174
Эволюция динамических показателей походки 176
Эволюция мышечной активности 178
Инволюция походки в пожилом возрасте 180
Отличительные особенности мужской и женской походки 182
Патология. Общая часть 184
Классификация возможных причин патологии походки 184
Классификация изменений параметров походки 184
Общие принципы клинического анализа биомеханических данных 200
Типичные функциональные реакции опорно-двигательного аппарата при патологии (неспецифическая симптоматика) 204
Компенсаторные реакции при изменении относительной длины нижней конечности 220
Симметрия и асимметрия походки 223
Средства дополнительной опоры 227
Патология частная 238
Тазобедренный сустав 238

Коленный сустав.....267
Голеностопный сустав 298
Клинические примеры 322

Стабилометрия 334
Введение 334
Области применения стабилометрии 336
Теоретические основы стабилометрии 342
Технические основы стабилометрии 398
Требования, предъявляемые к методике исследования 407
Основные термины и параметры 431
Общие принципы клинического анализа стабилометрических данных 478
Примеры клинического использования стабилометрии 510
Список основных терминов 579
Список литературы 581

Предисловие

Клинический анализ движений и походки, в частности,— достаточно молодое направление в современной медицине. Однако, несмотря на молодость, истоки его — в глубине веков.

Одна из первых попыток рассмотреть процесс ходьбы человека и вообще его движений с позиции механики для оказания помощи пострадавшему осуществлена Гиппократом (460-370 гг. до нашей эры) в его классическом труде «О суставах», написанном около 400 г. до нашей эры.

Рисунок 1. Одно из дошедших до наших дней изображений Гиппократа.

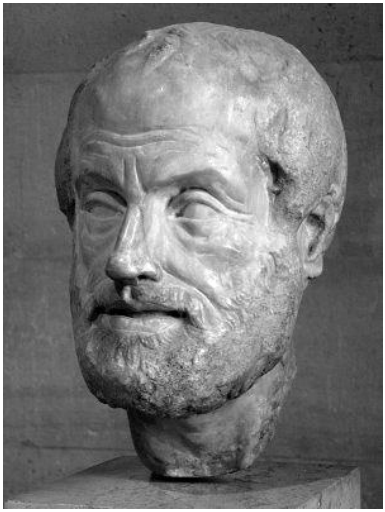


Рисунок 2. Голова Аристотеля (музей Лувр).

Известный древний греческий ученый Аристотель (384-322 гг. до нашей эры) в своем труде «О ходьбе животных» рассмотрел и обозначил основные анатомо-функциональные особенности, связанные с самостоятельным передвижением животных, включая и человека. Им первым было дано определение походки, как процесса превращения ротационных движений в поступательные.

Рисунок 3. Гален.

Значительный вклад в последующее развитие анатомии, биомеханики и кинезиологии внес римлянин Гален (131-201 гг. нашей эры). На основе своих опытов по изучению действия и строения мышц им был написан труд «О движениях и мышцах» («De motu musculorum»), в котором были определены основные действия мышц, связанные непосредственно с их анатомией, дано определение агонистов и антагонистов, описано понятие тонуса мышцы.

Первым, кто описал с позиции механики стандартные в настоящее время двигательные тесты (ходьбу и основную стойку), был известный итальянский ученый, инженер и художник Леонардо да Винчи (1452-1519 гг.). Им были проведены работы по определению центра тяжести и баланса, описаны механические закономерности ходьбы вверх и вниз по склону, подъем из положения сидя, механика прыжка и ходьбы человека по ровной поверхности.

В научных изысканиях Леонардо да Винчи его многогранный талант ученого-исследователя подкреплялся пространственным видением и фотографической точностью художника.

Леонардо да Винчи первым при изучении действия мышц использовал прием, когда он, для того чтобы показать направление тяги мышцы, соединил линией середину начала и конца мышцы.

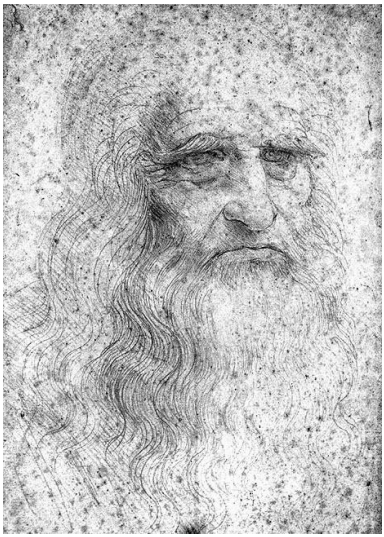


Рисунок 4. Автопортрет Леонардо да Винчи.

Рисунок 5. Один из анатомических рисунков Леонардо да Винчи, показывающий мышцы в виде тяг.

Данный прием формализации действия мышцы успешно применяется и в настоящее время в изощренных компьютерных моделях современных систем анализа движений.

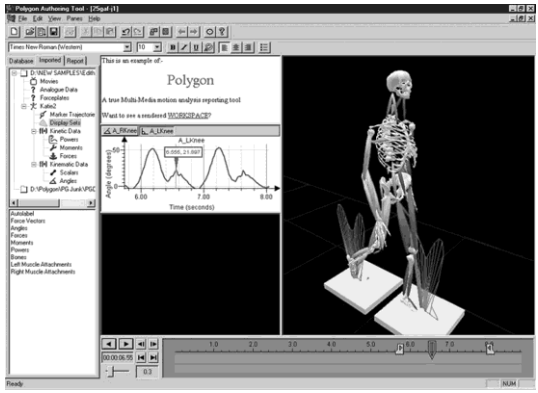


Рисунок 6. Одна из наиболее популярных компьютерных моделей — «Poligon» (Oxford Metrix Ltd). Использован тот же прием для визуализации мышц, что и в работах Леонардо да Винчи.

Giovani Alfonso Borelli (1608-1679 гг.) — ученик и друг Галилео Галилея. Борелли изучал анатомию и физиологию человека и животных с позиции механики и математики. Пожалуй, он первый сделал попытку описать математически физиологические процессы, которые имеют значительный механический компонент. Особенного его внимания удостоились мышечные движения. Результаты своих трудов Борелли изложил в труде «О движении животных» («De motu animalium»).

Рисунок 7. Классическая схема сил из работы Борелли.

Исаак Ньютон (1642-1727 гг.) — известный английский ученый, первооткрыватель трех основных законов классической механики.

Именно законы, открытые Ньютоном, сыграли основную роль в развитии механики, как точной науки. В этом смысле значение их

переоценить невозможно. Для того чтобы применить законы Ньютона к биомеханике движений человека, требовалось изучение взаимоотношений масс сегментов тела.

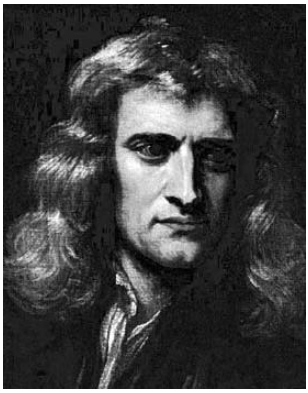


Рисунок 8. Исаак Ньютон.

Одним из пионеров, кому удалось определить центры масс сегментов тела человека, был E.Harless. В настоящее время он малоизвестен. E.Harless значительно опередил свое время (его самый значительный труд датируется 1860 годом). Он применил собственный метод для оценки параметров сегментов тела и их центров масс. Для своей экспериментальной работы он использовал трупы казненных преступников. Для своего времени он очень точно определил необходимые параметры сегментов тела. Последующие его экспериментальные работы показали, что объем и масса сегментов тела значительно варьируют в зависимости от пола и возраста. Аналогичную работу в последующем проделали и братья Weber.

Emil du Bois-Reymond (1818-1896 гг.) — немецкий ученый, основатель электрофизиологии, первооткрыватель электрического нервного импульса — основного механизма передачи информации.

Рисунок 9. Emil du Bois-Reymond.

Им первым был установлен факт сокращения мышцы в ответ на стимуляцию электрическим импульсом нерва. Он также открыл собственно электрический нервный импульс, являющийся основным механизмом передачи информации в нервной системе.

Benjamin Amand Duchenne (1806-1875 гг.) внес значительный вклад в понимание функции мышц. В своем классическом труде «Phisiologie des mouvementes» им была проведена классификация функции отдельных мышц по отношению к движению тела.

Рисунок 10. Benjamin Amand Duchenne.

Рисунок 11. Étienne-Jules Marey.

Étienne-Jules Marey (1830-1904 гг.) — французский ученый, которому впервые удалось произвести регистрацию кинематики процесса ходьбы человека. Его исследования были проведены в значительной степени при поддержке военного ведомства, заинтересованного в изучении физической нагрузки (боевого

снаряжения, физических упражнений и действий со снаряжением и оружием) на биомеханику движения.

В своих исследованиях E.J.Marey использовал фотографическую технику и кинотехнику. Им была разработана методика регистрации двухмерной кинематики ходьбы человека [Marey E.J., 1885, 1895].

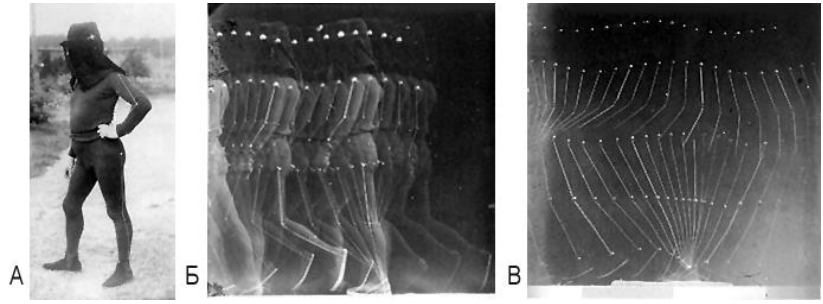


Рисунок 12. Исследуемый в экспериментах E.J.Marey в специальном костюме (А) и изображение, получаемое на фотопластинке (Б, В).

Братья E.H.Weber (1795-1878 гг.), W.E.Weber (1804-1891 гг.) и W.E.F.Weber (1806-1871 гг.) одними из первых подробно описали биомеханику походки. Ими была сформулирована механика пассивного замыкания суставов нижней конечности в положении основной стойки, предложена в качестве модели движущейся при ходьбе нижней конечности модель маятника, которая используется до настоящего времени. Они исследовали процессы изменения длины мышцы при ее сокращении, а также описали движения центра масс тела во время движения.

Рисунок 13. Wilhelm Weber.

C.W.Braune и O.Fischer. Этими германскими экспериментаторами была сделана первая успешная попытка

регистрации и анализа трехмерной кинематики ходьбы человека посредством фотографической техники. Результаты исследований были изложены в их книге «Der Gang des Menschen» (1895-1904 гг.). Они заложили основы регистрации и анализа кинематики походки, которые остаются неизменными по настоящее время. Само исследование походки, произведенное C.W.Braune и O.Fischer, и его математический анализ стали своеобразным эталоном более чем на 50 лет.

Eadweard Muybridge (1830-1904гг.) — американский фотограф-экспериментатор. Его труды связаны, большей частью, с разработкой скоростной фото-киносъемки движений животных и птиц. Ему удалось существенно повысить скорость срабатывания затвора камеры до 1/100 секунды и значительно улучшить химический процесс обработки фотоматериала. Им были написаны фундаментальные труды по движению животных (11 томов) и монография по движению лошадей «The horse in motion» (1882 г.).

Adolf Eugen Fick (1829-1901 гг.). Этим ученым был внесен значительный вклад в изучение механики мышечного действия, производимого ими движения, и его энергетики. Он ввел в практику широко используемые и сегодня термины различного физического действия мышц — изометрическое и изотоническое.

Herbert Elftman — американский ученый, который провел первые корректные исследования реакций опоры при ходьбе на специально сконструированной динамометрической платформе [Elftman H., 1938, 1939].

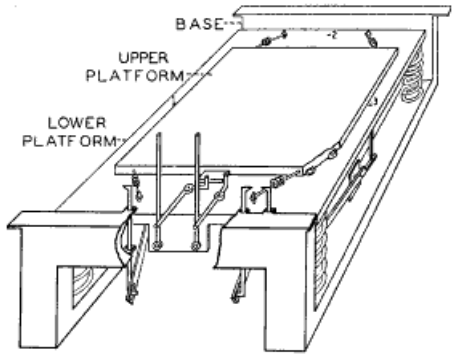


Рисунок 14. Конструкция платформы для исследования реакции опоры, использованная H.Elftman.

Кроме того, им проведены исследования распределения давления под стопой в основной стойке по оригинальной методике, которая используется и в настоящее время [Elftman H., 1934].

Николай Александрович Бернштейн (1896-1966 гг.). Выдающийся биомеханик и нейрофизиолог, создатель нового

направления — физиология активности. Им была разработана собственная методика регистрации кинематики движений — наиболее точная для своего времени. С помощью этой методики проведены фундаментальные исследования процесса ходьбы человека, бега и ряда других движений. Результатом этих изысканий явилась общая теория уровней построения движений.

Рисунок 15. Бернштейн Николай Александрович.

Значительный вклад, который позволил оформить анализ походки человека как инструмент для клинического исследования, внес американский ученый Verne Thompson Inman (1905-1980 гг.). Его работы стали классическими не только в биомеханике, но и в применении инженерных методов экспертизы в клинических исследованиях.

Рисунок 16. Verne Tompson Inman.

V.T.Inman окончил медицинский факультет университа Беркли и защищал диссертацию по анатомии. Его первый труд по биомеханике был посвящен исследованию локтевого сустава. Вторая мировая война внесла свои коррективы и появление большого количества инвалидов с последствиями ампутации нижних конечностей направило его исследования в новое русло. С его участием была основана междисциплинарная исследовательская группа, которая начала проводить масштабные исследования не только биомеханики походки в норме и на протезах, но и фазовой электрической активности мышц при локомоциях [Mann R., Inman V.T., 1964]. Проводились исследования, направленные на рациональное протезирование. Он был настоящим энтузиастом клинической биомеханики. Его классический труд — монография «Human Locomotion» увидела свет через три недели после его смерти [Inman V.T., Ralston H.J., Todd F., 1981]. Его статья по основным детерминантам походки [Saunders J.B., Inman V.T., Eberhardt H.D., 1953] остается и в настоящее время руководством для многих клиницистов, которые изучают данный предмет.

Howard Davis Eberhart (1906-1993 гг.). Инженер по специальности, волею судеб людей, попавших в горнило второй мировой войны, он нуждался в ампутации на уровне голени. Хирургом был Verne Inman. Так состоялось их знакомство и последующее плодотворное сотрудничество в течение трех десятилетий.

Рисунок 17. Howard Davis Eberhart.

В лаборатории университета Беркли с его участием были выполнены фундаментальные исследования механики локомоций человека и биомеханики ходьбы в протезе.

John B. De C.M.Saunders (1903-1991 гг.). Уроженец южной Африки, его полное имя — John Bertrand de Cusance Morant Saunders. С 1931 г. он — профессор анатомии университета Калифорнии.

Его научные интересы лежали не только в сфере биомеханики, но применительно к этой науке его имя вошло в историю в совместном с V.Inman и H.Eberhard [Saunders J.B., Inman V.T., Eberhardt H.D., 1953] классическим исследованием основных детерминант походки.

Рисунок 18. John Bertrand de Cusance Morant Saunders.

Гурфинкель Виктор Семенович. Родился в 1922 г. Специалист в области физиологии движений. Член-корреспондент по Отделению физиологии (физиология, медицина) с 23 декабря 1987 г., академик по Отделению физиологии (физиология человека и животных) с 31 марта 1994 г. Под его руководством проведены значительные исследования баланса человека в основной стойке с помощью стабилометрической платформы. По результатам данного исследования опубликована ставшая классической монография «Регуляция позы человека» [Гурфинкель В.С., Коц Я.М., Шик М.Л., 1965]. Исследования баланса тела человека, проведенные В.С.Гурфинкелем, заложили основу данного метода исследования.

Рисунок 19. Виктор Семенович Гурфинкель.

Larry W. Lamoreux родился в 1936 г. Им были проведены основополагающие экспериментальные исследования кинематики походки. В своих ранних исследованиях он использовал сложные механические системы по типу экзоскелетона с гониометрическими датчиками угла движения сустава [Lamoreux L.W., 1971].

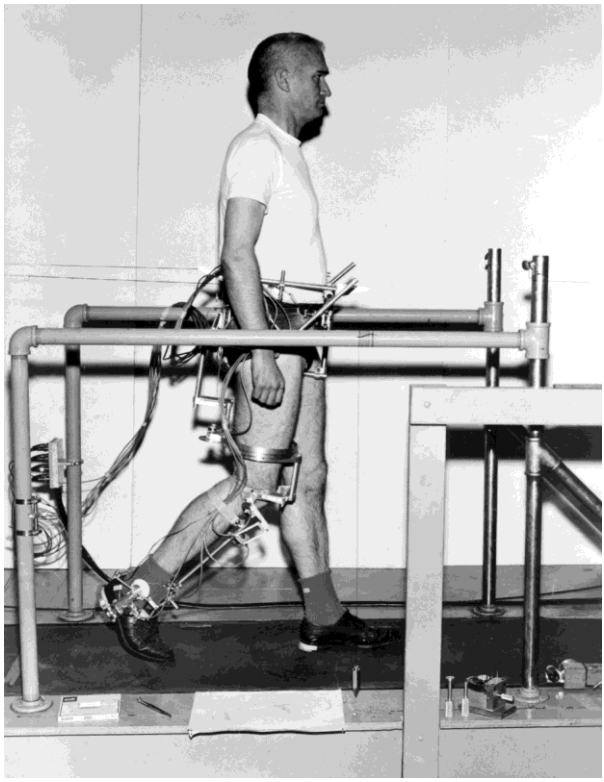


Рисунок 20. Установка, применяемая L.W.Lamoreux в ранних исследованиях.

Mary Patricia Murray (1925-1984 гг.) — американский врач-исследователь. M.P.Murray существенно модифицировала методику пространственной регистрации движений и использовала ее для исследования нормальной походки. С ее участием проведены ставшие классическими исследования нормальной походки мужчин и женщин [Murray M.P., 1967; Murray M.P., Drought A.B., Korry P.C., 1964; Murray M.P., Kory R.C., Sepic S.B., 1970].

Jacqueline Perry — американский врач-ортопед и исследователь патологической походки. Ее исследования биомеханики патологической ходьбы, биоэлектрической активности мышц при патологической ходьбе внесли значительный вклад в практическое применение получаемых данных для практической работы. Обобщение биомеханики походки в норме и патологии осуществлено в монографии «Gait analysis. Normal and pathological function» [Perry J., 1992].

Рисунок 21. Портрет Mary Patricia Murray.

Рисунок 22. Jacqueline Perry.

Рисунок 23. D.H.Sutherland.

D.H.Sutherland (1923-2006 гг.) — американский врач детский ортопед и ученый. Первым провел фундаментальное исследование развитие биомеханики ходьбы в раннем младшем детском возрасте. Его труд «The development of mature walking» [Sutherland D.H., Olshen R.A., Biden E.N., Wyatt M.P., 1988] остается основным источником по этой проблеме и в настоящее время. Автор многих других работ по

биомеханике патологической походки и оперативного вмешательства, носящей его имя.

David A. Winter — канадский инженер-биомеханик. В его работах с помощью уже современных технологий были определены подробно нормативные параметры (кинематика, реакции опоры, ЭМГ, кинетика) ходьбы взрослого человека при разном темпе шага, отличия походки в старшем возрасте и при патологии [Winter D.A., 1991]. Значительное число его работ посвящено изучению процессов баланса тела человека в статике, динамике и возмущающих воздействий которые были обобщены в монографии [Winter D.A., 1995]. Значительный вклад сделан им в методики регистрации параметров походки и их стандартизацию, его монография «Biomechanics and motor control of human movement» [Winter D.A., 1990] стала основным трудом в этой области.

Рисунок 24. David A. Winter.

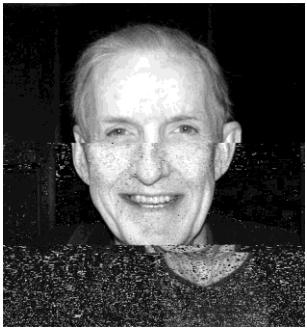


Рисунок 25. James R. Gage.

James R. Gage — американский врач-ортопед, который внедрил клиническое применение анализа походки при хирургическом лечении детей с церебральным параличом. Его монография «Gait analysis and cerebral palsy», посвященная этой тематике, остается по настоящее время практическим руководством для специалистов, занимающихся лечением церебрального паралича [Gage J.R., 1991].

Carlo J. De Luca — американский ученый итальянского происхождения. Его основные исследования находятся в области реабилитации при наличии физического дефекта, управления протезами с внешним приводом, контроле действия мышц со стороны центральной нервной системы, методологии исследования мышечного сокращения. Совместно с другим известным ученым J.V.Basmajian им была опубликована монография «Muscles alive», посвященная изучению мышечной активности [Basmajian J.V., De Luca C.J., 1985], которая стала классической и выдержала много переизданий.

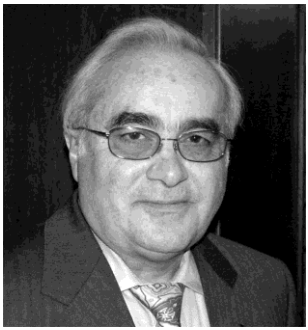


Рисунок 26. Carlo J. De Luca.

Анатолий Самойлович Витензон — отечественный ученый биомеханик-нейрофизиолог, экспериментатор. Им проведены уникальные исследования биомеханики и нейрофизиологии нормальной походки и ходьбы больных с различными заболеваниями опорно-двигательной и нервной системы. Исследования обобщены в монографии «Закономерности нормальной и патологической ходьбы человека» [Витензон А.С., 1998]. На основе этих исследований разработан метод искусственной коррекции движений [Витензон А.С., Миронов Е.М., Петрушанская К.А., Скоблин А.А.., 1999; Витензон А.С., Петрушанская К.А., 2003].

Рисунок 27. Анатолий Самойлович Витензон.

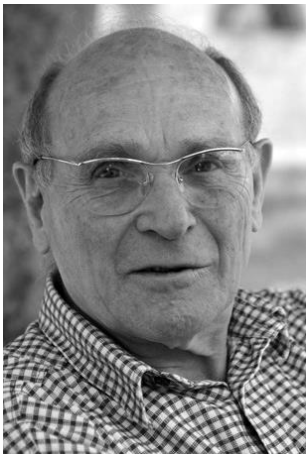


Рисунок 28. Pierre Marie Gagey.

Pierre Marie Gagey — французский врач и исследователь, основатель института постурологии. С его участием выполнено значительное количество работ, посвященных теоретическим и практическим аспектам использования стабилометрии в клинической остеопатической практике. В 1995 году им в соавторстве опубликована монография «Posturologie. Regulation et dereglements de la station debout» [Gagey P.M., Weber B., 1995], которая была переведена в последующем на многие европейские языки.

Краткий обзор не в состоянии представить всех ученых, которые работали или продолжают Работать в данной области. Только наиболее значимые работы прошлых лет потребовали отдельной монографии [Latash M.L., Zatsiorsky V.M., 2001]. Многие современные авторы и классические работы, созданные ранее представлены в соответствующих главах данной монографии.

Введение

В последнее десятилетие в отечественной восстановительной медицине стали использоваться новые технологии диагностики и реабилитации детей с врожденными и приобретенными заболеваниями опорно-двигательной и нервной систем. Ряд данных методов связан с использованием технологий исследования функции опорно-двигательной системы или другими словами — функциональной диагностики двигательной патологии. При этом диагностика нарушений двигательной активности осуществляется на макро- и микроуровне. Чувствительность методов клинического анализа движений (КАД) позволяет регистрировать в течение короткого промежутка времени реакцию двигательной системы на различные лечебные воздействия: медикаментозные, физические и другие. Фактически, именно применение КАД позволяет осуществить управляемое восстановительное лечение неврологических и ортопедо-травматологических больных за некоторыми исключениями, связанными с наличием острого болевого синдрома. Значительное число ортопедических и неврологических больных имеет патологию двигательной сферы, что существенно ограничивает их в быту и в самообслуживании. Понимание этого факта позволяет по-иному взглянуть на общие подходы к восстановительному лечению. Прежде всего, именно функциональный результат — отсутствие или коррекция двигательного дефекта — и будет определять результат лечения. Функциональные двигательные параметры в частности, как и функциональные показатели в целом, оказались также чувствительными к изменению физиологического состояния человека под действием медикаментов, физических факторов, специфических нагрузок, эмоционального состояния и т.д. Такая сенситивность позволяет использовать параметры двигательной функции не только для диагностики текущего состояния двигательной сферы, но и для определения посредством динамического наблюдения реакции на лечебные воздействия. В этом случае методы клинического анализа движений становятся тем инструментом, который позволяет применять лечебные воздействия с получением немедленного ответа со стороны наиболее заинтересованной функциональной структуры — опорно-двигательной системы. В данном случае, методы КАД выполняют роль механизма обратной связи, который делает для врача видимым, осознаваемым и ощущаемым результат лечебного воздействия. Не секрет, что результат может быть как положительный, так и отрицательный, может отсутствовать. Однако клиницист может

получить информацию о результате однократного лечебного воздействия сразу по его завершении (достижении терапевтической дозы лекарства, развитии физиологических реакций физиотерапевтического лечения, сеанса ЛФК, мануальной терапии и др.). Такой инструмент обратной связи в состоянии существенно оптимизировать процесс восстановительного лечения.

В отсутствие технологий КАД мы получаем на первый взгляд, не слишком заметный парадокс — имеющиеся в руках врача технологии восстановления или изменения анатомии и функции опорно-двигательного аппарата не соответствуют средствам оценки его функциональной активности. Данное противоречие далеко не всегда очевидно даже опытному специалисту. Ситуация здесь аналогична известному утверждению: «врач может поставить диагноз лишь того заболевания, которое ему известно», поскольку практически отсутствует информация о функции, в данном случае двигательной.

Начнем с того, что технологии КАД в клинической практике развитых стран применяются лишь с 80-х годов прошлого века. В отечественные практические лечебные учреждения они пришли значительно позже. Сегодня такие методы уже не экзотика, как десятилетие назад, но еще не стали заурядным явлением. Необходимость использования КАД как механизма обратной связи с целью получения адекватной клинической информации очевидна, несмотря на относительно высокую стоимость технологии и косность традиционных подходов к лечению.

Дальнейшие перспективы развития метода связаны, с одной стороны, с разработкой специфических подходов для различной двигательной патологии, с другой — с непосредственным использованием двигательных параметров для построения новых приборов и методов реабилитации, основанных на принципах биологической обратной связи.

Рассмотрим более подробно ряд технологий КАД. В целом, их можно разделить на четыре группы.

– Методы анализа походки, когда ходьба используется в качестве двигательного теста, в котором участвует весь опорно-двигательный аппарат.

– Методы анализа баланса в основной стойке, которые позволяют диагностировать самые незначительные функциональные изменения, а также тестировать различные сенсорные системы: проприорецептивную, зрительную, вестибулярную.

– Методы реабилитации на основе биологической обратной связи (БОС). В качестве исходной информации используются двигательные параметры.

– Методы реабилитации, основанные на программируемой функциональной электростимуляции.

Эффективность использования анализа походки подтверждена значительным количеством исследований в этой области и появлением специализированных лабораторий в крупных центрах, занимающихся данной проблемой в последние десятилетия. Это относится и к отдельным распространенным синдромам, таким как гемиплегия [Olney S.J., Griffin M.P., McBride I.D., 1994]. Успешно был применен анализ походки в реабилитационной программе для больных с гемипарезом [Hesse S.A. et al., 1994] и параплегией [Stallard J., Major R.E., 1993]. Данные биомеханического обследования используются для построения интенсивных реабилитационных программ постинсультных больных [Malouin F. et al., 1992], нахождения оптимума двигательной активности [Bohannon R.W., 1992]. Кроме этого КАД используется для оптимального способа применения ортезов при гемиплегии [Miyazaki S. et al., 1993], параплегии [Stallard J., Major R.E., 1993] или гемипарезе [Lehmann J.F., 1993].

Сами характеристики походки или основной стойки могут стать лечебными при использовании их как параметров обратной связи для восстановления нарушенных двигательных возможностей [Вилка И.К., 1978; Вилка И.К., Грасе А.А., Лапса Ю.Ю., 1983; Янсон Х.А., 1975; Colborne G.R., Olney S.J., Griffin M.P., 1993; Intiso D. et al., 1994]. Значительную ценность имеют данные стабилометрии [Черникова Л.А., 2004; Lee M.Y. et al., 1998].

Роль и место клинического анализа движений в современной медицине

Значительный контингент больных, нуждающихся в проведении активной реабилитации,— это больные с различного генеза ортопедической, суставной, неврологической и нейромышечной патологией, остеохондрозом позвоночника и другими заболеваниями центральной и периферической нервной систем. В целом, эти группы заболеваний могут быть объединены по одному общему признаку — наличию ***патологии движений***. Данная категория больных имеет высокий реабилитационный потенциал и нуждается в проведении активных лечебных мероприятий. Специфика их состоит в восстановлении или коррекции, компенсации измененных или утраченных двигательных функций. Такие локомоции как ходьба, стояние, возможность производить контролируемые движения в суставах верхней конечности и кисти, в конечном счете, определяют трудоспособность. Однако ***двигательная патология*** практически не

может быть реально определена физическим обследованием пациента с помощью органов чувств или рутинными инструментальными методами. Для этого необходима специальная аппаратура.

Например, движения в суставах. Врач может оценить только пассивную амплитуду движений в суставе посредством измерения ее гониометром — аналогом транспортира с двумя браншами. Амплитуда активных движений может существенно отличаться от пассивной. И если амплитуду еще можно попробовать измерить, то обнаружить сам характер движения — его нарастание, убывание, торможение, переход при блокаде в другую плоскость или переключение на другие сегменты тела или нестабильность сустава в определенных положениях и движениях — уже совершенно невозможно. И это несмотря на то, что весь процесс носит визуально обнаруживаемый характер. Но человеческие органы чувств не в состоянии корректно донести эту информацию. На этом пути и происходит заблуждение и самообман врача. Достаточно посмотреть на гониограмму (график изменения амплитуды движения в суставе от времени), например тазобедренного сустава, чтобы понять — глаз не в состоянии уловить такие изменения и такие отличия (рис. 29).

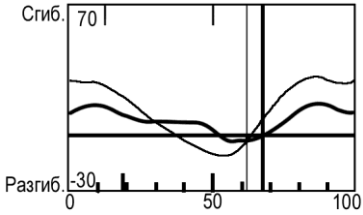


Рисунок 29. Гониограмма правого тазобедренного сустава. По горизонтали — проценты цикла шага, по вертикали — градусы. Изолиния соответствует положению сустава в основной стойке (стоя прямо). Тонкая кривая — гониограмма тазобедренного сустава в норме. Толстая кривая — гониограмма тазобедренного сустава пациента. Вертикальная линия ближе к центру — конец периода опоры в норме, правее — конец периода опоры пациента. Вертикальные риски вверху обозначают конец первого периода двойной опоры (левая) и начало второго периода двойной опоры (правая) в норме. Такие же риски внизу — аналогичные данные, но для обследуемого.

Возможно стоит напомнить скептикам, что данное заблуждение было развеяно еще в начале-середине прошлого века нашим соотечественником Н.А.Бернштейном, его зарубежными коллегами V.T.Inman, M.P.Murray и другими. Еще на заре фотографии, первые снимки движущихся людей и животных раз и навсегда изменили сложившееся представление о том, как это движение происходит. В двадцатом веке, к примеру, на картинах, изображающих скачущих лошадей, уже не найти изображение этого животного с вынесенными вперед обеими передними ногами, что имело место в более ранней

живописи в силу именно такого ложного восприятия человеческим глазом этого движения.

Таких заблуждений не одно и не два. Поэтому в практической работе мы постоянно делаем запланированные промахи. Классический пример: дифференциальная диагностика между патологией поясничного отдела позвоночника и «молчащим» коксартрозом становится легко разрешимой методами анализа движений. Другой пример — асептический некроз головки бедра. Сколько написано про то, что при боли в коленном суставе необходимо обследовать тазобедренный? И добросовестные доктора обследуют и… столь же добросовестно ошибаются. Но для методов диагностики двигательной патологии «открыть глаза» в перечисленных случаях — самый примитивный уровень работы. В ряде случаев возможна ***доклиническая диагностика*** таких распространенных состояний, как нестабильность суставов, деформирующий остеоартроз и др., только потому что функциональные параметры изменяются значительно раньше, чем появятся первые клинические симптомы. Это универсальный принцип. Достаточно вспомнить, что первые проявления, например, ишемической болезни сердца, будущий больной может ощутить при беге или другой физической нагрузке. И только уже развившаяся болезнь будет проявлять себя в обычном, спокойном состоянии. Или сосудистая недостаточность, например, нижних конечностей. Пациентом больной становится тогда, когда болезнь начинает его ограничивать в повседневной жизни,— если его профессия связана с перемещениями пешком на значительные расстояния, то только тогда он и посетит Вас раньше.

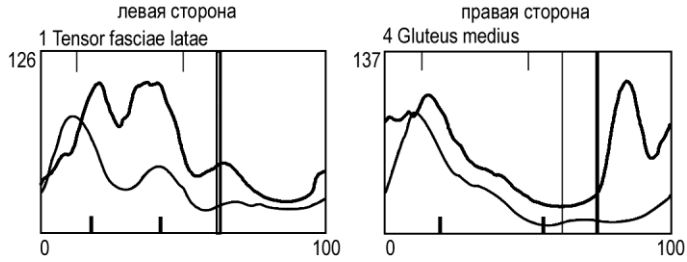


Рисунок 30. Профили биоэлектрической активности мышцы напрягающей широкую фасцию и средней ягодичной мышцы. По горизонтали — % цикла шага, по вертикали — амплитуда в мВ. Тонкая линия — биоэлектрическая активность в норме, толстая — данные пациента. Данные представлены в едином стандарте цикла шага. Вертикальная линия (на правом графике) ближе к центру — конец периода опоры в норме, правее — конец периода опоры пациента (на левом графике они совпадают). Вертикальные риски вверху обозначают конец первого периода двойной опоры (левая) и начало второго периода двойной опоры (правая) в норме. Такие же риски внизу — аналогичные данные, но для обследуемого.

Если человеческий глаз заблуждается относительно не очень быстрых и не так уж сложно изменяемых движений в суставах и сегментах тела, то что можно сказать о внутренней структуре движения, включению мышц в двигательный акт, которое происходит с чередованием активного действия и расслабления (рис. 30). Все это еще и на фоне движения в приводимом ими в действие суставе или суставах (для двусуставных мышц), когда происходит быстро сменяемая работа в режиме сокращения, удлинения мышцы или изометрического действия, которое попадает в различные фазы активности и расслабления. Вся эта информация находится вне органов чувств. С другой стороны, именно от нее зависит определение не предполагаемого, а реального характера двигательной патологии.

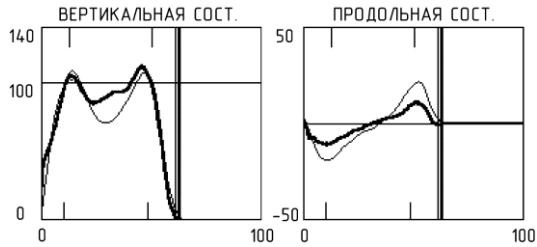


Рисунок 31. Результат регистрации вертикальной и продольной составляющей реакции опоры при ходьбе. По горизонтали — % цикла шага, по вертикали — % веса тела пациента. Тонкая линия — норма, толстая — данные пациента. Согласно стандарту данные нормируются к весу тела пациента. Горизонтальная линия со значением 100 на графике вертикальной составляющей показывает уровень 100% веса тела пациента. Вертикальная линия ближе к центру — конец периода опоры в норме, правее — конец периода опоры пациента. Вертикальные риски вверху обозначают конец первого периода двойной опоры (левая) и начало второго периода двойной опоры (правая) в норме. Такие же риски внизу — аналогичные данные, но для обследуемого.

Или, скажем, каким образом, врач органами чувств может определить силовые взаимодействия в опорно-двигательной системе во время движения, а именно развиваемые усилия характеризуют эффективность производимого движения. Достаточно посмотреть на графики производимого ногой человека усилия в вертикальном и продольном направлениях (рис. 31). Такого органа чувств у человека, да и у братьев наших меньших нет. Отсюда исходят противоречивые назначения врачей различных учреждений: давать нагрузку амплитудную или силовую, что сейчас нужно развивать, амплитуду движения, его скорость, силу или координацию. Когда посттравматическому или, например, постинсультному больному можно и даже нужно частично нагружать пораженную конечность, когда это делать совершенно нельзя? Почему один остался хромым, а

другой нет? Мы стараемся обезопасить себя, действуя по схемам, и не можем понять почему, казалось бы, одинаковые больные и получают один и тот же курс реабилитации, а результаты такие разные. Ответ в этом случае один. Источник проблем лежит не в сфере того, что мы знаем, а что остается закрытым от нашего сознания.

Органами чувств мы способны отметить дефект функции равновесия, когда недостаточность примет очень грубые очертания (пошатывание, потеря равновесия, падения, использование внешних средств опоры и др.). Менее значительные расстройства можно определить с помощью известных клинических тестов: Ромберга, Тинетти и других. С помощью исследования на специальной стабилометрической платформе появляется возможность определять в цифрах и фактах не только видимую патологию, ее характер, но и проводить диагностику в доклинической стадии, дифференциальную диагностику патологии различных систем, участвующих в поддержании равновесия (рис. 32).

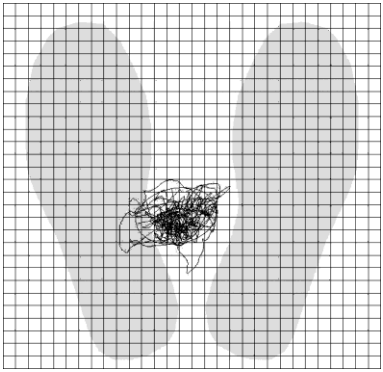


Рисунок 32. Фрагмент графического отчета стабилометрического исследования.

Множество различных параметров и специальных методов анализа, такие как, например, анализ спектра частот колебаний, значительно расширяют диагностические возможности.

При большом врачебном опыте происходит подсознательный анализ не осознаваемых симптомов и характерных для каждой патологии изменений двигательной активности. Это мы и называем врачебной интуицией. Вспомним известное заключение одного из общественных деятелей США Harvey Mackey (1990): «интуиция не в состоянии соперничать с информацией». В результате отсутствия функциональной информации врач вынужден действовать практически вслепую, методом проб и ошибок, полагаясь на косвенные признаки. Таким образом, коррекция или тотальное восстановление (практически формирование) движений производится в отсутствии реальной, объективной информации о собственно двигательной функции, которую может дать регистрация двигательной функции различными методами, известными в биомеханике.

В отечественной практической медицине сложилась традиция — все, что относится к рассматриваемой выше области, да и не только к ней, называть «биомеханикой». С позиции сегодняшнего дня это уже не совсем верно. Определим более точно сам предмет. Итак, ***биомеханика***. Этим термином сегодня обозначается очень широкий спектр теоретических и прикладных наук, рассматривающий или использующий механические явления в живой природе от животной или растительной клетки до целого организма, включая человека. Такая широта трактовки требует конкретизации в зависимости от применения. Однако и ***медицинская биомеханика*** представлена во множестве областей как практических, так и теоретических. Поэтому будет оправдано обозначить сферу практического применения биомеханики в медицине уже известным термином — ***клиническая биомеханика*** [Филатов В.И. с соавт., 1980]. Тем не менее, и этот раздел биомеханики сегодня весьма значителен. Из всего многообразия клинической биомеханики существенную и относительно однородную часть представляет раздел, занимающийся изучением движений. Это раздел — ***клинический анализ движений***. Приставка «клинический» вполне оправдана, т.к. анализ движений в целом представляет собой весьма широкую область. Значительная часть всего современного клинического анализа движений представлена направлением, использующим ходьбу человека как глобальный двигательный тест. Это направление получило название — ***анализ походки***. Таким образом, получаемая с помощью исследования походки информация отражает функциональное состояние не только нижних конечностей, но и всего опорно-двигательного аппарата. Изменение любых параметров лечения непосредственно отражается на функции опорно-двигательной системы, что можно обнаружить при повторном обследовании.

Ходьба удобна тем, что в ее осуществлении участвует весь опорно-двигательный аппарат. Это дает возможность исследовать функцию любых его отделов, включая верхние конечности и позвоночник. Ходьба — филогенетически древняя локомоция, хорошо автоматизированная и циклическая.

Другой двигательный тест, нашедший большое распространение для определения состояния двигательной сферы,— ***анализ основной стойки*** — исследование положения и движений общего центра масс тела при стоянии обследуемого на специальной платформе. Этот метод известен как ***стабилометрия***. Собственно стабилометрия является лишь основным методом уже сформировавшегося направления исследовательской и практической медицины, получившей название ***постурология***. Получаемая информация включает: положение проекции общего центра тяжести тела на плоскость опоры, его колебания около среднего положения, амплитудно-частотные и другие характеристики. Стабилометрия позволяет оценить состояние системы

контроля баланса тела, опорно-двигательной, нервной, вестибулярной, зрительной систем и вообще чувствительной сферы. Метод очень чувствителен к воздействию на обследуемого любыми известными лечебными методами: ЛФК, физиотерапия, медикаментозная и мануальная терапия, и другие.

Кроме клинического анализа походки и стабилометрии имеется еще большой класс методов исследования функции в различных суставах и сегментах тела. Обычно используются циклические движения, регистрируемые с применением различных дополнительных методов (функциональная ЭМГ, динамометрия и др.).

Обозначенные выше методы клинического анализа движений представляют собой уже целое направление в диагностике — ***функциональную диагностику двигательной патологии***. Если учесть, что для проведения диагностики патологии двигательной функции практический врач, как правило, «обладает» лишь органами чувств, нехитрыми приспособлениями (угломер, отвес) и несколькими клиническими тестами, то обнаруживается, что функциональный, а в случае двигательной патологии, часто главный компонент, в диагнозе теряется.

Благодаря появлению в России отечественного оборудования, количество учреждений, где проводят этот вид исследований, сегодня исчисляется сотнями. Организуются новые лаборатории и кабинеты. Число вовлеченных в проведение таких исследований врачей или использующих двигательную функциональную информацию специалистов, уже не поддается реальному подсчету. Анализируя материалы различных конференций можно обнаружить, что публикации по теме клинического анализа движений и постурологии имеются в очень многих практических направлениях современной Российской медицины. Среди основных специальностей — потребителей функциональной информации — можно назвать следующие: ортопедия-травматология, неврология, протезирование, вертеброневрология, ревматология, спортивная медицина, оториноларингология, офтальмология, остеопатия, мануальная медицина и некоторые другие специальности. Постепенно удовлетворяется и информационный голод — выпускаются новые методические пособия и монографии [Батышева Т.Т., Скворцов Д.В., Бойко А.Н., 2002; Витензон А.С., 1998; Витензон А.С. с соавт., 1999, 2001; Скворцов Д.В., 1996, 2000].

Клинический анализ движений в ортопедии-травматологии и неврологии

Основные области использования клинического анализа движений в практической медицине и реабилитации лежат в сфере:

- функциональной диагностики двигательной патологии,
- непосредственного контроля и управления лечебным процессом,
- прогнозирования результатов,
- реабилитации на принципах биологической обратной связи.

Функциональная диагностика методами клинического анализа движений позволяет выполнять это исследование как на микроуровне, когда может не быть клинически обнаруживаемых проявлений заболевания, так и на макроуровне, позволяющем детализировать и диагностировать функциональные нарушения не только качественно и количественно. КАД позволяет увидеть патологию со стороны, не известной практическому врачу, не имеющему доступа к таким технологиям.

Непосредственный контроль над лечебным процессом возможно осуществлять посредством проведения исследований в динамике. Чувствительность методов настолько высока, что позволяет получить непосредственный функциональный ответ пациента на лечебное воздействие в короткий промежуток времени. При этом не имеет значения, какой метод лечения был применен (медикаментозный, физиотерапевтический, ЛФК, тракция, блокады, мануальная терапия, оперативное лечение и др.). Такая чувствительность методов клинического анализа движений позволяет прийти к управляемой реабилитации с прогнозируемым клиническим результатом.

Использование функциональных параметров опорно-двигательной системы в специализированных мультимедийных играх и тренажерах, в которых пациент осуществляет управление движениями своего тела, сегментами конечностей, суставами, позволило перейти на качественно иной уровень восстановительного лечения у больных с двигательной патологией. Данные технологии биологической обратной связи применяются, в основном, в сфере восстановления нормальных двигательных навыков и действий, их саморегуляции, а также в лечебной физкультуре.

Ортопедия-травматология России начала XXI века унаследовала явное превалирование механического системного подхода над функциональным. Тем не менее, после коррекции или восстановления анатомических взаимоотношений поврежденных структур следует длительный период восстановления функции, который практически выпадает из поля зрения ортопедов-травматологов. Причины этого —

организационные — реабилитация зачастую ведется другими специалистами и в других учреждениях и методически ни те, ни другие специалисты не имеют возможности получить функциональную информацию о пациенте, так как это возможно только с помощью специальных аппаратных средств. В результате развивающиеся функциональные последствия, с одной стороны, ограничивают пострадавших, с другой — остаются малоизвестными для врачей. Таким образом, мы имеем существенный дефект специальности — функциональный голод.

Появление и развитие различных методов остеосинтеза совпало с разгромом и забвением отечественной биомеханики в целом и ее медицинского направления, в частности, в конце восьмидесятых – начале девяностых годов прошлого века. В результате данное направление осталось не представленным во врачебном образовании, курсах повышения квалификации[1]. Практически отсутствует учебная и методическая литература. До конца прошлого столетия в России не выпускалась серийно и специальная диагностическая аппаратура для этих целей. В таких условиях эволюция специальности пошла по пути интенсивного развития различных механических приспособлений для остеосинтеза и почти полному забвению функционального, физиологического понимания ортопедо-травматологической патологии.

Однако практически любая ортопедо-травматологическая патология является патологией двигательной. Попытка лечения такой патологии, т.е. восстановления функции без понимания сути произошедших изменений дает известный процент неудовлетворительных результатов. При этом функциональные категории отсутствуют не только в диагнозе, но и в клиническом мышлении врача. Врачи — ортопеды, травматологи, протезисты — оперируют исключительно анатомическими категориями. Таким образом, существующий тип клинического мышления ортопедов-травматологов можно охарактеризовать как *анатомический*. Функциональный компонент в нем остается рудиментарным. Парадокс специальности: восстанавливая функцию, думаем об анатомии и оперируем анатомическими категориями. Функциональные последствия проведенного вмешательства остаются, по уже изложенным причинам, за пределами сознания врача. В неврологии существует аналогичная проблема, с тем отличием, что общую характеристику мышления неврологов можно определить, как *топическую*.

Опыт работы лабораторий клинического анализа движений в отечественных реабилитационных учреждениях показал, что благодаря поступлению новой для врачей функциональной информации начинает

[1] Первый учебник появился только в 2000 году.

формироваться функциональный тип клинического мышления. Функциональные категории находят отражение в формулировке клинического диагноза, действиях врача и взаимодействии с другими специалистами. Нередко проведенное функциональное исследование радикально меняет сам клинический диагноз и, соответственно, последующее лечение, включая оперативное. Таким образом, клинический анализ движений можно рассматривать, как существенный ресурс развития отрасли.

В настоящее время клинический анализ движений используется не только в ортопедии-травматологии, но и других смежных специальностях и, прежде всего, в неврологии. Его цели: функциональная диагностика двигательной патологии, планирование лечебного процесса, динамическое наблюдение в процессе реабилитации и управление им, оценка отдаленного результата и долговременное прогнозирование.

В последние годы лечебные учреждения РФ получили возможность оснащения аппаратурой для проведения клинического анализа движений (по сути, организации специализированных лабораторий). Дальнейшее развитие требует не только инициативных, но и организационных действий в рамках специальности.

Технологии клинического анализа движений активно используются для лечения церебрального паралича и последствий инсульта, черепно-мозговых травм и других патологий центральной и периферической нервной системы. С момента появления этих методов в клинической и научной практике существенно изменились взгляды на понимание патологии и подходы к ее лечению.

В последние годы анализ движений активно развивается в новых сферах. По сути это технологии завтрашнего дня, которые существуют уже сегодня. Например, развитие такого направления как моделирование и прогнозирование результата лечения тесно связано с совершенствованием компьютерной техники и разработкой многопараметрических математических моделей опорно-двигательной системы. Эти модели позволяют исследовать функциональный результат планируемого лечения, скорректировать его для достижения максимального лечебного эффекта. Создаются и экспертные системы, автоматически формирующие заключение и предлагающие рекомендации по лечению больного. Это направление требует значительных баз данных и в настоящее время может развиваться только в конкретной прикладной сфере.

На сегодняшний день КАД используется при работе со следующими категориями больных:

– артрологические: артриты крупных суставов конечностей и позвоночника, деформирующие артрозы, остеохондроз позвоночника, остеохондропатии, ревматические поражения опорно-двигательного аппарата, системные коллагенозы;

– неврологические: параличи, парезы, миодистрофии, поражения крупных нервных стволов различного генеза, постинсультные состояния, поражения корешков спинномозговых нервов, нарушения проприорецепции и вестибулярного аппарата, болезнь Паркинсона и другие состояния, сопровождающиеся клинической или субклинической двигательной симптоматикой;

– терапевтическая патология: сердечно-сосудистая патология, сахарный диабет, и др.

По цели применения методов КАД они могут подразделяться на следующие основные:

– диагностика двигательной патологии;

– определение ее ключевого звена;

– определение механики патологической локомоции, количественных и качественных показателей нарушенной функции;

– установление последовательности включения различных составляющих локомоторной цепи в двигательный акт;

– планирование процесса реабилитации: решение вопроса о характере и последовательности лечебных воздействий, включая и оперативное лечение в зависимости от имеющейся двигательной патологии с целью оптимальной ее коррекции; прогнозирование результата лечения;

– динамическое наблюдение: проведение периодического (возможно ежедневного) контроля проводимого лечения: физиолечения, ЛФК, медикаментозной терапии и т.д., для своевременной корректировки; последовательная коррекция лечебного процесса в зависимости от индивидуального эффекта; управление процессом реабилитации на основе принципа обратной связи с получаемым результатом;

– оценка отдаленного результата и долговременное прогнозирование: оценка и исследование отдаленного результата лечения и проведение соответствующей коррекции у данного пациента, а также экстраполяция результата на аналогичные клинические случаи.

Рассмотрим более подробно использование КАД в клинической практике для диагностики, реабилитации и прогнозирования.

Диагностика. Это остеоартриты тазобедренного [Wiedmer L., Langer T., Knusel O., 1992], коленного [Shih L.Y., Wu J.J., Lo W.H., 1993] и голеностопного суставов [Jevsevar D.S. et al., 1993]. В этих случаях КАД исследование обнаруживает симптомы, характеризующие определенные стадии клинического течения артрита голеностопного сустава [Shih L.Y., Wu J.J., Lo W.H., 1993] и первого плюснефалангового сустава стопы [Dananberg H.J., 1993]. Ценную информацию дает исследование двигательной симптоматики при ходьбе больных после травм спинного мозга [Waters R.L., Yakura J.S.,

Adkins R.H., 1993), в том числе и с поврежденим корешков спинномозговых нервов [Xiu S.T., 1992]. Функциональная симптоматика со стороны изменений походки и основной стойки при диабетической нейропатии стоп является единственным ранним специфичным тестом наступающих трофических изменений со стороны тканей подошвы [Cavanagh P.R., Simoneau G.G., Ulbrecht J.S., 1993]. Анализ походки используется также и при исследовании апраксии походки при дегенеративных процессах во фронтальной доле головного мозга [Tyrrell P.J., 1994]. Значительное место занимает анализ движений и при исследовании больных паркинсонизмом [Handford F., 1993; Ueno E., Yanagisawa N., Takami M., 1993], в том числе и для диагностики нарушений равновесия [Pardo R.D., Deathe A.B., Winter D.A., 1993]. В ряде случаев двигательная симптоматика является ранним индикатором ряда заболеваний и состояний [Hennerici M.G. et al., 1994]. КАД позволяет проводить объективную, специфическую диагностику многих распространенных заболеваний, например, последствий полиомиелита [Perry J., Mulroy S.J., Renwick S.E., 1993], развивающийся остеоартроз суставов здоровой конечности при односторонней ампутации голени [Lemaire E.D., Fisher F.R., 1994], старческая деменция [Hennerici M.G. et al., 1994].

Ценная функциональная симптоматика может быть получена при обследовании больных после проведения различного рода оперативного лечения, после артропластики суставов нижней конечности: тазобедренного [Tanaka Y., 1993], коленного суставов [Waters R.L., Yakura J.S., Adkins R.H., 1993].

Исследование помогает обнаружить кроме соответствующей симптоматики и специфические компенсаторные реакции, понимание которых важно для последующей реабилитации. Эта задача решается и у больных с недостаточностью передней крестообразной связки [Noyes F.R. et al., 1992].

Имеется определенная симптоматика и при сердечной недостаточности [Davies S.W. et al., 1992]. КАД позволяет объективно регистрировать специфические симптомы многих распространенных заболеваний: плоскостопия [Giannini S., 1992], хронической недостаточности передней крестообразной связки коленного сустава [Kanai H., 1993], синдрома тарзального синуса [Shear M.S., Baitch S.P., Shear D.B., 1993], последствий полиомиелита [Perry J., Mulroy S.J., Renwick S.E., 1993]. Для быстрого и качественного клинического анализа разработаны диагностические базы данных патологии походки [Winter D.A., 1993].

Реабилитация. В данную сферу входят все заболевания, сопровождающиеся как очевидной двигательной патологией, так и субклинической симптоматикой и нарушениями, протекающими в

доклинической форме. Анализ движений в реабилитации может быть использован в следующих целях:

– определение стратегии и тактики восстановительного лечения как конкретного больного, так и по выделенной нозологической форме;

– объективный контроль восстановительного лечения или, правильнее, управление реабилитацией больного;

– использование двигательных параметров для построения биологической обратной связи — обучение ходьбе, тренировка баланса тела в основной стойке и др.

Клинический анализ движений в развитых странах в последние десятилетия занял ведущую роль в стратегии реабилитации детей с церебральным параличом [Perry J., 1992; Sutherland D.H. et al., 1988; Gage J., 1993]. Применение анализа движений позволило существенно изменить не только результаты лечения, но и сам подход, и понимание проблемы в силу наличия возможности изучения как самой нарушенной функции, так и результата лечебного воздействия на нее. По заключению одного из ведущих зарубежных специалистов в области церебрального паралича доктора J.R.Gage (1993) (США): «Анализ походки радикально изменил лечение церебрального паралича». Это относится и к отдельным распространенным синдромам, таким как гемиплегия [Olney S.J., Griffin M.P., McBride I.D., 1994]. Успешно был применен анализ походки в реабилитационной программе для больных с гемипарезом (после инсульта) [Hesse S.A. et al., 1994] и параплегией [Stallard J., Major R.E., 1993]. Данные биомеханического обследования используются для построения интенсивных реабилитационных программ постинсультных больных [Malouin F. et al., 1992], нахождения оптимума двигательной активности [Bohannon R.W., 1992]. Эффективно применение анализа движений для контроля проводимой консервативной терапии у больных болезнью Паркинсона [Bowes S.G. et al., 1992; Vidailhet M. et al., 1993]. Объективно обоснована необходимость применения анализа походки для проведения реабилитации больных с ревматическими поражениями опорно-двигательного аппарата [Brander V.A., Chang H.J., Chang R.W., 1992] и деформациями суставов [Andriacchi T.P., 1994].

Необходимость использования данного вида информации обнаружена и для проведения отдельных видов физического воздействия или коррекции таких как мануальная терапия [Скворцов Д.В., 1993, 1996; Herzog W., Conway P.J., 1994; Osterbauer P.J. et al., 1993], оптимального способа применения ортезов при гемиплегии [Miyazaki S. et al., 1993], при миелодисплазии [Guidera K.J. et al., 1993], параплегии [Stallard J., Major R.E., 1993] или гемипарезе [Lehmann J.F., 1993], а так же специальных видов ортопедической обуви [Bullock-Saxton J.E., Janda V., Bullock M.I., 1993]

или определения оптимального положения суставов руки держащей костыль у больных с односторонней патологией нижней конечности [Shiokawa K., 1993], восстановительного лечения у пациентов с различного рода двигательной патологией [Brown M., Holloszy J.O., 1993]. Разработан двигательный индекс для представления функциональной мобильности [Waters R.L., Yakura J.S., Adkins R.H., 1993]. Сами характеристики походки или основной стойки могут стать лечебными при использовании их как параметров обратной связи для восстановления нарушенных двигательных возможностей [Вилка И.К., 1978; Вилка И.К., Грасе А.А., Лапса Ю.Ю., 1983; Янсон Х.А., 1975; Colborne G.R., Olney S.J., Griffin M.P., 1993; Intiso D. et al., 1994]. Исследования биомеханики движений помогают так же при сравнении эффективности различных методов лечения одного и того же заболевания [Weidenhielm L. et al., 1993].

Прогноз, как более высокая ступень диагностики, имеет широкий практический выход в технологиях анализа движений. В частности, диагностика нарушений движений позволяет прогнозировать неблагоприятные последствия [Steiger M.J., Berman P., 1993]. По результатам стабилометрического исследования ставится прогноз вероятности и механизма падения [Thapa P.B. et al., 1994]. У больных, использующих рамку для ходьбы, анализ походки позволяет не только провести диагностику стабильности передвижения, но и определить степень риска падения [Pardo R.D., Deathe A.B., Winter D.A., 1993]. Для больных сахарным диабетом и периферической нейропатией исследование различий походки и основной стойки позволяет прогнозировать повреждения опорно-двигательного аппарата [Mueller M.J. et al., 1994]. Диагностику заболевания, которое еще не имеет клинической симптоматики, но уже регистрируется чувствительными методами КАД, можно так же отнести к прогностической [Simon S.R. et al., 1982; Whittle M.W., Jefferson R.J., 1987].

Активно проводятся работы по моделированию результата оперативного воздействия, с помощью которого врач сможет на компьютерной модели увидеть и исследовать походку больного в отдаленные сроки после операции [Kepple T.M., Siegel K.L., Stanhope S.J., 1993]. Изложенный выше подход во многом обнаружил свою эффективность и на отечественной почве [Витензон А.С., 1983; Журавлев А.М. и др., 1986; Скворцов Д.В., 1996].

Самое большое количество прогениторных СК во взрослом глазу обнаружено в краевых, граничащих с ora serrata зонах цилиарного тела, pars plicata и задних слоях радужной оболочки.

Обзор методов и стандартов

Краткий очерк методов анализа походки

Анализ походки как метод клинический и научный еще достаточно молод, однако его корни уходят в XIX столетие к первому значительному труду в этой области — исследованию механики и теории ходьбы и бега братьями Weber [Weber W., Weber E., 1992]. В аннотированной библиографии по анализу походки [Vaughan C.L. et al., 1987, 1992] первые публикации относятся к 1872-1873 гг.

Долгое время анализ походки использовался только для научных исследований и практическое применение его было незначительным. Сегодня в развитых странах анализ походки стал мощным исследовательским инструментом в ортопедии, неврологии, ревматологии, реабилитации, протезировании, физиотерапии и некоторых других клинических и немедицинских областях [Скворцов Д.В., 1992, 1994]. На его базе активно создаются экспертные системы [Vaughan C.L. et al., 1992; Whittle M.W., 1991].

Анализ походки — метод количественного и качественного определения функционального состояния опорно-двигательного аппарата. Это один из наиболее применяемых методов биомеханического исследования в зарубежных клиниках.

Ходьба человека является результатом комплексного взаимодействия между многими нейромускулярными и скелетно-суставными элементами локомоторной системы, гуморальными и другими факторами. Патологическая ходьба может быть результатом расстройств в любых частях этой системы, включая головной мозг, спинной мозг, нервы, мышцы, суставы, скелет, эндокринные железы. Другая возможная причина — наличие болевого синдрома, хотя физически пациент в состоянии ходить нормально [Whittle M.W., 1991].

Сегодня существуют десятки методов анализа походки. Их можно разделить на следующие группы: методы регистрации общих параметров, кинематических, динамических, пододинамометрия, акселерометрия, ЭМГ и некоторые другие.

К общим параметрам относят пространственные и временные. Пространственные представлены длиной шага, базой шага, углом разворота стопы, скоростью ходьбы, частотой шага. Иногда применялись такие характеристики как прямолинейность походки, боковые перемещения тела при ходьбе [Янсон Х.А., 1975]. Временные параметры — подометрия (в русскоязычной литературе ранее часто применялось название подография, которое вполне адекватно отражало специфику регистрации подограммы того времени в

графической форме) — делятся на общие параметры: время двойного шага (период от контакта пятки с опорой до следующего контакта пяткой этой же ноги), время опоры и переноса каждой ноги, время опоры на обе ноги и одну ногу; и специальные: момент и время опоры на различные отделы стопы [Вилка И.К., 1978; Витензон А.С., 1983; Клиническая биомеханика, 1980; Янсон Х.А., 1975; Chao E.Y., 1986; Chao E.Y. et al., 1983; Inman V.T., Ralston H.J., Told F., 1981; Murray M.P., 1967; Whittle M.W., 1991; Winter D.A., 1991].

Кинематические — регистрация и измерение движений в крупных суставах нижней конечности как в сагиттальной плоскости, так и в трех взаимно перпендикулярных плоскостях (сагиттальной, фронтальной и поперечной) [Витензон А.С., 1983; Клиническая биомеханика, 1980; Руководство по протезированию, 1988; Янсон Х.А., 1975; Chao E.Y., 1986; Inman V.T., Ralston H.J., Told F., 1981; Murray M.P., 1967; Perry J., 1992; Whittle M.W., 1991; Winter D.A., 1991], а также в суставах стопы [Клиническая биомеханика, 1980; Фишкин И.В., Скворцов Д.В., 1987; Фишкин В.И., Фишкин И.В., Скворцов Д.В., 1989; Scott S.H., Winter D.A., 1991]. К этой группе относится большое семейство параметров, характеризующих пространственные движения таза, осевые движения голени и бедра, траектории и амплитуды движения различных сегментов тела, включая туловище, верхние конечности, голову [Бернштейн Н.А., 1935; Inman V.T., Ralston H.J., Told F., 1981; Murray M.P., 1967; Whittle M.W., 1991; Winter D.A., 1991].

Под динамическими параметрами понимают силы взаимодействия с опорой при ходьбе, т.е. регистрацию сил реакции опоры в трех взаимно перпендикулярных плоскостях: вертикальной, продольной и поперечной, с последующим расчетом амплитудно-фазовых показателей, построением векторных диаграмм, траекторий движений центра давления под стопой и др. [Кондрашин Н.И., 1988; Скворцов Д.В., Быков А.А., 1991; BioWare™, 2005; Chao E.Y., 1987; Chao E.Y. et al., 1983; Inman V.T., Ralston H.J., Told F., 1981; Jacobs N.A., Skorecki J., Charnley J., 1972; Whittle M.W., 1991; Winter D.A., 1991].

Пододинамография — измерение нагрузки на отдельные точки подошвы стопы или на всей ее площади с различной дискретностью. Разработано много систем, позволяющих получить картину распределения нагрузки как за весь опорный период, так и зарегистрировать процесс переката в различных фазах с точностью, достигающей сотых долей секунды [Янсон Х.А., 1975; Cavanagh P.R., Ae M., 1980; Chao E.Y., 1987; Whittle M.W., 1991].

Акселерометрия — измерение ускорений сегментов тела и ускорений, передаваемых с нижележащих отделов опорно-двигательного аппарата, вибраций, возникающих при локомоции [Ефимов А.П., 1983; Antonsson E.K., Mann R.W., 1985; Smidt G.L. et al.,

1972; Whittle M.W., 1991]. Используется, как правило, при исследовании походки и движений сегментов тела.

Для анализа походки снимается поверхностная ЭМГ как мышц нижних конечностей, так и других сегментов тела [Витензон А.С., 1983; Кондрашин Н.И., 1988; Inman V.T., Ralston H.J., Told F., 1981; Perry J., 1992; Winter D.A., 1991]. Далее ЭМГ подвергается высокочастотной фильтрации, выпрямлению и сглаживанию низкочастотным фильтром. В ЭМГ измеряются, как правило, амплитудно-фазовые показатели. Игольчатая и другие виды ЭМГ применяются значительно реже [Perry J., 1992].

Перечисленные методы исследования походки обладают разной диагностической и прогностической ценностью для исследователя. Их чувствительность может существенно изменяться в условиях нормальной и патологической походки.

Пространственные показатели позволяют оценить степень функциональных изменений. Временные помогают в идентификации асимметрий, нарушений баланса и опорной функции. Кинематические полезны в определении механизмов компенсации и патологии, особенно, если они дополняются данными ЭМГ. Измерение реакций опоры дает возможность оценить энергетику, моменты сил в суставах и др., обладает прогностической ценностью. В ряде случаев возможна диагностика состояний, способных в отдаленной перспективе вызвать заболевания костно-суставного аппарата [Whittle M.W., 1991; Whittle M.W., Jefferson R.J., 1987]. Акселерометрия позволяет оценить состояние опорно-двигательного аппарата и его отдельных сегментов, провести раннюю, а в ряде случаев и доклиническую диагностику распространенных патологических состояний. Пододинамометрия находит наибольшее применение при исследовании, диагностике и экспертизе заболеваний и повреждений стопы, являясь одним из наиболее специфичных методов для данной локализации. В последнее время этот метод начинает находить все большее распространение как альтернативный подометрии. Исследование ЭМГ позволяет получить информацию о мышечной функции и координации, многих глубинных механизмах патологии, но, как самостоятельный метод, имеет ограниченное значение.

Сегодня анализ походки используется во многих областях человеческой деятельности: от прикладных разработок новых типов обуви и протезов до фундаментальных клинических и физиологических исследований. В медицине можно выделить две большие сферы использования анализа походки: исследования клинические и научные [Whittle M.W., 1991].

В клиническом применении анализа походки имеются два основных направления. Первый — определение и последующее сравнение различных нозологических групп пациентов. Второй — индивидуальное изучение состояния каждого пациента, динамическое

наблюдение его в процессе терапии, до и после оперативного лечения. Анализ походки особенно оправдан при решении следующих задач:

– диагностические: диагностика и количественное определение асимметрий, баланса опорно-двигательного аппарата, состояния координаторной и двигательной сферы, диагностика двигательной патологии и степени восстановления поврежденных органов и тканей;

– динамическое наблюдение: помощь в выборе метода лечения, определение характера динамики течения заболевания, определение эффекта лечебных процедур и манипуляций, оценка проводимой терапии;

– экспертные задачи: оценка результата лечения, определение адекватности средств восстановления здоровья (в том числе протезов).

Научное применение анализа походки можно разделить на два основных направления: клинические и фундаментальные исследования [Whittle M.W. 1991]. Правда, это разделение достаточно условно.

Следует особо выделить изучение нормальной походки, так как данной проблеме посвящено значительное число исследований [Витензон А.С., 1983; Бернштейн Н.А., 1935; Николаев Л.П., 1947; Barnes S.C., Whittle M.W., Jefferson R.J., 1987; Chao E.Y. et al., 1983; Inman V.T., Ralston H.J., Told F., 1981; Murray M.P., 1967; Perry J., 1974; Whittle M.W., Jefferson R.J., 1987; Winter D.A., 1991]. В аннотированной библиографии по анализу походки [Vaughan C.L. et al., 1987, 1992] исследования нормальной походки взрослого здорового человека занимают первое место по количеству публикаций, начиная с конца прошлого века. Это составляет 14.6% от общего количества.

Несмотря на значительное количество данных, практическая интерпретация полученных в клинике результатов бывает затруднена из-за широких пределов межиндивидуальной вариабельности регистрируемых параметров. Не всегда представляется возможным однозначно определить, где кончаются индивидуальные особенности по росту, весу, сложению, типу психомоторики и др. и начинаются изменения патологические, врожденные, приобретенные, ортопедические, неврологические, психологические, эндокринологические, вызванные применением лекарств и многими другими причинами. Особенно часто исследователи сталкиваются с этой проблемой при пограничных расстройствах. В таких случаях существенную помощь могут оказать исследования походки на специальных тестовых поверхностях (склон, спуск, подъем), пробы на ослабление, выключение или стимулирование отдельного локомоторного звена (например, применяя или исключая ортезы, трость, костыль, лекарственные препараты), динамическое наблюдение.

В любом случае, расстройство двигательной функции можно дифференцировать не иначе, как исследуя эту самую функцию с помощью методов биомеханики.

Методы исследования биомеханики походки

Методы исследования биомеханики походки в настоящее время многочисленны и различаются соответственно изучаемым параметрам: временным, кинематическим, пространственным, динамическим, скоростным и др. С начала 70-х годов в мировой биомеханике походки определился набор необходимых первичных параметров и соответствующих им методов исследования. В литературе встречаются различные названия, объединяющие их. В настоящем руководстве будут использоваться следующие:

- ***подометрия* —** измерение временных характеристик шага,
- ***гониометрия* —** измерение кинематических характеристик[1],
- ***ихнометрия* —** измерение пространственных характеристик шага,
- ***динамометрия* —** регистрация реакций опоры.

Кроме того, будут приведены методы исследования посредством видеорегистрации, а также регистрация биопотенциалов мышц.

Исследование временных храктеристик шага — подометрия

Подометрия — один из наиболее старых и, в то же время, часто применяемых методов биомеханического исследования походки. Первое упоминание об этом методе относится к 1881 году [Янсон Х.А., 1975]. Собственно методы регистрации временных характеристик шага можно разделить на следующие группы в соответствии со способом регистрации процесса ходьбы:

- визуальные,
- электрические,
  - с контактами-выключателями,
    - двухконтактные,
    - поликонтактные,
  - с контактной дорожкой,
    - регистрация с обуви (моноконтактные, поликонтактные),

[1]В данном случае измерение и регистрация движений в суставах.

- регистрация с дорожки (с контактной обувью, без контактной обуви),
- пьезоэлектрические,
- прочие,

– оптические.

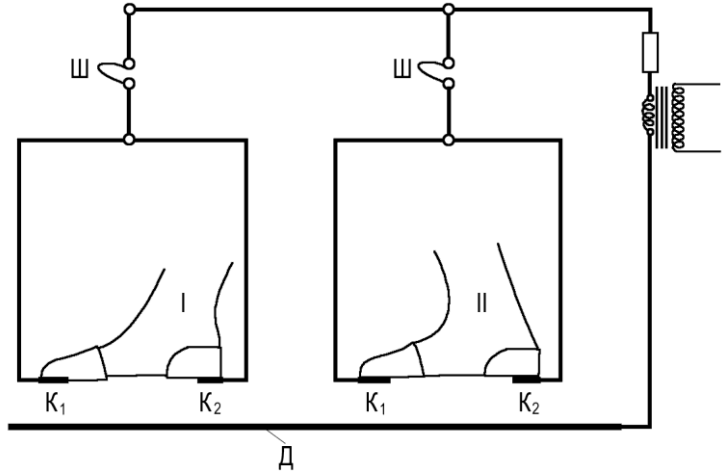


Рисунок 33. Схема подометрической установки по М.Я.Чирскову, где Д — металлическая дорожка, $К_1$ и $К_2$ — носочный и пяточный контакты, Е и Ш — вибраторы (регистрирующие устройства).

Самый примитивный способ — визуальные измерения времени опоры и переноса секундомером [Донской Д.Д., 1958] — имеет, пожалуй, только историческое значение. Наибольшее распространение получили электрические методы регистрации. Методы с использованием контактов-выключателей не требуют обязательного применения специальной контактной дорожки. В первом случае контакты-выключатели вмонтированы в подошву специальной обуви [Николаев Л.П., 1947; Савельев Л.А. с соавт., 1983; Schwartz R.P., Heath A., 1936], во втором — универсальные контактные датчики толщиной 1.5 мм наклеиваются на подошву любой обуви [Chao E.Y., Hoffman R.R., 1978; Chao E.Y. et al., 1980, 1983]. Количество контактов изменяется от двух до четырех в зависимости от цели исследования.

Наиболее многочисленна группа методов регистрации подограммы с использованием контактных дорожек. Самая простая и часто применяемая — регистрация временных характеристик шага «с контактов обуви» по М.Я.Чирскову (1954): сплошная металлическая дорожка представляет собой одну контактную поверхность, а металлические пластинки на носке и каблуке — другую, при замыкании контактов обуви с дорожкой во время ходьбы получают соответствующую информацию (рис. 33).

В отечественных исследованиях, как правило, используется именно эта методика [Баскакова Н.В., Витензон А.С., 1986; Васильев А.А., Клименко В.А., 1986; Витензон А.С., 1983; Ефимов А.П., 1983; Иванов В.И., Нерянов Ю.М., 1979; Кравцова Г.В., Хоменко Б.Ф., 1975; Кряжев В.Д. с соавт., 1983; Ленский В.М., Мякотина Л.И., 1966; Лепехина Л.П., Крамаренко Г.Н., 1968; Макарова М.С., Конюхов М.П., 1986; Прокопишин Ю.А., 1972; Шендеров В.А., Негреева М.В., 1986; Шувалов К.К., Мицкевич В.А., 1986], как и вообще, двухконтактная [Белый К.П. с соавт., 1983; Котельников Г.П., Краснов В.Ф., Цейтлин Д.М., 1986; Кравцова Г.В. с соавт., 1983; Мякотина Л.И., Лаврукоп А.М., 1983; Розенштейн Б.С., Пиастонуло К.И., Лаврентьева С.А., 1983; Розенштейн Б.С., Ярош И.Г., Василькова Е.Т., 1986; Тихоненков Е.С., Яковлева Т.А., 1986; Яременко Д.А., Васильковская О.П., 1983; Bajd T., Stanic U., Trinkczy A., 1976; Berman A.T. et al., 1987; Falconer K., Winter D.A., 1975; Wright D.G., Desai S.M., Henderson W.H., 1964]. Системы с одним общим контактом на обуви не получили большого распространения ввиду незначительного количества получаемых данных и чаще применялись в спортивных исследованиях [Иванов В.В., 1987; Drillis R., 1958; Liberson W., 1965]. К недостаткам обычной двухконтактной подограммы относится невозможность регистрации времени опоры на какие-либо локальные точки стопы и оценки переката стопы во фронтальной плоскости. С этой целью рядом исследователей применяются методы четырех- и даже десятиконтактной подографии. При использовании четырех контактов последние располагаются в наиболее нагруженных точках стопы, т.е. в пяточной части под головками 1 и 5 плюсневых костей и в области концевой фаланги первого пальца [Филатова В.И., 1980; Новик Б.А. 1979, 1981; Chao E.Y., Hoffman R.R., 1978; Chao E.Y. et al., 1983; Hsu L.C.S., 1985]. Полнее проследить процесс переката позволяет методика с использованием десяти небольших контактных пластинок, расположенных по периметру подошвы обуви в соответствии с ГОСТ-3927-75 [Лисица И.Б., 1984; Саранцев А.В., Гербер С.Р., Лисица И.Б., 1983], которая была успешно использована в ЦНИИПП.

Отличительной особенностью следующей группы методов является получение информации о временных характеристиках ходьбы непосредственно со специальной дорожки, что освобождает обследуемого от проводной или другой связи с регистрирующим устройством.

Одно из первых устройств такого типа — электроихнограф [Вилка И.К., 1978; Вилка И.К., Грасе А.А., Лапса Ю.Ю., 1983; Детлов И.Э. с соавт., 1986; Янсон Х.А., 1975]. Среди прочих функциональных возможностей электроихнограф позволяет регистрировать и подограмму. Устройство представляет собой тканевой коврик с вплетенными в него продольно расположенными

металлическими струнами (на расстоянии 5-7 мм друг от друга). Струны соединены между собой последовательно с помощью равных по величине резисторов. Схемы подключения дорожки могут быть различными. Информацию о временных характеристиках шага получают во время ходьбы, замыкая то или иное количество струн металлическими контактами на обуви или используя специальный коврик при ходьбе в обычной обуви или босиком.

Другое устройство состоит из дорожки с продольными металлическими полосами на диэлектрическом основании, соединенных определенным образом с электронным ключом [Углов Н.А., 1982]. При ходьбе по дорожке босиком происходит замыкание полос за счет проводимости кожи и отпирание электронного ключа. По получаемой информации устройство аналогично одноконтактной подографии.

В следующем устройстве для исследования подографии [Барболин В.В. с соавт., 1983] информация поступает как с контактной обуви, так и с дорожки. Дорожка представляет собой систему продольно и поперечно расположенных металлических полос, электрически друг с другом не связанных. Стельки, одеваемые на стопу, имеют металлические контакты. Довольно сложная электронная схема позволяет измерять временные и фазовые характеристики ходьбы и производить их автоматизированное усреднение за 10 шагов. В качестве подографических датчиков могут использоваться и пьезоэлементы.

Очевидно, что регистрация временных характеристик шага с помощью металлической или металлосодержащей дорожки и металлических контактов имеет для пациента неудобства тем большие, чем сильнее нарушена способность к самостоятельному передвижению. Обоснованные опасения больного потерять равновесие, поскользнуться при ходьбе металлом по металлу могут изменять имеющийся двигательный стереотип. Эта практическая проблема заставила автора данного руководства в 1987 г. сконструировать дорожку из материала, близкого по органолептическим свойствам к обычным покрытиям пола внутренних жилых помещений (например, как линолеум). Для изготовления токопроводящей дорожки использован целый лист электропроводной резины. Из этого же материала изготовлены и контакты обуви.

Данный материал дает возможность проводить исследование в привычных для пациента фрикционных условиях между поверхностью опоры и подошвой обуви. Последующее развитие этот способ регистрации получил в программно-аппаратном комплексе анализа походки «МБН-Биомеханика». Специальные контакты фиксируются на любой обуви с помощью лейкопластыря или скотча. Последующие модели используют контактные датчики специальной конструкции,

которые могут быть фиксированы к стопе и применяются при ходьбе босиком или в обуви пациента (рис. 34).

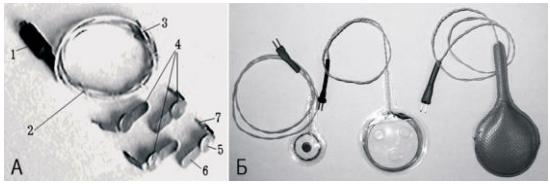


Рисунок 34. А — комплект подоихнометрических датчиков и соединительный кабель модели 1994 г: 1 — разъем кабеля, 2 — кабель, 3 — разъемы датчиков, 4 — подоихнометрические датчики, 5 — контакт датчика, 6 — лепесток для крепления к подошве обуви, 7 — лепесток для крепления к ранту обуви (содержит гнездо разъема). Б — современные варианты подометрических датчиков. Крайний справа — гибкий подометрический датчик.

Некоторые исследователи для изучения временных характеристик ходьбы применяют оптоэлектронные системы регистрации времени опоры стопы [Кряжев В.Д. с соавт., 1983; Fogel G.R. et al., 1982]. Погрешность измерения такой системы оценивается ±0.002 с [Кряжев В.Д. с соавт., 1983]. Погрешность контактных датчиков — ±0.01 с [Иванов В.В., 1987].

Необходимо отметить многочисленные попытки применения устройств автоматического анализа подограмм: счетчики импульсов, автоматические секундомеры и пр. [Беленький В.Е., Савельев Л.А., Ермолаев А.С., 1985; Корюкин В.И. с соавт., 1978; Мителева З.М., Павленко С.И., Пилипенко Н.Н., 1986; Савельев Л.А., Казьмин А.И., Беленький В.Е., 1983; Тихонов В.М., Пономарев В.А., 1973; Smith K.U., Greene D., 1962]. Актуальность их в настоящее время упала в связи с применением компьютеров.

Современные приборы, предназначенные для регистрации временных характеристик шага, как правило, используют технологии контактные, но с прогнозируемым порогом срабатывания. Благодаря этому возможно изготовить сенсор с заранее заданными свойствами. В северной Америке, в частности, популярны изделия двух компаний. Одна из них — Motion Lab. Systems — производит систему регистрации временных характеристик шага, основанную на полупроводниковых резисторах с большой площадью (рис. 35). При внешнем давлении на рабочую поверхность такого резистора происходит фактическое замыкание контактных дорожек, что и позволяет регистрировать момент контакта соответствующей зоны стопы с опорой. Теоретически данные сенсоры способны регистрировать давление, но эта характеристика трудно калибруема и является неустойчивой. Однако как контакты–замыкатели данные устройства работают вполне неплохо. Лавсановая поверхность сенсоров поддается обработке антисептиками. В практической работе

эти сенсоры оказались достаточно нежными, легко повреждаемыми. Использование их как одноразовых устройств данную проблему снимает, но приводит к дополнительным расходам.

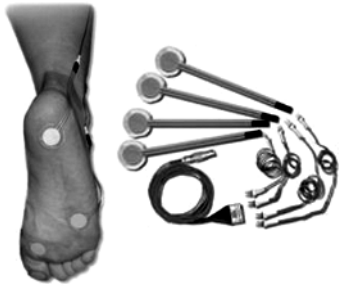


Рисунок 35. Полупроводниковые резисторы в качестве контактов-замыкателей от Motion Lab. Systems (из информационных материалов).

Другие популярные сенсоры производятся компанией B&L Engineering и представляют собой стельки различных типоразмеров, толщиной 4 мм, которые вкладываются в обувь (рис. 36). Стельки имеют четыре сенсорные зоны и устойчивый порог срабатывания. Это устройство многоразового использования.

Рисунок 36. Контактные гибкие стельки компании B&L Engineering с четырьмя контактными поверхностями (из информационных материалов).

Кроме стелек компания производит портативный регистратор и соответствующее программное обеспечение.

Исследование пространственных характеристик шага — ихнометрия

Проблема исследования пространственных характеристик шага до настоящего времени (вне использования систем оптической регистрации) остается достаточно сложной технической проблемой. Это связано с тем, что для регистрации длины, ширины шага, скорости ходьбы и временных параметров требуется создать специальную

поверхность для ходьбы достаточной длины и с разрешающей способностью сенсоров, позволяющую проводить исследование с достаточной точностью.

Методы, применяемые для регистрации пространственных характеристик ходьбы, т.е. длины шага, базы шага и угла разворота стопы, по способу получения информации можно разделить на:

- импрегнационные,
- механические,
- оптические,
- оптоэлектронные,
- электрические,
- косвенные математические.

Многие из них, в настоящее время имеют только историческое значение. Наиболее простыми и часто применяемыми в прошлом веке способами являются импрегнационные. Суть этих методов заключается в получении отпечатков стоп или отдельных их точек при проходе обследуемого по бумаге, резине, линолеуму и т.д. Наименее удачный метод из этой группы — получение отпечатков стоп на бумажной дорожке путем смазывания их краской. Несколько более гигиеничен другой способ [Фишкин И.В., 1986]: обследуемый делает проход по бумаге, пропитанной слабым раствором крахмала и высушенной; подошвы стоп при этом предварительно опускались в ванночку с 10% раствором Люголя. Оба способа, однако, не лишены такого существенного недостатка, как непосредственный контакт подошв стоп с красящим веществом.

Практически лишен этого недостатка следующий способ [Rowley D.I., Ogilvie C., 1987]: больной проходит по дорожке из черной неопреновой резины, первый метр которой присыпан тальком. На черной поверхности резины остаются контрастные белые отпечатки стоп, но необходимо измерение всех показателей сразу после прохода, т.к. последующее обследование других испытуемых требует стирания предыдущего результата.

Получить отпечатки стоп на бумаге без контакта их с краской позволяет способ, нашедший самое широкое применение в клинике: на бумагу кладется окрашенной стороной вниз ткань или другая основа, покрытая с одной стороны типографской краской или другим красителем. При проходе на бумаге остаются стойкие следы стоп [Кряжев В.Д. с соавт., 1983].

Другой способ получения отпечатков стоп предложил З.И.Кацитадзе (1962). Бумажная дорожка покрывается тканевым ковриком, смоченным раствором поваренной соли. Отпечатки на бумаге проявляются раствором танина.

В ряде исследований применялась «ленинградская» методика: обследуемый проходит по полу, покрытому линолеумом темных тонов,

в обуви. На подошву обуви предварительно наносится мелом осевая линия. На полу остаются отпечатки линий, пригодные для измерения [Ефимов А.П., 1983; Милчева Д.С., Няголов Н.Б., 1986; Новик Б.А., 1979, 1981].

Аналогичную, несколько «формализованную» информацию на бумаге, позволяет получить установка на обуви чернильных самописцев [Шуляк И.П., Вольтская И.И., 1971], специальных чернильниц на пятке и носке обуви [Wright D.G., Desai S.M., Henderson W.H., 1964] или колеблющейся с частотой 50 Гц иглы с чернилами на носке обуви [Гундарев А.В., 1973].

Неудобство всех вышеперечисленных методов очевидно. Поэтому был предложен оптический способ получения информации о пространственных характеристиках шага с помощью методов циклографии [Hefti F.L., Bauman I.U., Morscher E.W., 1980; Murray M.P., Drought A.B., Korry P.C., 1964] и оптоэлектронной системы с автоматической обработкой информации [Chao E.Y. et al., 1983]. Длина и ширина шага в этом случае определяются с точностью 2±1 см.

Интересно предложение Chao E.Y. (1983) вместо абсолютной величины длины и ширины шага берется их отношение к длине нижней конечности обследуемого. В таком виде данные обследований разных пациентов становятся сопоставимыми. Применяются и другие виды нормирования.

Необходимо отметить, что фото- и кинометоды не позволяют оперативно получить требуемую информацию, а оптоэлектронные системы пока еще сложны и дороги. Поэтому продолжаются попытки измерения неэлектрических пространственных характеристик шага электрическими методами.

В нашей стране в этом отношении широко известны работы рижской школы биомеханики [Янсон Х.А., 1975; Янсон Х.А., Вилка И.К., Вилкс А.Я., 1975; Янсон Х.А., Гольдштейн И.З., 1975; Янсон Х.А., Онзул П.А., 1971; Гольденштейн И.З., 1986; Гольденштейн И.З., Екабсон А.И., Жагаре Р.К., 1983]. Их исследования завершились созданием устройства ЭКИГ (рис. 37), которое остроумным способом позволяло тогда еще аналоговым способом проводить регистрацию основных пространственных характеристик шага. Как и все устройства такого типа электроихнограф довольно сложен, измерение длины шага требует специальной дорожки со струнами из высокоомных сплавов и обуви со встроенным микропереключателем, компенсирующим изменение сопротивления струны дорожки.

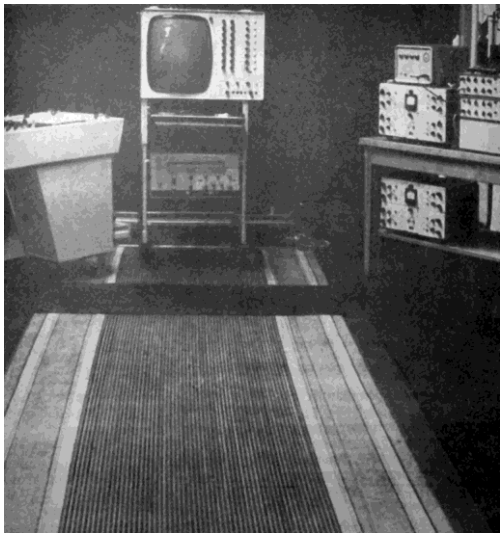


Рисунок 37. Внешний вид дорожки ЭКИГ и регистрирующей аппаратуры.

Кроме того, во время ходьбы возможно искажение результатов измерения угла разворота стопы при угле разворота более 35 градусов за счет того, что некоторые струны остаются незамкнутыми между пяточным и носочным контактами, измеряемые показатели обладают дискретностью, что связано с наличием между струнами дорожки расстояния в 5-7 мм.

Устройство для подографии, предложенное В.В.Барболиным с соавт. (1983), также содержит в своей основе диэлектрическую дорожку с поперечно и продольно расположенными контактными площадками, но позволяет регистрировать из ихнографических показателей только угол разворота стопы.

R.Drillis (1958) определял длину шага с помощью прикрепленного к поясу обследуемого троса, вращающего при ходьбе генератор тока.

Наконец, известен способ расчета длины шага по межзвенным углам и длинам звеньев нижней конечности [Bajd T., Stanic U., Trinkczy A., 1976] в период двойной опоры или по углу между голенями и длине ноги [Аксенов В.В., Барболин В.В., Рожков Н.Ф., 1986], но последний крайне неточен ввиду множества принятых допущений.

Собственные работы автора в этом направлении [Скворцов Д.В., 1996] при эксплуатации предложенного устройства в условиях реальных лечебных учреждений показали, что такие факторы, как пыль и грязь на токопроводящей резиновой дорожке, малый вес исследуемых (в детских учреждениях) приводили к тому, что получаемые результаты имели неприемлемую для практической

работы точность. В силу этих обстоятельств в моделях комплекса «МБН-Биомеханика» начиная с 1997 г. эта методика была исключена.

Рисунок 38. Устройство для регистрации пространственных и временных характеристик шага, разработанное красноярскими учеными. Основа — токопроводящая дорожка с поперечными полосами металла.

Интересное устройство «Дорожка» было разработано красноярскими учеными [Похабов Д.В., Абрамов В.Г., 2005]. Основа устройства (рис. 38) — несколько соединенных между собой листов фольгированного стеклотекстолита с протравленными на нем поперечно расположенными полосами, чередующимися друг за другом диэлектрик–проводник. Общая длина исследовательской дорожки 10 метров. Дискрет (ширина и расстояние между полосами) составляет 5 мм, что и определяет достаточную точность данного прибора. Обследуемый проходит по дорожке в обуви, содержащей контактные поверхности, при этом регистрируется длина шага и его вариабельность.

Полученные данные поступают через стандартную интерфейсную плату в компьютер, для которого разработана специальная программа, позволяющая регистрировать длину каждого шага и проводить статистическую обработку результата исследования.

В настоящее время ряд устройств, позволяющих изолированно регистрировать пространственные и временные параметры походки, выпускается индустриально. Одним из типичных его представителей являются зарубежные комплексы Gaitmat и GaitRite.

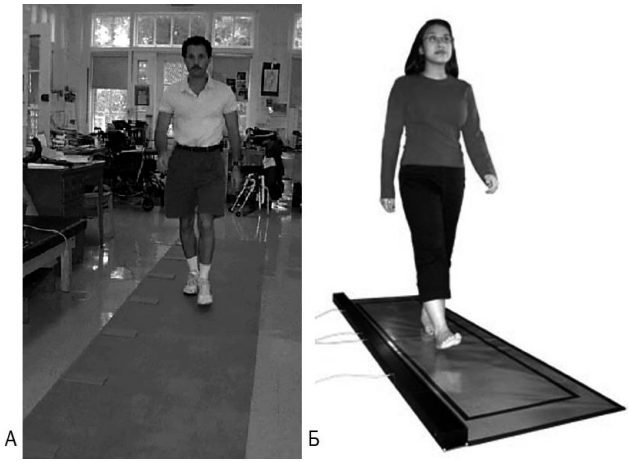


Рисунок 39. А — общий вид процесса исследования ходьбы на дорожке GaitRite, Б — дорожка комплекса Walkway™ System (из информационных материалов компании CIR Systems Inc. и TekScan Inc.).

Комплекс GaitRite (CIR Systems, Inc) содержит в качестве основного регистрирующего сенсора дорожку длиной несколько метров, которая гибка и может быть положена на пол. Внутри данной дорожки имеются сенсоры с дискретом, достаточным для регистрации места наступания стопой на дорожку и процесса переката. Кроме пространственных и временных параметров комплекс позволяет регистрировать и временные характеристики шага (рис. 39).

Комплекс GaitRite является наиболее популярным среди зарубежных клиницистов. Образовано даже интернет-сообщество, способствующее обмену данными и другой информацией по работе на этом приборе. Хорошие технические возможности и удобство использования позволяют применять его в различных медицинских специальностях [Chien S.L. et al., 2006; Kressig R.W., Beauchet O., 2006; Lin P.Y. et al., 2006; Rinehart N.J. et al., 2006]. Впрочем и комплекс GaitMat II находит своих пользователей, хотя и в меньшем количестве [Barker S. et al., 2005; Bowen A. et al., 2001; Pomeroy V.M. et al., 2001, 2004; Rosano C. et al., 2006].

Свои решения данной проблемы предлагает американская компания TekScan, которая выпустила комплекс (Walkway™ System), содержащий различные варианты дорожек (разной длины) с резистивными сенсорами (от 4000 до 25000 единиц), способными регистрировать приходящееся на них давление с высокой точностью. Такой комплекс позволяет наряду с пространственными характеристиками и детализированной подограммой регистрировать временную характеристику давления под стопой при каждом шаге. В настоящее время этот комплекс является наиболее мощным по своим

возможностям, что позволяет проводить с его помощью исследования, недоступные другими способами [Hollman J.H. et al., 2006].

Регистрация кинематических параметров шага

Гониометрия

Регистрация движений в суставах человека с помощью датчиков угла, прикрепленных к соответствующему сегменту,— традиционный способ. Его существенные преимущества перед циклографией и видеорегистрацией — простота и дешевизна оборудования. Простейшие электрогониометры можно изготовить самостоятельно, без привлечения сложного оборудования. За рубежом такие приборы производятся серийно. Другое достоинство — получение необходимой информации непосредственно во время исследования.

Наиболее простой из применяемых датчиков — потенциометр, т.е. обычный круговой переменный резистор с линейной характеристикой. Вращение вала потенциометра преобразуется в изменение сопротивления[1]. Промышленные или полупромышленные гониометры изготавливаются с применением прецизионных потенциометров, обеспечивающих повышение точности измерения угла. Простейший гониометр состоит из собственно потенциометрического датчика и бранш, которые фиксируются к корпусу и валу потенциометра.

Теоретические основы потенциометрической гониометрии были разработаны в нашей стране М.Я.Чирсковым (1954) и применяются без изменений до настоящего времени. Имеются различные варианты электрического подключения потенциометров [Филатов В.И., 1980]. Ось потенциометра ориентируется примерно по оси движения сустава по анатомическим ориентирам [Белый К.П. с соавт., 1983; Витензон А.С., 1983; Грасе А.А., Вилка И.К., 1983; Девишвили В.М., 1979; Ефимов А.П., 1983; Закурин Н.А., Скворцов Д.В., 1992; Лапутин А.Н., Лайуни Р.Б.Ш., 1986; Ситенко А.Н., 1983; Славуцкий Я.Л., 1982; Хохол М.И., 1986; Шуляк И.П., Клочков И.Б., 1975; Karpovich P.V., Leighton M.D., Wilklow M.S., 1960; Kofman J. et al., 1986; Liberson W., 1965; Weiss P.L., Kearey R.E., Hunter I.W., 1986; Wright D.G., Desai S.M., Henderson W.H., 1964], т.е. может быть осуществимо только приблизительно, что снижает точность измерений данным методом. Проверка гониограмм с помощью метода циклографии подтвердила это предположение [Букреева Д.П., Косилов С.А., Тамбиева А.П., 1975].

[1] Подробно соотвествующие электрические схемы включения приводятся в монографии под редакцией В.И.Филатова (1980).

Для повышения точности особое внимание необходимо уделить стандартизации методики фиксации датчиков [Kettelkamp D.B. et al., 1970]. С появлением высокоточных потенциометров их так же стали использовать для гониометрии, при этом ошибка измерения не превышает 5% [Bajd T., Stanic U., Trinkczy A., 1976] или 2-3% [Иванов В.В., 1987]. Другая погрешность измерения связана с тем, что большинство осей вращения суставов человека плавающие. С целью коррекции этого вида погрешности было предложено несколько устройств:

механизмы для самоустановки оси потенциометра в месте, наиболее соответствующем оси вращения сустава [Янсон Х.А., 1975; Bajd T., Stanic U., Trinkczy A., 1976];

механизмы-компенсаторы перемещений оси движений в суставе, например, гониометр для измерения движений сгибания-разгибания в коленном суставе: на одной бранше гониометра находится потенциометр, ось которого соединена с другой браншей через параллелограммную систему рычагов для компенсации изменений положения оси вращения (об аналогичном устройстве упоминается в работах M.M.Gola, A.Gugliotta (1987), D.A.Winter (1990));

гониометры с большей площадью рабочей зоны [Quanbury A.O., Cooper J.E., Grahama R.E., 1986; Tata J.A. et al., 1978]: два потенциометра укреплены на планке длиной 5-7 см, непосредственно к их осям фиксируются бранши гониометра. Электрическая схема такова, что оба потенциометра работают как один. При этом регистрируется лишь истинный угол между браншами, а прочие девиации изменений не вызывают. Ошибка измерения им, проверенная методом циклографии, составляет ±2 градуса. Другая конструкция гониометра с более гибкой развязкой «паразитных» движений, разработана в ЦНИИПП. Измерительный элемент этого гониометра состоит из трех последовательно соединенных с помощью планок прецизионных потенциометров. На осях крайних потенциометров фиксируются бранши. Электрическая схема позволяет регистрировать только угол между браншами. Точность измерения достигает 1.5% [Коновалов В.В. с соавт., 1983]. Однако эта конструкция имеет, по сравнению с другими, значительные габариты и вес. Тем не менее, положительные качества таких гониометров позволяют использовать их и в настоящее время.

Особое семейство гониометров разработано и серийно выпускалось в США (Chattecx Corporation). Это трехосевые гониометры [Chao E.Y., Hoffman R.R., 1978; Chao E.Y., 1980; Chao E.Y. et al., 1983; Chao E.Y., Laughman R.K., Stauffer R.K., 1980; Kettelkamp D.B. et al., 1970], аналогичные конструкции использовались и другими авторами [Isacson J., Gransberg L., Knutsson E., 1986]. Гониометр состоит из двух браншей, между которыми в едином блоке

компактно расположены в трех взаимно перпендикулярных плоскостях три миниатюрных потенциометра. Такой гониометр позволяет получать полную пространственную характеристику движений в суставе. Он, как и гониометры первой группы, требует установки вблизи оси вращения сустава. Применение математической обработки информации с помощью «4×4 матричного метода» позволило скорректировать ошибки и достичь погрешности не более 5 градусов [Chao E.Y., 1980; Chao E.Y., Smidt G.T., Johnston R.C., 1970]. При измерении углов менее 10 градусов применение математической коррекции не требуется. Еще одним преимуществом трехкомпонентного гониометра является сопоставимость полученных результатов с современными видеосистемами регистрации движений [Growney E. et al., 1993].

Из непотенциометрических методов регистрации гониограмм известно применение в качестве датчика угла поворотного индуктосина [Аксенов В.В. с соавт., 1986] или поляризационного светового гониометра [Johsson F., Waugh W., 1980].

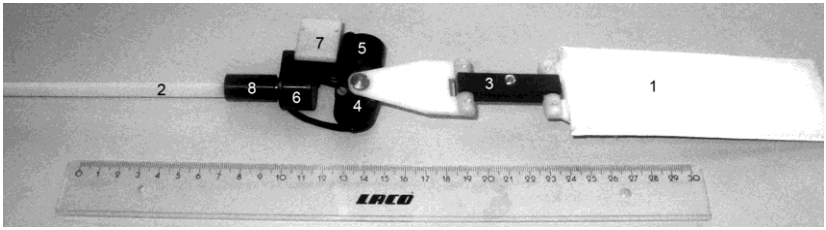


Рисунок 40. Универсальный гониометрический датчик НМФ «МБН»: 1 — проксимальная бранша, 2 — дистальная бранша, 3 — тугой шарнир, 4 — датчик сгибания-разгибания, 5 — датчик отведения-приведения, 6 — датчик ротации, 7 — коробка разъема, 8 — защелка дистальной бранши.

К непотенциометрическим относятся также цифровые датчики угла, разработанные российской научно-медицинской фирмой «МБН» (рис. 40). Наряду с преимуществами трехкомпонентных гониометров использование цифровых датчиков имеет собственные достоинства:

- высокая точность (ошибка измерения не превышает ±0.3°),
- датчики не нуждаются в калибровке,
- возможность проводить измерения от любого заданного положения, которое принимается за «0»,
- проведение измерений сложных циклических движений, т.к. количество регистрируемых оборотов вала датчика не ограничено.

Выше была рассмотрена группа «осевых» датчиков или трансформация «осевых» датчиков во «внеосевые». Интересно сообщение о применении в качестве датчика движений в голеностопном суставе гибкого, малогабаритного

электрогидравлического устройства [Weiss P.L., Kearey R.E., Hunter I.W., 1986], т.е. первично внеосевого датчика. К сожалению, авторы не дают подробной характеристики устройства. Аналогичное по принципу действия устройство предложено в ЦНИИПП [Кужекин А.П., Ефимов А.П., А.С. СССР №1389753]. В настоящее время гибкие датчики углового перемещения с измерением в одной, двух и трех плоскостях серийно выпускаются в Великобритании (Penny and Giles Goniometers Ltd.).

Таким образом, чаще всего в качестве датчиков угла используются одиночные простые или прецизионные потенциометры, но их метрологические характеристики удовлетворяют не всех исследователей. Более точные измерения позволяют провести комбинированные гониометры, не требующие обязательного совмещения с осью вращения сустава, или гониометры, регистрирующие движения во всех трех плоскостях. Новым направлением является использование гибких датчиков угла.

Воспроизводимость измерений с помощью гониометров для повторного исследования одного и того же пациента оценивается как приемлемая [Kettelkamp D.B. et al., 1970]. Ошибка повторного исследования была менее 2%, максимальная несоосность потенциометров по сравнению с первым исследованием отмечена в 12.7 мм. Собственный опыт автора настоящего руководства показал: при повторном исследовании 10 здоровых испытуемых потенциометрическим гониометром образца 1988 г. статистически достоверные отличия между показателями гониометрии суставов нижней конечности первого и повторного исследования отсутствуют ($p<0.05$).

Несмотря на то, что гониометрические системы в настоящее время практически покинули специализированные лаборатории клинического анализа движений, для локальных исследований они продолжают использоваться и даже разрабатываются новые модели, например, компании Mie Medical Research Ltd. (рис. 41).

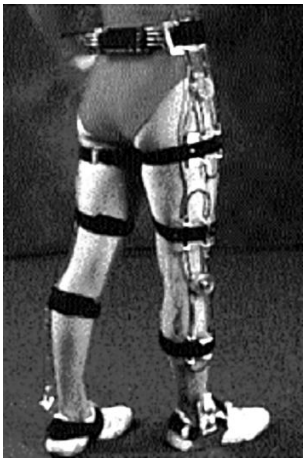


Рисунок 41. Гониометрическая система Mie Medical Research Ltd. (из информационных материалов).

В завершение необходимо отметить, что для классических КАД исследований время использования гониометрических систем уже прошло. Их применение теперь сосредоточено на других более узких областях медицинских исследований.

Видеорегистрация

Под этим названием объединяется большая группа методов регистрации движений, характерным признаком которой является наличие только оптического канала связи регистрирующей аппаратуры с обследуемым.

Преимущества этих методов очевидны: отсутствие связи обследуемого с регистрируемой аппаратурой, наличие полной пространственной картины исследования, малый вес маркеров и другого оборудования, носимого обследуемым.

Недостатки: высокая стоимость, сложность и неоднозначность вычисления производных параметров.

По применяемым техническим средствам эти методы можно разделить следующим образом:

- регистрирующая аппаратура:
  - фотокамеры,
  - кинокамеры,
  - видеокамеры,
  - другие системы;
- маркеры на теле обследуемого:
  - активные (лампочки, светодиоды и др.),
  - пассивные (темные точки, светоотражающие элементы);
- способ получения дискретной информации:

- стробоскоп,
- импульсные активные маркеры,
- импульсное освещение,
- смена кадров,
- частота сканирования;

– способ обработки информации:
  - ручная,
  - полуавтоматическая,
  - автоматическая.

Непосредственно сами методы исследования можно разделить на группы: 1) моноциклография (с использованием одной фото-, кино-, теле-, видеокамеры), 2) стереоциклогрфия (с мнимым базисом, с использованием двух и более камер), 3) пространственная (трехмерная) видеорегистрация.

Наиболее простой метод — моноциклография. Основы его в СССР детально разработаны профессором Н.А.Бернштейном (1935). Им была применена фотокамера со стробоскопической насадкой. В качестве активных маркеров на испытуемом использованы миниатюрные лампочки. Н.А.Бернштейном был значительно усовершенствован процесс обработки фотопластин с изображением, получающимся в результате исследования. Первичная обработка фотоматериала, в итоге, занимала значительно меньше времени, но самое главное, благодаря единой системе координат становился возможным повторный анализ данных без обязательной ранее процедуры перерасчета всего материала, имеющегося на фотопластине (рис. 42).

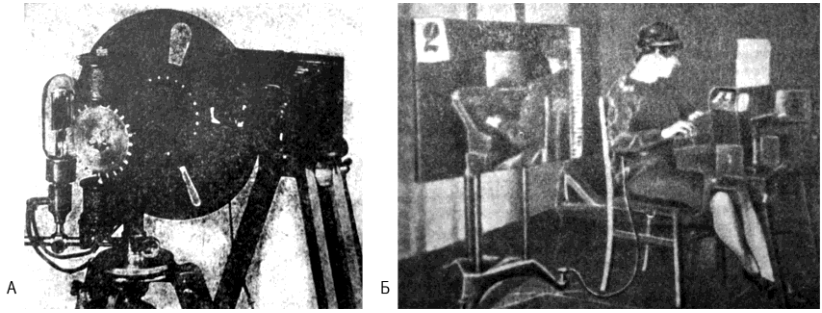


Рисунок 42. Камера со стробоскопической насадкой (А) и процесс обработки информации с фотопластинки (Б).

В последующем, в связи с появлением более совершенных методов регистрации (кино-, видеосъемка) имеются лишь единичные сообщения об использовании данного метода [Лапутин А.Н., Лайуни Р.Б.Ш., 1986; Drillis R., 1958]. Чаще для этой цели применялись кинокамеры [Донской Д.Д., 1958; Ефимов А.П., 1983; Жуков Е.К.,

Котельникова Е.Г., Семенов Д.А., 1963; Bojsen-Moller F., Lamoreux L., 1979]. Трудоемкость ручной обработки такой информации требует применения автоматических анализаторов [Иванов В.В., 1987; Козловская И.Б., Попов Г.И., 1986; Кряжев В.Д. с соавт., 1983] или автоматизированной обработки на компьютере [Hefti F.L., Bauman I.U., Morscher E.W., 1980]. С появлением телевизионной техники для циклографии стали использовать телекамеры [Dubo H.I.C. et al., 1976; Levens A.S., Inman V.T., Blosser J.A., 1948; Olney S.L., Winter D.A., 1985; Winter D.A., 1974]. Однако возможности циклографии ограничены из-за отсутствия пространственной характеристики движения, так как регистрация происходит только в плоскости, перпендикулярной оптической оси камеры. Попытки регистрации движения двумя и более камерами ранее не нашли широкого применения ввиду технически сложной синхронизации кинокамер. Большее распространение получила стереоциклография с мнимым базисом, т.е. съемка одной кинокамерой со стереонасадкой [Филатов В.И., 1980] или с помощью наружных зеркал. Таким образом происходит одновременная регистрация движения объекта и его отражения в зеркале [Филатов В.И., 1980; Liberson W., 1965; Murray M.P., 1978; Murray M.P. et al., 1978; Murray M.P., Gore D.R., 1984; Murray M.P., Drought A.B., Korry P.C., 1964; Murray M.P., Kory R.C., Sepic S.B., 1970]. Возможности современной техники позволили создать надежные системы с двумя и более кинокамерами. В последующем развитие видеосистем пошло, в том числе, и по нарастанию количества камер от трех [Mazur J.M., Schwartz E., Simson S.R., 1979; Sutherland D.H. et al., 1980; Sutherland D.H., Cooper L., Daniel D., 1980], четырех [Allard P. et al., 1985] до шестнадцати и более в настоящее время.

Наибольшее распространение для видеорегистрации находит видеотехника, непосредственно сопряженная с компьютером [Gage J.R., 1987; Taylor K.D., Mottier F.M., Simmons D.W., 1982]. Ряд таких систем за рубежом выпускается серийно: Selspot, CFTC, McReflex, Elite, GaitTrak, VICON и некоторые другие [Иванов В.В., 1987; Barnes S.C., Whittle M.W., Jefferson R.J., 1993; BTS, 1992; CFTC, 1993; Macellari V.L.T., Cristilini P., Bugarini M., 1985; Rohrle H. et al., 1984; Soriano R.M.G., Jefferson R.J., Whittle M.W., 1987; VICON, 1993; Whittle M.W., Barnes S.C., 1987; Whittle M.W., Jefferson R.J., 1987]. По точности они сегодня уже превосходят киноустройства, а оперативность анализа посредством современных компьютеров оставили системам с кинорегистрацией только историческое место. Все видеоустройства отличаются в деталях, но в целом похожи, так как работают на одном принципе. В подавляющем большинстве они имеют пассивные маркеры в виде шариков различного диаметра (5-20 мм). Маркеры фиксируются непосредственно на коже обследуемого или представляют рамку треугольной формы с маркерами в углах, которые

крепятся на том или ином сегменте тела пациента. Полную пространственную картину движения регистрируют посредством от шести-восьми и более камер. Точность определения пространственного положения маркера, в среднем, составляет 1-5 мм у разных систем. Имеются сообщения о большей точности [Augsburger S., Hoffinger S., Grraubert C., 1993; Tyburski D.J., Davis R.B., DeLuca P.A., 1993; Whittle M.W., 1991], однако их трудно распространить на все условия реального клинического исследования. В видеосистемах средняя частота кадров составляет 50-60 Гц. Такая частота, пожалуй, является нижней границей того, что необходимо для анализа походки. Существуют видеосистемы, достигающие частоты 200 Гц и более, но цена их велика, и применяются они, в основном, для изучения спортивных локомоций. Такие системы как Selspot изначально спроектированы для исследования спортивных локомоций. McReflex, Elite — системы смешанного типа и предназначены как для исследований в спорте, так и для медицинских целей. Отсутствие специализации ограничивает, соответственно, их использование в медицине. Системы CFTC, GaitTrak, VICON являются первично-медицинскими, хотя в последующем развитие аппаратной и программной части, к примеру, VICON позволило использовать эту систему в анимационной индустрии, производстве фильмов и др. CFTC (Computerized Functional Testing Corporation) — это первая система регистрации и анализа походки, рассчитанная исключительно для нужд практического здравоохранения. С помощью сетей компьютерной связи, а также обычной факсимильной связи пользователи CFTC могут посылать результаты исследования в центр клинической обработки данных и получать полное клиническое заключение специалиста в течение 48 часов, а предварительное — в течение того же дня. Центр клинической обработки данных имеет базу результатов обследования за период более чем 15 лет. Такая организация сервиса позволяет лечебным учреждениям, не имеющим квалифицированных специалистов, получать необходимую информацию, минуя процесс долгой подготовки специалиста. GaitTrak более ориентирована на научные исследования, хотя производитель (Motion Analysis Corporation) активно работает в области создания экспертных систем. Таким образом, развитие циклографических исследований в настоящее время тесно связано с эволюцией видеокомпьютерной техники и графических сред. Функциональные возможности систем видеорегистрации напрямую зависят от технических возможностей используемых видеокамер. Конструкции последних непрерывно эволюционируют, но основной принцип работы остается неизменным. Несмотря на то, что камеры, используемые различными компаниями, непохожи друг на друга (рис. 43), тем не менее, все они отличаются лишь в деталях.

Рисунок 43. Специализированные видеокамеры различных систем, используемых для КАД. 1 — VICON, 2 — Qualisis, 3 — BTS, 4 — Motion Analysis Corporation.

Наряду с объективом, CCD матрицей и соответствующей электроникой, все они рассчитаны на использование с пассивными светоотражающими маркерами. Работа камер осуществляется в инфракрасном диапазоне, для чего вокруг объектива каждой имеется блок инфракрасных светодиодов. Камеры могут иметь объективы с постоянной фокусировкой или настраиваемые, в том числе и на определенный рабочий угол зрения.

Типичный вид лаборатории КАД с использованием видеосистемы анализа движений представлен на фотографии (рис. 44) — лаборатория на базе аппаратуры итальянской компании BTS.

Рисунок 44. Общий вид варианта лаборатории для анализа походки (из информационных материалов BTS).

В настоящее время системы на основе видеорегистрации являются наиболее популярными. Эволюция электронной техники позволила только за последнее десятилетие при значительном увеличении их функциональных возможностей существенно сократить их стоимость. Тем не менее, уже имеются другие оптические

принципы, которые позволяют избежать ряда «болезней», присущих системам на видеорегистрации.

Другие методы оптической регистрации

В отличие от регистрации посредством видеокамер существуют и другие технологии оптической регистрации на иных принципах. Одним из первых таких коммерческих устройств, стал комплекс CODA, производимый компанией Charnwood Dynamics Limited в Британии (рис. 45). Особенностью этого устройства стал разработанный основателем компании ученым и изобретателем D.L.Mitchelson принцип регистрации пространственного положения светоизлучающих устройств [Grieve D.W. et al., 1976; Mitchelson D.L., 1988]. В качестве светоизлучающих устройств используются светодиоды инфракрасного диапазона. Собственно регистрирующее устройство представляет собой конструктив с тремя приемниками излучения, каждый из которых работает в своей плоскости. Одной из особенностей данного устройства является то, что, используя оптический принцип, приемникам не требуется объектив, имеющийся в обязательном порядке в системах видеоанализа. Данный принцип имеет значительные преимущества, перед видеосистемами заключающиеся в следующем:

– высокая точность регистрации (0.1 мм), что на несколько порядков выше, чем у видеосистем,

– высокая частота регистрации каждого активного маркера (светодиода) (800 Гц и более),

– регистрация индивидуально каждого активного маркера (таким образом, даже при пересечении их траекторий всегда точно известно какой из них, где находится),

– нет необходимости в калибровке, поскольку система является прекалиброванной.

Рисунок 45. Общий вид регистрирующих устройств: А — CODA, Б — NDI–Optotrack system (из информационных материалов Charnwood Dynamics Limited и Northern Digital Inc.).

Другой близкий аналог — выпускаемый канадской компанией NDI (Northern Digital Inc.) комплекс под названием Optotrack (рис. 45). Оба устройства имеют отличия, хотя и используют похожие принципы. Технические характеристики их весьма близки, однако, CODA более ориентирована для клинических исследований.

Использование ультразвуковых регистраторов

Ультразвуковой метод локации долгое время не находил применения в системах кинематики для КАД. Это было связано с тем, что на небольших расстояниях точность его определения оказывалась неприемлемо низкой. Играли роль и технические проблемы, и сама природа звука, и зависимость силы звука от расстояния (обратно пропорциональна квадрату расстояния).

В последние годы, благодаря появлению коммерческих систем КАД, основанных на ультразвуковом принципе регистрации, метод ультразвуковой регистрации находит все большее применение в клинических исследованиях. Отдельные работы, посвященные изучению возможностей самого принципа ультразвуковой локации для целей КАД, появлялись еще в прошлом веке. Так, R.F.Weir, D.S.Childress (1997) провели успешные испытания простой портативной системы для регистрации скорости шага на основе использования ультразвукового датчика. В последующем R.M.Kiss, L.Kocsis, Z.Knoll (2004) применили ультразвуковые датчики для регистрации кинематических и пространственных параметров. В данном исследовании было обнаружено, что получаемая информация корректна и может быть использована для клинических целей. Другие авторы [Huitema R.B., Hof A.L., Postema K., 2002] использовали ультразвуковой метод для регистрации временных характеристик шага у больных после инсульта. Метод был признан перспективным.

Рисунок 46. Один из вариантов комплекса германской компании Zebris для исследования походки (из информационных материалов).

Появление на рынке медицинских приборов семейства ультразвуковых систем германской компании Zebris позволило предложить клиницистам относительно недорогие, простые комплексы для КАД (рис. 46). Комплексы Zebris регистрируют временные характеристики шага, сгибание-разгибание в тазобедренном, коленном и голеностопном суставах. Комплексы используются для регистрации походки и движений в верхней конечности. Так, авторами A.Illyes и R.M.Kiss (2006) приводится сообщение об использовании комплекса Zebris для регистрации движений в плечевом суставе. Метод признан вполне воспроизводимым и точным.

В силу того, что на расстояниях больше 2-4 метров ультразвуковые датчики начинают давать значительные ошибки, то такие комплексы используются, преимущественно вместе с беговыми дорожками, чтобы исключить существенные перемещения обследуемого. Но, пока и в этих условиях количество и качество получаемой информации оставляет желать лучшего. В идеальных условиях точность измерения угла движения оказывается вполне приемлемой в 1 градус, но частота регистрации не превышает сетевой (50 Гц), что может существенно искажать данные, как и само движение обследуемого на беговой дорожке. Отметим, что ультразвуковые системы в настоящее время уже позволяют использовать их для утилитарных практических целей. В последующем можно ожидать улучшения технических характеристик данных систем.

Гироскопический метод

Инерционные гироскопы работают на основе силы Кориолиса, которая возникает во время движения благодаря изменению ускорения. Однако сами гироскопические сенсоры обладают недостаточными техническими параметрами для уверенной регистрации перемещений и поворотов тела человека в пространстве. Метод выглядит очень перспективным, поскольку перемещаемый сегмент и датчик на нем не требует использования регистрирующего прибора во внешнем пространстве, т.к. гироскопический датчик сам является таковым. В литературе имеется достаточное количество и теоретических и практических работ по изучению и использованию гироскопического принципа для регистрации движений при перемещении человека или отдельных его сегментов. К примеру, I.P.Pappas с соавт. (2001) использовали гироскопический датчик для регистрации временных характеристик шага. Были получены обнадеживающие данные. Другие авторы [Aminian K. et al., 2002] разработали и провели экспериментальную регистрацию движений посредством миниатюрных гироскопических сенсоров. Исследование показало, что использование таких датчиков перспективно, хотя точная регистрация кинематических параметров требует дальнейшего усовершенствования. R.Lee, J.Laprade, E.Fung (2003) применили гироскопические датчики для регистрации движений в поясничном отделе позвоночника в экспериментальных целях. Однако в реабилитации, неврологии, протезировании этот принцип регистрации может использоваться уже сегодня. Одной из основных причин низкой точности регистрации оказался высокий уровень собственных шумов гироскопических датчиков, кроме того, их исходный (нулевой) уровень может существенно меняться в течение нескольких секунд или минут в результате незначительных изменений температуры (температурный дрейф).

Проблемы получения и обработки сигнала с гироскопического датчика детально описаны в теоретическом труде H.J.Luinge (2002). В нем приводятся теоретические и практические основы построения сенсоров на базе гироскопических датчиков и методы обработки поступающей от них информации. В это же время вышла теоретическая работа E.Foxlin (2002), посвященная данному методу. Другая работа этого автора посвящена уже исследованию характеристик гироскопических датчиков американской компании InterSens Inc. Последующие работы [Luinge H.J., Veltink P.H., 2005] позволили вплотную подойти к созданию регистрирующих устройств на основе гироскопических датчиков с приемлемыми характеристиками. В итоге, общая схема гироскопического датчика получилась значительно сложнее. Она включает в себя три гироскопических датчика (расположенных в трех взаимно

перпендикулярных плоскостях), три акселерометрических датчика с аналогичным расположением, три магнитометрических датчика и одного датчика температуры. Совместной обработкой сигналов всех датчиков, которая представляет собой довольно сложный алгорим, можно получить координаты перемещения и углы поворота датчика в пространстве.

В работе H.Dejnabadi, B.M.Jolles, K.Aminian (2005) использован новый принцип минимальной комбинации датчиков, которая позволяет регистрировать кинематические параметры. Авторы получили малые значения ошибки измерения, которые дают возможность использовать этот принцип для клинических целей.

Значительное количество паразитных шумов в гироскопических и акселерометрических датчиках фильтруются с использованием известного фильтра Кальмана [Kalman R.E., 1960]. Использование магнитометров позволяет точнее определять положение комплекса сенсоров после резких движений. Однако на их работе существенно сказываются неоднородности магнитного поля из-за наличия различных металлических предметов. Компенсации этих неоднородностей посвящена специальная работа D.Roetenberg с соавт. (2005) и ряд других. Это идеология используется в гироскопических датчиках голландской компании X-sence (рис. 47).

Британская компания Animazoo UK Ltd., используя аналогичные датчики американской фирмы InterSens Inc., разработала комплекс регистрации движений всего тела человека с использованием 18 одновременно работающих гироскопических датчиков. Комплекс получил название GypsyGyro–18 и используется, как и аналогичное устройство компании X-sence, в виртуальной реальности и анимации.

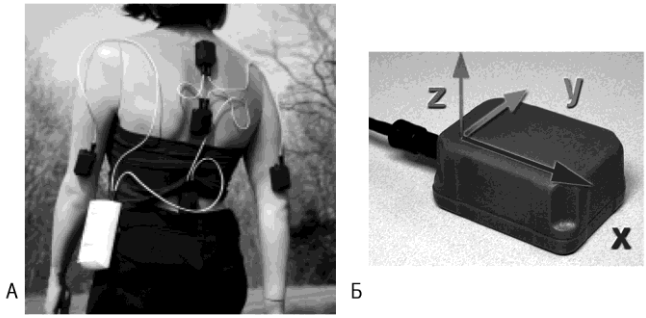


Рисунок 47. Внешний вид гироскопического датчика компании Xsens Technologies B.V. и вариант их расположения на обследуемом (из информационных материалов).

Данный метод не нашел широкого применения в клинических исследованиях. Это связано, прежде всего, с недостаточной точностью регистрации. Однако он в состоянии хорошо представлять

качественную сторону движения. В будущем можно ожидать более активного внедрения методов гироскопической регистрации в клинические исследования.

Регистрация давления под стопой

Методы регистрации давления под стопой исторически всегда стояли особняком в общем реестре методов КАД. До конца прошлого века их применение имело значительные технические трудности. В настоящее время имеется несколько коммерческих систем анализа давления под стопой как в основной стойке, так и при ходьбе. Одним из последних достижений в данной области стала разработка американской компании Tekscan Inc. тонких пленочных датчиков давления, которые позволяют получать не только качественную картину распределения давления под стопой, но и точные количественные данные. Такие сенсорные матрицы позволили изготовить регистрирующие давление стельки, которые формуются (обрезаются) точно по стопе обследуемого (рис. 48). При толщине в 0.15 мм такая стелька легко вкладывается в любую обувь, что не всегда доступно для аналогичных изделий других компаний, толщина которых измеряется в миллиметрах.

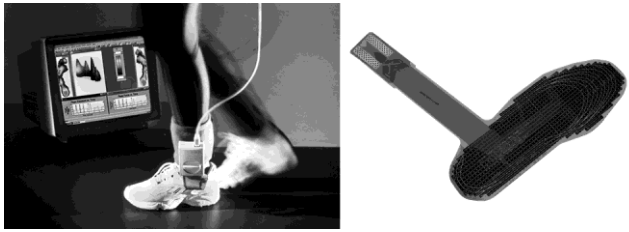


Рисунок 48. Внешний вид исследования с использованием комплекса F-Scan и сенсорной стельки справа (из информационных материалов).

Количество сенсоров в стельке — 4 шт. на см^2, что позволяет получить высокую детализацию. Частота сбора данных, с которой работает данное устройство (165 Гц), дает возможность проследить тонкие детали переката стопы по опоре даже для быстрой ходьбы, где длительность периода опоры может сокращаться до 0.3 с. Для различных конфигураций комплексов (включая дорожки из сенсоров) разработано соответствующее программное обеспечение (рис. 49).

Сегодня, благодаря техническим возможностям разработанных сенсоров, компания Tekscan является лидирующей в своей области.

Другое популярное устройство для регистрации давления под стопой германской фирмы Novel (рис. 50).

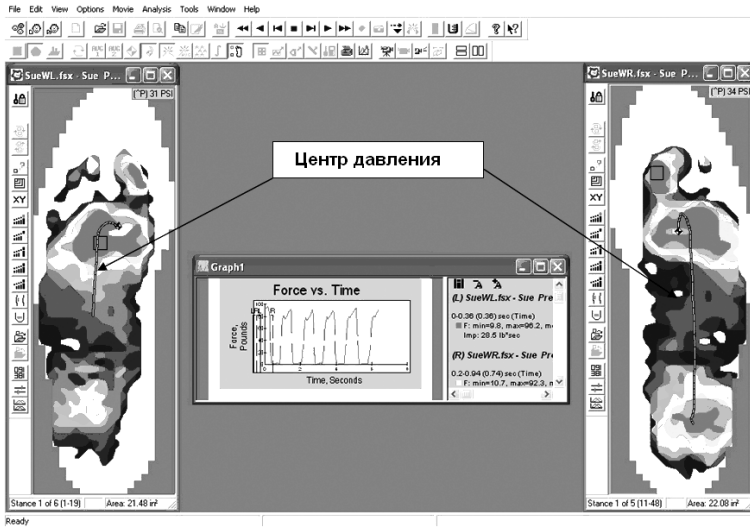


Рисунок 49. Общий вид экрана одного из программных приложений комплекса F-Scan (из информационных материалов).

Рисунок 50. Платформа для регистрации давления под стопой германской компании Novel (из информационных материалов).

Технические параметры данной платформы позволяют проводить различные точные исследования. Величина сенсора также может быть до 4 шт. на см², а частота опроса датчиков — до 400 Гц. Данная компания выпускает варианты комплекса с динамометрическими стельками с передачей данных по радиоканалу.

В России выпускается комплекс «ДиаСлед», который позволяет посредством динамометрических стелек регистрировать распределение давления под стопой.

Регистрация динамических характеристик — реакций опоры

Регистрация реакций опоры — классический метод исследования двигательной функции в биомеханике, применяемый в подавляющем большинстве исследований походки [Аруин А.С., Актов А.В., Корецкий А.В., 1986; Бальсевич В.К., Карнеев А.Т., Ковальчук Г.И., 1986; Витензон А.С., 1983; Иванов В.В., 1987; Славуцкий Я.Л., 1982; Хохол М.И., 1986; Шувалов К.К., Мицкевич В.А., 1986; Barnes S.C., Whittle M.W., Jefferson R.J., 1993; Carlsoo S., 1962, 1966; Chambers R.B., Cook T.M., Cowell H.R., 1982; Gage J.R., 1987; Hefti F.L., Bauman I.U., Morscher E.W., 1980; Kofman J. et al., 1986; Soriano R.M.G., Jefferson R.J., Whittle M.W., 1987]. По данным компьютерной базы данных аннотированной библиографии по анализу походки [Vaughan C.L. et al., 1987, 1992] это один из наиболее часто применяемых методов исследования. Для реализации методов исследования реакций опоры использовались различные датчики. По принципу действия их можно разделить на электрические и неэлектрические.

Неэлектрические методы:

- пневмодатчик в подошве обуви,
- механические платформы,
- оптические методы определения реакций опоры.

Электрические методы:

- угольные датчики,
- конденсаторные датчики,
- пьезоэлектрические датчики,
- кварцевые резонаторы.

Большая часть из них в настоящее время имеет только историческое значение. Это механические платформы Абалкова для регистрации вертикальной и продольной составляющей реакции опоры [Донской Д.Д., 1958; Жуков Е.К., Котельникова Е.Г., Семенов Д.А., 1963], пневмодатчики, оптический метод регистрации движений с последующим математическим расчетом реакций опоры и применением коэффициентов Фишера [Бернштейн Н.А., 1935]. Все они дают явно приближенные результаты.

Известно использование для регистрации реакций опоры динамометрических стелек, вкладываемых в обувь или шести трехосных силовых датчиков, монтируемых также в обувь [Olney S.L., Winter D.A., 1985]. Как утверждают авторы, информация с таких датчиков аналогична данным, получаемым с динамометрических платформ. Однако для корректного проведения исследования необходимо производить измерение во внешней по отношению к обследуемому системе координат.

Обычно используется одиночная или сдвоенная (для регистрации опорных реакции обеих ног за один проход) платформы [Whittle M.W., Barnes S.C., 1987; Whittle M.W., Jefferson R.J., 1987] или из них составляется динамометрическая дорожка на 5-7 локомоторных циклов [Добрев Р.П. с соавт., 1983].

Типичный представитель этого вида приборов представляет собой сборную металлическую плиту длиной 60 см, шириной 40 см и высотой 10 и более сантиметров, весом от 25 кг (рис. 51).

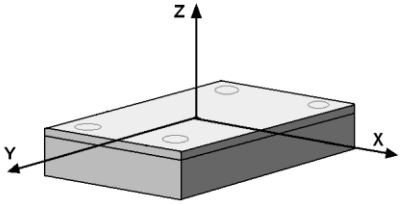


Рисунок 51. Динамометрическая платформа: общий вид и регистрируемые усилия.

Основание платформы — тяжелая металлическая плита, в углах которой расположены трехкомпонентные датчики. Второй конец каждого датчика фиксирован на покровной плите. Покровная плита выполняется, как правило, из легких сплавов на основе алюминия. Сигналы датчиков поступают в электронный блок, где подвергаются дальнейшей обработке, усилению, суммированию и др. Конечный выход содержит аналоговые каналы для измерения в соответствующем масштабе величины каждой составляющей и координаты вектора приложения силы. Дальнейшая обработка осуществляется компьютером.

Методика исследования

Теоретической основой данного исследования является третий закон Ньютона, известный в почти бытовой словесной формулировке,— *действие равно противодействию*.

$$F = -F$$

Опора стопы на землю, пол и др. происходит с некоторой силой *F*, в свою очередь поверхность опоры взаимодействует со стопой с точно такой же силой *F*, но направленной в противоположную сторону — *-F*. Данное взаимодействие, незаметное на твердой поверхности, становится очевидным при ходьбе по упругой поверхности (гимнастический мат, батут), когда поверхность опоры продолжает в буквальном смысле уходить из-под ног, пока сила обратного действия, т.е. реакции опоры, не станет равной силе, к ней приложенной. Для спокойно стоящего человека сила реакции опоры будет равна произведению массы тела на его ускорение. В данном частном случае на тело будет действовать только ускорение свободного падения *g*.

$$F = mg$$

Поэтому сила *F* равна весу тела (согласно второму закону Ньютона) и направлена вертикально вниз. Сила реакции опоры равна *F* и направлена вертикально вверх. Идущий человек создает еще и собственное ускорение тела, однонаправленное или противоположное ускорению свободного падения. В таком случае сила верна следующая формула.

$$F = m (g \pm a)$$

Сложение или вычитание ускорения *a* будет зависеть от совпадения направления действия относительно вектора *g*.

Реально, взаимодействие нижней конечности человека с опорой при ходьбе имеет изменяющийся вектор направления, который в большинстве случаев отличен от вертикали. С помощью динамометрической платформы, измеряющей все три компоненты реакции опоры, легко рассчитать истинное пространственное направление вектора силы реакции опоры в соответствии с известным правилом разложения сил (рис. 52).

Технически методика измерения реакции опоры осуществляется следующим образом: динамометрическая платформа устанавливается в центре дорожки для исследования походки вровень с поверхностью пола. Одно из основных требований — динамометрическая платформа должна быть жестко фиксирована к фундаменту или другим несущим конструкциям здания.

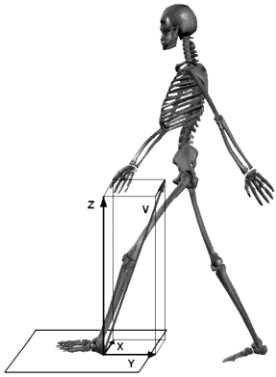


Рисунок 52. Построение пространственного положения вектора реакции опоры V с помощью вертикальной (Z), продольной (Y) и поперечной (X) составляющих.

Динамометрическая платформа является очень точным и чувствительным прибором и требует установки на специальном цоколе, который бетонируется в конструкцию перекрытия, т.е. пола. Требование установки платформы вровень с полом может быть соблюдено тремя способами.

1. Динамометрическая платформа заглубляется в конструкцию перекрытия и таким образом выводится вровень с полом.

2. При невозможности заглубления (к примеру, стандартное перекрытие железобетонными плитами с линолеумным или другим тонким покрытием сверху) сооружается пандус или помост шириной не менее 1.5 метров, а динамометрическая платформа выводится вровень с уровнем помоста.

3. Сооружение фальшпола по всей площади помещения с установкой динамометрической платформы на одном уровне с ним.

Наиболее оптимален первый вариант. При этом все покрытие пола выполняется на одном уровне и возможны любые свободные передвижения в пределах комнаты, как пациента, так и наружного комплекта аппаратуры. Однако такой вариант возможен, если опорная, несущая конструкция перекрытия (железобетонная плита) имеет сверху дополнительное покрытие толщиной порядка 10-15 см (легкие бетонные смеси, асфальтобетон и др.). Это связано с тем, что собственная высота динамометрической платформы (например, Научно-медицинской фирмы «МБН») составляет 11 см плюс высота цоколя и юстировочных винтов 4 см (рис. 53).

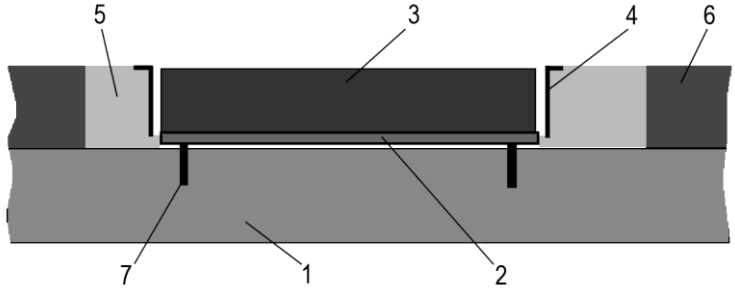


Рисунок 53. Установка платформы на плиту железобетонного перекрытия: 1 — плита железобетонного перекрытия, 2 — цоколь платформы, 3 — платформа, 4 — короб ограждения, 5 — заливка бетонным или цементным раствором, 6 — подсыпка с цементной стяжкой, 7 — анкерные болты цоколя.

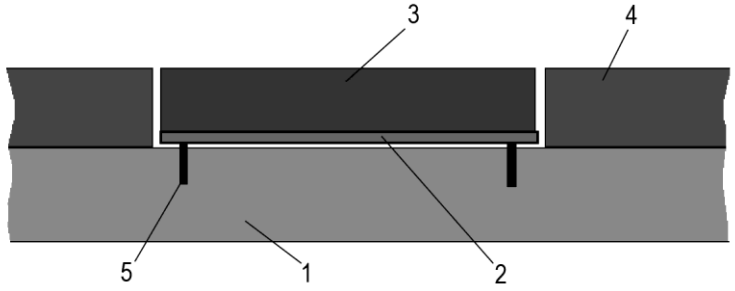


Рисунок 54. Вариант сооружения помоста над общим уровнем пола: 1 — плита железобетонного перекрытия, 2 — цоколь платформы, 3 — платформа, 4 — помост, 5 — анкерные болты цоколя, залитые цементным раствором.

Современные конструкции перекрытий не всегда предоставляют такую возможность. Типичный вариант, когда линолеумное или другое покрытие кладется непосредственно на плиту перекрытия. В этом случае заглубление платформы становится невозможным. Наиболее простой вариант — сооружение помоста от уровня плиты перекрытия (рис. 54).

Варианты зависят от доступности материалов и фантазии. Как правило, используются деревянные брусья с покрытием их древесно-стружечной плитой. При этом в центре помоста предусматривается проем для установки динамометрической платформы. Необходимо отметить, что данный вариант нельзя рассматривать как оптимальный. Опыт показал, что проводить исследования на помосте не всегда удобно, особенно для пациента. Затрудняется эксплуатация помещения, последующие изменения геометрических размеров помоста (в результате высыхания, коробления материалов) могут существенно нарушить функционирование платформы и привести к систематическим ошибкам получаемых данных.

Монтаж фальшпола можно рассматривать как сооружение помоста по всей площади помещения. Этот вариант дает все преимущества первого способа установки динамометрической платформы (заглубление). Однако является более затратным. Существенный недостаток этого варианта — трудно избежать разноуровненности пола между помещением лаборатории и, к примеру, коридором. С учетом того, что лаборатория предназначена для обследования пациентов с двигательными расстройствами, такое решение может являться дополнительным препятствием или источником опасности для обследуемого.

Для всех вариантов остается необходимым условием бетонирование цоколя динамометрической платформы на жесткое основание — плита перекрытия, несущая железобетонная балка и др. При планировании работ необходимо помнить, что суммарная нагрузка на перекрытие (платформа, цоколь с коробом и бетонный раствор) достигает 200 кг. В силу специфики работы самой платформы ее лучше располагать ближе к началу поперечно лежащих плит перекрытия, опирающихся на ригель, капитальную стену и другие конструкции.

Если конструкция перекрытия деревянная, то такое помещение теоретически может быть использовано, но только при расположении его на первом этаже. В этом случае из подвала сооружается столб, который должен быть выведен под уровень пола, с учетом высоты платформы. При расположении комнаты на первом этаже здания без подвального помещения будет ошибкой бетонирование цоколя платформы непосредственно в грунт. Долговременная эксплуатация показала, что при этом динамометрическая платформа начинает давать сбои и выходит из строя в весенне-осенние периоды, связанные с

появлением большого количества грунтовых вод и конденсации их во внутренних полостях прибора.

Расстояние края динамометрической платформы от стены выбирается из расчета, чтобы ее близость не мешала пациенту свободно двигаться, и таким образом, не вносила изменений в регистрируемые параметры. Как правило, это расстояние составляет не менее 1.3-1.5 метра.

Следующий существенный фактор для исследования — это характеристика покрытия пола. Основание для него обязательно должно быть твердым (бетон, цементная стяжка и др.). Покрытие из досок и других пружинящих материалов является непригодным, поскольку ощущения пациента при ходьбе по такому полу и при проходе по динамометрической платформе будут существенно отличаться. Пациент ходит во время обследования чаще всего босиком. По этой причине и по причине того, что обследуемый не должен знать, где находится динамометрическая платформа (чтобы не изменялись показатели). Поэтому основание пола должно быть покрыто однородным тонким твердым материалом. Чаще всего используется линолеум (толщиной 1-1.5 мм без подложки). Однако ходьба по линолеуму босиком не для всех обследуемых является комфортной. При этом следует избегать применения линолеумов с толстым пенистым слоем, который является хорошим амортизатором. Линолеум выбирается без ярких контрастных рисунков или полос. Лист линолеума, проходящий непосредственно над платформой должен быть уложен таким образом, что бы его можно было легко отогнуть для возможного технического обслуживания платформы.

Более удобным представляется покрытие типа «ковролин» и его аналоги. В данном случае нельзя применять толстые ворсистые материалы. Необходимо использовать тонкие и жесткие с коротким ворсом. Это связано с тем, что толстые и мягкие материалы демпфируют ударные динамические нагрузки, прилагаемые к стопе и далее ко всей конечности [Whittle M.W., 1995]. Необходимо отметить, что «ковролин» имеет еще один недостаток — его гигиеническая обработка производится труднее.

Для исследования походки принято устанавливать две динамометрических платформы, как показано ниже (рис. 55), для регистрации реакции опоры обеих ног в течение одного прохода.

Пациенту предлагают начать движение от какого-либо места в начале дорожки, имеющего хорошо видимую отметку с правой или левой ноги. Исследователь наблюдает за тем, какая стопа и как попадает на платформу. Существенную помощь окажет наблюдение полученных с динамометрической платформы сигналов. Для качественного исследования необходимо, чтобы пациент всей поверхностью стопы попадал на платформу при проходе по ней. Для этого пациента просят сделать следующий проход по дорожке, но

начать идти несколько дальше или ближе от отметки до тех пор, пока не будет точного попадания. При некотором навыке этот результат можно получить достаточно быстро.

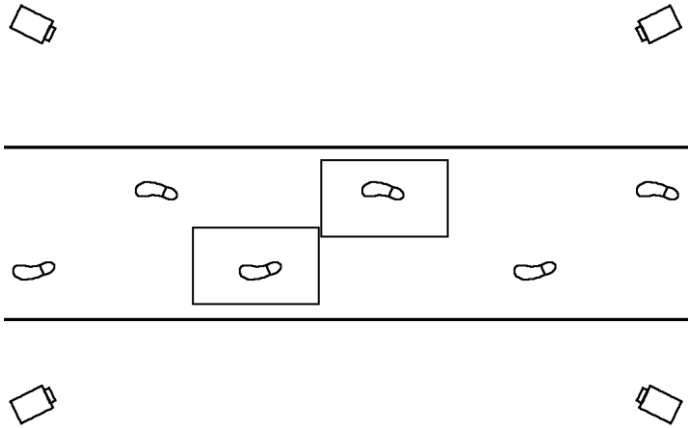


Рисунок 55. Схематический вид сверху дорожки с двумя динамометрическими платформами. В углах установлены телекамеры.

Для данного исследования важно, чтобы пациент попал одной ногой на платформу, не имея представления, что именно это и нужно сделать. Пациента нельзя предупреждать, какой ногой и куда он должен попасть. Это изменит регистрируемые параметры, и они будут отличаться от реальных, не подверженных избыточному контролю сознания.

Среди прочей информации динамометрические платформы позволяют регистрировать траекторию движения равнодействующей реакции опоры, которая может быть специальными методами, например, видео, совмещена с поверхностью платформы (рис. 56).

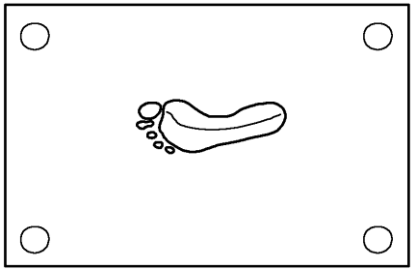


Рисунок 56. Результат регистрации прохода пациента по платформе. Реконструирована траектория равнодействующей реакции опоры по стопе.

В настоящее время имеются фактически четыре производителя динамометрических платформ в мире (рис. 57). Старейший среди них — швейцарская фирма Kistler Instrumente AG. Динамометрические платформы Kistler стали стандартом в своей области. Фирма

производит несколько видов платформ специально для медицинских целей — анализ походки, стабилометрия, другие тесты с использованием удобной программной среды BIOWARE. В качестве датчиков используются пьезоэлектрические диски с анизотропией в одной плоскости. Последние разработки компании в этой области связаны с компактными, плоскими трехкомпонентными платформами, которые не требуют монтажа на цоколе и могут использоваться, в том числе в составе беговых дорожек.

Рисунок 57. Внешний вид динамометрических платформ, выпускаемых зарубежными компаниями (из информационных материалов). 1 — Kistler, 2 — AMTI, 3 — Bertec.

Компания AMTI (Advanced Mechanical Technology Inc., США) использует датчик силы с использованием тензорезисторов. Выпускаются динамометрические платформы, предназначенные для медицинских исследований. AMTI — одна из немногих в мире фирм, производящих специализированные стабилометрические платформы. Однако ее программное обеспечение уступает по удобству другим производителям подобной продукции.

Bertec Corporation — другая американская компания, производящая такого рода продукцию. Принцип работы датчиков аналогичен — металлоконструкция с тензорезисторами. Продукция этой фирмы отличается оригинальным внешним покрытием верхней плиты платформы и удобным программным обеспечение в среде WINDOWS.

Научно-медицинская фирма «МБН» (г. Москва) — отечественный производитель динамометрических платформ. В настоящее время производятся два типа таких изделий: трехкомпонентная динамометрическая платформа с использованием оригинальных пьезоэлектрических датчиков и однокомпонентная динамометрическая платформа с использованием оригинальных датчиков силы. Кроме того, Научно-медицинская фирма «МБН» выпускает специализированные стабилометрические платформы (рис. 58).

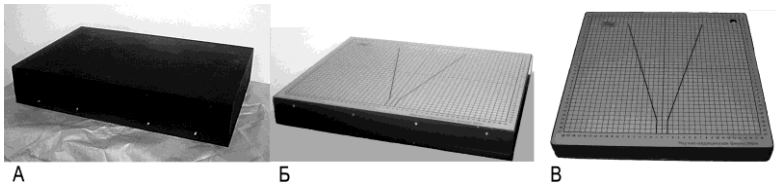


Рисунок 58. Платформы, выпускаемые Научно-медицинской фирмы «МБН», г. Москва. А — динамометрическая трехкомпонентная, Б — динамометрическая однокомпонентная, З — стабилометрическая.

В настоящее время в биомеханических лабораториях интенсивно развиваются различные методы обработки и интерпретации исследований на динамометрических платформах.

Наиболее простой и часто применяемый способ — метод «критических точек». На полученной кривой измеряются координаты пиков и пересечений с изолинией. Силы измеряются в процентах веса тела, а время — в процентах цикла шага [Bourgois R. et al., 1980; Chao E.Y. et al., 1980, 1983]. Более сложный вид обработки — аппроксимация с нахождением коэффициентов Фурье [Chao E.Y. et al. 1980, 1983; Jacobs N.A., Skorecki J., Charnley J., 1972; Simon S.R. et al., 1982; Yamashita T., 1976]. S.Boccardi с соавт. [Boccardi S., Chiesa G., Pedotti A., 1977; Bourgois R. et al., 1980; Pedotti A., 1977] использовали векторный анализ реакций опоры с помощью гибридного компьютера и сообщают о клинической ценности получаемой информации. Для специальных целей проводятся исследования спектральный анализ частот, возникающих во время прохода испытуемых по платформе, сил трения между подошвой обуви и платформой и другие показатели.

Электромиографическое исследование в клиническом анализе движений

«Зарегистрировать форму кривой значительно легче, чем понять ее».

C.S.Sherrington (1940)

Электромиография (ЭМГ) — метод исследования функционального состояния поперечнополосатых мышц посредством регистрации генерируемых ими электрических потенциалов. Метод ЭМГ позволяет изучать функциональное состояние мышц при различных патологических изменениях или в результате производимого ими физиологического действия. Кроме того, ЭМГ исследование позволяет получать информацию об иннервации мышцы.

Это исследование широко используется в практической медицине и научных исследованиях. По меткому высказыванию A.L.Hof (1988): «пришло время для серьезного применения ЭМГ». Это касается не только исследований КАД, но и других видов клинических исследований. Последующие 20 лет полностью подтвердили это высказывание.

Поскольку функциональная терминология действия мышц остается весьма разнонаправленной, в данном руководстве сделана попытка ее дифференциации по функциональному признаку.

Пожалуй, первый наиболее распространенный термин — мышечное сокращение. Сам по себе термин «сокращение» (contraction) в контексте работы мышцы имеет только одно значение как в русском, так и в английском языках [Ожегов С.И., 1987; Webster's New World Dictionary, 1990] — это укорочение, сжатие мышцы. Данное слово адекватно характеризует лишь типичную активность мышцы, оставляя без внимания такие случаи, когда работа совершается мышцей без укорочения или, наоборот, с удлинением. Исходя из приведенных соображений, использование слова «сокращение» для обозначения любого действия мышцы может быть не всегда корректно.

Известно, что лингвистические ограничения терминологии могут приводить исследователей к путанице, противоречиям, заблуждениям. Чтобы избежать ограничений слова «сокращение», как и в предшествующей работе [Скворцов Д.В., 1996], в данном руководстве для обозначения функции мышцы будет использоваться термин ***действие***, который нейтрален в отношении изменения длины мышцы и совершаемой ею работы.

Роль исследования ЭМГ в КАД

Первые работы по изучению электрических явлений в мышцах были выполнены Н.Е.Введенским (1884). Первая электромиограмма зарегистрирована посредством струнного гальванометра H.E.Piper (1907). В сфере КАД, начиная с 50-х годов прошлого века, стал использоваться специальный вид ЭМГ исследования, который можно обозначить, как ***динамическая*** или ***функциональная ЭМГ***. Это регистрация ЭМГ (нативной или огибающей) во время движения обследуемого. В последующем данный метод стал использоваться в качестве прямого клинического инструмента. В настоящее время используется и другой термин — ***кинезиологическая ЭМГ*** (КЭМГ) — метод анализа функции мышц [Soderberg G.L., Knutson L.M., 2000]. КЭМГ используется для следующих целей:

- оценка мышечной функции в течение упражнения или терапевтической процедуры,
- дает возможность для пациента получить обратную связь,

- исследование амплитуды и продолжительности действия мышцы,
- оценка ходьбы,
- оценка эргономики рабочих процессов,
- определение утомления в мышцах.

С 80-х годов прошлого века анализ ЭМГ стал стандартным исследованием лабораторий КАД. Значительное число исследований [Cahan L.D. et al., 1990; Gage J.R. et al., 1984, 1987; Keenan M.A. et al., 1984, 1992, 1988, 1989, 1990; Kozin S.H., Keenan M.A.E., 1993; Patrick J.H., 1991; Perry J., 1987; Segal L.S. et al., 1989; Sutherland D.H., Santi M., Abel M.F., 1990; Young S., Keenan M.A.E., Stone L.R., 1990] посвящено дооперационному исследованию больных с ортопедической и неврологической патологией, церебральным параличом, после инсультов, с черепно-мозговой травмой, травмами спинного мозга, сопровождающихся спастикой и другими двигательными нарушениями. Значительное количество литературы по исследованию ЭМГ активности посвящено спортивной травме, оптимизации движений в спорте [Adelsberg S., 1986; Bradley J.P., Tibone J.E., 1991; Branch T.P., Hunter R., Donath M., 1989; Giangarra C.E. et al., 1993; Glousman R. et al., 1988; Glousman R. et al., 1992; Jobe F.W. et al., 1984; Jobe F.W. et al., 1983; Jobe F.W., Perry J., Pink M., 1989; Morris M. et al., 1989; Moseley J.B., 1992; Nuber G.W. et al., 1986; Ohkoshi Y. et al., 1991; Pink M., Jobe F.W., Perry J., 1990; 1993; Pink M. et al., 1991; Reber L., Perry J., Pink M., 1993; Ryu R.K.N. et al., 1988; Scovazzo M.L. et al., 1991].

Базовые методики ЭМГ

Для КАД используется два основных типа ЭМГ — ***поверхностная ЭМГ*** или ПЭМГ (surface electromyography — «SEMG») и ***игольчатая ЭМГ*** или ИЭМГ (fine-wire electromyography — «FWEMG»).

ПЭМГ позволяет неинвазивно исследовать биоэлектрическую активность поверхностно расположенных мышц. При этом регистрируемый сигнал является суммарным для многих двигательных единиц (ДЕ) мышцы в проекции отводящих электродов. Такая ЭМГ является хорошим ориентиром для определения режима работы мышцы или группы мышц. В отличие от этого, ИЭМГ дает возможность исследовать локальные процессы биоэлектрической активности в малой группе двигательных единиц или даже в отдельной двигательной единице. Кроме того, имеются существенные технические отличия между данными видами ЭМГ. ПЭМГ характеризуется относительно низкочастотным сигналом (до 500 Гц) и большой амплитудой, ИЭМГ имеет более высокую частоту сигнала (до

1000 Гц) и меньшую амплитуду. ПЭМГ отличается лучшей повторяемостью [Kadaba M.P. et al., 1985; Komi P.V., Buskirk E.R., 1970]. ИЭМГ отличается еще и тем, что это инвазивный метод, который требует соблюдения соответствующих условий и его использование несет известную опасность для здоровья пациента. Его сложно использовать для исследования детей, хотя во многих лабораториях такие исследования являются рутинными [Young C.C. et al., 1989]. Наложение электродов при ИЭМГ является в обязательном порядке врачебной процедурой, в то время как наложение электродов для ПЭМГ может быть выполнено средним персоналом, но требует присутствия врача, поскольку необходимо с высокой точностью определять двигательную зону мышцы. В ряде случаев для определения точного расположения электродов требуется предварительная стимуляция мышцы импульсами тока. Однако после такого способа определения двигательной зоны необходимо отложить само ЭМГ исследование на следующий день.

При прочих равных условиях, наиболее распространенным для КАД является использование ПЭМГ исследования мышц. Основной задачей поверхностной электромиографии является определение фаз мышечной активности относительно цикла шага или цикла другого движения, что не всегда легко сделать [Витензон А.С., Петрушанская К.А., 2003; DiFabio R.P., 1987]. Полученные результаты сравниваются с нормативными [Витензон А.С., 1998; Скворцов Д.В., 1996; Ounpuu S., Perry J., 1992; Perry J., 1992; Pierotti S.E. et al., 1991; Winter D.A., 1989, 1990].

В исследованиях ПЭМГ популярны два вида: ***нативная ЭМГ*** или НЭМГ (raw EMG — REMG) и конвертированная, сглаженная, т.е. ***огибающая ЭМГ*** или ОЭМГ, (envelope EMG) хотя для чисто практических целей более удобна ОЭМГ [Winter D.A., 1984].

С начала девяностых годов прошлого века функциональное ПЭМГ исследование применяется для решения вопроса о хирургической коррекции двигательной патологии различного генеза в целом [Cahan L.D. et al., 1990; Gage J.R. et al., 1984, 1987; Keenan M.A., 1988; Keenan M.A. et al., 1984; Keenan M.A., Haider T.T., Stone L.R., 1990; Keenan M.A., Perry J., 1990, 1992; Keenan M.A.E., Romanelli R.R., Lunsford B.R., 1989], при хирургическом лечении такой патологии как церебральный паралич [Csongradi J., Bleck E., Ford W.F., 1979; Sutherland D.H., 1984; Gage J.R., 1991; 1993; Perry J., 1992].

Регистрация ЭМГ сигнала относится к относительно слабым биоэлектрическим сигналам. Поэтому для его регистрации необходимо использовать электронные усилители. Ранее для этой цели были популярны приборы с передачей по гибкому кабелю или позднее с сохранением данных на носителе, размещенном на пациенте. В настоящее время, в связи с разработкой компактных высокоскоростных цифровых радиоканалов приема-передачи

информации, предпочтение отдается приборам, использующим такой тип радиоканала. Не так давно появился прибор, где усилитель ЭМГ сигнала его передатчик и батарея питания расположены в едином блоке, который приклеивается непосредственно на кожу над интересующей мышцей.

Величина, характеризующая усиление электронного усилителя, называется ***коэффициент усиления***, т.е. это отношение амплитуды выходного сигнала к входному.

$$КУ = \frac{U_{вых.}}{U_{вход.}}, \text{ где}$$

КУ — коэффициент усиления, $U_{вых}$ — уровень выходного сигнала, $U_{вход}$ — уровень входного сигнала.

Коэффициент усиления современных электромиографов может достигать тысячи и более. Так как электрическое сопротивление между правильно наложенными ЭМГ электродами невелико и измеряется в килоомах (кОм), то электронный усилитель должен обладать высоким входным сопротивлением многократно (на несколько порядков) превышающим межэлектродное. Входное сопротивление качественного канала ЭМГ современного электромиографа измеряется в десятках и сотнях мега Ом (МОм). Сам усилитель может быть построен по различным схемам.

Наиболее простой — это униполярный усилитель (рис. 59А). Его отличительные особенности — несложность в изготовлении, но при этом он никак не защищен от помех. Одна из таких помех имеет место всегда — помеха сетевой частоты, представляющая собой правильную синусоиду частотой 50 Гц для Европы и 60 Гц для северной Америки.

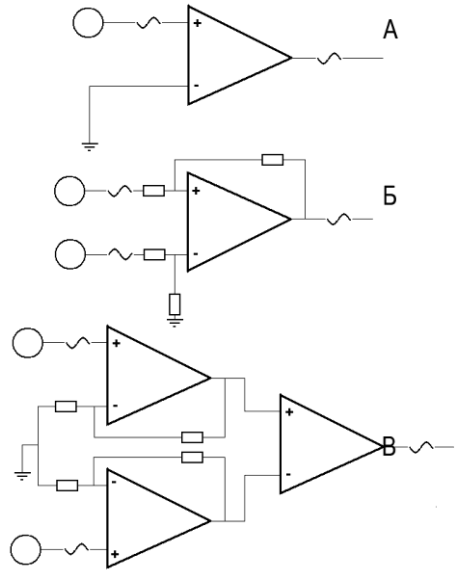


Рисунок 59. Наиболее распространенные варианты схем усилителей для регистрации ЭМГ: А — униполярный усилитель, Б — простой дифференциальный, В — двойной дифференциальный.

В этом отношении схема простого дифференциального усилителя (рис. 59Б) отличается тем, что регистрируемая каждым электродом сетевая помеха на входе в усилитель накладывается сама на себя в противофазе и, таким образом, полностью аннулируется. На выходе получаем усиленный ЭМГ сигнал. Такой принцип построения ЭМГ канала используется и в настоящее время, однако в силу технических особенностей данного усилителя его, чаще всего, применяют как входной канал, специально для подавления синфазных помех. Поэтому коэффициент усиления такого усилителя делается равным 1, т.е. сигнал не усиливается.

Более эффективная схема ЭМГ канала — это двойной дифференциальный усилитель (рис. 59В). Данная схема позволяет более эффективно подавлять существующие помехи, собственные шумы усилителя и получать больший коэффициент усиления.

Сам процесс усиления ЭМГ канала регулируется соответствующими резисторами и их взаимоотношением. Для упрощения принцип работы показан на схеме простого дифференциального усилителя (рис. 60).

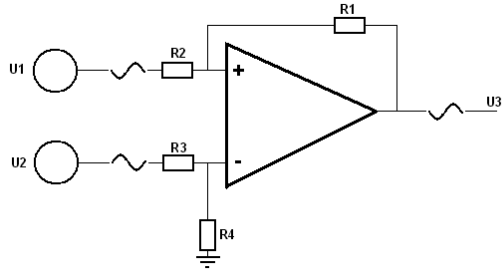


Рисунок 60. Принцип усиления простого дифференциального усилителя: R1-R4 — постоянные резисторы, U1-U2 — входные сигналы, U3 — выходной сигнал.

Отношение резисторов должно соответствовать следующей формуле:

$$\frac{R1}{R2}=\frac{R4}{R3}$$

Если данное соотношение выдерживается, то в этом случае коэффициент усиления будет определяться соотношением резисторов R1 и R2. Собственно это отношение и есть коэффициент усиления. Тогда амплитуда выходного сигнала определяется по формуле:

$$U3=\frac{R1}{R2}(U2-U1).$$

Иначе говоря, амплитуда выходного сигнала есть произведение амплитуды входного на коэффициент усиления

$$U_{вых.} = КУ \times U_{вход.}, \text{ где}$$

КУ — коэффициент усиления, $U_{вых}$ — уровень выходного сигнала, $U_{вход}$ — уровень входного сигнала.

Современный прибор для регистрации ЭМГ, как правило, имеет несколько регистрирующих каналов. Для целей КАД всегда используются многоканальные усилители, содержащие от 6 до 16 каналов усиления. Общая функциональная схема такого прибора включает не только каналы усиления, но и преобразования нативного сигнала в цифровой и соответствующий интерфейс для передачи получаемой информации и управления режимами работы каналов.

Процесс оцифровки ЭМГ сигнала

Ранее получаемый ЭМГ сигнал регистрировался различными способами — на фотобумаге или кинопленке. Использование световой записи не было удобным, поскольку требовало специфичного

химического процесса проявления, фиксирования изображения и высушивания фотоматериала. Регистрация посредством тепловых или чернильнопишуших приборов была невозможна в силу высокой частоты регистрируемых колебаний. С появлением персональных компьютеров все производители ЭМГ приборов перешли на регистрацию и сохранение данных в электронном виде. Об удобствах этого пути можно не упоминать. Далее мы остановимся на технических особенностях цифровой регистрации аналогового сигнала на примере сигнала ЭМГ.

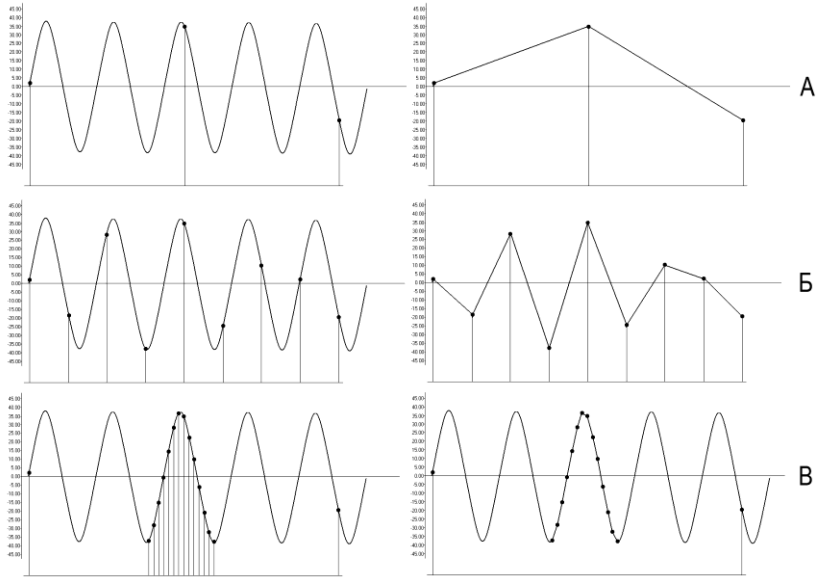


Рисунок 61. Влияние частоты регистрации данных на результат: А — низкая частота, Б — более высокая частота, В — относительно достаточная частота. Слева — нативный сигнал (биполярная синусоида), вертикальные линии — моменты регистрации сигнала. Справа — результат регистрации сигнала. Только в случае В кривая воспроизведена.

Для того чтобы зарегистрировать в цифровой форме аналоговый сигнал, т.е. оцифровать его, необходимо произвести процедуру аналого-цифрового конвертирования, или, другими словами, преобразования аналогового сигнала в цифровой. ***Аналого-цифровое преобразование*** (АЦП) **—** достаточно сложный процесс, который требует адекватной аппаратной реализации. Для АЦП сигнал должен быть разбит по координате «Х» и координате «У» на равные промежутки и амплитуды сигнала должны быть измерены для каждого промежутка. Частота АЦП имеет очень существенное значение для правильного преобразования сигнала в цифровую форму. На рис. 61

приведен пример изменения выходных данных в зависимости от частоты преобразования.

Если в первом случае (рис. 61А) на выходе мы имеем сигнал даже отдаленно не напоминающий синусоиду, то во втором случае уже можно предположить, что исходный сигнал имеет правильную синусоидальную форму. Только для третьего случая, когда частота опроса достаточно велика на выходе, имеем относительно правильное воспроизведение формы исходного сигнала.

Таким образом, правильное воспроизведение кривой возможно, если частота опроса достаточно высока. Насколько она должна быть высока? На этот вопрос отвечает теорема Nyquist-Котельников-Shannon [Котельников В.А., 1933; Nyquist H., 1928; Shannon C.E., 1949]. Согласно этой теореме частота опроса должна быть не менее чем в два раза выше частоты сигнала.

$$Ч_{опр.} \geq 2\ Ч_{сигн.}, \text{ где}$$

$Ч_{опр.}$ — частота опроса сигнала, $Ч_{сигн.}$ — максимальная частота сигнала.

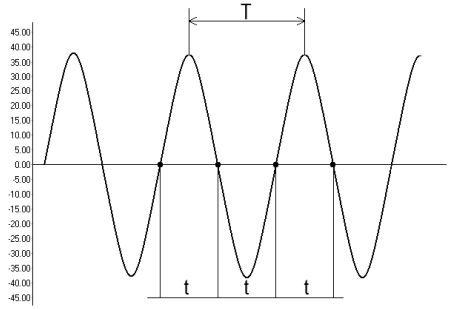


Рисунок 62. Вариант возможной ошибки при оцифровке сигнала с частотой в два раза больше, чем максимальная частота самого сигнала. На схеме синусоидальный сигнал с частотой, определяемой периодом «T», опрашивается с частотой в два раза превышающей этот период (период «t»), если моменты опроса сигнала попадают в точки пересечения с нулевой линией, то на выходе мы имеем отсутствие сигнала.

Для ПЭМГ получаем при максимальной частоте равной 600 Гц, частота опроса ЭМГ канала должна быть не менее 1200 Гц. В целом, данное правило работоспособно, однако при использовании минимальной частоты могут иметь место случаи, когда при наличии сигнала с выхода усилителя на выходе после АЦП можно наблюдать полное его отсутствие (рис. 62).

Этот случай достаточно условен, но демонстрирует принципиальную возможность ошибки.

Квантизация сигнала

Для того чтобы оцифровать амплитуду сигнала, необходимо разбить ее на значительное число дискретных единиц, амплитуда

которых будет представлена соответствующим кодом. Современные электронные аналого-цифровые преобразователи используют двоичный код (0 и 1), единица которого получила название ***бит***. Другое используемое название — разряд. Соответственно, преобразователи могут иметь различное число бит (разрядов) от 2 до 32. Наиболее употребимы в настоящее время 16 и 32 разрядные преобразователи. Чем больше разрядность преобразователя, тем на большее число частей (значений) может быть разложен оцифровываемый сигнал. Количество получаемых значений равно двум в степени равной разрядности преобразователя.

$$X = 2^n, \text{ где}$$

X — количество получаемых значений, n — разрядность преобразователя.

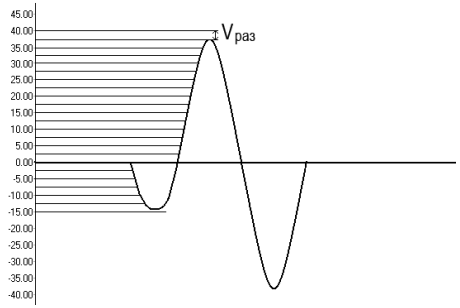


Рисунок 63. Влияние величины разрешающей способности на точность регистрации сигнала разной амплитуды. Положительная волна сигнала, имеющая большую амплитуду, будет оцифрована с большей точностью, чем отрицательная волна с меньшей амплитудой.

Количество разрядов всегда кратно двум. Так, для двух разрядного будем иметь только четыре возможных значения, для четырехразрядного оно возрастает до 16. Для восьмиразрдядного это значение возрастает до 256 значений. Популярные ныне 16 разрядные преобразователи позволяют получить на весь диапазон 65536 значений. В соответствии с этим правилом максимальная амплитуда сигнала будет охватывать весь диапазон значений. С другой стороны, чем меньше амплитуда сигнала, тем меньше точность его оцифровки, так как на всю амплитуду сигнала будет приходиться меньше действующих значений (рис. 63).

Одно из следствий этого правила — необходимость правильного подбора коэффициента усиления. Другое следствие, выходящее из процедуры оцифровки амплитуды сигнала,— то, что она дискретна и величина дискрета определяет разрешающую способность, с которой собственно сигнал и может быть зарегистрирован. Разрешающая способность определяется по формуле:

$$V_{раз.} = \frac{V_{вход.}}{2^n}, \text{ где}$$

$V_{раз.}$ — разрешающая способность, $V_{вход.}$ — диапазон входного напряжения, n — разрядность преобразователя.

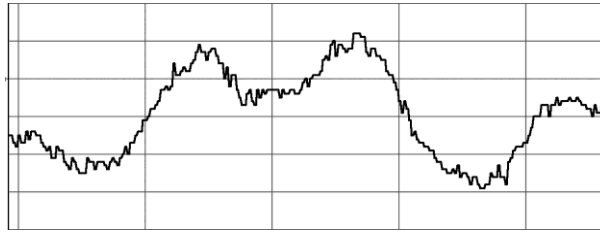


Рисунок 64. Оцифрованная кривая с разрядностью преобразования 12 бит — отчетливо виден ступенчатый характер итогового сигнала.

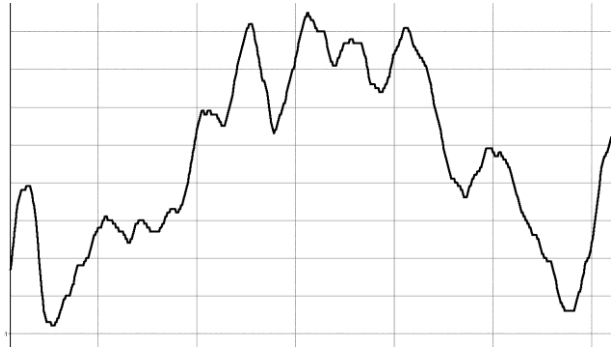


Рисунок 65. Результат 16-ти битного преобразования сигнала при том же масштабе, что и на рисунке 64. Кривая более гладкая, ступенчатый характер выражен незначительно.

Величина разрешающей способности имеет высокое практическое значение, поскольку определяет то значение, менее которого измерение в принципе невозможно, т.е. величину единицы измерения. Для примера можно взять стандартное значение выходного сигнала усилителя, которое для двухполярного ЭМГ сигнала составляет от +5 до -5 В. Таким образом, на весь диапазон в 10 В получаем разрешающую способность для 4-х разрядного преобразователя — 0.625 В, для 8-разрядного — 0.039 В, а для 16-разрядного — 0.00015 В. Соответственно с возрастанием разрядности преобразователя увеличивается и точность регистрации амплитуды (рис. 64, 65).

Таким образом, аналого-цифровое преобразование исходного сигнала в зависимости от используемых характеристик может вносить большие или меньшие искажения в первичные показатели нативной кривой.

Обработка ПЭМГ сигнала

В настоящее время существует значительное количество способов обработки ПЭМГ сигнала. Способы отличаются по количеству и качеству получаемой информации и были разработаны для различных задач и целей. Представим наиболее используемые для исследования движений. Для ряда таких методов разработаны стандарты требований к аппаратуре, методике и предоставляемой информации.

Рассмотрим нативный ЭМГ сигнал и его основные характеристики (рис. 66).

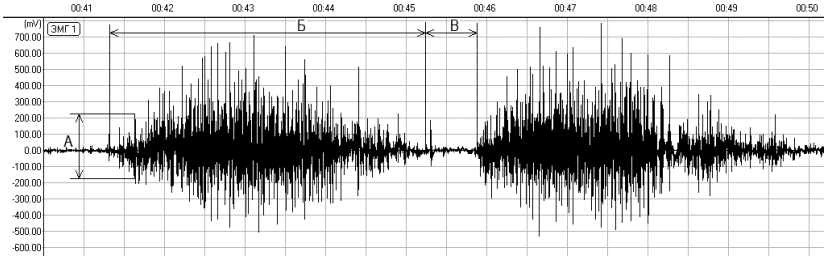


Рисунок 66. Базовые характеристики нативного ЭМГ сигнала: А — амплитуда пика, Б — продолжительность биоэлектрической активности, В — интервал биоэлектрического «молчания».

Кроме прямых параметров (рис. 66) существует ряд расчетных, характеризующих среднюю амплитуду за определенный интервал времени, и др. Так как ПЭМГ имеет достаточно широкий диапазон частот, то интересует и анализ спектра частот биоэлектрических колебаний ПЭМГ.

Фильтрация нативной ЭМГ

Фильтрация осуществляется посредством различных фильтров. Ранее такие действия осуществлялись исключительно посредством аппаратных, электронных фильтров [Витензон А.С., 2003; Славуцкий Я.Л., 1982]. В настоящее время цифровой обработки сигнала используются программные цифровые фильтры. Процесс фильтрации разделяется на два этапа. Первый применяется еще до детектирования сигнала. Нативный сигнал фильтруется посредством фильтров: высоких и низких частот, сетевой частоты.

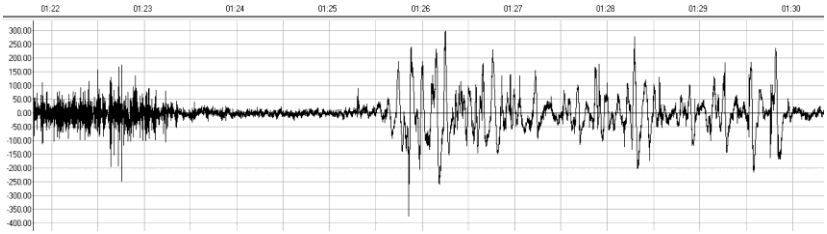


Рисунок 67. Помеха, появляющаяся при быстрых колебаниях кабеля,— справа; нативная ПЭМГ — слева и промежуток с минимальной ЭМГ активностью — между ними.

Методы фильтрации сигнала могут использоваться различные, в зависимости от задач исследования, поскольку каждый метод имеет свои характеристики, плюсы и минусы. Чаще всего используются фильтры Чебышева, Butterworth и другие. Фильтр высоких частот убирает, в зависимости от настройки, любые колебания сигнала на частотах от 0 до 5-10-15 Гц. При регистрации ЭМГ движущегося пациента использование таких фильтров является абсолютно необходимым из-за колебаний кабелей ЭМГ датчиков во время движения обследуемого, что модулирует ЭМГ сигнал низкими частотами. Колебания кабелей пассивных ЭМГ электродов вносят низкочастотную помеху за счет собственной емкости (рис. 67).

Для того чтобы избежать влияния собственных колебаний кабеля следует использовать

- короткие кабели и кабели со специальными свойствами,
- предварительные усилители сигнала,
- аппаратную или программную фильтрацию сигнала.

На рис. 68 приведен пример работы программного фильтра ПЭМГ сигнала.

Фильтр низкой частоты используется для того, чтобы убрать из сигнала все колебания выше определенной частоты. Для ПЭМГ, как правило, такая частота находится в пределах от 500 до 600 Гц. Все возможные биоэлектрические колебания выше данной частоты высокочастотным фильтром удаляются.

Для окончательной фильтрации сетевой частоты используется специальный фильтр, который полностью убирает синфазные колебания на частоте 50 Гц для стран Европы и на частоте 60 Гц для Северной Америки.

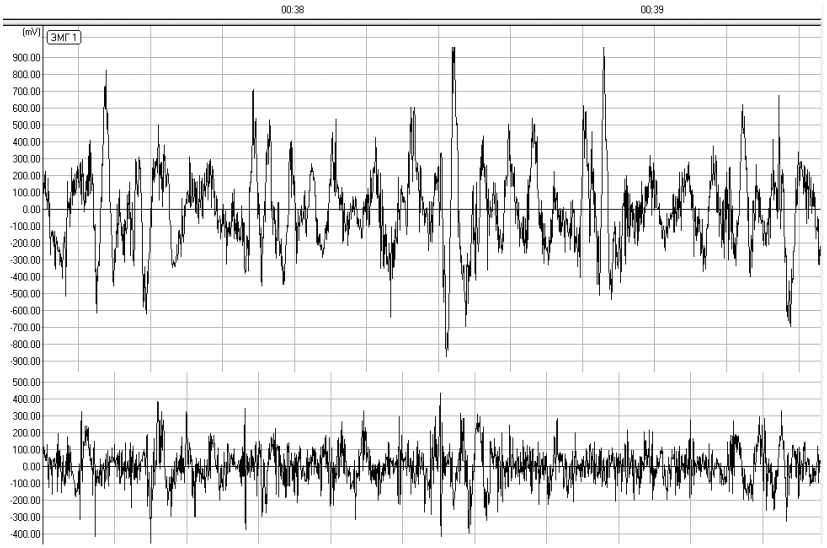


Рисунок 68. Нативная ПЭМГ (вверху) без использования высокочастотного фильтра. Видны колебания кабеля на фоне низкой биоэлектрической активности мышцы. Ниже другой участок этой же записи с включенным 15 Гц фильтром: модуляции сигнала кабеля практически отсутствуют.

Выпрямление ПЭМГ

Выпрямление ПЭМГ — процесс обработки нативного ЭМГ сигнала, в результате которого обработанный сигнал состоит только из положительных полуволн. Иное техническое название этого процесса — детектирование, также используется термин конвертирование. В англоязычной литературе для описания этого процесса используется термин — linear envelope detection. Выпрямление может выполняться двумя способами: полуволновое выпрямление и полноволновое выпрямление (рис. 69).

В настоящее время стандартным является полноволновое выпрямление, как способ, позволяющий сохранить максимально все начальные свойства сигнала [Happee R., 1992; Knutson L.M. et al., 1994; Rogers M.W., Pai Y.C., 1993; Ryan M.M., Gregor R.J., 1992; Shiavi R. et al., 1991, 1992; Solomonow M., Baratta R.V., D'Ambrosia R., 1991; Winter D.A., Scott S.H., 1991; Winter D.A., Yack H.J., 1991; Wolf S.L., Segal R.L., English A.W., 1993]. Однако выпрямление является только первым этапом в процессе обработки и как изолированный способ имеет ограниченное значение. Следующий после выпрямления этап — сглаживание.

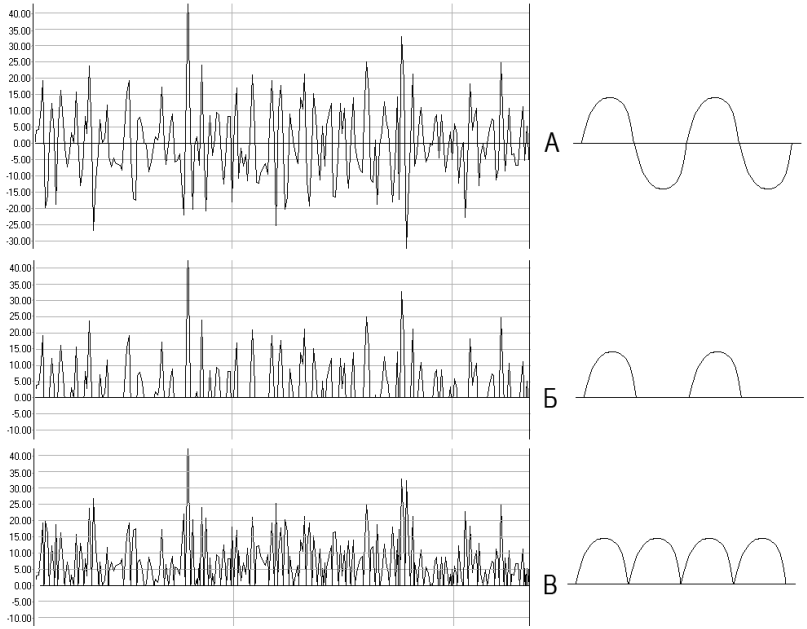


Рисунок 69. Полуволновое и полноволновое выпрямление нативного ЭМГ сигнала: А — нативная ЭМГ, Б — полуволновое выпрямление, В — полноволновое выпрямление. Справа представлена схема выпрямления полувонового и полноволнового простого синусоидального сигнала.

Сглаживание

Другое название этого процесса — фильтрация с постоянной составляющей времени, в англоязычной литературе — linear envelope. Фильтрация выпрямленной нативной ПЭМГ является непременным условием дальнейшей обработки [Davis B.L., Vaughn C.L., 1993; Gowland C. et al., 1992; Happee R., 1992; Shiavi R. et al., 1992; Turker K.S., 1993; Winter D.A., Scott S.H., 1991]. Процедура позволяет получить общий профиль биоэлектрической активности мышцы за счет сглаживания острых пиков амплитуд, которые имеют место в нативной ЭМГ [Parry J., 1992; Soderberg G.L., 1992; Winter D.A., 1991]. Постоянная составляющая времени может быть от 5 до 250 мс и более. В результате получается ОЭМГ (рис. 70).

Как видно из рисунка 70 процесс выпрямления и сглаживания практически в два раза изменил амплитуду, оставив только существенные колебания ЭМГ сигнала. Амплитуда ОЭМГ в значительной степени зависит от того, с какой постоянной составляющей времени производилось сглаживание (рис. 71).

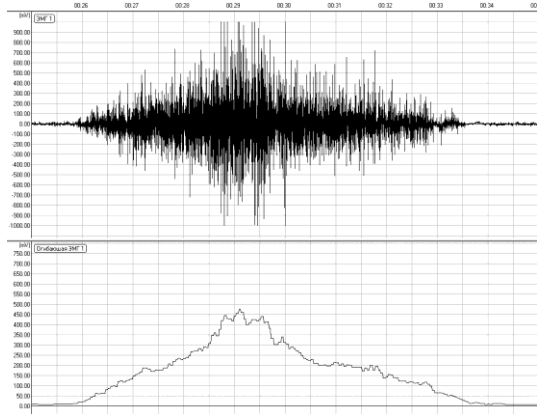


Рисунок 70. Вверху — нативная ЭМГ, внизу — та же ЭМГ, прошедшая процесс полнопериодного выпрямления и сглаживания.

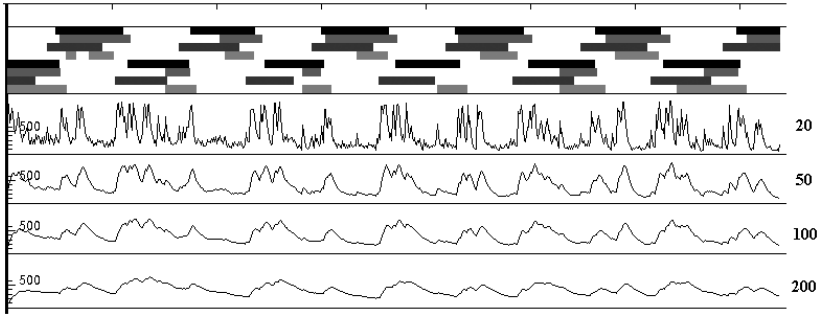


Рисунок 71. Зависимость амплитуды ОЭМГ от постоянной составляющей времени. Вверху — отметки времени в секундах, ниже — подограмма для левой и правой ноги, далее — 20 — выпрямленная ЭМГ с постоянной сглаживания 20 мс, 50 — та же ЭМГ с постоянной сглаживания 50 мс, 100 — с постоянной сглаживания 100 мс и 200 мс. Видно, что с увеличением постоянной составляющей времени амплитуда уменьшается.

Таким образом, амплитуда итогового сигнала существенно зависит от постоянной составляющей времени сглаживания, что является техническим эффектом данного процесса.

Для КАД чаще всего используется ОЭМГ после фильтрации с постоянной составляющей сглаживания в 100-200 мс.

Нормализация по времени

В КАД используется в качестве двигательного теста походка или другие периодические движения. Поэтому итоговая обработка ЭМГ предполагает приведение полученного сигнала к циклу движения

и расчет усредненной ОЭМГ за цикл движения. При исследовании походки таким циклом является ЦШ (рис. 72).

Конечный этап обработки предполагает нормирование ОЭМГ к циклу шага за каждый анализируемый шаг, после чего рассчитывается средняя ОЭМГ за ЦШ (рис. 73).

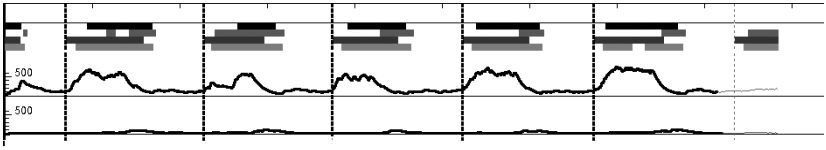


Рисунок 72. ОЭМГ большеберцовой и наружной икроножной мышц пациента во время ходьбы. Снизу вверх: отметки времени, подограмма левой ноги с отметкой вертикальными линиями ЦШ, ОЭМГ левой большеберцовой мышцы, ОЭМГ левой наружной икроножной мышцы.

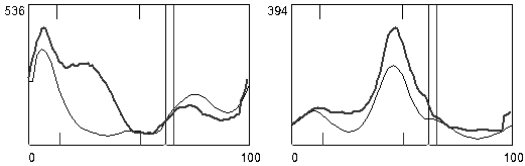


Рисунок 73. Результат конечной обработки ОЭМГ — средняя ОЭМГ в ЦШ. По горизонтали — % цикла шага, по вертикали — амплитуда в микровольтах (мВ). Тонкая линия — биоэлектрическая активность в норме, толстая — данные пациента. Данные представлены в едином стандарте цикла шага. Вертикальная линия (на правом графике) ближе к центру — конец периода опоры в норме, правее — конец периода опоры пациента. Вертикальные риски вверху обозначают конец первого периода двойной опоры (левая) и начало второго периода двойной опоры (правая) в норме. Такие же риски внизу — аналогичные данные, но для обследуемого.

Конечный вариант обработанной ОЭМГ (нормализованной ко времени ЦШ и усредненной за несколько выбранных циклов) и является информацией, необходимой для врача.

Фазовая активность

Фазовая активность — метод представления ПЭМГ, показывающий эффективное действие мышцы в ЦШ. Это своего рода, способ формализации, упрощения работы мышцы, применяемый для быстрого анализа. Для того чтобы характеризовать графически или в цифровом виде эффективное действие мышцы, необходимо задать определенный порог, выше которого мышца будет считаться действующей, а ниже которого — недействующей. Упрощенно метод определения фазовой активности указан на рис. 74.

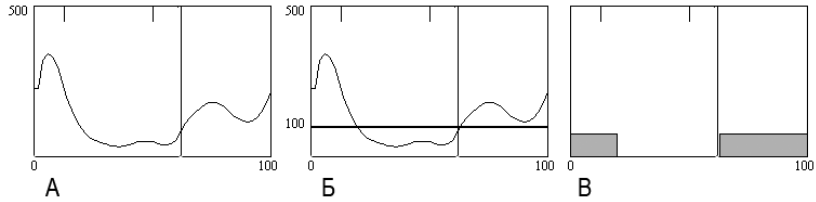


Рисунок 74. Метод графического изображение фазовой активности мышцы: А — ЭМГ переднебольшеберцовой мышцы, полученная после фильтрации и конвертирования и приведенная к формату ЦШ, Б — выбор порога изображен линией, соответствующей 100 мВ, В — графическое изображение продолжительности действия мышцы.

В силу того, что порог задается искусственно, такой метод формализации страдает известным произволом. Кроме того, данное представление действия мышцы сильно примитивизирует ее работу до минимально возможного уровня (есть-нет). Итоговая информация выдается в сравнении с нормой (рис. 75).

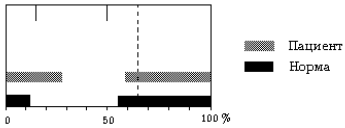


Рисунок 75. Простой способ представления фазовой активности мышцы в цикле шага.

Тем не менее, несмотря на откровенную примитивизацию процесса биоэлектрической активности мышцы и известный произвол в определении порога действия мышцы, данный способ широко используется в практической деятельности благодаря своей простоте и наглядности. В условиях реального ЭМГ исследования не всегда имеется возможность определить порог активности мышцы. Особенно это касается автоматических математических алгоритмов определения. В литературе в настоящее время известно около 30 различных подходов для методов, ориентированных на использование компьютера [Hodges P.W., Bui B.H., 1996].

Нормализация по амплитуде

Нормализация по амплитуде — метод обработки ПЭМГ, при котором производится перерасчет амплитуды из микровольт в проценты от уровня ***максимальной произвольной активности*** (МПА) (maximal voluntary contraction — MVC). Данный метод нормализации по уровню МПА нашел наибольшее распространение [Arsenault A.B. et al., 1986; Giroux B., Lamontagne M., 1990; Neumann D.A., Soderberg G.L., Cook T.M., 1989; Soderberg G.L. et al., 1991; Soderberg G.L., Cook T.M., 1984; Standards for reporting EMG data, 1997; Yang J.F., Winter D.A., 1983, 1984; Woods J.J., Bigland-Ritchie B., 1983].

В зависимости от условий проводимого исследования абсолютная величина биоэлектрической активности может корректно соотносится только с уровнем активности данной мышцы. Поэтому абсолютная величина, хотя и является самой распространенной, но не позволяет ответить на вопрос, в каких, даже собственных функциональных пределах работает мышца. В конечном счете, исследователя интересует развиваемое мышцей усилие. Но амплитуда биоэлектрической активности имеет довольно сложную закономерность с развиваемым мышцей усилием.

Попытка использовать ПЭМГ исследование для определения действующей во время ходьбы или другого теста силы мышцы также имеет длительную историю [Витензон А.С., 1983; 1998; Славуцкий Я.Л., 1982; Zuniga E.N., Simons D.G., 1969; Milner-Brown H.S., 1975]. Однако такая попытка нормализации, не взирая на серьезные работы в этой области [Yang J.F., Winter D.A., 1984], имеет много ограничений [De Luca C.J., 1997]. Тем не менее, даже обычное функциональное исследование ПЭМГ имеет значительное количество особенностей, напрямую влияющих на успех его выполнения [Витензон А.С., 1983, 1998; Славуцкий Я.Л., 1982; De Luca C.J., 1997; Perry J., 1992; Perry J., Easterday C.S., Antonelli D.J., 1981].

В результате, для получения корректных данных и последующей нормализации биоэлектрической активности с перерасчетом силовых характеристик мышцы можно использовать лишь изометрический режим ее работы. В других случаях непрогнозируемую ошибку будут вносить следующие факторы:

- смещение двигательной зоны мышцы относительно накожного электрода,
- смещение накожного электрода относительно двигательной зоны мышцы,
- изменение толщины подкожной жировой клетчатки при удлинении или сокращении мышцы,
- изменение межэлектродного расстояния (если электроды раздельные).

Кроме перечисленных факторов имеются и другие. Так, например, не всегда имеется возможность протестировать в изометрическом режиме отдельно взятую мышцу. При неизбежном наличии других вспомогательных мышц они будут вносить свой, непрогнозируемый вклад в развиваемое исследуемой мышцей усилие. Тем не менее, для изометрического действия мышцы соотношение ее биоэлектрической активности, ОЭМГ и развиваемого усилия имеют очевидные взаимоотношения (рис. 76).

Кривые ОЭМГ и развиваемого усилия довольно похожи по форме (рис. 76). В общем виде для изометрического режима можно

принять допущение, что сила, развиваемая мышцей, прямо пропорциональна ее биоэлектрической активности.

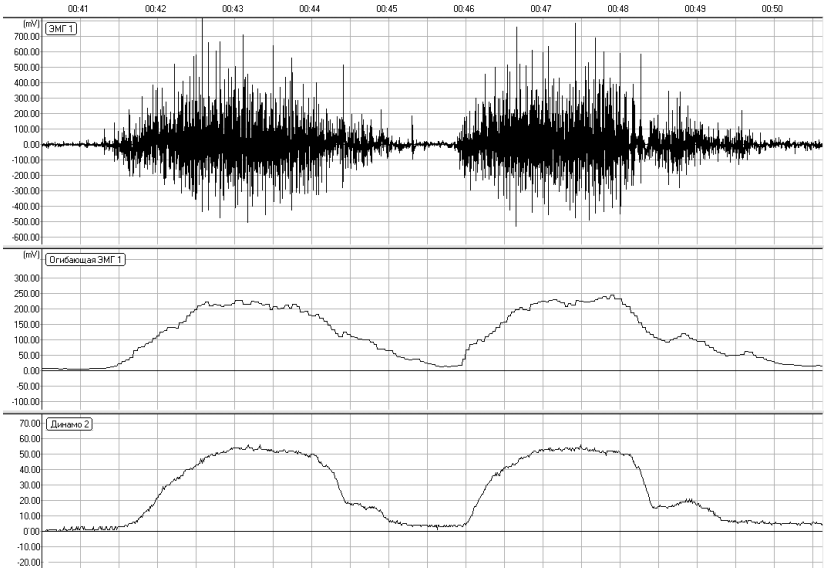


Рисунок 76. Соотношение нативного (вверху), выпрямленного и сглаженного (в середине) ПЭМГ сигнала с развиваемым мышцей усилием (нижний график). Запись сделана для мышцы, находящейся в изометрическом режиме действия.

Для изометрического действия мышцы соотношение генерируемой биоэлектрической активности и развиваемой ею силы приближается к линейному (рис. 77).

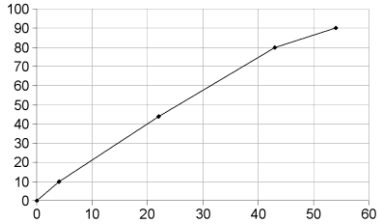


Рисунок 77. График взаимоотношения силы, измеренной динамометром и нормализованной ПЭМГ. По вертикали — биоэлектрическая активность мышцы в % от максимального усилия, по горизонтали — сила в Ньютонах.

Из представленного графика (рис. 77) видно, что ошибка возрастает при приближении действия мышцы к максимальному. Основной рабочий отрезок является линейным. Значение ошибки возможно уменьшить путем стандартизации процедуры исследования и определения расчетной средней величины максимального усилия в результате серии последовательных экспериментов.

Для других условий использования порога МПА требуется проведение специальной предварительной тренировки обследуемого. В ее отсутствие ошибка может достигать 20-30% [ISEK]. Наиболее

используемый временной интервал для замера МПА — 3 секунды [Soderberg G.L., Knutson L.M., 2000]. Оценка МПА может выполняться в различных условиях, которые должны быть описаны в протоколе исследования (т.е. с биологической обратной связью или без нее, каково положение больного, состояние проксимального сустава и др.). Для нормализации ЭМГ используется максимальная сила действия мышцы; все результаты исследования вычисляются в % от МПА. Однако такая нормализация будет правильной только в аналогичных условиях регистрации МПА, т.е. аналогичное положение суставов, длина мышцы в изометрическом действии. Для неизометрического действия необходимо учитывать угол в суставе, длину мышцы, скорость ее укорочения (удлинения) и нагрузку.

В целом, необходима следующая информация:

- каковы были физические условия тренировки (угол в суставе, длина мышцы и др.),
- частота производимых силовых действий,
- скорость укорочения или удлинения,
- амплитуда движений в суставе при неизометрическом действии,
- нагрузка, используемая при неизометрическом действии.

Кроме метода нормализации по МПА при изометрическом действии мышцы известны и другие подходы: по максимальному пику активности во время динамической задачи [Kadaba M.P. et al., 1989; Knutsson E., Richards C., 1979; Yang J.F., Winter D.A., 1984], по среднему уровню активности при динамической задаче [Knutsson E., Richards C., 1979; Winter D.A., Yack H.J., 1987]. Но наиболее корректным в настоящее время является метод нормализации в условиях изометрического действия мышцы по МПА.

Огибающая ЭМГ

Огибающая ЭМГ (ОЭМГ) или ***интегрированная ЭМГ*** **—** это ОЭМГ с вычисленным значением площади под кривой ОЭМГ за заданный промежуток времени (рис. 78). Метод получения интегрированной ЭМГ используется в научных и практических исследованиях [Витензон А.С., Петрушанская К.А., 2003; Славуцкий Я.Л., 1982; Hillstrom H.J., Triolo R.J., 1995; Shiavi R. et al., 1991; Souza D.R., Gross M.T., 1991; Units, Terms, and Standards in the Reporting of EMG Research, 1980], так как позволяет получить комбинированную амплитудно-временную характеристику сигнала. В отечественной литературе до сих пор еще встречается данный термин в некорректном применении, как обозначение нативной ПЭМГ. Расчет площади под кривой ОЭМГ позволяет оценить количественные характеристики активности мышцы в единицу времени или за определенный промежуток времени.

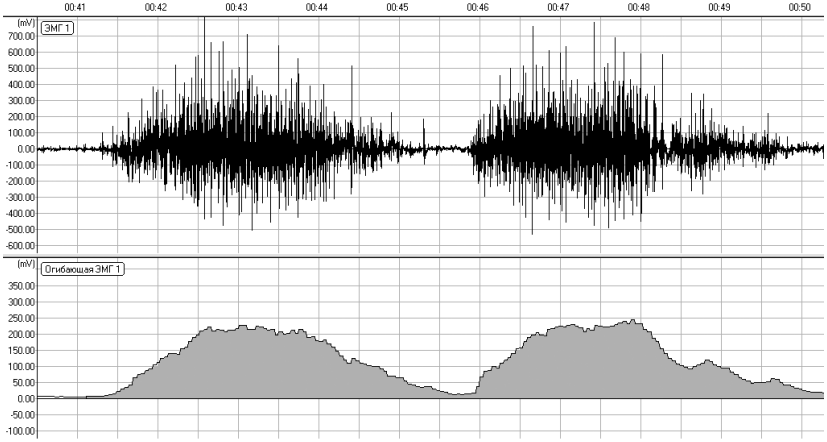


Рисунок 78. Получение интегральной ПЭМГ. Вверху — нативная ПЭМГ, ниже — выпрямленная и сглаженная ОЭМГ. Площадь под ОЭМГ и есть интегральная ЭМГ, которая характеризует интенсивность и продолжительность действия мышцы.

Площадь под кривой ОЭМГ измеряется в вольтах в секунду В/с или мВ/с.

В отечественной литературе [Витензон А.С., Петрушанская К.А., 2003; Славуцкий Я.Л., 1982] имеется описание еще одного процесса интегрирования посредством аппаратного интегратора. Это устройство на выходе дает последовательность импульсов, частота которых пропорциональна площади входного сигнала.

Значение амплитуды выпрямленной ЭМГ с учетом временного интервала определяется как ***среднее значение выпрямленной ЭМГ*** (average rectified value — ARV) или как ***среднее значение амплитуды*** (mean amplitude value — MAV) и рассчитывается как интеграл выпрямленной ЭМГ в течение временного интервала, деленное на продолжительность временного интервала.

Другой метод дающий информацию об амплитуде — ***среднеквадратическое значение амплитуды*** (root mean square — RMS), которое определяется как квадратный корень значения квадрата амплитуды, т.е. является статистической величиной, имеющей название в отечественной литературе — среднеквадратическое отклонение (СКО). Как и предшествующий параметр этот также определяется только для специфического временного интервала, который должен быть установлен. Однако его единица измерения уже не включает временную составляющую. Сглаженная посредством низкочастотного фильтра средняя выпрямленная (или RMS значение) измеряется в вольтах (В) или микровольтах (мВ). В зарубежной литературе данный параметр используется многими исследователями

[Soderberg G.L. et al., 1991; Wolf S.L., Edwards D.I., Shutter L.A., 1986; Sinkjaer T., Arendt-Nielsen L., 1991; Arendt-Nielsen L. et al., 1991; Neumann D.A., 1996; Ng J.K., Richardson C.A., Jull G.A., 1997].

Возможные артефакты

Сетевые и физиологические помехи

Одним из часто встречающихся артефактов ЭМГ исследования, особенно при нарушении базовых правил, является сетевая наводка. Проявление ее зависит от коэффициента усиления и амплитуды сигнала сетевой частоты на электродах. В зависимости от этого график исследования может быть разным, но всегда имеет постоянную составляющую, следующую с одной и той же частотой в 50 Гц для Европы и в 60 Гц для Северной Америки (рис. 79).

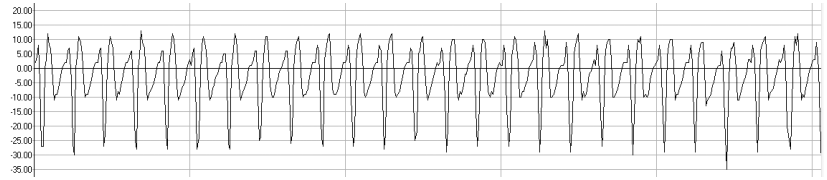


Рисунок 79. Один из вариантов модуляции сигнала сетевой частотой 50 Гц.

Борьба с сетевой наводкой включает в себя:

- тщательную обработку кожи для наложения электродов,
- использование электродного геля,
- обеспечение хорошего контакта электрода с кожей в течение всего времени обследования,
- наличие заземляющего электрода на пациенте.

Имеют значение и технические характеристики ЭМГ усилителя, помещение в котором проводится исследование (отсутствие в непосредственной близи источников сильных электрических полей) и др.

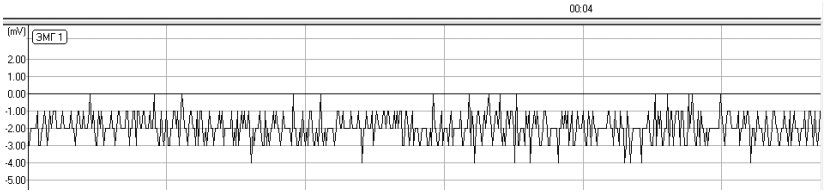


Рисунок 80. Вид сигнала при замкнутых электродах.

В ряде случаев возможны другие технические причины появления сетевой помехи. Для простого тестирования всей цепи —

электроды, кабель, усилитель — можно замкнуть любым металлическим предметом отводящие электроды и посмотреть идущий сигнал при максимальном разрешении. Нормально работающая цепь дает практически нулевой уровень сигнала характерной формы (рис. 80).

Помехи, которые встречаются при ПЭМГ исследовании, могут иметь и физиологический характер. Так, при регистрации ПЭМГ мышц туловища можно получить помеху от другого электрофизиологического процесса — электрокардиограммы (ЭКГ). Для нее характерна низкая частота изолированных пиков, соответствующих частоте пульса (рис. 81).

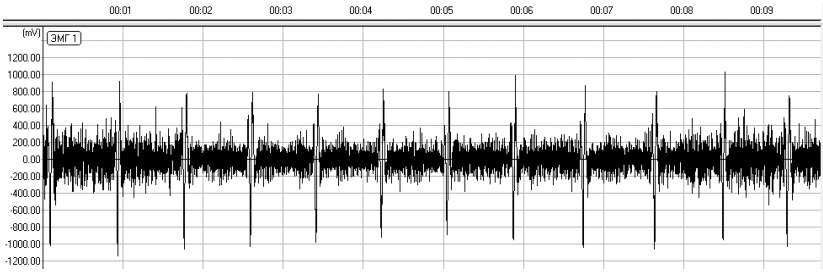


Рисунок 81. Вид помехи при регистрации наряду с ПЭМГ — электрокардиограммы.

Для того чтобы избежать появления ЭКГ помехи, необходимо очень тщательно обрабатывать кожу в месте наложения электродов, может помочь изменение положения заземляющего электрода. В ряде случаев, когда избежать этой помехи не удается, может быть использован специальный фильтр.

Колебания кабеля ЭМГ электрода

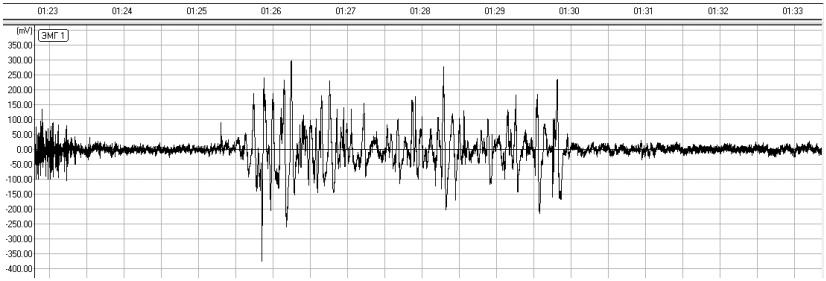


Рисунок 82. Помеха, вызванная колебаниями кабеля. На среднем участке исследуемая мышца остается расслабленной. Видимые помехи являются причиной колебания свободной зоны кабеля.

Специфика ЭМГ исследования, используемого в КАД, заключается в том, что обследуемый не сидит и не лежит неподвижно, а совершает различные движения, включая перемещение на расстояние. В данных условиях кабель между ЭМГ электродами и регистрирующим (передающим) устройством, расположенным непосредственно на обследуемом, может достигать 1-1.2 метра. Свободные части кабеля колеблются во время движений, что приводит к появлению модуляций ПЭМГ сигнала, вызванных колебаниями кабеля (рис. 82).

По амплитуде помехи, вызванные кабелем, достигают и могут превышать амплитуду основного сигнала. Отличительная особенность данного вида помех состоит в том, что они имеют существенно более низкую частоту, чем ЭМГ сигнал (рис. 83).

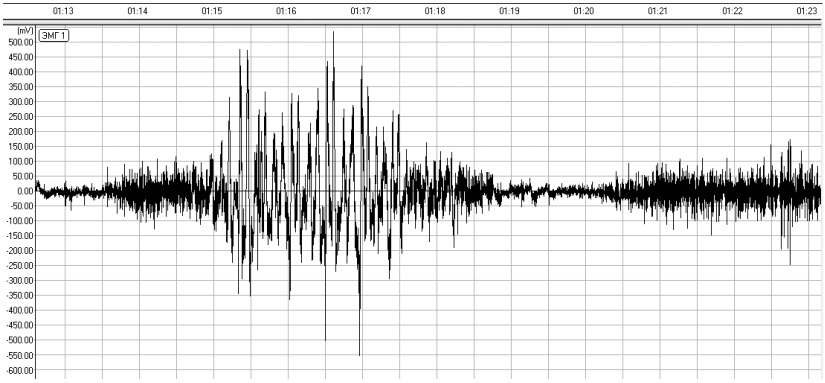


Рисунок 83. ПЭМГ сигнал, модулируемый (в средней части) колебаниями кабеля ЭМГ электрода. Помеха имеет меньшую частоту.

Борьба с этим видом помех может осуществляться следующими способами:

- использование предварительных усилителей, располагающихся непосредственно в колодке электродов,
- использование как можно более коротких кабелей с электродами без предварительного усилителя,
- использование фильтров высоких и низких частот для фильтрации низкочастотных помех.

Технически корректная регистрация ПЭМГ позволяет практически полностью избежать помехи за счет колебаний кабеля ЭМГ электрода.

Потеря контакта снимающего электрода и электрода «земля»

Для качественной регистрации ПЭМГ сигнала необходимо иметь хороший и надежный контакт между заземляющим электродом

и поверхностью кожи обследуемого. Большое электрическое сопротивление может привести к появлению сетевой помехи, а при полном отсутствии контакта усилитель может выйти в режим перенасыщения (рис. 84).

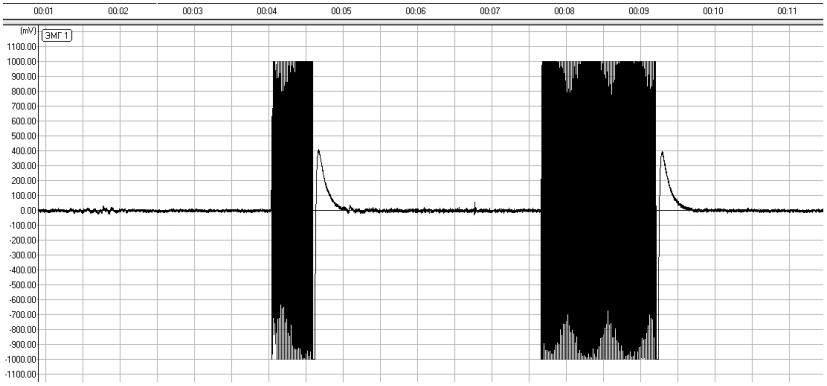


Рисунок 84. Пример плохого контакта на электроде «земля». При нормальном контакте видна изолиния — ЭМГ расслабленной мышцы. При спорадических потерях контакта усилитель выходит в режим насыщения.

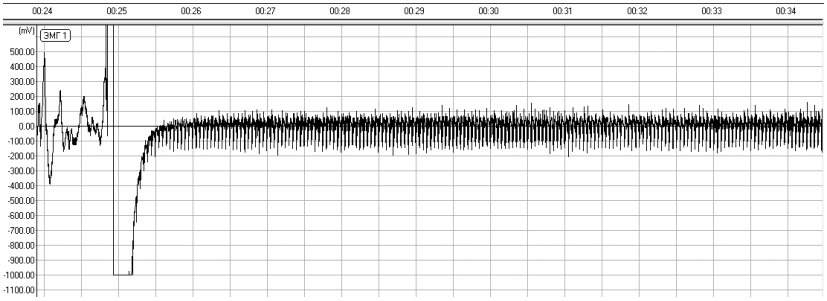


Рисунок 85. Потеря контакта снимающего электрода. Сначала усилитель выходит в режим насыщения, который затем быстро сменяется сетевой помехой.

Аналогичная ситуация может иметь место на одном или обоих снимающих электродах. В этом случае становится невозможной регистрация ПЭМГ (рис. 85).

Один из типичных примеров нарушения контакта электрода приведен на рисунке 86.

Вышеизложенное показывает, что методика ЭМГ исследования применительно к КАД является достаточно деликатной задачей, требующей жесткого соблюдения основных правил. Данные правила уже сформировали несколько вариантов стандарта исследования, которые отличаются незначительно.

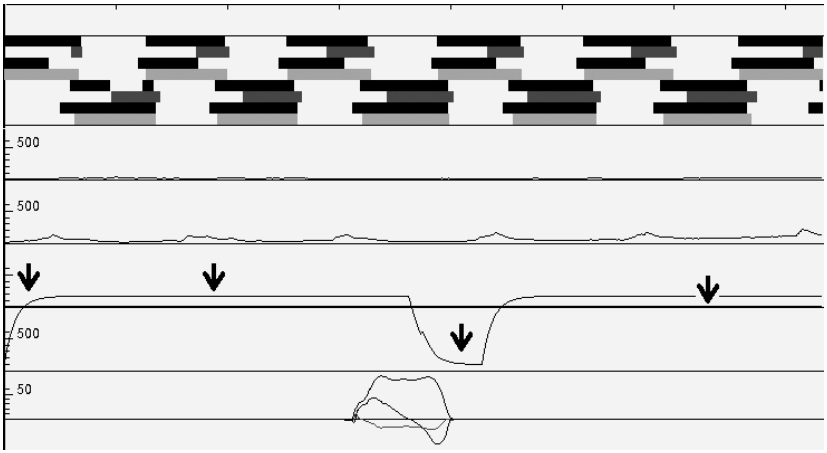


Рисунок 86. Типичный пример потери контакта электрода при его некачественной установке. Стрелками показан выход усилителя в режим насыщения и спорадическое появление контакта во время движения в середине прохода обследуемого.

Стандарты ЭМГ для КАД

В начале 90-х годов прошлого века в процессе фундаментальных и практических работ [Витензон А.С., 1998; Витензон А.С., Петрушанская К.А., 2003; Basmaijan J.V., Deluca C.J., 1986; De Luca C.J., 1997; Perry J., 1992; Winter D.A., 1991; Winter D.A. et al., 1980; Winter D.A., Fuglevand A.J., Archer S.E., 1994] сформировался определенный подход по тому каким должно быть ЭМГ исследования в КАД. Основные результаты были опубликованы на сайте GCMAS — Gait and Clinical Movement Analysis Society — североамериканского научного общества [Rash G.S., 2003]. Другие международные научные сообщества также опубликовали свои рекомендации по стандарту исследования, однако, последние касаются ПЭМГ или ИЭМГ исследований без относительно к задачам КАД — AANEM (American Association of Neuromuscular & Electrodiagnostic Medicine); SENIAM (Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles). В 1999 г. AAEM (American Association of Electrodiagnostic Medicine) и American Academy of Physical Medicine and Rehabilitation опубликовали технологический обзор, посвященный ПЭМГ (dynamic electromyography) в исследовании походки и анализу движений [Rechtien J.J. et al., 1999].

Практически сходные требования с GCMAS используются только международным обществом электрофизиологии и кинезиологии — ISEK (International Society of Electrophysiology and

Kinesiology) [Standards for reporting EMG data]. Это связано с тем, что в формировании стандарта ISEK участвовали специалисты, занимающиеся ЭМГ исследованиями в КАД. Первые стандарты общества были опубликованы в 1980 году [Units, Terms, and Standards in the Reporting of EMG Research, 1980]. Кроме стандартов, опубликованных вышеназванными сообществами, есть другие публикации по данной теме более раннего времени [Guld C., Rosenfalck A., Willison R.G., 1970].

Так как ИЭМГ имеет более узкие показания, в отличие от ПЭМГ, предложим базовые требования именно для ПЭМГ исследования, используемые в КАД.

Аппаратура (только для ПЭМГ):

- характеристики усилителя:
  - двойной дифференциальный канал,
  - входное сопротивление порядка 200 МОм,
  - коэффициент усиления должен позволять получить минимальный сигнал на выходе не менее 1В,
  - фильтр сетевой частоты (50 или 60 Гц),
  - общий режекторный фильтр 10.000 (80 дБ),
  - усиление должно быть таким, чтобы давать на выходе сигнал амплитудой до 1 В;
- характеристики аналого-цифровой обработки сигнала:
  - частота опроса ЭМГ канала не менее 1000-1200 Гц,
  - аналого-цифровой преобразователь — не менее 16 бит.

Методика наложения электродов для ПЭМГ:

- обработка кожи:
  - удаление волос в месте наложения электродов,
  - предварительная обработка поверхности кожи спиртовым раствором с обязательным высушивание до наложения электрода,
- установка электродов на двигательную зону мышцы согласно известным схемам (электроды должны иметь постоянное межэлектродное расстояние).

Обработка кожи в месте наложения электродов является одним из важных действий для регистрации ПЭМГ сигнала. В стандарте GCMAS [Rash G.S., 2003] указывается, что правильная обработка кожи перед наложением электродов дает уменьшение сопротивления кожи на 200%! Собственный опыт также убеждает, что недооценивать этот фактор нельзя.

Как известно, амплитуда ПЭМГ значительно изменяется в зависимости от места установки электрода на мышцу [De Luca C.J., 1997]. Для определения ДЗ мышцы составлены многочисленные таблицы, рисунки, даны описания. Однако наиболее точным способом

ее определения остается пробная стимуляция. Напомним, что после такого определения двигательной зоны само исследование необходимо отложить на следующий день.

Межэлектродное расстояние определяется как дистанция между центрами электродов (и зависит от их геометрической формы). Необходимость соблюдения постоянного межэлектродного расстояния не вызывает сомнений. Но, так как эта величина определяется относительно произвольно, то рекомендации авторов расходятся от 10 до 40 мм. Так, один из авторитетнейших исследователей биоэлектрических процессов мышц Carlo De Luca (1997) считает возможным ограничиться межэлектродным расстоянием в 10 мм. При фундаментальных исследованиях необходимо точно попасть между электродами в двигательную зону мышцы. Не стоит забывать о смещении двигательной зоны под кожей при сокращении или растяжении мышцы. Поэтому большинство исследователей приводит значительно более высокие цифры межэлектродного расстояния. У SENIAM оно равняется 20 мм, в отечественном комплексе «МБН-Биомеханика» — 15 мм. Отечественные исследователи, вообще склонны использовать большее межэлектродное расстояние — до 40 мм [Витензон А.С., 1998; Славуцкий Я.Л., 1982].

Отчет о проведении поверхностной ЭМГ должен включать следующие данные:

- материал электрода (Al/AgCl или другой),
- форма электрода (диск, прямоугольник, отрезок и др.),
- размер (диаметр, радиус, длина и ширина),
- использование пасты, геля, спирта для обработки кожи, бритье кожи и ее обработка абразивными материалами и др.,
- межэлектродное расстояние,
- расположение электродов на мышце с учетом того, где находится сухожилие, ДЗ, направление волокон мышцы,
- обработка ЭМГ сигнала:
  - тип используемого фильтра (фильтров) — Чебышева, Бутворт и др.,
  - высокочастотный фильтр 10-15 Гц,
  - низкочастотный фильтр 600 Гц,
  - фильтр сетевой частоты 50 или 60 Гц,
  - выпрямление — полнопериодное,
  - сглаживание от 20 до 250 мс,
  - нормализация к циклу шага,
  - нормализация к максимальному усилию;

- частотный анализ ЭМГ — показ энергии спектра частот ЭМГ должен включать следующее:
  - временная эпоха, используемая для каждой спектральной оценки,
  - тип трансформации Фурье (прямоугольная, Гамминга и др.),
  - алгоритм для трансформации Фурье (FFT),
  - зона нуля (если есть),
  - результирующая разрешающая способность по частоте,
  - уравнение, используемое для вычисления медианы частоты (Median Frequency — MDF), значение частоты (Mean Frequency — MNF), моментов и др.

Если использовались другие техники обработки они также должны быть описаны.

Методика ПЭМГ исследования

При проведении ПЭМГ необходимо точно соблюдать правила наложения электродов. От этого, во многом, будет зависеть результат исследования и возможность корректного сравнения результатов исследований различных пациентов или повторных исследований одного и того же пациента. Кожа в месте расположения электрода должна быть обезжирена, а поверхность электродов смазана электродным гелем. Электрод необходимо фиксировать к коже (лейкопластырем или другим адгезивным материалом) в месте двигательной зоны мышцы.

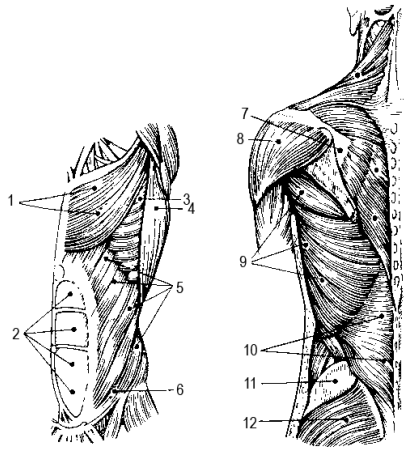


Рисунок 87. Двигательные зоны мышц туловища по передней и задней поверхности [по Ю.С.Юсевич, 1992].

Двигательная зона мышцы (***ДЗ***) — зона ее наиболее электрически возбудимого участка. Как правило, она расположена в месте наибольшей выпуклости мышцы при ее сокращении. Представим схемы расположения двигательных точек для нижней конечности и туловища по Ю.С.Юсевич (1972) (рис. 87, 88, 89).

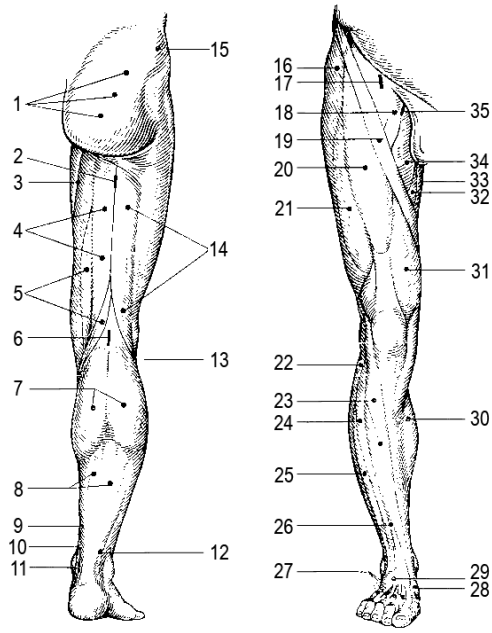


Рисунок 88. Двигательные зоны мышц ноги передней и задней поверхности [по Ю.С.Юсевич, 1992].

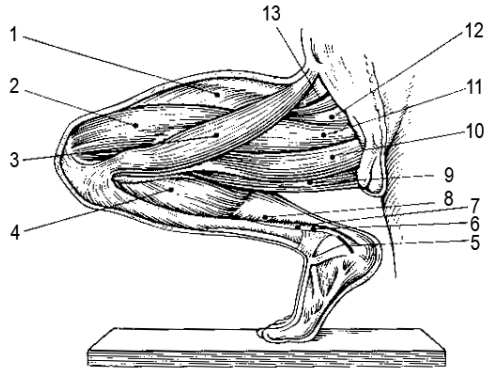


Рисунок 89. Двигательные зоны мышц ноги на внутренней поверхности [по Ю.С.Юсевич, 1992].

Более точный метод определения двигательной зоны мышцы предполагает использование стандартного стимулирующего устройства и стимулирующего электрода обычного электромиографа. В области вероятного нахождения двигательной зоны мышцы даются кратковременные импульсы такой силы, чтобы можно было визуально наблюдать реакцию мышцы на раздражение электрическим током.

Стимулирующий электрод перемещают по выбранной области и наблюдают, в каком месте будет получен максимальный двигательный ответ. Это и есть искомая двигательная зона, которая будет находиться примерно посередине между электродами. После чего ДЗ можно отметить непосредственно на коже. Данный метод позволяет с высокой точностью определять ДЗ, но исследование после такой процедуры можно выполнять только на следующие сутки.

Типы действия мышц

Раздел содержит краткую информацию об основных понятиях, которые сегодня являются общепринятыми в биомеханике для обозначения различных состояний мышц или происходящих в них процессов. Впервые данная терминология была опубликована международным обществом электрофизиологической кинезиологии (ISEK) в 1980 году [Winter D.A., 1990]. Эта терминология и легла в основу излагаемой ниже с некоторыми изменениями лингвистического порядка, сделанными автором.

Концентрическое действие мышцы сопровождается ее укорочением. Так, в фазу передачи нагрузки m. triceps surae имеет концентрическое действие, потому что усилие, производимое мышцей, приводит к разгибанию голеностопного сустава и, следовательно, к укорочению m. triceps surae (рис. 90).

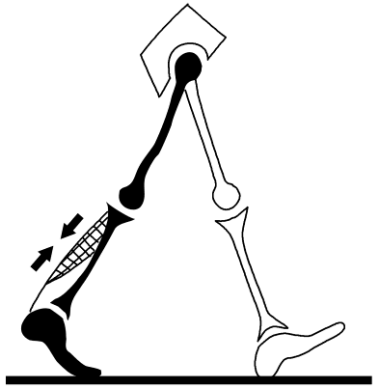


Рисунок 90. Пример концентрического действия мышцы.

Экцентрическое действие мышцы сопровождается ее удлинением. Типичный пример — действие мышцы m. triceps surae в середине периода опоры: напряжение мышцы сдерживает продвижение голени вперед (сгибание в голеностопном суставе), однако наружный сгибающий момент больше внутреннего разгибающего производимого (m. triceps surae), поэтому, несмотря на активность мышцы, она удлиняется (рис. 91).

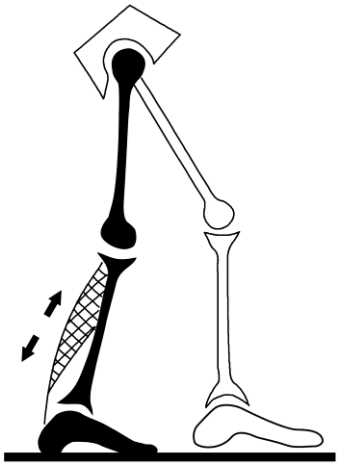


Рисунок 91. Пример эксцентрического действия мышцы.

Изометрическое действие мышца производит, когда при развиваемом напряжении длина ее не изменяется. D.A.Winter (1990) добавляет, что изометрическим следует считать также действие, при котором момент сил или суставной угол остаются без изменений. Данный тип активности имеет место при нормальной походке лишь в короткие промежутки времени смены направления движения в суставе.

Смешанные варианты действия мышц:

– ***изотоническое действие***: мышца производит постоянную силу или постоянный момент сил,

– ***изокинетическое действие***: мышца укорачивается или удлиняется с постоянной скоростью,

– ***изометрическое-изотоническое***: действие мышцы, при котором ее длина и развиваемая ею сила остаются постоянными,

– ***изометрическое-анизотоническое***: действие, при котором длина мышцы остается постоянной, а развиваемое усилие изменяется,

– ***анизометрическое-изотоническое***: действие, при котором длина мышцы изменяется, но развиваемое усилие остается постоянным,

– ***анизометрическое-анизотоническое***: действие, при котором оба параметра (длина и сила) изменяются.

Отметим, что концентрическое или эксцентрическое действие мышц приведено на нескольких простых примерах. Это обусловлено тем, что с изменяющимися взаимоотношениями сегментов реальная структура действия мышц весьма сложна. В ЦШ большинство мышц имеет несколько быстро сменяющихся типов действия [Витензон А.С., 1998; Winter D.A., Scott S.H., 1991]. В течение ЦШ мышца постоянно меняет состояние действия между концентрическим, экцентрическим и изометрическим. Данная картина существенно отличается от простых закономерностей действия мышц. В конечном счете, исследователю

необходимо иметь в виду, что *эксцентрическое действие мышцы есть не что иное, как поглощение ею энергии, а концентрическое — генерация энергии*.

В соответствии с вышеизложенным, типы взаимного действия мышц определяются, как:

синергисты — мышцы, которые участвуют в выполнении одного и того же движения,

антагонисты — мышца или группа мышц, которые выполняют противоположно направленное действие (например, по действию на голеностопный сустав m. soleus и m. tibialis anterior являются антагонистами друг друга, т.к. имеют противоположно направленное действие; по D.A.Winter (1990) антагонисты — это мышцы, которые производят в данное время меньший момент сил относительно сустава),

агонисты — мышцы, ответственные за определенное действие, т.е. имеющие такой же момент сил, как и в данном суставе [Winter D.A., 1990].

В сложных двигательных актах в разные моменты времени мышцы могут иметь различные типы взаимного действия.

Стандарты исследования в КАД

Стандарты КАД и, в первую очередь, анализа походки начали формироваться в 70-е годы прошлого века. В настоящее время с ними активно работают такие научные сообщества, как GCMAS (северная Америка), ESMAC (Европа), международное научное общество биомеханики ISB (северная Америка) и ряд других.

Основные методические подходы, которые де-факто стали стандартами для самого исследования, вычисляемых параметров, графического и цифрового представления данных, были опубликованы в известных монографиях [Inman V.T., Ralston H.J., Todd F., 1981; Whittle M., 1991; Winter D.A., 1990; Perry J., 1992]. В отечественной литературе первая попытка приведения понятийного аппарата, методики, графических и цифровых результатов исследования к имеющимся стандартам, была сделана в монографии Д.В.Скворцова в 1996 г., а для стабилометрического исследования — в 2000 г. Отметим, что для исследователей на пространстве бывшего СССР значительную роль в формировании методического подхода играют исследования, проведенные в лаборатории биомеханики ЦНИИПП под руководством профессора А.С.Витензона. За несколько десятилетий работы отдела биомеханики вышло значительное количество теоретических, клинических и экспериментальных трудов, которые и заложили основной фундамент для последующих исследований.

В последние годы GCMAS провело собственную работу по уточнению и формированию стандартов КАД, которая закончилась публикацией соответствующих документов. Со своей стороны ISB начало в 1995 году работу по стандартизации результатов исследования кинематики [Wu G., Cavanagh P.R., 1995]. Была проведена значительная работа с привлечением многих специалистов, закончившаяся выходом двух работ, посвященных определению систем координат суставов нижних конечностей [Wu G. et al., 2002] и позднее аналогичная работа для суставов верхней конечности [Wu G. et al., 2005].

Методические подходы по исследованию позвоночника были опубликованы еще в 1976 году [Hoppenfeld S., 1976].

Представленные в данной монографии методики, их аппаратное обеспечение, выходная информация даются в соответствии с имеющимися стандартами для данного вида исследований.

Кинематика

Система координат и оси движения в суставах

Для изображения в графическом виде изменений суставного угла — ***гониограммы —*** в течение цикла шага (ЦШ), прежде всего, необходимо определить систему координат.

Движения в любом суставе могут быть показаны в стандартной системе координат тела человека, включающей следующие плоскости:

- сагиттальная плоскость разделяет тело на правую и левую половины,
- фронтальная — на переднюю и заднюю части,
- горизонтальная — разделяет пространство или тело (в зависимости от уровня) на верхнюю и нижнюю части (рис. 92).

Движения в сагиттальной плоскости обозначаются как сгибание–разгибание, во фронтальной — отведение–приведение, в горизонтальной — наружная и внутренняя ротация.

Движения в суставе измеряются по отношению к нейтральному положению. В подавляющем большинстве исследований за нейтральное положение для суставов нижних конечностей принимается положение стоя прямо в основной стойке, стопы параллельны на ширине передне-верхних остей таза, продольные оси обеих голеней вертикальны. Вектор веса тела проходит через центры суставов. Общая система координат для регистрации движений в суставах нижней конечности представлена на рисунке (рис. 93).

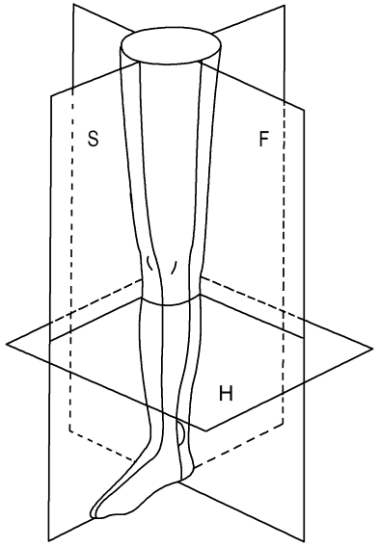


Рисунок 92. Локальная система координат для нижней конечности: S — сагиттальная плоскость, F — фронтальная плоскость, H — горизонтальная плоскость.

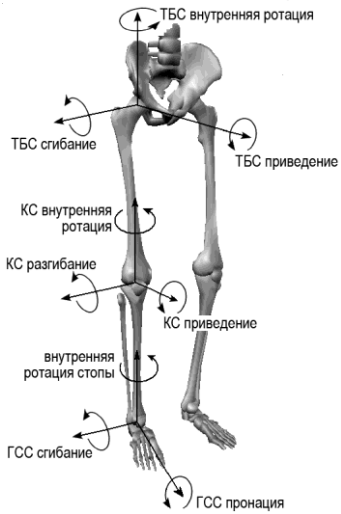


Рисунок 93. Общая система координат для регистрации движений в суставах нижней конечности.

Движение бедра кпереди от нейтрального положения есть сгибание в тазобедренном суставе, обратное движение — разгибание. Разгибанием бедра называются и движения в сагиттальной плоскости из положения сгибания. Сгибание имеет положительные значения относительно нейтрального положения, разгибание — отрицательные. Аналогично регистрируются движения коленного сустава: сгибание имеет положительные значения, разгибание — отрицательные. Движения в голеностопном суставе будут определяться следующим образом: тыльное сгибание как *сгибание*, подошвенное сгибание как *разгибание*.

Вектор веса тела, проходящий через центры суставов,— это теоретически идеальный случай действительно нейтрального положения суставов. Основная стойка здорового человека имеет несколько иные взаимоотношения. Линия вектора тела или вертикаль, проходящая через ОЦМ, опускается из центра головы (уровень которого соответствует отверстию ушной раковины), проходит на один сантиметр кпереди от тела четвертого поясничного позвонка, через центр тазобедренного сустава, впереди коленного и ложится на плоскость опоры на 4-5 см кпереди от линии внутренних лодыжек.

Это положение отмечается незначительными энергетическими затратами, необходимыми для поддержания стойки. Тазобедренный и коленный суставы в этом положении замыкаются пассивно за счет связок. Тазобедренный сустав принимает положение крайнего разгибания (около 10 градусов от истинного нейтрального положения), а коленный сустав находится в крайнем положении переразгибания (также около 10 градусов, однако, может достигать в норме 15 градусов). Голеностопный сустав находится в положении незначительного разгибания. Его отличие в том, что он не может быть пассивно замкнут, подобно тазобедренному или коленному. Его замыкание активное. Данное положение характеризуется равновесием моментов сил относительно голеностопного сустава. При этом необходима лишь незначительная мышечная коррекция баланса.

Гониограммы движений в суставах во фронтальной плоскости однотипны. Положительные значения соответствуют приведению, отрицательные — отведению от нейтрального положения. Для унификации понятий движения стопы во фронтальной плоскости будут обозначаться также: супинация — как приведение стопы относительно голени (положительные значения), пронация — отведение (отрицательные). Во фронтальной плоскости нейтральное положение суставов нижней конечности соответствует положению, когда вертикаль, опущенная перпендикулярно к поверхности опоры, проходит через центры тазобедренного, коленного и голеностопного суставов.

Нейтральное положение для определения ротационных движений есть сочетание вышеуказанных положений для сагиттальной и фронтальной плоскостей с положением стоп параллельно друг другу, продольная ось стопы лежит в сагиттальной плоскости. Внутренняя ротация на гониограммах имеет положительные значения, наружная — отрицательные относительно нейтрального положения. Конечность движется, суставы меняют свое положение в пространстве, поэтому все вышеизложенное остается в силе, так как система координат привязана к проксимальному сегменту сустава и, соответственно, дает возможность оценить истинные движения в суставе, не связанные с перемещением тела и его частей в пространстве.

Тазобедренный сустав

Из-за шаровидной формы тазобедренного сустава ось любого движения проходит через центр головки бедренной кости. Положение оси сгибание–разгибание совпадает с верхушкой большого вертела.

Анатомическая привязка остальных осей движения рассматриваться не будет, так как при эксплуатации систем регистрации движений отсутствует необходимость их анатомического определения, тем более, что любая ось будет проходить через центр головки бедренной кости.

Коленный сустав

Коленный сустав принято относить к одноосевым суставам. Его основная функция — сгибание–разгибание, но возможны и малоамплитудные движения (отведение–приведение) и ротационные движения. Последние особенно выражены при сгибании сустава. Суставные поверхности имеют сложную эллипсоидную форму с переменной кривизной как во фронтальной, так и в сагиттальной плоскостях. Поэтому ось КС не имеет постоянного положения, а изменяет свою пространственную ориентацию в зависимости от суставного угла. Ось сгибания–разгибания сустава лежит приблизительно на середине расстояния между боковым надмыщелком бедренной кости и суставной щелью КС и на середине расстояния между передней и задней суставной поверхностью бокового надмыщелка.

Разумеется, при регистрации движений сгибания–разгибания гониометром имеют место ошибки, которые, однако, невелики (2-4 градуса). С учетом полной амплитуды в коленном суставе (около 60 градусов) эта ошибка лежит в пределах, допустимых для медицинских исследований. Кроме того, всем гониометрическим методам свойственны ошибки измерения за счет смещения мягких тканей в местах фиксации бранш гониометра. Оси движений отведения–приведения и ротации еще менее определенны. Можно сказать, что движения отведения–приведения совершаются по оси, лежащей в межмыщелковой области большеберцовой кости [Hicks J.H., 1954; Morris I.M., 1977]. Ось ротационных движений проходит вдоль диафиза большеберцовой кости.

Голеностопный сустав

Для исследования движений стопы относительно голени в данном руководстве будет применено формальное положение осей аналогично коленному и тазобедренному суставам. Реальное положение осей суставов стопы имеет сложную пространственную конфигурацию и рассмотрено в предшествующей монографии [Скворцов Д.В., 1996].

Биомеханика нормальной походки

Цикл шага

В этой главе цикл шага освещен с точки зрения биоэлектрической активности мышц и его основных параметров, а именно: временных, пространственных, кинематических, динамических.

Временные характеристики шага

Ходьба представляет собой хорошо автоматизированную циклическую локомоцию. Функционально, правая и левая нога практически идентичны, имеются лишь незначительные физиологические асимметрии.

Основная функциональная единица ходьбы — это ***цикл шага*** (ЦШ). Цикл шага — время от начала контакта с опорой данной ноги до следующего такого же контакта этой же ногой. Среднее время цикла шага при естественной ходьбе приближается к одной секунде. Цикл шага для данной конечности состоит из двух основных периодов: ***периода опоры*** и ***периода переноса*** (рис. 94).

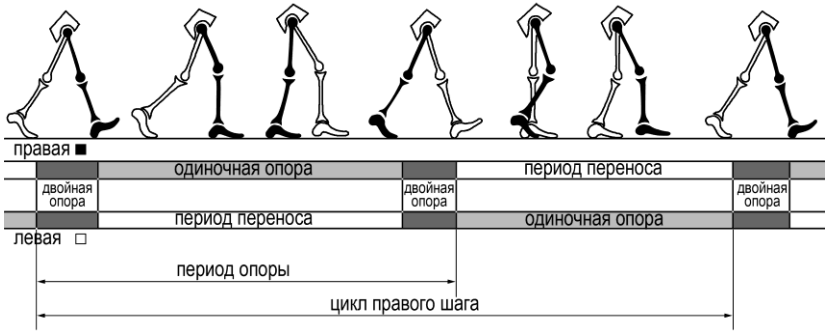


Рисунок 94. Цикл шага и его периоды.

Продолжительность периода опоры (ПО) составляет от 58 до 61% ЦШ, а периода переноса (ПП) — от 42 до 39% ЦШ. Поскольку в акте ходьбы участвуют две конечности, то часть периода опоры составляет время, когда обе ноги находятся в контакте с опорой. Это время получило название ***периода двойной опоры*** (ДО) и составляет от 16 до 22% ЦШ. Двойная опора имеет место дважды за ЦШ — в начале и в конце. Первый период двойной опоры будет далее обозначаться как ***первый период двойной опоры*** (ПДО), второй — как ***второй период***

двойной опоры (ВДО). Каждый период двойной опоры имеет, соответственно, длительность от 8 до 11% ЦШ. Поэтому общее время двойной опоры составляет от 16 до 22% ЦШ.

С началом периода переноса позади стоящей конечности для другой наступает ***период одиночной опоры*** (ОО). Нетрудно заметить, что период ОО равен соответствующему периоду переноса противоположной конечности. Таким образом, период опоры состоит из двух периодов двойной опоры и одного периода опоры на одну ногу. Период переноса одной ноги соответствует периоду одиночной опоры на другую ногу. Другими словами, время периода переноса будет равно по абсолютному значению времени периода одиночной опоры противоположной конечности.

Весь ЦШ включает, в среднем, 40% периода одиночной опоры, 40% периода переноса и 20% суммарного времени двойной опоры.

В соответствии с наличием правой и левой конечности различают правый и левый ЦШ. Время ЦШ принято измерять в секундах. Другие временные характеристики, как правило, измеряются в относительных единицах — процентах от времени ЦШ данной стороны. Применение относительных единиц позволяет проводить корректное сравнение длительности внутренних интервалов ЦШ при разной абсолютной длительности ЦШ.

В отечественной литературе Н.А.Бернштейном (1935) было введено понятие одиночного шага (ОШ), которое также используется. Одиночный шаг — это время от контакта с опорой одной стопы до начала контакта стопой противоположной ноги, его продолжительность — 50% ЦШ.

Кроме длительности ЦШ одной из наиболее общих временных характеристик является ***частота шага*** (ЧШ), т.е. число одиночных шагов в единицу времени, как правило, в минуту. ЧШ определяется по формуле:

$$ЧШ = \frac{1\ мин}{0.5\ ЦШ}$$

В 1986 г. отечественными авторами [Лисица И.Б., Саранцев А.В., 1986] был предложен метод определения интервала τ, который измеряется от момента окончания опоры на всю стопу одной ноги (от момента отрыва пятки) до начала опоры на другую ногу. Данный интервал в норме составляет 9% ЦШ. Именно благодаря длительности этого интервала имеется значительный запас устойчивости в процессе переноса тяжести тела на выставленную вперед ногу [Витензон А.С., 1998].

Фазы цикла шага

Развитие биомеханики походки, накопление информации о различных видах патологии привело к попыткам разделить ЦШ на большее число функциональных единиц, чем периоды опоры, переноса, двойной и одиночной опоры. Подход различных авторов с позиций кинематики, динамики или других функциональных условий привел к практически сходному разделению ЦШ.

В ЦШ выделяют 8 функциональных единиц — ***фаз цикла шага***. По опыту зарубежных авторов имеет смысл предложить терминологию для описания ЦШ без применения известных в отечественной литературе терминов как опора на пятку, всю стопу, носок и др. Эти названия достаточно однозначно связаны с нормальной походкой и неприменимы при патологической походке. В качестве основы автором была выбрана классификация J.Perry (1992).

Период опоры

1. ***Фаза контакта***. Занимает интервал от 0 до 2% ЦШ, точка отсчета времени от начала опоры. В эту фазу происходит только касание опоры стопой: это самое начало передачи нагрузки на ногу, только что коснувшуюся опорной поверхности (рис. 95А).

2. ***Фаза нагружения***. Интервал от 2 до 10% ЦШ. Продолжается до конца периода двойной опоры (НДО), заканчивается с уходом с опоры контралатеральной ноги и началом периода одиночной опоры. Конец этой фазы знаменует начало периода опоры на одну ногу. В этот период стопа ставится на опору всей поверхностью (около 8% ЦШ), и принимает на себя вес всего тела (рис. 95Б).

Первые две фазы в случае нормальной походки можно объединить функционально как ***перекат через пятку***, так как именно это движение осуществляется в течение данных фаз.

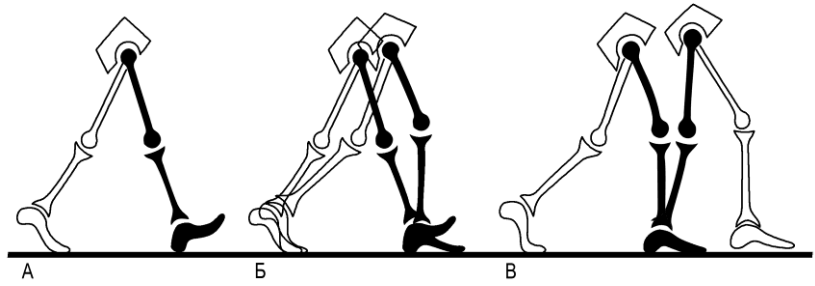


Рисунок 95. Фазы периода опоры: А — фаза контакта, Б — фаза нагружения, В — фаза подъема.

3. ***Фаза подъема***. Интервал 10-30% ЦШ. Начало фазы совпадает с началом периода одиночной опоры, конец — с отрывом пятки от опоры. Функционально характеризуется продвижением конечности и всего тела вперед за счет сгибания голеностопного сустава. Стопа неподвижно фиксирована на опоре, голень осуществляет движение вперед, поэтому данную фазу для нормальной походки можно определить как ***перекат через голеностопный сустав*** (рис. 95В).

4. ***Фаза падения***. Интервал 30-50% ЦШ. Начало совпадает с отрывом пятки от опоры, конец — с началом постановки противоположной ноги на опору, т.е. заканчивается с началом периода двойной опоры. Проекция общего центра масс тела в эту фазу двигается от переднего отдела стопы к месту постановки другой стопы на опору. ОЦМ из своего наивысшего положения перемещается вниз. Таким образом, суть этой фазы — *свободное падение* на выдвигаемую вперед противоположную ногу (рис. 96А).

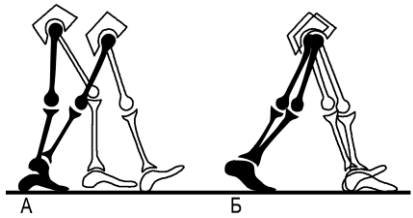


Рисунок 96. Фазы периода опоры: А — фаза падения, Б — фаза передачи.

5. ***Фаза передачи***. Интервал 50-60% ЦШ. Начало этой фазы совпадает с началом времени двойной опоры, конец — с уходом стопы с опоры, т.е. с концом периода опоры. Функционально осуществляется перенос веса тела с одной ноги на другую (рис. 96Б).

Фазы падения и передачи можно объединить функционально как ***перекат через передний отдел стопы*** (перекат через носок).

Период переноса

6. ***Фаза ускорения***. Интервал 60-73% ЦШ. Начало совпадает с уходом с опоры конечности, конец — с тем моментом, когда переносимая конечность находится против опорной. Функция — активный набор скорости конечностью для продвижения вперед (рис. 97А).

7. ***Фаза продвижения***. Интервал 73-87% ЦШ. Начало фазы соответствует моменту, когда выносимая вперед конечность находится напротив опорной, конец — когда эта нога выведена вперед, а голень находится в вертикальном положении. Функция — дальнейшее пассивное продвижение конечности вперед (рис. 97Б).

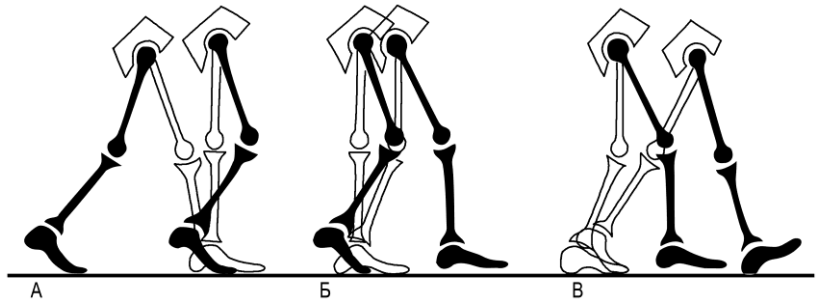


Рисунок 97. Фазы периода переноса: А — фаза ускорения, Б — фаза продвижения, В — фаза торможения.

8. ***Фаза торможения***. Интервал 87-100% ЦШ. Начало: голень в вертикальном положении, конец совпадает с завершением периода переноса. Функция — постановка конечности на опору, подготовка к принятию нагрузки (рис. 97В).

Функциональная интерпретация фаз цикла шага

Период опоры включает множество различных действий и реакций. Они имеют механико-кинематические, динамические и другие аспекты, основные из которых будут рассмотрены ниже.

Понятие «перекат» широко представлено как в зарубежной, так и в отечественной литературе и считается удобным термином для описания двигательных процессов периода опоры. В нормальной походке различают: перекат через пятку, перекат через голеностопный сустав, перекат через передний отдел стопы.

Таблица 1. Схема перекатов цикла шага на фоне его периодов (в % цикла шага).

Период опоры						Период переноса			
ПДО	ОО				ВДО				
Перекат через пятку	Перекат через голеностопный сустав		Перекат через передний отдел стопы			Вынос конечности вперед			
0	10	20	30	40	50	60	70	80	90

В фазах контакта и нагружения пяточная область стопы осуществляет перекат по опоре, заканчивающийся постановкой всей стопы на опору. В соответствии с осуществляемой функцией, эти фазы можно объединить — перекат через пятку. В момент постановки стопы на опору, т.е. в момент касания опоры пяткой, вектор приложения силы находится впереди места контакта с опорой из-за анатомического

расположения голени впереди пятки. Продолжающееся повышение нагрузки стремится опустить передний отдел стопы, поставив его на опору. Зоной поворота при этом служит задняя область пятки. Перекат через пятку является одним из механизмов поглощения энергии удара в период принятия нагрузки, а также механизмом трансформации энергии удара в поступательное движение. Перекат через пятку обусловлен разгибанием в голеностопном суставе. Это движение в голеностопном суставе контролируется переднетибиальной группой мышц, в особенности, m. tibialis anterior. Напряжение этой мышцы тормозит слишком быстрое падение передней части стопы на опору. С другой стороны, напряжение переднетибиальной группы мышц приводит к поступательному продвижению большеберцовой кости (а вместе с ней и голени) вперед (рис. 98). Напряжение m. quadriceps femoris способствует аналогичному движению вперед бедра вместе с туловищем при сгибающемся коленном суставе.

Рисунок 98. Механизм трансформации энергии разгибания голеностопного сустава в поступательное движение голени и бедра.

С момента постановки стопы на опору всей поверхностью стопа оказывается фиксированной весом тела на опоре. Точкой вращения становится голеностопный сустав. Туловище продолжает движение вперед, получив импульс от позади стоящей ноги, покидающей опору. Этот период соответствует времени опоры на одну ногу. Перекат осуществляется пассивно, без активного участия мышц. Напряжение m. triceps surae только контролирует процесс продвижения голени вперед, притормаживая его, что приводит к инерционному разгибанию коленного сустава.

В следующие две фазы конца одиночной опоры и передачи нагрузки напряжение m. triceps surae нарастает и тормозит сгибание в голеностопном суставе. В результате этого пятка покидает опору. Последующее продвижение конечности и тела вперед при еще фиксированной стопе осуществляется при перемещении вектора силы от головок плюсневых костей к кончикам пальцев. Поэтому данные фазы объединяют еще и под названием «перекат через передний отдел стопы». В зарубежной литературе существует другое его название: «завершающий, конечный перекат». Перекаты через пятку и передний отдел стопы — два самых динамически нагруженных процесса. Оба происходят в период двойной опоры.

Дальнейшее продвижение вперед осуществляется поворотом вокруг линии, совпадающей приблизительно с головками плюсневых костей. Так как вектор веса тела в эту фазу движется от головок плюсневых костей к точке постановки стопы контралатеральной ноги, до постановки на опору стопы противоположной стороны, тело находится в свободном падении. Отсутствуют какие-либо силы, препятствующие или тормозящие падение тела на вынесенную вперед ногу. Действие m. triceps surae приводит к быстрому разгибанию голеностопного сустава. Существует мнение, что это дополняет пассивное продвижение вперед под действием только лишь силы тяжести активным мышечным импульсом, названным Н.А.Бернштейном «задним толчком» [Бернштейн Н.А., 1935], а в западной литературе встречается термин «отталкивание». M.W.Whittle (1991) подвергает сомнению наличие «отталкивания» как такового, т.к. при сравнении реакции опоры и моментов сил в голеностопном суставе у здоровых испытуемых и у лиц, перенесших ампутацию нижней конечности, не обнаруживается существенной разницы. D.H.Shutherland с соавт. (1980) при исследовании походки до и после блокады n. tibialis у 5 здоровых испытуемых отметили, что термин «отталкивание» может быть применен только с ограничениями: он должен обозначать продвижение вперед, но не толчок — пропульсию. D.A.Winter (1983) считает правильным термин «отталкивание», поскольку мышцы в этот момент генерируют максимум энергии.

Перекат через голеностопный сустав отличается абсолютным энергетическим минимумом ЦШ, что было отмечено еще Н.А.Бернштейном (1935). В то же время этот перекат приходится на время одиночной опоры ЦШ, когда продвижение вперед и поддержка веса тела осуществляется только одной конечностью, а ОЦМ движется в верхнее положение. Таким образом, наиболее нагруженным оказывается период двойной опоры за счет процессов быстрой передачи веса тела с одной конечности на другую. Абсолютная длительность времени двойной опоры составляет 0.1-0.12 с, поэтому передача веса тела (в среднем, на этот интервал падает 70% веса человека без учета веса ног) за такой краткий промежуток времени равносильно удару[1].

Динамическая нагрузка особенно велика на конечность, принимающую вес тела. J.Perry (1992) отмечает, что перед фазой контакта стопа переносимой ноги находится в среднем в 1 см от опоры.

[1]В свое время оба этих процесса были названы Н.А.Бернштейном «передним и задним толчками» [Бернштейн Н.А., 1935]. Передний толчок соответствует первому периоду ДО, в это время импульс силы приложен к опоре и имеет то же направление, что и направление движения. Задний толчок соответствует второму периоду ДО, в это время нога, бывшая опорной, покидает опору, и импульс силы имеет в это время противоположное направление. Оба толчка происходят почти одновременно за 0.1-0.12 с времени двойной опоры. Разумеется, задний толчок конечности, покидающей опору, происходит несколько раньше переднего толчка ноги, принимающей вес тела.

В короткий промежуток времени до касания опорной поверхности тело находится в свободном падении. В фазу контакта за 0.2 с на конечность нагружается 60% веса тела. Поэтому основные функции вступающей в опору ноги в первые две фазы контакта и нагружения следующие: поглощение, амортизация энергии удара; трансформация энергии удара в поступательное движение тела.

В западной литературе для описания составляющих походки применяется разделение тела человека на две функциональные единицы. Первая — это ноги, вторая — туловище, голова и руки. Таз занимает промежуточное положение между подвижными ногами и поддерживаемым в стабильном положении туловищем и относится разными авторами либо к первой, либо ко второй единице. По типу выполняемой функции J.Perry (1992) называет первую функциональную единицу — «экипаж», а вторую — «пассажир». Таз относится к «экипажу» с оговоркой, учитывая его двойственную роль. Анатомически таз имеет в своем составе три малоподвижных сочленения: крестцово-подвздошные суставы и лобковый симфиз. Поэтому таз функционирует как единое целое. Следовательно, он выполняет только функцию подвижного соединения между нижними конечностями. При этом любые перемещения таза, в силу его жесткой структуры, будут влиять сразу на обе ноги. Реальную функцию подвижного сочленения между нижними конечностями и туловищем выполняет поясничный отдел позвоночника. Активизируют это соединение прилегающие к поясничному отделу позвоночника мышцы, а также мышцы, лежащие между грудной клеткой и тазом. Работа данного соединения может быть уподоблена работе зависимой подвески, применяемой в автомобилестроении.

В любом случае, таз отвечает за сложную, содружественную функцию нижних конечностей во время ходьбы или бега.

Понятие о перекатах стопы

Графическое представление последовательности и времени контакта с опорой различными отделами стопы при ходьбе в норме приведено на рис. 99.

Рисунок 99. Последовательность и время контакта с опорой зон: А — пятки, Б — головки V плюсневой кости, В — концевой фаланги первого пальца, Г — головки I плюсневой кости. Маркированные контакты для левой ноги, немаркированные — для правой.

Для нормальной походки существует определенная, жесткая последовательность контакта отделов стопы с опорой. Первой вступает в контакт с опорой область пятки, затем следует зона головки V плюсневой кости, I плюсневой кости и концевой фаланги первого пальца. Окончание контакта с опорой следует в обратном порядке. Таким образом, в сагиттальной плоскости перекат стопы по опоре происходит от пятки к концевой фаланге первого пальца, а во фронтальной плоскости — от головки V плюсневой кости к головке I плюсневой кости.

Для последующего изложения такой перекат стопы в сагиттальной плоскости будет называться ***прямой перекат,*** т.к. он происходит в направлении движения. Во фронтальной плоскости перекат стопы по опоре происходит по направлению снаружи вовнутрь, он получит название — ***латеро-медиальный перекат***.

Нормальный перекат стопы по опоре ограничивается комбинацией, изложенной выше, другие варианты перекатов освещены в разделе патологии.

Пространственные характеристики шага

Пространственные характеристики относятся к общим параметрам походки и в клиническом плане отражают способность пациента к самостоятельному передвижению. Наиболее часто используются такие показатели как длина шага, база шага, угол разворота стопы и скорость шага.

Длина шага (ДШ) — это расстояние, измеренное в сагиттальной плоскости между одноименными точками правой и левой стопы. Если правая стопа находится впереди левой, то это ***правый шаг***, если левая, то — ***левый шаг***. Соответственно, длина правого шага измеряется, если впереди правая нога, длина левого — если впереди левая нога. Измерение ДШ часто вызывало трудности, как чисто технические, так и методологические. Существует несколько вариантов.

1. Между задними (пяточными) краями стоп [Янсон Х.А., 1975; Chao E.Y. et al., 1983; Inman V.T., Ralston H.J., Todd F., 1982; Whittle M.W., 1991] (рис. 100).

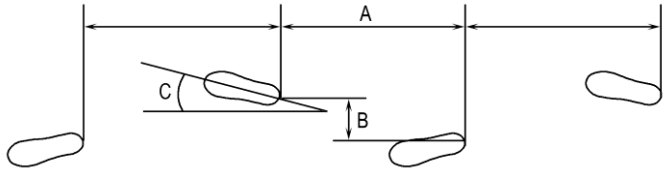


Рисунок 100. Способ измерения длины, базы шага и угла разворота стопы [Chao E.Y. et al., 1983]: A — длина шага, B — база шага, C — угол разворота стопы.

2. Между проекциями на плоскость опоры центров голеностопных суставов каждой конечности [Фишкин И.В., Скворцов Д.В., 1987; Фишкин В.И., Фишкин И.В., Скворцов Д.В., 1989; Murray M.P., Drought A.B., Kory R.C., 1964; Skvortsov D.V., Fishkin I.V., 1993] (рис. 101).

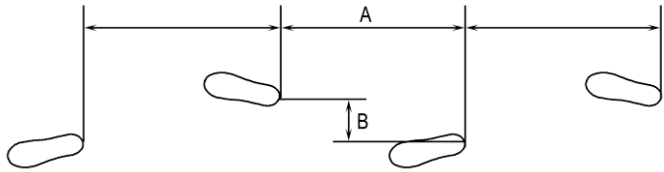


Рисунок 101. Способ измерения длины и базы шага [Murray M.P., Drought A.B., Kory R.C., 1964]: A — длина шага, B — база шага.

3. Между пяточным и носочным контактами (в первых моделях системы «Биоорт» [Закурин Н.А., Скворцов Д.В., 1992] и ее последующем развитии «МБН-Биомеханика» с автоматическим перерасчетом по второму варианту) (рис. 102).

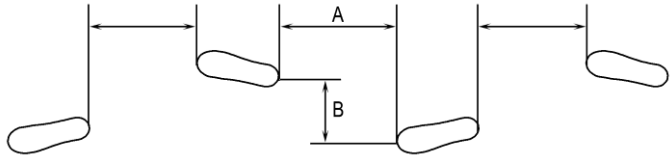


Рисунок 102. Способ измерения длины и базы шага [Закурин Н.А., Скворцов Д.В., 1992]: A — длина шага, B — база шага.

Длина шага, измеренная между одинаковыми точками каждой стопы, будет, соответственно, иметь то же самое значение. Поэтому результаты различных авторов могут быть сравнимы. Единицей измерения служит метр или сантиметр. В западной литературе применяется другая единица — ***длина цикла шага*** (stride length) (рис. 103).

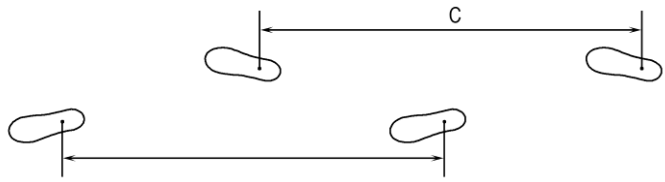


Рисунок 103. измерение длины цикла шага (С).

Предпринимались попытки отнести длину шага [Chao E.Y. et al., 1983] или длину цикла шага [Murray M.P., Drought A.B., Kory R.C., 1964; Murray P.M., Kory R.C., Sepic S.B., 1970] к длине нижней конечности или росту обследуемого. Полученная величина является нормированной, что позволяет сравнивать длину шага обследуемы разной конституции.

База шага (БШ) представляет собой ту же величину, измеренную во фронтальной плоскости (рис. 97). Другое ее название — ширина шага. Однако применение термина «база шага» будет более правильным, так как позволяет избежать ассоциации с чисто бытовым понятием «широкий шаг», которое характеризует его длину. Единицей измерения служит сантиметр.

Угол разворота стопы (УРС) — угол между продольной осью стопы и линией направления движения (рис. 100). Измеряется в градусах. Определение угла разворота стопы вызывает меньшие затруднения. Несмотря на то, что продольную ось стопы авторы определяют по-разному, угловые отличия в оценках очень незначительны. Для большинства методик они не превышают величину ошибки измерения. Ось стопы определяется как линия, проходящая через середину ее отпечатка.

Пространственные характеристики шага по данным обследования 30 здоровых мужчин трудоспособного возраста приведены в таблице 2.

Таблица 2. Пространственные характеристики шага (М — среднее значение, σ — среднеквадратическое отклонение)

Показатель	Правая		Левая	
	М	σ	М	σ
длина шага (см)	71.0	4.7	71.4	6.2
база шага (см)	5.9	1.5	5.9	1.5
УРС (градусы)	9.7	4.0	9.6	2.8

Скорость шага (СШ) — наиболее общая пространственно-временная характеристика походки, выраженная в метрах в секунду или в метрах в минуту.

СШ = ДШ × ЧШ

Кинематика движений в суставах

Для унификации обозначений основных амплитуд и соответствующих им временных интервалов, точки максимальных амплитуд будут отмечаться прописной буквой, с которой начинается данный сустав с соответствующим индексом. К примеру, для голеностопного сустава $Г_0$, $Г_1$, $Г_2$ и так далее. Буква с индексом 0 ($Г_0$) обозначает положение сустава в начале цикла шага (0% ЦШ). Латинской строчной буквой t обозначаются соответствующие амплитудам временные интервалы в % ЦШ: t_0, t_1, t_2 и так далее.

Движения в сагиттальной плоскости

Независимо от степени свободы движений каждого сустава наибольшую амплитуду при ходьбе все они имеют в сагиттальной плоскости. Эти движения направлены на процесс передвижения.

Тазобедренный сустав

Тазобедренный сустав является соединением между конечностью и телом. В течение ЦШ в нем происходит только одно сгибание и одно разгибание, при этом крайние положения достигаются в период двойной опоры. В этот период одна нога, только что вступившая в период опоры, имеет максимальное сгибание, а вторая, покидающая опору,— максимальное разгибание. Амплитуды сгибания и разгибания для нормальной походки должны быть абсолютно равны. Однако реальная кривая, описывающая движение в тазобедренном суставе, отнюдь не симметрична относительно нейтрального положения. Дело в том, что примерно половина амплитуды разгибания (около 10 градусов) выполняется за счет поворота таза, так как разгибание тазобедренного сустава на величину более 10 градусов невозможно, ввиду его замыкания мощной Бертиниевой связкой (lig. iliofemorale). В подтверждение этого J.Perry (1992) приводит две совершенно идентичные гониограммы движений бедра относительно вертикали и тазобедренного сустава, единственное различие которых состоит в положении нейтральной линии. В первом случае она находится точно посередине полной амплитуды.

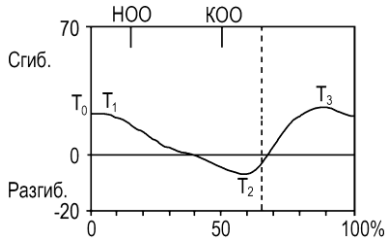


Рисунок 104. Гониограмма тазобедренного сустава. По абсциссе — время цикла шага в %, по ординате — амплитуда в градусах, вертикальная пунктирная линия — конец периода опоры, НОО — начало периода одиночной опоры, КОО — конец периода одиночной опоры, 0 — нейтральное положение. Буквами с индексом обозначены основные амплитуды.

Гониограмма тазобедренного сустава при нормальной походке приведена на рисунке 104. В первые 8% ЦШ (фаза контакта и почти вся фаза нагружения) тазобедренный сустав практически неподвижен, основная нагрузка падает на голеностопный и коленный суставы. Разгибание начинается лишь после постановки всей стопы на опору, до этого момента все продвижение осуществляется за счет абсорбции энергии падения (удара) ноги на поверхность опоры. Плавное, почти линейное разгибание продолжается весь период одиночной опоры, максимальное разгибание достигается к моменту начала периода двойной опоры. Это движение обеспечивает продвижение тела вперед.

Таблица 3. Амплитуды (в градусах) основных экстремумов гониограммы тазобедренного сустава (M — среднее значение, σ — среднеквадратическое отклонение)

Амплитуда	T_0		T_1		T_2		T_3	
	M	σ	M	σ	M	σ	M	σ
Правая	27.7	2.2	27.4	0.8	-9.0	2.1	31.0	1.6
Левая	26.5	1.5	24.1	0.7	-9.1	1.5	28.4	1.3

Таблица 4. Фазы основных экстремумов гониограммы (в % от ЦШ) тазобедренного сустава (M — среднее значение, σ — среднеквадратическое отклонение)

Фаза	t_1		t_2		t_3	
	M	σ	M	σ	M	σ
Правая	9.0	0.4	51.7	0.9	86.3	1.0
Левая	10.7	1.4	55.5	0.6	86.4	0.8

С началом периода двойной опоры разгибание сменяется сгибанием. Сгибание тазобедренного сустава — это основное движение, которое переносит конечность вперед. Оно завершается в конце фазы продвижения — периода переноса. В фазе торможения происходит незначительное разгибание сустава, цель которого — постановка ноги на опору. Амплитуды движений в тазобедренном суставе зависят от методики измерения. Так, некоторые авторы

находят, что во время ходьбы тазобедренный суставработает только в режиме сгибания, другие обнаруживают амплитуду переразгибания в 10 и более градусов. В целом, амплитуда движений тазобедренного сустава во время ходьбы достигает 40 градусов. Основные амплитудно-фазовые характеристики нормальной гониограммы тазобедренного сустава по данным автора приведены в таблице 3, 4.

Коленный сустав

Коленный сустав в течение ЦШ также выполняет четыре основных движения: два сгибания и два разгибания (рис. 105).

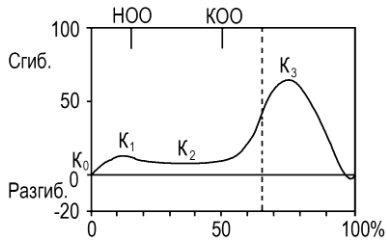


Рисунок 105. Гониограмма коленного сустава. По абсциссе — время цикла шага в %, по ординате — амплитуда в градусах, вертикальная пунктирная линия — конец периода опоры, НОО — начало периода одиночной опоры, КОО — конец периода одиночной опоры, 0 — нейтральное положение. Буквами с индексом обозначены основные амплитуды.

Таблица 5. Амплитуды основных экстремумов гониограммы коленного сустава (в градусах) (М — среднее значение, σ — среднеквадратическое отклонение)

Амплитуда	K_0		K_1		K_2		K_3	
	М	σ	М	σ	М	σ	М	σ
Правая	5.3	6.4	17.4	5.1	3.8	7.1	60.2	4.2
Левая	5.5	5.0	14.4	3.8	4.3	5.6	56.1	3.1

Таблица 6. Фазы основных экстремумов гониограммы коленного сустава (в % от ЦШ) (М — среднее значение, σ — среднеквадратическое отклонение)

Фаза	t_1		t_2		t_3	
	М	σ	М	σ	М	σ
Правая	14.2	2.0	39.7	4.8	74.9	2.5
Левая	16.6	2.2	41.9	3.6	75.9	2.4

Первое сгибание начинается еще в конце периода переноса в 96-97% ЦШ и продолжается до начала периода одиночной опоры. Это довольно быстрое сгибание обеспечивает поглощение энергии удара (падения тела на опорную ногу) и трансформацию его в поступательное движение, а также снижение величины вертикального ускорения общего центра масс тела.

Быстрое сгибание в первый период двойной опоры сменяется плавным разгибанием, продолжающимся весь период одиночной опоры. Основная задача — осуществление продвижения тела вперед относительно неподвижно стоящей на опоре стопы.

С началом следующего периода двойной опоры происходит второе сгибание, быстрое и высокоамплитудное. Завершение этого сгибания знаменует конец первой фазы периода переноса (73% ЦШ) — фазы ускорения. Собственно сгибание коленного сустава и содружественно с ним тазобедренного обеспечивает развитие ускорения переносимой конечности в этой фазе и выведение ноги вперед.

Последующую часть фазы продвижения и более половины фазы торможения занимает второе разгибание коленного сустава. Этим движением и заканчивается вынос конечности вперед. Следующее в оставшиеся 3-4% ЦШ сгибание необходимо для постановки ноги на опору. Это движение короткое и незначительное по амплитуде, поэтому не всем исследователям удалось его отметить. Однако большинство авторов, использующих современную аппаратуру, отмечают наличие этого сгибания.

Основные амплитудно-фазовые характеристики нормальной гониограммы коленного сустава по данным автора приведены в таблице 5 и 6.

Голеностопный сустав

В течение цикла шага голеностопный сустав выполняет два сгибания и два разгибания (рис. 106).

Первое разгибание происходит в фазу контакта и нагружения. Основная функция этого движения — поглощение и трансформация энергии удара стопы об опору в поступательное движение тела вперед. Разгибание завершается с постановкой всей стопы на опору.

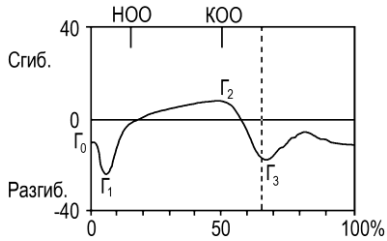


Рисунок 106. Гониограмма голеностопного сустава. По абсциссе — время цикла шага в %, по ординате — амплитуда в градусах, вертикальная пунктирная линия — конец периода опоры, НОО — начало периода одиночной опоры, КОО — конец периода одиночной опоры, 0 — нейтральное положение. Буквами с индексом обозначены основные амплитуды.

Следующее движение — плавное сгибание, сустав проходит нейтральное положение. Сгибание заканчивается с постановкой на опору другой ноги. Происходит дальнейшее продвижение ноги вперед за счет переката через голеностопный сустав.

После отрыва пятки от опоры (30% ЦШ) при продолжающемся сгибании в голеностопном суставе продвижение осуществляется за счет переката через голеностопный сустав и передний отдел стопы.

В последнюю фазу периода опоры происходит второе разгибание. Начало его совпадает с началом второго периода двойной опоры (50% ЦШ), разгибание продолжается в первой фазе периода переноса примерно до 66% ЦШ.

Последующее сгибание почти до нейтрального уровня продолжается до конца фазы продвижения периода переноса (87% ЦШ). Основная функция этого движения — обеспечение достаточного клиренса (зазора) стопы с опорной поверхностью.

При описании дуги движений в голеностопном суставе намеренно были рассмотрены только фазовые изменения без указания конкретных амплитуд. Большинство авторов, давая схожие результаты по фазам и даже среднеквадратическому отклонению, расходятся в абсолютном значении амплитуд. Это связано с различной методикой измерения. Суставы среднего тарза работают синфазно с голеностопным. Поэтому, если измерять движения в голеностопном суставе как движения между голенью и стопой, то движения в голеностопном и тарзальных суставах будут регистрироваться как движение только в голеностопном суставе. При этом амплитуда

сгибания будет увеличиваться особенно сильно, т.к. во второй половине периода опоры вектор веса тела проходит через передний отдел стопы. Таким образом, методы регистрации, не учитывающие работу суставов тарза, будут приводить к указанной ошибке.

Таблица 7. Амплитуды основных экстремумов гониограммы голеностопного сустава (в градусах) (M — среднее значение, σ — среднеквадратическое отклонение)

Амплитуда	Γ_0		Γ_1		Γ_2		Γ_3	
	M	σ	M	σ	M	σ	M	σ
Правая	-3.0	3.7	-17.4	2.5	0.8	5.0	-13.1	4.5
Левая	-4.8	5.4	-20.4	3.6	-2.2	2.9	-14.7	5.2

Таблица 8. Фазы основных экстремумов гониограммы голеностопного сустава (в % от ЦШ) (M — среднее значение, σ — среднеквадратическое отклонение)

Фаза	t_1		t_2		t_3	
	M	σ	M	σ	M	σ
Правая	8.2	3.5	54.2	5.7	67.0	3.8
Левая	9.6	3.6	54.4	4.8	65.3	2.9

Попытки регистрации движений в голеностопном суставе как движений между голенью и пяточной областью с отработкой или компенсацией движений подтаранного сустава дали сходные результаты.

Средне-нормативные амплитуды сгибаний-разгибаний голеностопного сустава по данным автора, измеренные с помощью специального гониометра с фильтрацией синфазных движений приведены в таблице 7 и 8.

Движения во фронтальной плоскости

Тазобедренный сустав

Исследование движений тазобедренного сустава во фронтальной плоскости в настоящее время входит в стандартную процедуру всех известных систем пространственного анализа движений (3D motion). Известны методы регистрации движений отведения–приведения с помощью различного рода гониометров и комбинированных конструкций, позволяющих регистрировать фронтальную составляющую. Во всех случаях регистрируются сходные результаты, т.к. и те, и другие методы производят измерение движений бедра относительно таза.

Тазобедренный сустав к началу цикла шага находится в положении, близком к нейтральному, или в положении незначительного отведения в 1-3 градуса. С началом периода опоры идет движение в сторону приведения, и максимум его около 6-7

градусов наступает в середине–конце периода одиночной опоры. Это движение отражает наклон таза в сторону переносимой конечности, а также перенос веса тела на опорную ногу. Сустав остается практически на этом уровне до начала следующего периода двойной опоры.

С началом второго периода двойной опоры приведение сменяется отведением и к концу этого периода сустав возвращается в нейтральное положение (рис. 107).

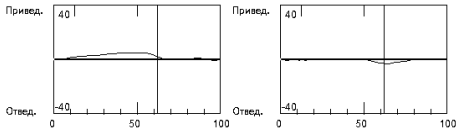


Рисунок 107. Гониограмма движений отведения–приведения в тазобедренном суставе (слева) и коленном (справа).

Коленный сустав

Движения отведения–приведения в здоровом коленном суставе незначительны и при ходьбе редко превышают 5 градусов.

Практически весь период опоры коленный сустав находится в положении близком к нейтральному. В первом и втором периоде двойной опоры происходит отведение. Максимум второго отведения совпадает с концом периода опоры. В фазу ускорения сустав возвращается в прежнее положение.

Стопа

Стопа является сегментом тела, в котором вертикальные нагрузки, передаваемые нижней конечностью, трансформируются в горизонтальные и передаются на опору.

Движениям супинации–пронации стопы при ходьбе посвящено немного исследований. Ряд авторов не принимали во внимание истинное положение оси подтаранного сустава и проводили регистрацию данных точно во фронтальной плоскости [Полян М.П., 1968; Филатов В.И., 1980; Karpovich P.V., Leighton M.D., Wilklow M.S., 1960]. Другие применяли специальную технику или методику для получения истинной гониограммы подтаранного сустава с учетом положения его оси [D'Andrea S. et al., 1993; Kidder S.M. et al., 1993; Scott S.H., Winter D.A., 1991]. Третий вариант — регистрация движений во всех трех осях (сагиттальной, фронтальной, горизонтальной — хотя и не соответствующим истинным осям действия суставов) — дает полную пространственную картину [Buck P., Morrey B.F., Chao E.Y., 1987; Isacson J., Gransberg L., Knutsson E., 1986]. Сравнение результатов [Buck P., Morrey B.F., Chao E.Y., 1987] показывает, что данные гониограмм отведения–приведения на уровне голеностопного сустава, практически сходны с измерениями по другим методикам.

Гониограмма движений в подтаранном суставе приведена на рисунке 105. Это результат обследования 30 здоровых мужчин с помощью специального гониометра [Фишкин В.И., Фишкин И.В., Скворцов Д.В., 1989; Фишкин В.И., Фишкин И.В., Скворцов Д.В. А.С. СССР №1489722; Фишкин И.В., Скворцов Д.В., 1987]. Сравнение гониограммы с результатами других авторов [Полян М.П., 1968; Karpovich P.V., Leighton M.D., Wilklow M.S., 1960; Wright D.G., Desai S.M., Henderson W.H., 1964] не обнаружило существенных различий.

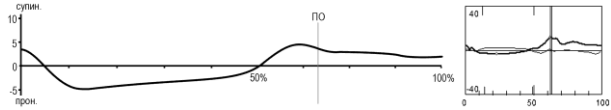


Рисунок 108. Гониограмма подтаранного сустава. ПО — конец периода опоры (слева) и движения отведения–приведения на уровне голеностопного сустава (справа).

В фазу контакта стопа супинирована, угол в подтаранном суставе близок к 5 градусам. В фазу нагружения начинается быстрая пронация, достигающая к концу фазы 5 градусов. С началом периода одиночной опоры пронация сменяется супинацией, к концу периода одиночной опоры сустав достигает нейтрального положения. В последующий период двойной опоры супинация резко возрастает до 6 градусов и вновь сменяется в период переноса плавной пронацией, которая в последние 8% ЦШ сменяется на супинацию. Гониограмма движений отведения–приведения в норме на уровне голеностопного сустава, в целом повторяет фазы движения для подтаранного сустава.

До настоящего времени, даже посредством современных точных систем пространственного анализа движений регистрация кинематики в суставах стопы остается областью с существенными белыми пятнами. Это обстоятельство заставляет исследователей выполнять инвазивные эксперименты in vivo [Arndt A. et al., 2004]. В данной работе движения в голеностопном и подтаранном суставах регистрировались посредством введенных под анестезией игл в кортикальный слой большеберцовой, таранной и пяточной костей. На концах игл были установлены светоотражающие маркеры для видеорегистрации. Полученные данные позволили установить, что индивидуальная вариабельность для этого комплекса суставов является очень высокой, основные движения супинации–пронации производятся в подтаранном суставе, однако на них влияет и голеностопный. Другое исследование, также проведенное in vivo но неинвазивно [Nester C.J. et al., 2003] позволяет авторам сделать вывод о несомненном вовлечении во фронтальные движения голеностопного сустава, при этом сложная содружественная работа голеностопного и подтаранного суставов позволяет адаптировать движения голени относительно фиксированной к опорной поверхности стопы.

Исследования последних лет [Piazza S.J., 2005; Scott S.H., Winter D.A., 1993; Smith R., Rattanaprasert U., O'Dwyer N., 2001; Wu W.L. et al., 2005] убеждают, что проблема регистрации движений в этом сложном комплексе не имеет однозначного разрешения. Например, регистрация движений именно в голеностопном суставе имеет проблему, которая заключается в том, что таранная кость является сесамовидной, к ней вообще не крепится ни одно сухожилие. Таким образом, регистрировать in vivo движения между костями голени и таранной костью весьма проблематично. Ближайшая к ней кость — пяточная — соединяется с таранной посредством сложного винтообразного сустава с осью вращения, направленной косо из наружной части пяточного бугра в шейку таранной кости [Benink R.J., 1985; Brantican I.W., Pedegana L.R., Lippert F.G., 1977; Hicks J.H., 1953; Isman K.E., Inman V.T., 1968; Klenerman L., 1976, 1982; Langelaan E.J., 1983; Manter L., 1941; Morris I.M., 1977; Shephard E., 1951; Wyller T., 1961]. Исследования E.J.Langelaan (1983) и R.J.Benink (1985), показали, что мгновенная ось вращения сустава имеет различное положение во время движения, т.е. таранно-пяточный сустав — сустав с «плавающей» осью вращения. Несмотря на то, что подтаранный сустав анатомически включает в себя несколько суставных поверхностей между таранной и пяточной костью, это цельная функциональная единица. Движения в нем носят винтообразный характер (винтообразный сустав). На правой стопе сустав подобен правовращающему винту, на левой — левовращающему [Manter L., 1941].

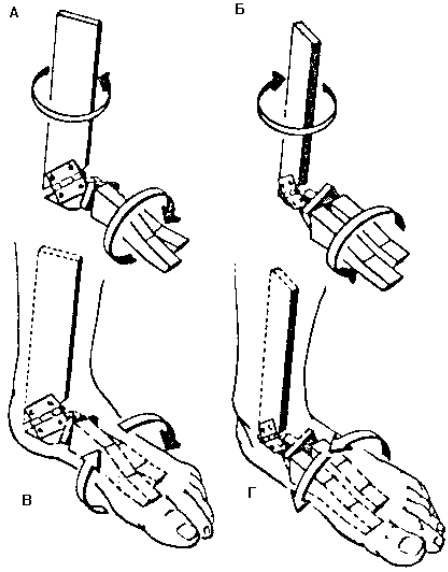


Рисунок 109. Иллюстрация функции таранно-пяточного и Шопарова сустава [Inman V.T., Mann R.A., 1978].

Общая модель функционирования подтаранного сустава и суставов тарза представлена на известном рисунке из работы V.T.Inman и R.A.Mann (1978) (рис. 109).

Движения во фронтальной плоскости в целом

Суть движений во фронтальной плоскости состоит в перемещении проекции ОЦМ с одной ноги на другую при ходьбе.

В период одиночной опоры устойчивость положения тела относительно опоры может быть достигнута, если проекция ОЦМ будет находиться в пределах площади опоры, т.е. стопы опорной конечности (рис. 110).

В период двойной опоры происходит перемещение ОЦМ с одной ноги на другую.

Если рассмотреть формальную кинематическую схему нижних конечностей и туловища, то становится очевидным, что движения во фронтальной плоскости всего тела осуществляются и контролируются только содружественным действием тазобедренного и подтаранного суставов.

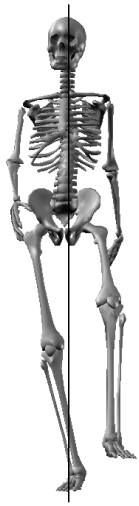


Рисунок 110. Вектор веса тела проходит через опорную поверхность.

Движения в здоровом коленном суставе не имеют большого значения, важна величина физиологического вальгуса.

Таким образом, приведение в тазобедренном суставе опорной ноги будет сопровождаться отведением стопы относительно голени или пронацией в подтаранном суставе. Наоборот, отведению в тазобедренном суставе будет соответствовать приведение стопы или супинация в подтаранном суставе.

Поясничный отдел позвоночника является следующим звеном, осуществляющим коррекцию баланса тела по вертикали, воспринимая

движения таза, которые взаимообусловлены работой обеих нижних конечностей. Во фронтальной плоскости таз совершает качательные движения, гипотетическая ось которых лежит в районе поясничного отдела позвоночника. Периоды двойной опоры соответствуют горизонтальному положению крыльев таза. В период опоры на одну ногу крыло опорной стороны выше, чем на контралатеральной стороне. В результате, за цикл шага таз дважды имеет горизонтальное положение и дважды — наклон в сторону переносимой конечности.

Так как регистрация движений в тазобедренном суставе производится относительно таза, то реальная фронтальная составляющая оказывается больше угловых движений бедра, измеренных от вертикали. Следовательно, перемещения всей нижней конечности, а вместе с ней и тела, во фронтальной плоскости характеризуются движениями в подтаранном суставе — это фактически движения между стопой, фиксированной на опоре, и голенью. При этом физически будет более правильно говорить о чисто фронтальной составляющей движений в подтаранном суставе, т.к. ось последнего занимает промежуточное положение между фронтальной и поперечной плоскостями. Как было отмечено выше, гониограммы подтаранного сустава и его фронтальной составляющей не имеют существенных различий.

В целом движения ОЦМ во фронтальной плоскости лежат в пределах 5 см полной амплитуды. Благодаря короткой продолжительности периода одиночной опоры стабильность баланса тела достигается во многом за счет импульса продвижения вперед, полученного в предшествующей фазе, и собственной инерции, поэтому условие нахождения проекции ОЦМ в пределах площади опоры становится необязательным (оно сохраняется в случае медленной ходьбы). Действительно, при средней скорости ходьбы проекция ОЦМ на плоскость опоры не попадает в пределы подошвы стопы опорной конечности, а лишь проходит вблизи ее внутреннего края.

Движения в горизонтальной плоскости

Движения в суставах в горизонтальной плоскости при ходьбе не имеют больших амплитуд. Роль их в биомеханике походки изучена незначительно, так как коммерческая аппаратура, предназначенная для этого, появилась сравнительно недавно.

Тазобедренный сустав

Тазобедренный сустав является основным суставом, осуществляющим движения в горизонтальной плоскости при ходьбе. Каждый цикл шага начинается с положения, когда таз имеет поворот в сторону конечности, вступающей в период переноса, поэтому имеет место наружная ротация, которая сменяется внутренней с началом периода одиночной опоры. С наступлением второго периода двойной

опоры почти стабильное положение внутренней ротации сменяется движением наружу (возвращение в нейтральное положение). В фазе торможения периода переноса тазобедренный сустав принимает положение истиной наружной ротации (рис. 111).

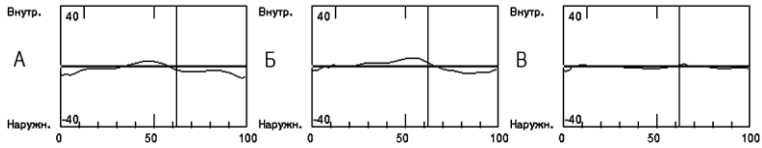


Рисунок 111. Гониограмма ротационных движений в тазобедренном суставе (А), в коленном суставе (Б), на уровне голеностопного сустава (В).

Коленный сустав

Ротационные движения в коленном суставе в норме имеют общую амплитуду в 10-15 градусов. В период опоры сустав совершает внутреннюю ротацию, а в период переноса — наружную. В начале цикла шага сустав находится в положении, близком к нейтральному.

Движения стопы относительно голени

Амплитуда данных движений очень мала. Они выполняют, в основном, корригирующее действие.

Движения в горизонтальной плоскости в целом

Ротационные движения тазобедренного, коленного и голеностопного суставов при ходьбе здорового человека не имеют значительных амплитуд. Коррекция положения тела относительно нижней (опорной) конечности происходит за счет движений в тазобедренном суставе, а также в поясничном отделе позвоночника, который в данном случае выполняет роль своеобразного демпфера. Ротационные движения нижней конечности относительно неподвижной на опоре стопы осуществляются и контролируются движениями в подтаранном и Шопаровом суставах. Фактически это движения таранной кости в ложе, образованном пяточной, полулунной и кубовидной костями. Ротационные движения в здоровом коленном суставе не оказывают существенного влияния на кинематику в данной плоскости.

Пространственные движения таза

Энергетические затраты при ходьбе зависят от траектории движения ОЦМ, величины его подъемов и спусков. Траектория движений ОЦМ в сагиттальной плоскости напоминает плавную синусоиду с максимальным подъемом в период одиночной опоры и

минимумом в двухопорный (рис. 112). Полная амплитуда движений составляет порядка 5 см.

Потенциальная энергия падения тела на опору преобразуется в кинетическую энергию продвижения тела вперед и преобразуется вновь в потенциальную при очередном подъеме ОЦМ. Естественные потери и затраты энергии получают постоянную подпитку со стороны мышечного аппарата.

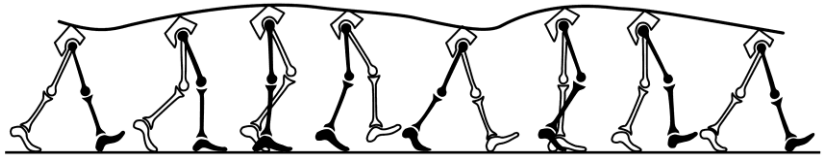


Рисунок 112. Вертикальные перемещения таза и ОЦМ.

Затраты энергии на вертикальные перемещения ОЦМ неизбежны, т.к. позволяют утилизировать циклические появления избытка потенциальной или кинетической энергии. Вертикальные перемещения ОЦМ, таким образом, позволяют оптимизировать затраты энергии. Однако сама величина вертикальных девиаций ОЦМ должна быть сбалансирована, что осуществляется с помощью пяти функциональных и анатомических приспособлений ОДА.

Кроме вертикальных движений ОЦМ существуют еще и боковые, связанные с переносом тяжести тела на опорную ногу, которые сопровождаются сопутствующими движениями таза.

Полная амплитуда боковых движений ОЦМ достигает примерно пяти сантиметров, а ротация таза в каждую сторону составляет около четырех градусов (рис. 113).

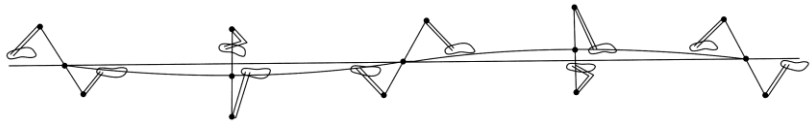


Рисунок 113. Боковые перемещения ОЦМ и вращение таза.

Шесть основных адаптивных механизмов, уменьшающих энергетическую стоимость ходьбы, были подробно описаны в 1953 году [Saunders J.B.D.M., Inman V.T., Eberhardt H.D., 1953]. За прошедшие годы, как описание, так и интерпретация всех шести механизмов практически не изменились.

Шесть детерминат походки

Первая детерминанта — вращение таза

Таз совершает вращательные движения в горизонтальной плоскости с амплитудой около четырех градусов в каждую сторону,

поэтому длина шага «В» увеличивается за счет поворота таза и соответственно появляющегося расстояния между центрами тазобедренных суставов в сагиттальной плоскости «Б». Без этого поворота таза сохранение прежней длины шага будет возможно лишь за счет увеличения амплитуды сгибания в тазобедренном суставе впереди стоящей ноги. Чем больше амплитуда поворота таза, тем на большую величину «А» будет положение ОЦМ в период двойной опоры (рис. 114-1).

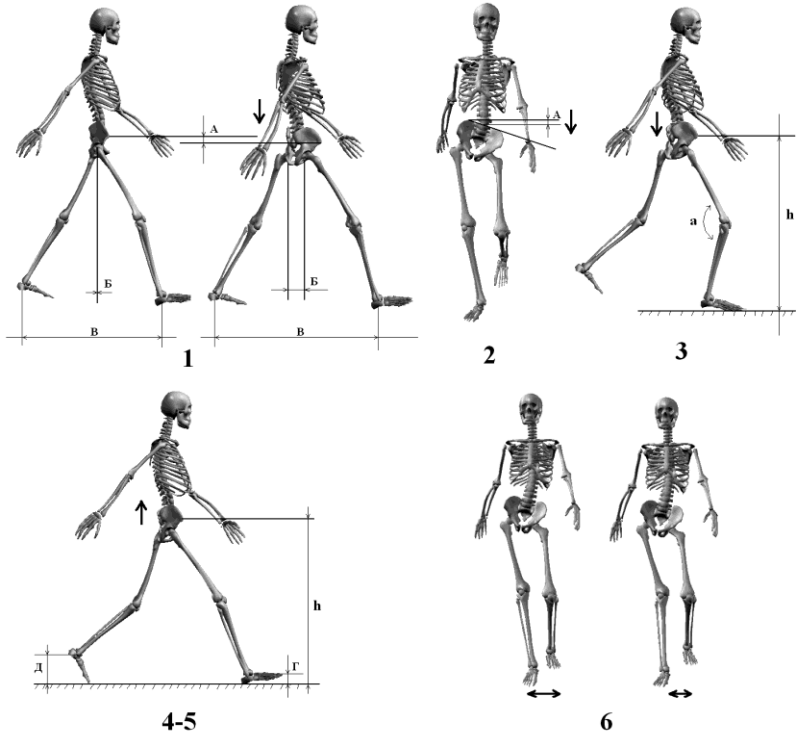


Рисунок 114. Шесть детерминант походки. 1 — поворот таза в горизонтальной плоскости позволяет поддерживать ОЦМ на более низком уровне. 2 — уменьшение высоты подъема ОЦМ за счет наклона таза в сторону переносимой конечности. 3 — уменьшение высоты подъема ОЦМ за счет сгибания в коленном суставе. 4-5 — функциональное удлинение конечности за счет постановки стопы на опору на пяточную область и функциональное удлинение конечности за счет разгибания в голеностопном суставе. 6 — физиологический вальгус коленного сустава как механизм уменьшения фронтальных девиаций ОЦМ. А — амплитуда перемещения ОЦМ тела, Б — расстояние между центрами тазобедренных суставов в сагиттальной плоскости, а — амплитуда сгибания коленного сустава, h — высота ОЦМ тела над плоскостью опоры, Г — дополнительная высота за счет опоры стопы на пятку, Д — дополнительная высота за счет разгибания голеностопного сустава.

Вторая детерминанта — наклон таза

В течение ЦШ таз совершает движения во фронтальной плоскости амплитудой около четырех градусов. Переносимая конечность своей тяжестью отклоняет таз в свою сторону. За счет этого положение ОЦМ снижается. Этот механизм реализуется в период одиночной опоры, когда ОЦМ принимает наивысшее положение в ЦШ и позволяет уменьшить затраты энергии на его подъем (рис. 114-2).

Третья детерминанта — сгибание коленного сустава в начале периода опоры

Сгибание коленного сустава амплитудой *a* в начале периода опоры позволяет уменьшить высоту траектории движения ОЦМ *h*. Результат этого сгибания — более низкая и пологая траектория движения ОЦМ в верхнее положение, а также снижение динамических нагрузок на ОДА за счет уменьшения вертикального ускорения ОЦМ (рис. 114-3).

Четвертая детерминанта — функциональное удлинение конечности в начале периода опоры

Постановка стопы на опору на ее пяточную область, а не на всю стопу, кроме достижения уже известных эффектов (поглощения энергии удара и трансформации ее в пропульсивную), имеет еще одну цель — функциональное удлинение конечности на величину *Г* в первые 5-8% ЦШ (рис. 114-4-5), что позволяет увеличить высоту *h* ОЦМ тела.

Пятая детерминанта — функциональное удлинение конечности в конце периода опоры

Сгибание коленного сустава в конце периода опоры уменьшает эффективную длину нижней конечности, однако параллельного ему падения ОЦМ не происходит, т.к. это сгибание компенсируется разгибанием в голеностопном суставе. Поэтому до момента передачи основной нагрузки на конечность, которая только что вступила в опорный период, ОЦМ продолжает поддерживаться приблизительно на том же уровне за счет появления дополнительной компенсирующей длины конечности *Д* (рис. 114-4-5).

Шестая детерминанта: физиологический вальгус коленного сустава — механизм ограничения девиаций ОЦМ во фронтальной плоскости

Все предшествующие пять детерминант походки были направлены на ограничение вертикальных перемещений ОЦМ. Шестая — механизм уменьшения боковых девиаций ОЦМ — это физиологический вальгус коленных суставов. При отсутствии физиологического вальгуса коленных суставов база шага будет шире, приближаясь к расстоянию между центрами тазобедренных суставов (рис. 114-6). Так как в период одиночной опоры проекция ОЦМ

должна проходить в пределах площади опоры, обеспечивая устойчивое положение, при большой базе шага боковые движения ОЦМ, а следовательно, и затраты энергии будут увеличены. Наличие физиологического вальгуса коленного сустава позволяет уменьшить базу шага и фронтальные движения ОЦМ.

Нетрудно заметить, первые три детерминанты содействуют понижению ОЦМ тела, четвертая и пятая сохранению его высоты, которое можно рассматривать, как механизм повышения ОЦМ. Действие всех пяти механизмов позволяет минимизировать вертикальные перемещения ОЦМ, а таким образом, и энергозатраты. Последний механизм позволяет выполнить такую оптимизацию для боковых движений ОЦМ тела.

Динамические характеристики (рекции опоры)

Вертикальная составляющая реакции опоры

Вертикальная составляющая, по справедливому выражению Н.А.Бернштейна (1935), знаменует собой борьбу с силой тяжести. Кривая вертикальной составляющей реакции опоры имеет характерный вид двугорбой кривой с двумя максимумами и одним минимумом (рис. 115).

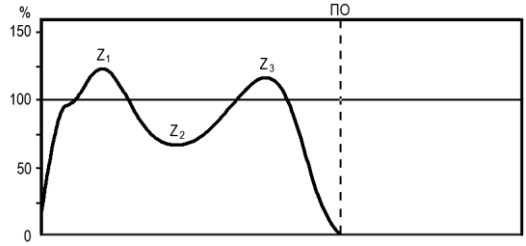


Рисунок 115. График вертикальной составляющей реакции опоры.

Таблица 9. Вертикальная составляющая реакции опоры (амплитудные характеристики) (М — среднее значение, σ — среднеквадратическое отклонение; амплитуда в процентах от веса тела (ВТ))

Величина	Z_1		Z_2		Z_3	
	M	σ	M	σ	M	σ
Правая	113.1	10.9	77.5	9.0	113.6	8.9
Левая	111.5	11.2	78.8	7.0	111.9	7.4

Таблица 10. Вертикальная составляющая реакции опоры (фазовые характеристики) (M — среднее значение, σ — среднеквадратическое отклонение; значения даны в % от ЦШ)

Фаза	Z_1		Z_2		Z_3	
	M	σ	M	σ	M	σ
Правая	13.1	2.5	24.2	2.8	46.8	2.0
Левая	13.8	2.1	26.8	3.3	46.9	1.8

Первый максимум приходится на интервал 13-14% цикла шага, второй — на 46-47% ЦШ (табл. 9, 10). Оба максимума имеют в среднем величину, равную 110-113% веса тела обследуемого, т.е. превышают его реальный вес. Следовательно, ОЦМ имеет в эти моменты вертикальное ускорение, совпадающее с направлением ускорения свободного падения. Поэтому будет справедлива следующая формула:

$$F_1 = m (g+a_1), \text{ где}$$

m — масса тела, g — ускорение свободного падения, a_1 — вертикальная компонента ускорения ОЦМ, вызванная процессом ходьбы.

Первый максимум имеет место в *начале периода одиночной опоры* [Chao E.Y. et al., 1983; Perry J., 1992; Winter D.A., 1990]. В этот момент *коленный сустав закончил свое первое сгибание*, в голеностопном суставе разгибание уже завершилось и началось сгибание, в тазобедренном суставе только начинается разгибание. Общий центр масс к моменту первого максимума вертикальной реакции опоры уже начал свое движение вверх (нижнее положение в 5% ЦШ) и прошел одну треть расстояния до своего верхнего положения. Это момент максимального вертикального ускорения ОЦМ. За короткий предшествующий отрезок времени большая часть энергии падения тела на выставленную вперед ногу трансформируется в силу, которая ускоряет движение ОЦМ вверх, используя как точку вращения сначала пяточную область стопы, а затем и голеностопный сустав.

Движение ОЦМ вверх в эту фазу не является парадоксом, несмотря на сгибание в коленном суставе и практически неподвижный тазобедренный сустав. Дело в том, что голеностопный сустав заканчивает свое разгибание к 6-8% ЦШ, после чего начинается его сгибание. Сгибание в голеностопном суставе при фиксированной на опоре стопе есть не что иное, как движение голени в вертикальное положение. В период времени от 5% до 13-14% ЦШ перекат через голеностопный сустав является единственным механизмом не только поступательного движения ОЦМ, но и его движения вверх. Происходящее одновременно сгибание в коленном суставе недостаточно велико, чтобы оставить ОЦМ в прежнем положении, и

лишь амортизирует динамические нагрузки ускоряющегося вверх ОЦМ. Без сгибания в коленном суставе опорная конечность будет вынуждена испытывать дополнительную нагрузку при подъеме ОЦМ за тот же период времени на большую высоту (третья детерминанта походки). Увеличение же скорости сгибания в коленном суставе не имеет физического смысла, т.к. при этом туловище будет оставаться на месте вместо продвижения вперед. Момент силы максимален в это время именно в коленном суставе, а m. quadriceps femoris показывает наибольшую биоэлектрическую активность. С началом разгибания в коленном суставе (а также тазобедренном) реализуется основной механизм приведения ОЦМ в верхнее положение. Движение ОЦМ вверх сохраняется, но его ускорение снижается. Следовательно, именно в момент 13-14% ЦШ все механизмы торможения ускоряющегося вверх тела практически реализованы, и имеет место локальный максимум вертикального ускорения за счет жесткого взаимодействия с поверхностью опоры. Сложение веса тела и его суммарного импульса дает нагрузку, превышающую собственный вес. Поэтому первый пик вертикальной реакции опоры есть результат завершенного сгибания коленного сустава и совпадает по времени с ним с высокой точностью. Это ***максимум ускорения подъема***.

Максимум ускорения подъема для нормальной походки характеризует мышечно-суставной аппарат коленного сустава, в случае патологической походки — способность данной конечности к восприятию динамических нагрузок, а для суставов — нарушение сгибания в тазобедренном, коленном и разгибания в голеностопном суставе.

Второй максимум соответствует *концу периода одиночной опоры* за 3-4% ЦШ до начала периода двойной опоры. Стопа опорной конечности имеет контакт с опорой только передним своим отделом. Вектор приложения силы проходит через головки плюсневых костей. Голеностопный сустав находится в *максимальном сгибании* непосредственно перед началом разгибания. Общий центр масс тела опустился на 2/3 своей вертикальной амплитуды и продолжает свое движение вниз. Таким образом, ускорение тела направлено вниз, и величина вертикальной составляющей реакции опоры оказывается больше веса тела.

$$F_3 = m\,(g+a_3)$$

Если обратиться к кривым, характеризующим моменты сил в суставах, то момент сил окажется максимальным для голеностопного сустава.

В предшествующую фазу голеностопный сустав продолжал медленное сгибание, которое сдерживалось нарастающим сокращением m. triceps surae. Около 40% ЦШ это сопротивление оказывается настолько сильным, и вектор приложения силы так далеко

от проекции оси голеностопного сустава, что пятка поднимается с поверхности опоры. Дальнейшее продвижение тела вперед продолжается, преимущественно, за счет переката через передний отдел стопы. Сгибание в голеностопном суставе активно тормозится, в основном, за счет работы m. soleus. Пик биоэлектрической активности этой мышцы точно совпадает с максимальным сгибанием голеностопного сустава [Winter D.A., 1990].

Второй максимум вертикальной реакции опоры совпадает с максимальным сгибанием в голеностопном суставе и экцентрическим действием m. soleus. Момент силы в голеностопном суставе также максимален в это время, поэтому изменение его величины отражает состояние данной кинематической цепи.

Вышеизложенная картина представляет собой активное сдерживание падения тела (ОЦМ движется вперед-вниз) с поглощением энергии преимущественно m. soleus. Это ***максимум ускорения падения***. Сразу вслед за этим наступает разгибание голеностопного сустава, но это не приводит к возрастанию вертикальной составляющей реакции опоры, т.к. происходит одновременно со сгибанием коленного сустава, причем последнее опережает разгибание в голеностопном суставе. Тазобедренный сустав остается практически неподвижным. В этот момент стопа покидает опору, ОЦМ продолжает свое движение вперед вниз. Сразу вслед за этим наступает время двойной опоры, и происходит передача нагрузки на впереди стоящую ногу. ОЦМ тела продолжает свое движение вниз.

Минимум вертикальной составляющей реакции опоры («абсолютный минимум» по Н.А.Бернштейну) имеет место в период одиночной опоры точно между фазами подъема и падения, что соответствует 27-30% ЦШ и среднему значению 77-80% веса тела. В этот момент переносимая конечность прошла ровно половину пути и, следовательно, находится напротив опорной. Общий центр масс тела занимает высшее положение. Тазобедренный сустав находится в нейтральном положении, коленный — лишь незначительно согнут, а голеностопный сустав имеет адекватное коленному суставу сгибание. Поскольку вертикальная составляющая реакции опоры меньше веса тела, то тело имеет ускорение, противоположно направленное ускорению свободного падения, т. е. вверх, поэтому верна следующая формула:

$$F_2 = m\,(g\text{-}a_2).$$

Действительно, за предшествующие 16-20% ЦШ ОЦМ изменил свое положение по вертикали из низшего в высшее. Потенциальная энергия тела в этот момент максимальна, а кинетическая имеет минимальное значение. Далее наблюдается следующее снижение высоты ОЦМ и, следовательно, увеличение реакции опоры.

После первого *максимума ускорения подъема* энергия удара трансформируется в поступательную энергию продвижения ОЦМ вперед и вверх. К энергии поглощения добавляется импульс оттолкнувшейся от опоры контралатеральной конечности, которая движется до момента минимума совершенно пассивно. Поэтому ОЦМ перемещается вперед и вверх пассивно, по инерции, реализуя полученные ранее импульсы. Так как от момента первого максимума на движение ОЦМ только затрачивается энергия, то скорость его падает, т.е. существует отрицательное ускорение — торможение, вектор которого направлен вниз. К моменту минимума реакции опоры эта скорость достигнет нуля, кинетическая энергия переходит в потенциальную. Итак, в отличие от первого максимума вектор ускорения будет направлен вниз и уменьшает вертикальную составляющую опоры.

Таким образом, данный минимум имеет инерционную природу и может носить название ***инерционный минимум***. Величина *инерционного минимума* определяется активностью максимума ускорения подъема данной конечности и максимумом ускорения падения контралатеральной конечности. Это значит, что инерционный минимум, как любой пассивный параметр, зависит от других показателей и может иметь ограниченное самостоятельное значение.

Величина максимального экстремума вертикальной составляющей реакции опоры (максимума подъема или падения) имеет особое название — ***динамическая опороспособность конечности***. При этом динамическая опороспособность конечности определяется по тому из двух экстремумов, который имеет большее значение в периоде опоры (рис. 116). Измеряется параметр в % от веса тела обследуемого. Величина этого параметра позволяет в доступной форме судить о том, на какой функциональной стадии находится обследуемый. Так при снижении этого параметра ниже веса тела — функциональных возможностей пациента уже не будет хватать для самостоятельного передвижения без средств дополнительной опоры.

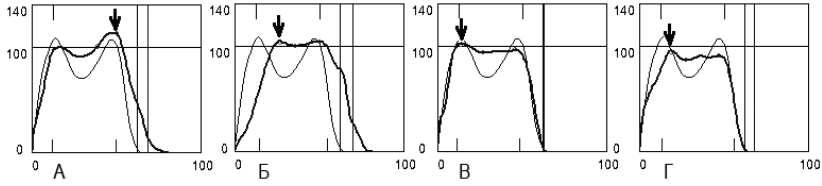


Рисунок 116. Динамическая опороспособность конечности определяется по величине максимальной амплитуды (обозначена стрелкой) А — 114%, Б — 105%, В — 103%, Г — 97%.

Кроме величины самих экстремумов вертикальной составляющей реакции опоры важное диагностическое значение имеет

и такой параметр, как ***величина переменных динамических нагрузок***. Данный параметр определяется как разность между максимальным значением в один из максимумов и минимальным значением, соответствующим инерционному минимуму (рис. 117).

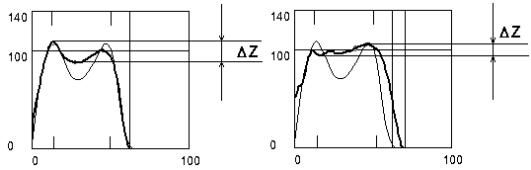


Рисунок 117. Измерение параметра переменных динамических нагрузок по максимальному и минимальному значению экстремумов реакции опоры. Величина ΔZ равна искомому параметру.

Чем меньше значение данного параметра, тем более значительна степень функциональных нарушений. Если в норме его величина колеблется около 35% значения веса тела, то при тяжелой патологии снижается до нулевого значения, т.е. переменные динамические нагрузки отсутствуют, поскольку опорно-двигательный аппарат не в состоянии их воспринимать. В этом случае вертикальная составляющая реакции опоры принимает характерный вид П-образной кривой (рис. 118).

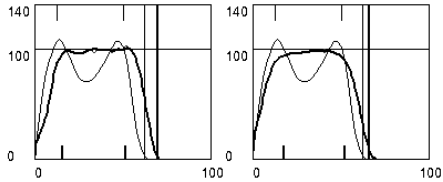


Рисунок 118. Вариант П-образной вертикальной составляющей реакции опоры. Два разных больных после эндопротезирования тазобедренного сустава.

Для еще более тяжелых случаев вертикальная составляющая может быть меньше веса тела и иметь не плоскую, а закругленную вершину (вариант показанный справа).

Продольная составляющая реакции опоры

Продольная составляющая реакции опоры характеризует: угол приложения силы к плоскости опоры, направление ускорения ОЦМ в сагиттальной плоскости.

В первой половине периода опоры сила, приложенная к опоре со стороны конечности, имеет направление, соответствующее направлению движения (а реакция опоры — противоположное). В конце периода опоры сила имеет обратное направление, а реакция опоры соответствует направлению движения (рис. 119).

Следовательно, продольная составляющая реакции опоры в середине периода опоры должна пройти через нулевое значение. Это было отмечено еще Н.А.Бернштейном (1935), который пользовался расчетными показателями реакций опоры. Приборы для ее непосредственного измерения в то время еще не были доступны.

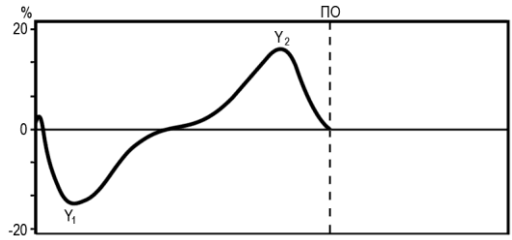


Рисунок 119. Продольная составляющая реакции опоры.

Так как в начале периода опоры реакция опоры имеет направление, противоположное направлению движения, то она будет обозначаться отрицательными значениями относительно нулевого уровня и, соответственно, положительными значениями в конце периода опоры.

Данная кривая (рис. 119) имеет два главных пика. Первый из них отрицательный, с максимумом в 8-10% ЦШ, по абсолютной величине достигает 17-19% веса тела. Второй максимум имеет место в 51-52% ЦШ при величине 19-20% веса тела (табл. 11, 12). Нулевое значение продольная составляющая реакции опоры принимает в 30-35% ЦШ.

Таблица 11. Амплитуда пиков продольной составляющей реакции опоры при ходьбе в норме (M — среднее значение, σ — среднеквадратическое отклонение; амплитуда дана в процентах от веса тела (ВТ))

Величина	Y_1		Y_2	
	M	σ	M	σ
Правая	16.8	5.5	20.0	4.7
Левая	18.5	3.8	19.0	5.5

Таблица 12. Фаза пиков продольной составляющей реакции опоры при ходьбе в норме (M — среднее значение, σ — среднеквадратическое отклонение; значения даны в % от ЦШ)

Фаза	Y_1		Y_2	
	M	σ	M	σ
Правая	8.9	1.5	51.7	3.0
Левая	9.6	3.4	51.8	2.5

Первый максимум продольной составляющей реакции опоры приходится на конец *первого периода двойной опоры*, на момент, когда

голеностопный сустав завершил разгибание, коленный продолжает сгибаться, а тазобедренный остается неподвижным, ОЦМ прошел свое нижнее положение (5%) и начинает движение вверх-вперед.

По вертикальной составляющей реакция опоры достигает веса тела. Контралатеральная конечность еще касается опорной поверхности, но не несет на себе нагрузки.

Итак, вес тела полностью передан на опорную конечность. Разгибание голеностопного сустава завершилось, дальнейшее продвижение тела вперед возможно только при сгибании в нем. В момент завершенного разгибания и еще неначавшегося сгибания импульс силы, направленный по ходу движения, максимален. В следующий момент начинается сгибание в голеностопном суставе. Движение телу вперед «разрешено», и значение продольной составляющей реакции опоры уменьшается, что подтверждается результатами измерения продольного ускорения таза (на его уровне находится ОЦМ), сделанных D.A.Winter (1990). Ускорение в этот момент имеет острый минимум. Момент сил в голеностопном суставе также проходит через ноль [Winter D.A., 1990].

Таким образом, первый максимум продольной составляющей реакции опоры есть ***максимум торможения*** поступательного движения ОЦМ относительно поверхности опоры, вызванное завершившимся разгибанием голеностопного сустава.

При прочих равных условиях продольная составляющая реакции опоры является показателем угла силы, приложенной со стороны конечности к опоре.

Момент, когда вектор реакции опоры направлен вертикально, будет соответствовать нулевому значению продольной составляющей реакции опоры. Этот момент совпадает с инерционным минимумом вертикальной составляющей или иногда наступает на 1-4% ЦШ позже.

Второй максимум продольной составляющей реакции опоры имеет место в начале *второго периода двойной опоры*.

В этот момент в голеностопном суставе продолжается начатое ранее разгибание, а в коленном — сгибание. В тазобедренном суставе достигнуто максимальное разгибание. ОЦМ заканчивает свое движение вниз. Второе нижнее положение ОЦМ соответствует 55% ЦШ.

Если вектор первого максимума продольной составляющей реакции опоры направлен против движения ОЦМ и характеризует его торможение, то вектор второго максимума имеет обратное направление и показывает наличие ускорения ОЦМ в направлении движения. Вне зависимости от его природы его можно назвать ***максимумом ускорения***.

Происхождение максимума ускорения вызывает значительные разночтения в литературе. Так, в англоязычной литературе для обозначения всей фазы конца периода опоры принят термин «push off»,

что дословно переводится как «отталкивание». Н.А.Бернштейн (1935) дал этому действию (на основании расчетных показателей усилий в центре тяжести тела) название «задний толчок». Оба названия указывают на активное действие, которое обычно связывают с сокращением m. triceps surae.

D.A.Winter (1983, 1990) показывает, что активное отталкивание «push off» действительно существует, мышцы развивают в этот момент наибольшую энергию. M.W.Wittle (1991) подвергает сомнению наличие отталкивания. Сравнение им группы пациентов с ампутацией нижней конечности, которые не могут производить активного отталкивания, показало, что вертикальная и продольная составляющие реакции опоры, а также момент сил в голеностопном суставе сходны с нормальными показаниями. Отмечается лишь некоторое запаздывание разгибания в голеностопном суставе протеза. S.R.Simon с соавт. (1978) при исследовании роли задней группы мышц голени при нормальной походке обнаружили, что икроножные мышцы большей частью осуществляют контроль продвижения тела вперед, т.е. имеют собственное пропульсивное действие во второй половине периода опоры. M.P.Murray с соавт. (1978) при исследовании 30 пациентов, перенесших иссечение правого m. triceps surae, отметили увеличение сгибания и запаздывание разгибания в голеностопном суставе, увеличение активности m. quadriceps femoris на стороне поражения. Авторы не находят существенного подтверждения наличия функции отталкивания m. triceps surae. D.A.Sutherland с соавт. (1980), исследуя здоровых мужчин до и после блокирования n. tibialis, нашли, что m. triceps surae не производит никакого толкающего действия. Однако сокращение этой мышцы влияет на величину пиков как вертикальной, так и продольной составляющих реакции опоры.

Подробный анализ моментов сил, движений в голеностопном суставе и работы мышц, проведенный J.Perry (1992), не обнаружил наличия отталкивания, производимого работой голеностопного сустава в этой фазе. Несмотря на использования термина «push off» автор отмечает, что название «roll off» (откатывание) более соответствует этой фазе, чем «push off».

Приведенный фактический материал свидетельствует, что функция m. triceps surae во второй половине периода опоры сводится к контролю продвижения ОЦМ в направлении движения и выравнивании тела при положении ОЦМ за пределами опорной поверхности стопы. Очевидно, что m. triceps surae принимает участие в формировании пика силы, направленной против движения, но не является единственным активатором этого процесса. Биоэлектрическая активность его к этому времени (52% ЦШ) начинает падать. Снижается также и момент сил в голеностопном суставе, но развиваемая энергия максимальна [Winter D.A., 1990]. Кроме того, как показал эксперимент, при быстром действии момент максимального напряжения мышцы

приходится на время, когда биоэлектрическая активность мышцы уже начала падать [Winter D.A., 1990].

M.Meinders, A.Gitter, J.M.Czerniecki (1998), отмечая, что роль m. triceps surae в пропульсивном движении тела остается противоречивой, находят, что значительный компонент действия этой мышцы антигравитационный. Исследование R.R.Neptune, S.A.Kautz, F.E.Zajac (2001) показало, что возможные противоречия различных исследователей относительно функции m. triceps surae связаны с тем, что она состоит из двусуставной икроножной мышцы и односуставной — камбаловидной, которые выполняют различные функции. Таким образом, оценить их действие можно только при изучении отдельной функции каждой. По мнению авторов, камбаловидная мышца продуцирует энергию для продвижения тела вперед, в то время как икроножная ускоряет конечность для ее переноса. В экспериментальной работе с испытуемыми имеющими протезы голени [Michel V., Do M.C., 2002] авторы обнаружили, что пропульсивные силы не зависят от наличия или отсутствия данных мышц и, таким образом, для протезированных и, вероятно, для здоровых осуществляются другими механизмами.

По мнению автора данного руководства, продольная составляющая реакции опоры лишь отражает ускорение ОЦМ относительно опорной поверхности в направлении движения. Ответ на вопрос, что же формирует максимум ускорения в направлении движения, следует искать на контралатеральной стороне. Рассмотрим суставы ноги, заканчивающей период опоры. Коленный сустав продолжает начатое ранее сгибание. Для тазобедренного сустава момент максимума продольной составляющей реакции опоры точно совпадает с завершением разгибания. В следующий момент начавшееся сгибание (в сочетании со сгибанием в коленном суставе) означает не что иное, как уход ноги с опоры и начало снижения продольного ускорения ОЦМ, следовательно, реакции опоры. Лишь разгибание голеностопного сустава позволяет сохранить контакт с поверхностью опоры в последние 8% периода опоры. К моменту максимального продольного ускорения ОЦМ (т.е. максимума продольной составляющей реакции опоры) контралатеральная конечность уже имеет контакт с опорой. Сгибание в тазобедренном суставе начинает процесс активной передачи нагрузки на вынесенную вперед ногу. В середине второго периода двойной опоры (55% ЦШ) продольные составляющие реакции опоры обеих ног равны. Ускорение ОЦМ, следовательно, равно нулю. Оставшиеся 3-5% периода двойной опоры ОЦМ начинает торможение, максимум которого есть первый пик продольной составляющей реакции опоры для конечности, вступившей в очередной период опоры.

Анализ динамики пропульсивной составляющей, сделанный автором в 1996 г. подтверждается результатами современных

исследований [Michel V., Do M.C., 2002; Neptune R.R., Sasaki K., 2005; Neptune R.R., Zajac F.E., Kautz S.A., 2004].

Поперечная составляющая реакции опоры

Это наименьшая по амплитуде составляющая реакции опоры. Обычно исследователи не придают ей большого значения. Однако только все три составляющие дают полную пространственную картину взаимодействия с опорой.

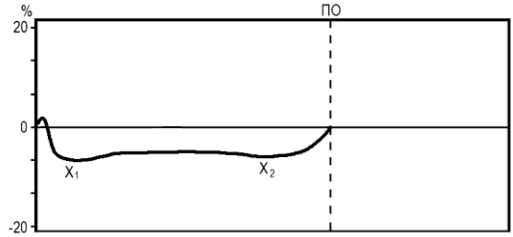


Рисунок 120. Поперечная составляющая реакции опоры.

Типичная кривая поперечной составляющей реакции опоры представлена на рис. 120.

Оба периода двойной опоры характеризуются изменениями направления действия силы. В первом периоде двойной опоры направление меняется с внутреннего на наружное, во втором периоде двойной опоры — с наружного на внутреннее.

В период одиночной опоры имеются две пологие вершины в 15-18% и в 42-43% ЦШ с амплитудой 4-5% и 3-4% веса тела соответственно. Схожесть их с графиком вертикальной реакции опоры объясняется подобием процессов. В сагиттальной плоскости ОЦМ описывает дугу вершиной вверх, а в поперечной плоскости — вершиной в сторону опорной ноги. Максимальная девиация ОЦМ вверх почти точно совпадает с максимальным отклонением ОЦМ в сторону опорной ноги. При высокой скорости ходьбы эти максимумы полностью совпадают [Inman V.T., 1966; Inman V.T., Ralston H.J., Todd F., 1981].

Реакции опоры в целом

Во-первых, как минимум, так и максимум вертикальной составляющей реакции опоры *приходится исключительно на период одиночной опоры*. При этом первый и второй максимумы — на начало и конец, а минимум — на середину периода одиночной опоры.

Во-вторых, оба максимума приходятся на момент, когда ОЦМ находится на 1/3 пути от нижнего положения. В первом случае его движение идет вверх, во втором — вниз.

Оба максимума продольной составляющей реакции опоры происходят в *период двойной опоры* и являются прямым следствием процесса приема–передачи нагрузки с одной ноги на другую и опережают смену ускорения и торможения ОЦМ.

В предыдущем разделе были рассмотрены только главные закономерности происхождения реакций опоры. На динамограммах обследуемых часто хорошо заметны быстрые пики и дополнительные волны, имеющие место в первые 5-8% ЦШ (рис. 121).

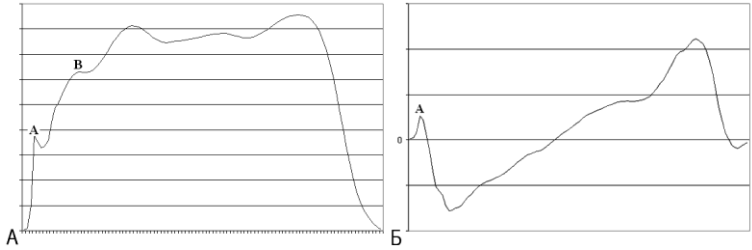


Рисунок 121. Непостоянные элементы вертикальной составляющей реакции опоры: А — зубец, В — плато. Слева — вертикальная составляющая, справа — продольная.

Обращает внимание очень острый зубец (А) в первые 2% ЦШ по вертикальной составляющей и следующее за ним более или менее выраженное плато (В). Зубцу А всегда соответствует его отражение на кривой продольной составляющей, и он имеет направление, обратное первому максимуму, т.е. ускорение направлено по ходу движения.

Несмотря на то, что данный зубец является частой находкой, изучению этого явления посвящено совсем немного работ [Acharya K.R. et al., 1989; Simon S.R. et al., 1982; Whittle M.W., Jefferson R.J., 1987]. Механизм его происхождения легче понять, если представить реакции опоры в виде последовательных плоскостных или пространственных векторов — векторной диаграммы (butterfly diagram) (рис. 122).

Хорошо видно, что вектор зубца «А» имеет направление по ходу движения. Это не что иное как торможение конечности об опору в направлении, обратном движению, — результат сгибания коленного сустава в последние 98-99% ЦШ периода переноса.

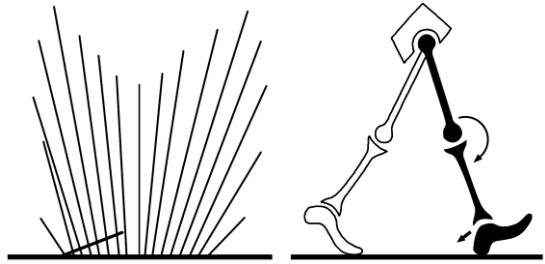


Рисунок 122. Векторная диаграмма реакции опоры (слева) — обратный зубец выделен жирной линией. Справа — механизм генерации обратного зубца.

Таким образом, непосредственно перед постановкой на опору стопа начинает двигаться не по направлению движения, а против него. Траектория движения пяточной области стопы идет не сверху-вниз-вперед, а сверху-вниз-назад. Поэтому зубец «А» далее будет называться ***обратный зубец***.

Обратный зубец выявляется примерно у 1/3 клинически здоровых людей [Whittle M.W., Jefferson R.J., 1987]. Это потенциально опасное явление для коленного сустава. Если 2/3 людей используют для торможения ноги перед постановкой на опору силу мышц, то 1/3 использует для этого опорную поверхность. Такой двигательный образец может быть пусковым фактором развития остеоартроза. По данным S.R.Simon et al. (1982) наличие обратного зубца есть результат остеоартроза или недостаточности m. quadriceps femoris.

Обратный зубец имеет характерный вид на графике вертикальной составляющей реакции опоры (рис. 123).

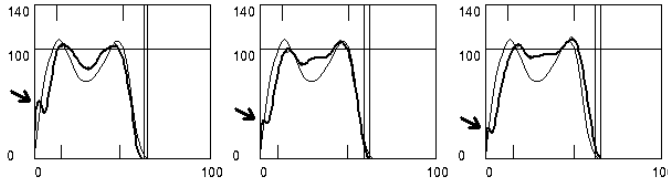


Рисунок 123. Вид обратного зубца на графике вертикальной составляющей реакции опоры. Даны графики трех разных больных. Обратный зубец обозначен стрелкой.

Следующее сразу за обратным зубцом плато вертикальной составляющей является, в отличие от зубца, более постоянным образованием, которое встречается у значительного числа больных и может регистрироваться у здоровых людей или считающих себя таковыми и не имеющих явной симптоматики (рис. 123). Нетрудно заметить, что вертикальная составляющая реакции опоры должна отражать два последовательных процесса:

- первый — торможение ОЦМ при движении в свое нижнее положение (5% ЦШ); ускорение отрицательное, имеет направление, противоположное движению, т.е. вверх;
- второй — последующий подъем ОЦМ; ускорение положительное и также имеет направление вверх.

Следовательно, в момент нижнего положения ОЦМ происходит изменение направления движения ОЦМ (направление вектора ускорения при этом остается постоянным), а именно, торможение движения ОЦМ вниз (вектор ускорения направлен в сторону, противоположную движению, т.е. вверх) сменяется ускоряющимся движением вверх (вектор ускорения направлен по ходу движения, т.е. тоже вверх). В момент смены однонаправленных ускорений реакция опоры должна оставаться постоянной, поскольку на тело действует только ускорение свободного падения *g*.

Именно этот момент смены ускорений и находит свое отражение в виде плато вертикальной составляющей реакции опоры. Абсолютная величина плато смены ускорений не достигает веса тела в силу наличия инерционных свойств самой массы тела.

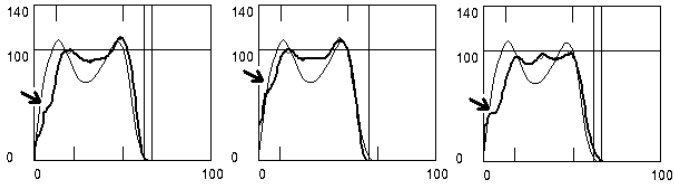


Рисунок 124. Вид «плато» на кривой вертикальной составляющей реакции опоры (показано стрелкой).

Таковы основные характеристики реакции опоры при ходьбе взрослого здорового человека. Возможные варианты нормы могут включать дополнительные волны, реже зубцы. Для дальнейшего рассмотрения и формализации клинического анализа постоянные элементы реакции опоры будут обозначены в соответствии с системой координат, приведенной выше.

Взаимоотношения вектора силы реакции опоры и общего центра масс тела в цикле шага

При решении этой проблемы Н.А.Бернштейн (1935) сделал следующий вывод: «линия действия опорной реакции всегда проходит через центр тяжести тела». Однако это определение было дано им, исходя из теоретических предпосылок процесса ходьбы. Более поздние прямые исследования с применением векторных диаграмм [Perry J., 1992; Whittle M.W., 1991; Winter D.A., 1990] дали косвенное основание полагать, что взаимоотношение вектора силы реакции опоры и ОЦМ

не остается постоянным в течение ЦШ. В настоящее время то, что это так не вызывает сомнения, поскольку проверено посредством прямой регистрации.

Первую половину периода опоры вектор продольной составляющей реакции опоры имеет направление, противоположное направлению движения, т.е. происходит торможение ОЦМ. Во вторую половину периода опоры вектор направлен в сторону движения, и имеет место ускорение ОЦМ. Данное положение подтверждается прямыми измерениями скорости и ускорения туловища, крестца, таза [Winter D.A., 1990].

К непосредственным представлениям кинематических характеристик ОЦМ следует отнестись осторожно, т.к. возможны существенные ошибки в силу расчетного характера самого ОЦМ. В соответствии с этим, начало периода опоры должно иметь для ОЦМ определенный отрицательный вращающий момент относительно места вращения, т.е. пяточного отдела стопы. Вторая половина периода опоры должна иметь положительный вращающий момент. Вращающий момент создается несовпадением вектора реакции опоры с ОЦМ в сагиттальной плоскости. В первую половину периода опоры ОЦМ находится позади вектора силы реакции опоры, во вторую — впереди него. Около 30% ЦШ их позиции совпадают. Получается, что ОЦМ изменяет свое положение относительно вектора силы реакции опоры каждый период двойной опоры и каждый период одиночной опоры, т.е. с учетом участия в ЦШ обеих ног изменение взаимоотношения должно происходить четыре раза. Косвенно это подтверждается изменением продольной скорости туловища, головы и рук, которая имеет четыре пика в 5%, 30%, 55% и 80% ЦШ [Winter D.A., 1990], что соответствует первому периоду двойной опоры, середине периода одиночной опоры, середине второго периода двойной опоры и середине периода одиночной опоры противоположной конечности, находящейся на опоре.

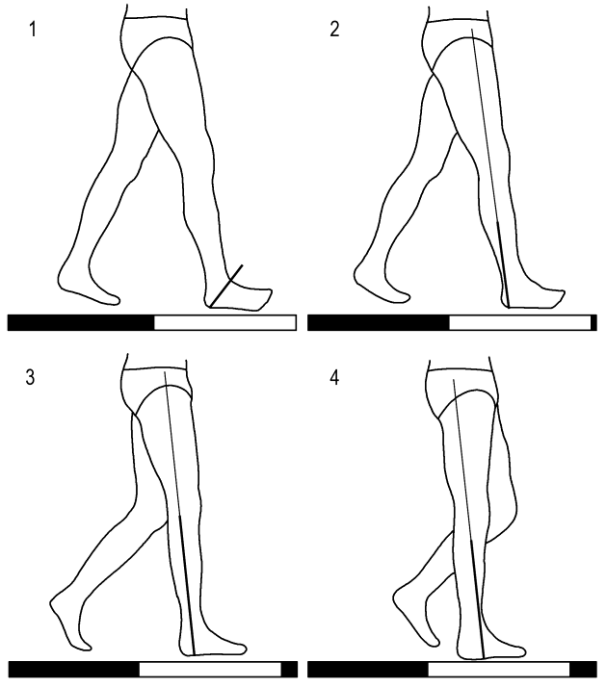


Рисунок 125. Взаиморасположение конечности, вектора силы реакции опоры и его проекции.

Предположения, что данный процесс изменения положения ОЦМ относительно вектора силы реакции опоры происходит именно так, получили подтверждения, когда появились системы отображения данных регистрации полной пространственно-динамической картины ходьбы реального человека на экране монитора компъютера: анимационные пакеты для системы анализа походки GaitTrak (Motion Analysis Corporation), Vicon Clinical Manager (Oxford Metrix), а также Musculographics Inc. или Optimum Human Performance. С их помощью можно непосредственно наблюдать процесс изменения взаиморасположения вектора силы реакции опоры и ОЦМ. Наблюдения реальных здоровых испытуемых с помощью подобных систем подтверждает изложенную выше картину.

Таким образом, в начале каждого периода двойной опоры ОЦМ находится впереди проекции вектора силы реакции опоры. В середине периода двойной опоры ОЦМ находится в проекции вектора силы реакции опоры, а во второй половине позади него. Обратные изменения имеют место в интервал времени одиночной опоры: первую половину ОЦМ находится позади проекции вектора силы реакции

опоры, в середине совпадает с ним, а во второй половине находится позади него. Всего происходит четыре смены положения за ЦШ.

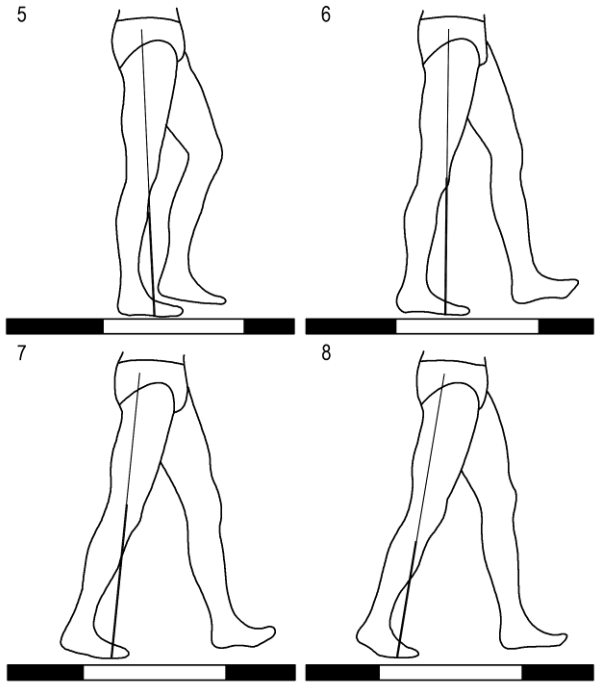


Рисунок 126. Взаиморасположение конечности, вектора силы реакции опоры и его проекции.

Результаты прямой регистрации пространственного положения вектора силы реакции опоры сегментов тела показали, что вектор силы реакции опоры может проходить через ОЦМ лишь в четыре коротких момента времени в ЦШ (если исключить еще один быстрый процесс, связанный с появлением и трансформацией обратного зубца). Поэтому расчетные кривые Н.А.Бернштейна, вычисленные на основе процитированного выше предположения о том, что вектор силы реакции опоры всегда проходит через ОЦМ, содержат ошибку. Эту ошибку включают, в частности, кривые продольных и вертикальных усилий. Ряд зубцов, обнаруженных Н.А.Бернштейном на расчетных кривых, не были впоследствии обнаружены путем прямых измерений.

Надо отметить, что развитие биомеханики походки в двадцатом веке привело к совершенно однозначному превалированию использования результатов *прямых измерений* кинематики или динамики перед расчетной информацией. Последняя требует применения математических моделей с различной степенью

формализации или, иначе говоря, упрощению, примитивизации реальной, живой механики.

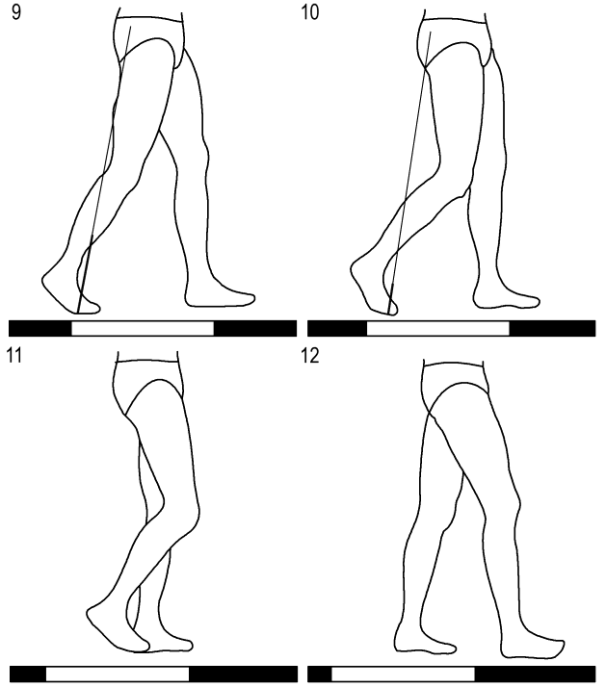


Рисунок 127. Взаиморасположение конечности, вектора силы реакции опоры и его проекции.

В последние годы, в связи с появлением новых технических средств получения первичной информации с движущегося объекта, мощных компъютеров, накоплением знаний о биомеханике походки и разработкой более адекватных формальных моделей опорно-двигательного аппарата оживился интерес к изучению внутренней динамической структуры локомоции. Примером может служить система GaitTrak (Motion Analysis Corporation), которая позволяет произвести расчет и визуализацию векторов усилий в центре тяжести сегментов тела (рис. 97-99) [Vaughan C.L. et al., 1992].

Методика распознавания корректной регистрации реакций опоры

Как уже было сказано выше, для правильной регистрации реакций опоры очень важно, чтобы только одна нога при проходе оказалась на платформе. Данное требование далеко не всегда

выполнимо. Так при малой длине шага и стандартной длине платформы неизбежно на нее будут попадать всегда две ноги при проходе. В этом случае можно использовать для анализа имеющуюся информацию, либо использовать платформу меньших размеров, что не всегда возможно. Тем не менее, если одна нога точно попала на платформу, то все основные события, важные с точки зрения диагностики, совершаются до начала времени НВД, т.е. до наступания контралатеральной ногой на платформу. Для ориентации читателя в данном разделе приводятся различные варианты прохода пациента по платформе.

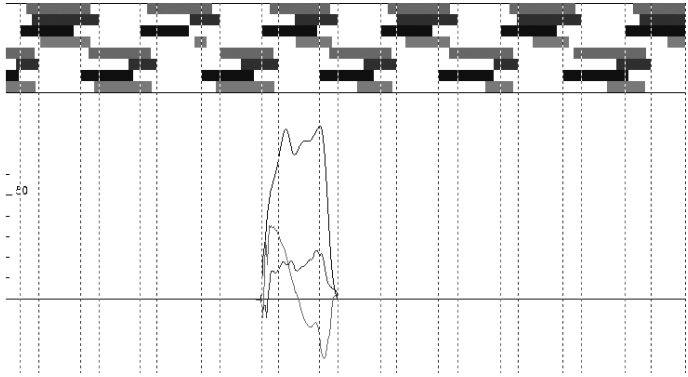


Рисунок 128. Нормально зарегистрированный проход по платформе. Вверху — линейка подограмм, из них верхняя — левая нога, ниже — комплекс периода опоры правой ноги. Вертикальные линии отмечают период опоры каждой конечности, длинные промежутки — период одиночной опоры, короткие — двойной опоры. В центре — комплекс кривых вертикальной, продольной и поперечной составляющих реакции опоры.

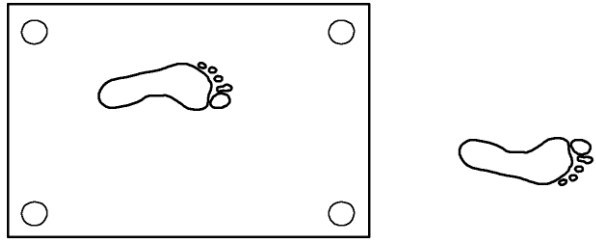


Рисунок 129. Вариант взаиморасположения стоп при проходе по платформе. Левая стопа попала в центральную область платформы.

В первом случае (рис. 128-129) приведен нормальный проход по платформе одной ногой (левая). Как можно увидеть комплекс динамометрических данных начинается с началом периода опоры левой ноги и заканчивается точно с его окончанием. Кривые каждой

составляющей имеют характерный вид, который так же соответствует правильно проведенной регистрации:

- вертикальная составляющая двугорбая (может иметь и другой вид, но ограничивается пределами периода опоры),
- продольная составляющая имеет два противоположно направленных четко выраженных экстремума (направление пиков зависит от стороны с какой обследуемый приближается к платформе),
- поперечная составляющая с седловиной и инверсией в начале периода опоры.

Однако главным критерием остается соответствие комплекса строго началу и концу периода опоры.

Для получения такого результата стопа обследуемого должна попасть в область центра платформы (рис. 129) или, во всяком случае, оказаться полностью на платформе, а другая — полностью выйти за ее пределы.

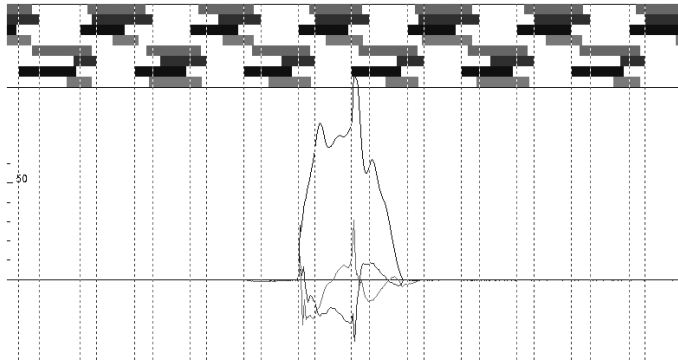


Рисунок 130. Проход по платформе левой и затем частично правой ногой. Вверху — линейка подограмм, из них верхняя — левая нога, ниже — комплекс периода опоры правой ноги. Вертикальные линии отмечают период опоры каждой конечности, длинные промежутки — период одиночной опоры, короткие — двойной опоры. В центре — комплекс кривых вертикальной, продольной и поперечной составляющих реакции опоры.

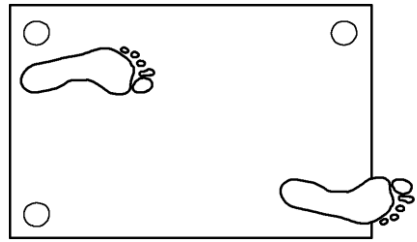


Рисунок 131. Вариант взаиморасположения стоп при проходе по платформе. Левая стопа попала всей площадью на опору, а правая «вышла» передней частью за ее пределы.

Если произошло наступание двумя ногами на платформу, комплекс динамометрических кривых будет иметь характерные особенности (рис. 130-131). Левая нога попала полностью всей стопой на платформу, но в ее начале. При короткой длине шага правая нога также оказалась на платформе, что дало резкие пики на всех трех составляющих непосредственно после начала опоры на правую ногу. Однако шаг был достаточно длинным, чтобы только часть правой стопы оказалась на платформе, а головки плюсневых костей и пальцы за ее пределами. Поэтому графики составляющих реакции опоры к завершению периода ОО принимают нулевое значение, т.е. до завершения периода опоры. Вероятное положение стоп для этого случая показано на рис. 131.

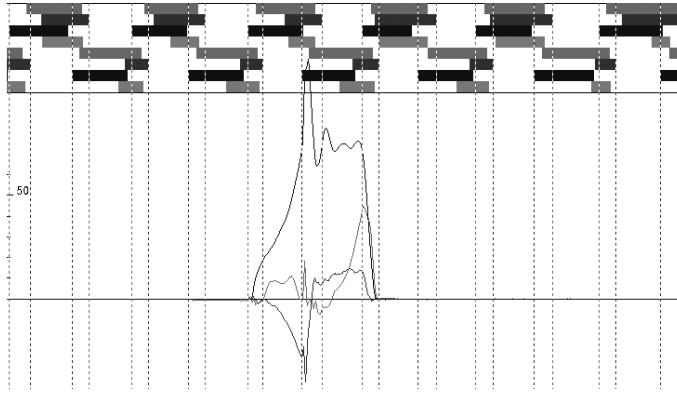


Рисунок 132. Проход по платформе частично левой и затем полностью правой ногой. Вверху — линейка подограмм, из них верхняя — левая нога, ниже — комплекс периода опоры правой ноги. Вертикальные линии отмечают период опоры каждой конечности: длинные промежутки — период одиночной опоры, короткие — двойной опоры. В центре комплекс кривых вертикальной, продольной и поперечной составляющих реакции опоры.

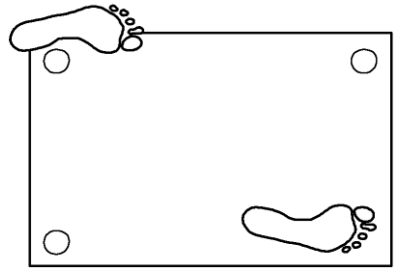


Рисунок 133. Вариант взаиморасположения стоп при проходе по платформе. Левая стопа попала на край платформы с выходом задней пяточной зоны за ее пределы, а правая полностью на опоре.

Противоположная ситуация представлена на рис. 132. Теперь левая нога оказалась частично на опоре. Судя по тому, что начало кривых реакции опоры почти совпадает с началом ПО левой ноги, но недостаточно по амплитуде, можно предположить, что часть заднего отдела стопы (в продольном направлении) оказалась за пределами платформы. При этом правая нога попала на платформу полностью. Вероятное положение стоп для описанного случая показано на рисунке (рис. 133).

При достаточной длине шага обследуемый может попасть на платформу частично обеими ногами (рис. 134). В данном случае левая нога попала на платформу только своей передней частью, а правая — задней и средней частью. Передний отдел стопы при этом оказался за пределами платформы. Положение стоп для случая частичного попадания обеими стопами на платформу (рис. 135).

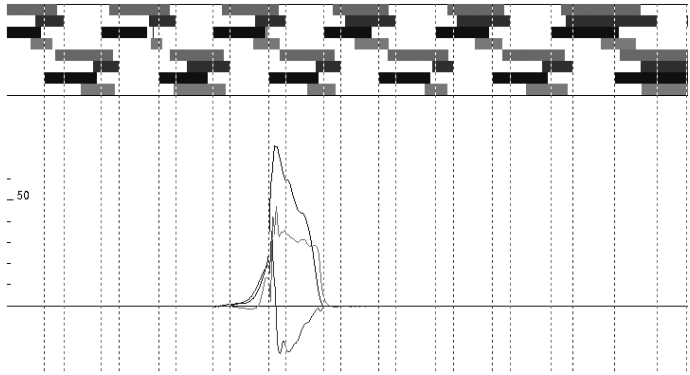


Рисунок 134. Проход по платформе частично левой и затем частично правой ногой. Вверху — линейка подограмм, из них верхняя — левая нога, ниже — комплекс периода опоры правой ноги. Вертикальные линии отмечают период опоры каждой конечности: длинные промежутки — период одиночной опоры, короткие — двойной опоры. В центре комплекс кривых вертикальной, продольной и поперечной составляющих реакции опоры.

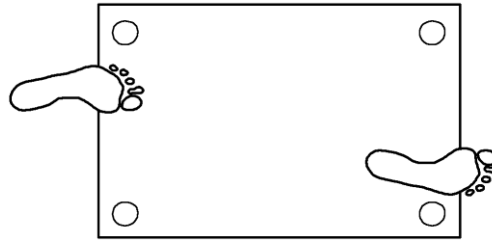


Рисунок 135. Положение стоп относительно платформы для случая частичного попадания обеими стопами.

В ряде случаев для начинающих специалистов получение качественных данных реакций опоры представляет определенные трудности. Тем не менее, соблюдение ряда технических приемов позволяет достаточно быстро «научить» обследуемого попадать на платформу нужным образом, не сообщая ему прямым текстом того, что Вы хотите получить. Эти технические приемы сводятся к следующему:

- обследуемый должен начинать движение из одного и того же положения (основная стойка),
- в обоих концах дорожки имеются маркеры (поперечные линии) от которых он начинает движение,
- движение всегда начинается с определенной ноги (например, с левой),
- после прохода по платформе исследователь отмечает момент попадания и, при необходимости, вводит корректирующие указания,
- если обследуемый не дошел до платформы (попадание передним отделом стопы), то следующий проход (с этой стороны платформы, если она расположена асимметрично центра дорожки) выполняется не от исходной линии, а обследуемый встает в исходное положение впереди нее на длину одной его стопы (или другое расстояние по рекомендации врача, проводящего исследование),
- если обследуемый попал только задним краем стопы на передний край платформы, то в этом случае последующий проход он выполняет, отступя от исходного положения на величину одной своей стопы назад или другую величину, указанную врачом,
- при попадании любой из стоп на платформу полной стопой (например, правой), последующий проход из аналогичного положения производится с началом движения с другой ноги (для описываемого случая с правой), тогда обследуемый попадет на платформу другой стопой (в данном случае левой).

Данные рекомендации, несмотря на громоздкость описания, являются на практике просто исполнимыми и позволяют получить качественную информацию при регистрации реакций опоры. Если больной не в состоянии пройти в своем нормальном режиме с попаданием одной стопы на платформу (малая длина шага) можно провести анализ данных до начала времени НВД. В ряде случаев, когда получение полной информации по реакциям опоры является весьма желательным проводится регистрация при движении обследуемого (если позволяет помещение) поперек платформы. В этом случае каналы «X» и «Y» меняются местами.

Профили биоэлектрической активности мышц в цикле шага

Исследованиям фазовой биоэлектрической активности мышц посвящено много работ, начиная с первых классических исследований J.V.Basmajian (1973), E.G.Gray, J.Basmajian (1968). С 70-х годов прошлого столетия наибольший вклад в развитие понимания действия мышц в течение ЦШ внесли работы А.С.Витензона с соавт., J.Perry и D.A.Winter [Витензон А.С., Петрушанская К.А., 2003; Perry J., 1992; Winter D.A., 1990].

На рис. 136 приведены профили биоэлектрической активности мышц как они были найдены D.A.Winter (1990).

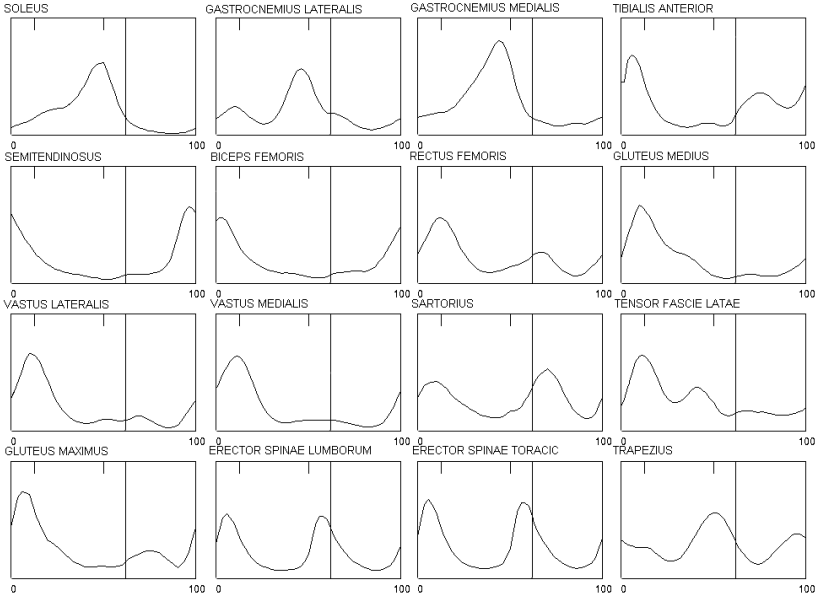


Рисунок 136. Профили биоэлектрической активности некоторых мышц в цикле шага [по данным D.A.Winter, 1990].

Передняя группа мышц голени

m. tibialis anterior

Активность этой мышцы нарастает к концу периода переноса, что необходимо для развития достаточного усилия с началом опоры. С началом ЦШ активность продолжает линейно нарастать и достигает максимума в 6% ЦШ. Отметим, что этот момент совпадает с максимальным разгибанием голеностопного сустава. Именно в этот период мышца выполняет роль активного буфера и трансформатора энергии удара в пропульсивное движение вперед. Действие мышцы экцентрическое.

В последующий интервал 6-22% ЦШ активность m. tibialis anterior снижается столь же быстро, как и нарастала до этого. В этот период мышца выполняет, в основном, контрольную функцию, ее действие несколько способствует продвижению тела вперед. Действие мышцы концентрическое.

Последующие 22-60% ЦШ, т.е. до конца периода опоры, m. tibialis anterior сохраняет минимальную активность, которая, возможно, имеет значение как состояние готовности к действию. Непосредственно перед завершением периода опоры активность мышцы начинает возрастать, что производит сгибание в

голеностопном суставе (концентрическое действие) для создания необходимого клиренса с поверхностью опоры.

m. extensor digitorum longus

По действию на стопу мышца является синергистом m. tibialis anterior. Соответственно профиль данной мышцы почти полностью повторяет профиль передней мышцы голени, лишь небольшая волна активности в конце периода опоры выражена сильнее по сравнению с m. tibialis anterior, у которой эта волна едва намечается. По мнению D.A.Winter, эта волна активности m. extensor digitorum longus способствует стабилизации голеностопного сустава.

Задняя группа мышц голени

Основная мышца этой группы — m. triceps surae, которая состоит из трех головок:

- m. soleus, оказывающая действие только на голеностопный сустав,
- m. gastrocnemius medialis — двусуставная мышца, действующая как разгибатель на голеностопный сустав и как сгибатель на коленный,
- m. gastrocnemius lateralis — функция мышцы аналогична m. gastrocnemius medialis.

m. soleus

Мышца начинает активизироваться незадолго до конца периода переноса, до момента подъема пятки с поверхности опоры (30% ЦШ) ее активность продолжает плавно возрастать. После постановки всей стопы на опору m. soleus сдерживает чрезмерно быстрое продвижение голени вперед (эксцентрическое действие). С момента прекращения контакта пятки с опорой момент сил возрастает, что приводит к быстрому росту активности m. soleus, который достигает максимума в 50% ЦШ — это начало второго времени двойной опоры. Этот период характеризуется высокой скоростью снижения активности мышцы, т.к. вес тела переносится на другую конечность. Активность падает почти до нуля и продолжает снижаться в период переноса.

m. gastrocnemius medialis

Профиль активности этой мышцы почти идентичен m. soleus, однако максимум активности имеет место в 44% ЦШ, что соответствует максимальному сгибанию в голеностопном суставе.

m. gastrocnemius lateralis

Несмотря на кажущуюся функциональную близость этой мышцы с m. gastrocnemius medialis, их профили активности существенно отличаются. Как и предшествующая, эта мышца активизируется в конце периода переноса. Первый максимум

совпадает с окончанием начального времени двойной опоры (10% ЦШ), после чего к 30% ЦШ активность уменьшается. Следующий пик приходится на 46% ЦШ. Последующий профиль активности характеризуется лишь несколько большей средней активностью, чем для m. soleus и m. gastrocnemius medialis.

m. peroneus longus

Профиль активности данной мышцы имеет много общего с профилем m. soleus. Первый слабовыраженный максимум имеет место в 8-9% ЦШ. С этого момента активность мышцы плавно возрастает примерно до 30% ЦШ. D.A.Winter считает, что этот уровень активности необходим для стабилизации голеностопного сустава. После 30% ЦШ активность мышцы резко возрастает с максимумом в 48% ЦШ. Мышца выполняет функцию дополнительного разгибателя голеностопного сустава.

m. peroneus brevis

Профиль активности данной мышцы близок к предыдущим, однако анатомическое положение дает возможность предположить наличие у m. peroneus brevis дополнительных функций. Так, D.A.Winter считает, что ей свойственна функция контроля внутренней ротации голени в период одиночной опоры, что предотвращает слишком большое ускорение ОЦМ вовнутрь.

Передняя группа мышц бедра

Главной мышцей передней группы является m. quadriceps femoris. Из четырех головок этой мышцы для исследования с помощью поверхностной ЭМГ доступны только три: m. rectus femoris, m. vastus lateralis, m. vastus medialis. M. vastus intermedius полностью закрыта другими и может быть исследована только с помощью игольчатых электродов.

M. vastus lateralis и m. vastus medialis — синергисты и могут оказывать действие только на коленный сустав. M. rectus femoris — двусуставная мышца, которая может действовать не только как разгибатель коленного сустава, но и как сгибатель тазобедренного.

m. vastus lateralis

Ее активность начинается в конце периода переноса. Это необходимо для стабилизации коленного сустава (совместно с наружной, внутренней и задней группами мышц бедра; наружная группа включает m. biceps femoris, внутренняя — m. semitendinosus и m. semimembranosus) и развития достаточного усилия в фазу принятия нагрузки. С началом опоры активность продолжает линейно возрастать, что препятствует пролапсу коленного сустава (экцентрическое действие). Максимум активности совпадает с началом времени одиночной опоры (10% ЦШ). В последующий интервал 10-

36% ЦШ активность уменьшается. После 14% ЦШ (завершение первого сгибания коленного сустава) данная мышца выполняет функцию разгибателя коленного сустава (концентрическое действие). Далее активность остается близкой к минимальной до 90% ЦШ. D.A.Winter отмечает наличие у части обследованных малого возрастания активности сразу по окончании периода опоры.

m. vastus medialis

Профиль активности мышцы близок к профилю m.vastus lateralis. Максимум имеет место в 12% ЦШ. Мышца выполняет функцию контроля сгибания коленного сустава и последующего разгибания его в период одиночной опоры. Незначительное возрастание активности незадолго до конца периода опоры помогает регулировать сгибание коленного сустава в начале периода переноса.

m. rectus femoris

Профиль активности этой мышцы отличается от m. vastus lateralis и m. vastus medialis выраженной волной активности с максимумом в 66% ЦШ. Первый максимум имеет место в 12% ЦШ, как для m. vastus medialis. Начало активности наступает раньше, в 86-88% ЦШ и необходимо для сгибания тазобедренного сустава, т.е. для выведения всей конечности вперед перед постановкой на опору. Заметим, что m. rectus femoris, как и другие сгибатели тазобедренного сустава, выполняет лишь вспомогательную роль, т.к. основной механизм сгибания тазобедренного сустава инерционный. С началом периода переноса m. rectus femoris выполняет действие, для которого идеально приспособлена — сгибание тазобедренного сустава с одновременным выпрямлением коленного (второй максимум в 66% ЦШ). Впрочем, разгибание коленного сустава начинается позднее — в 72% ЦШ. Строго говоря, активность m. rectus femoris в отношении коленного сустава до этого момента сводится к контролю избыточного сгибания (торможение сгибания).

m. sartorius

Эта двусуставная мышца имеет два почти равных максимума активности: первый — в 10% ЦШ, т.е. начало опоры на одну ногу, второй — в 70% ЦШ. Значение их остается недостаточно ясным. В доступной литературе также не удалось обнаружить сколько-нибудь отчетливой интерпретации. Известны случаи, когда автор находит только один максимум в начале-середине периода переноса [Perry J., 1992]. Возможно, что при ходьбе m. sartorius выполняет исключительно роль стабилизатора сгибания тазобедренного сустава [Winter D.A., 1990].

Другие мышцы бедра

m. semimembranosus, m. semitendinosus

Данная группа мышц имеет один максимум активности в 96% ЦШ. Активность начинает быстро возрастать после 84% ЦШ. Смысл этого действия — торможение продвижения вперед как бедра, так и голени, т.е. сгибание в тазобедренном и разгибание в коленном суставе, что завершает период переноса.

С началом периода опоры обе мышцы совместно с другими работают как разгибатели тазобедренного сустава. Кроме того, данные мышцы стабилизируют таз и предотвращают чрезмерный наклон таза (и туловища) вперед [Winter D.A., 1990].

m. biceps femoris

Профиль активности мышцы практически идентичен предыдущей группе мышц. Отличается лишь расположение максимума: он приходится на 4% ЦШ, т.е. в период опоры. По справедливому мнению D.A.Winter, это значит, что для m. biceps femoris роль тормоза для коленного и тазобедренного суставов несколько менее значима, чем роль разгибателя тазобедренного сустава в фазу нагружения.

m. adductor longus

Профиль активности имеет два почти равных по амплитуде максимума в 6% и 64% ЦШ. Первый необходим для контроля стабильности тазобедренного сустава в фазу принятия нагрузки. В начале периода переноса мышца действует, в основном, как сгибатель тазобедренного сустава.

m. adductor magnus

Профиль активности этой мышцы имеет два выраженных максимума в 26% ЦШ и в 80% ЦШ. Первый связан с необходимостью осуществления движения приведения в тазобедренном суставе в период одиночной опоры. Второй максимум активности соответствует контролю отведения тазобедренного сустава конечности в периоде переноса.

m. gluteus maximus

Эта мышца — разгибатель тазобедренного сустава. Профиль активности однотипен с профилем m. biceps femoris, но начало активности приходится на 96% ЦШ, а максимум — на 6% ЦШ. Незначительное повышение активности в период переноса с максимумом в 76% ЦШ есть активность, направленная на контроль (притормаживание) сгибания тазобедренного сустава в период переноса.

m. gluteus medius

Профиль активности характеризуется одним максимумом в 10% ЦШ. Легкое увеличение активности отмечается также около 70% ЦШ. Начало активности — в 86% ЦШ.

Роль этой мышцы очень многообразна. Основные виды ее функций следующие:

- удержание таза в положении, близком к горизонтальному в начале и середине периода опоры,
- как разгибатель тазобедренного сустава, помогающий контролировать сгибание бедра,
- внутренний ротатор бедра (передняя порция).

m. tensor fascia latae

Имеет три постепенно уменьшающихся максимума активности в 12%, 42% и 68% ЦШ. Первый максимум, очевидно, имеет действие как синергист m. gluteus medius и помогает поддерживать горизонтальное положение таза. В течение второго максимума взаиморасположение бедра и туловища таково, что превалирующая роль m. tensor fascia latae может быть как внутреннего ротатора бедра [Winter D.A., 1990]. При конечности, находящейся на опоре, это будет давать обратный результат — поворот таза на контралатеральной стороне в направлении движения относительно фиксированной на опоре нижней конечности. Последний незначительный уровень активности интерпретируется как минимальное действие сгибателя тазобедренного сустава, а также антагониста приводящих мышц.

Мышцы туловища

m. erector spinae (уровень L3-L4)

Это главная мышца, располагающаяся между тазом и туловищем, предотвращает чрезмерный наклон туловища вперед. Ее профиль активности имеет два четко выраженных максимума в 6% и 58% ЦШ.

Оба максимума имеют одинаковый физический смысл — содружественное действие двух m. erector spinae, предотвращающее чрезмерный наклон туловища вперед в фазу нагружения. Первый максимум — реакция на фазу нагружения для данной стороны, второй — для контралатеральной.

m. erector spinae (уровень T9)

Профиль активности имеет те же два максимума в 6% и 58% ЦШ, но максимум, соответствующий фазе нагружения данной стороны, едва выражен.

Концентрическое и экцентрическое действие мышц в цикле шага

В завершении этой части хочется добавить, что концентрическое или эксцентрическое действие мышц было дано намеренно на нескольких простых примерах. Это обусловлено тем, что в связи с изменяющимися взаимоотношениями сегментов реальная структура действия мышц весьма сложна. На рис. 136 приведен профиль активности m. soleus, для которой был рассчитан тип действия в течение ЦШ [Winter D.A., Scott S.H., 1991]. В течение ЦШ мышца постоянно меняет состояние между концентрическим, экцентрическим и изометрическим действиями. Данная картина существенно отличается от простых закономерностей действия мышц. В конечном счете, исследователю необходимо иметь в виду, что *экцентрическое действие мышцы есть не что иное как поглощение ею энергии, а концентрическое — генерация*.

Заключение

Для лучшей ориентировки приведены различные фазы ЦШ с обозначением активности мышц нижней конечности (рис. 137-140). Эти рисунки взяты из очень удачной анимационной модели программного пакета C.L.Vaughan (1992). Последовательность нумерации рисунков соответствует последовательности ЦШ. Интенсивность закрашивания мышцы пропорциональна ее действию. На схеме изображены только основные сгибатели–разгибатели и средняя ягодичная мышца.

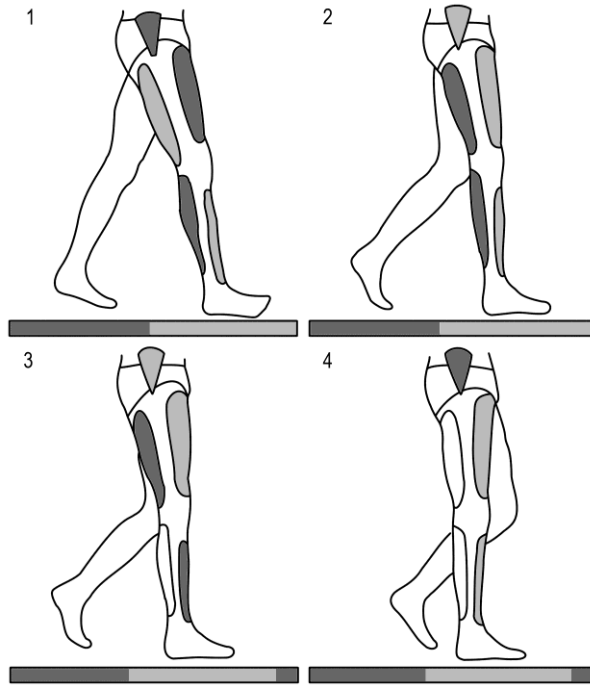


Рисунок 137. Фазовая активность мышц при ходьбе [Vaughan C.L. et al., 1992]. 1 — начало ЦШ и начало опоры на выставленную вперед ногу. Активны практически все группы мышц. По мере переноса тяжести тела на опорную конечность и приближения ее положения к вертикальному, активность разгибателей снижается и усиливается активность контролирующих, корректирующих мышц-сгибателей (2). Последующее продвижение практически выпрямленной ноги вперед относительно фиксированной к опоре стопы приводит к быстрой смене напряжения трехглавой мышцы голени ее расслаблением (3). После отрыва позади стоящей ноги от опоры, стоящая на опоре конечность проходит вертикальное положение (4). В эту фазу одиночной опоры на конечность приходится всего до 70-80% веса тела. Основная нагрузка падает на среднюю ягодичную мышцу (удержать таз и соответственно туловище в вертикальном положении).

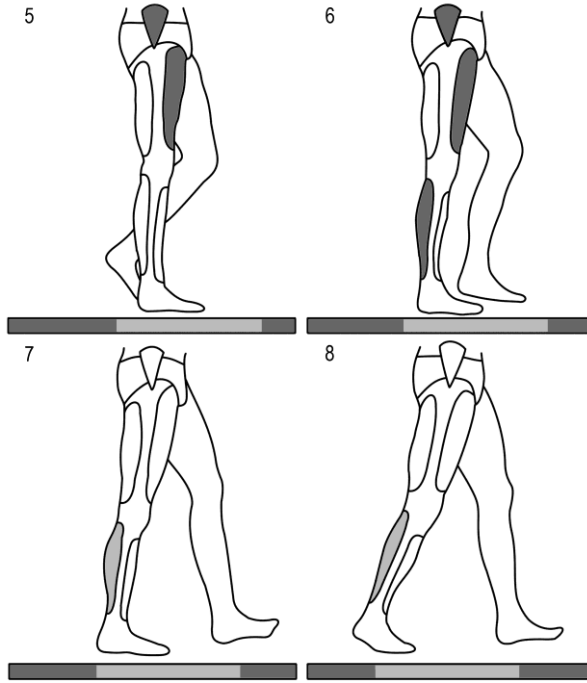


Рисунок 138. Фазовая активность мышц при ходьбе [Vaughan C.L. et al., 1992]. После того как опорная нога в своем движении «прошла» вертикальное положение (5), остается удерживающее таз напряжение средней ягодичной мышцы. В эту же фазу начинает активизироваться трехглавая мышца голени, а в четырехглавой мышце также имеется изометрическое напряжение, которое направлено на контроль положения коленного сустава в разогнутом положении. В последующую фазу (6) развивается мощное напряжение в трехглавой мышце голени, удерживающее голень (и собственно всю нижнюю конечность) от неконтролируемого продвижения вперед относительно фиксированной к опоре стопы. Затем (7), нагрузка на мышцы резко снижается, поскольку начинается процесс передачи веса тела на выставленную вперед ногу, которая еще не достигла опоры (8). В этом процессе основную роль продолжает играть контрольное напряжение трехглавой мышцы голени.

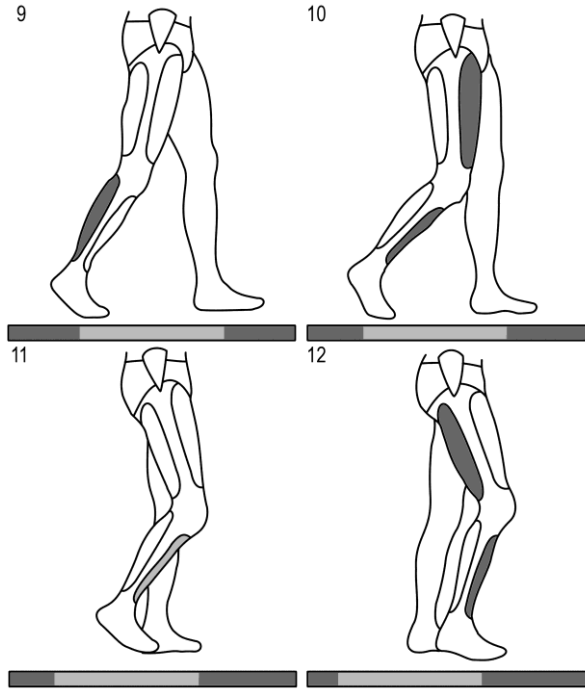


Рисунок 139. Фазовая активность мышц при ходьбе [Vaughan C.L. et al., 1992]. В начале отрыва стопы от опоры (9), важную роль выполняет трехглавая мышца голени. Непосредственно перед самим отрывом от опоры начинают работать (и обеспечивать его) прямая мышца бедра (работает в этом режиме, как сгибатель тазобедренного сустава) и передняя большеберцовая мышца, которая обеспечивает необходимый клиренс стопы с опорой, удерживая стопу относительно голени с углом около 90°. Следующая фаза (11) имеет инерционное происхождение, поэтому активного участия мышц в ней не происходит. Стопа продолжает поддерживаться действием передней большеберцовой мышцы. Далее происходит включение работы задней группы мышц бедра, которое корректирует инерционное сгибание тазобедренного сустава, напряжение передней большеберцовой мышцы начинает возрастать перед постановкой стопы на опору (12).

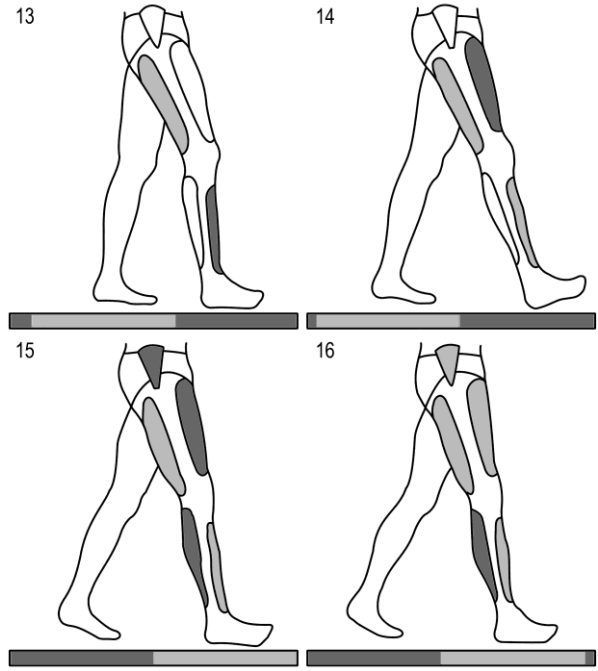


Рисунок 140. Фазовая активность мышц при ходьбе [Vaughan C.L. et al., 1992]. Описанные выше процессы продолжаются в фазе предшествующей постановке стопы на опору (13). Непосредственно незадолго до постановки стопы на опору и в процессе переноса тяжести тела на выставленную вперед ногу основная работа связана с сокращением четырехглавой мышцы бедра и передней большеберцовой мышцы. После того как значительная часть веса тела перенесена на выставленную вперед опорную конечность, включается действие средней ягодичной мышцы (контроль положения таза) и начинает развиваться напряжение трехглавой мышцы голени (15 и 16).

Взаимозависимость параметров походки от скорости и частоты шага

Пространственно-временные показатели

В обычных условиях при комфортной ходьбе по ровной поверхности изменяется только скорость передвижения. Скорость шага определяется его длиной и временем. Изменяя частоту или длину шага или оба параметра одновременно, возможно увеличить или уменьшить скорость.

Сама по себе скорость является недостоверным параметром, т.к. может быть достигнута множеством комбинаций частоты и длины шага [Inman V.T., Ralston H.J., Todd F., 1981]. В классическом труде братьев Weber [Weber W., Weber E., 1894] описана линейная зависимость длины шага от частоты. При обычных частотах от 70 до 130 шагов в минуту длина шага действительно линейно возрастает. При возрастании частоты более 130 шагов в минуту имеется выраженная тенденция к сохранению постоянной длины шага. Дальнейшее увеличение скорости может происходить только за счет возрастания частоты.

Физиологическое обоснование этого феномена очевидно. Длина шага, т.е. максимальная амплитуда сгибания и разгибания в тазобедренном суставе, имеет физиологический предел. Увеличение амплитуд ограничено оптимумом возможных вертикальных девиаций ОЦМ. При чрезмерно длинном шаге ОЦМ оказывается в период двойной опоры слишком низко. Наружный сгибающий момент сил достигает такого уровня, что обычные локомоторные образцы не в состоянии эффективно вывести ОЦМ из его нижнего положения, и требуется включение дополнительных сил и движений. Поэтому скорость значительно снижается.

Таким образом, при достижении критической величины длины шага для дальнейшего нарастания скорости можно использовать только увеличение частоты шага.

Изменение частоты шага оказывает прямое влияние не только на скорость, но и на внутреннюю временную структуру фаз ЦШ. С увеличением частоты шага период двойной опоры линейно убывает. Уменьшается не только абсолютная длительность его, но и время относительно ЦШ. Если при частоте 50 шагов в минуту продолжительность времени двойной опоры (оба периода) составляет 25-30% ЦШ, то при частоте 150 шагов в минуту снижается до 5-10% ЦШ [Grieve D.W., 1968; Inman V.T., Ralston H.J., Todd F., 1981]. Естественно, что абсолютное значение продолжительности периода

опоры и переноса будет уменьшаться при возрастании частоты и скорости шага [Winter D.A., 1990].

Интересные результаты получены в лаборатории А.С.Витензона [Баскакова М.В., Витензон А.С., 1975; Витензон А.С., 1983; Витензон А.С., Баскакова Н.В., 1978] при применении методики изолированного изменения одного параметра. Так, при увеличении длины шага с 0.35 до 1.15 метра с сохранением постоянной частоты шага отмечено, что время периода опоры и двойной опоры не линейно убывает, а время переноса не линейно возрастает. При увеличении частоты шага (длина шага оставалась постоянной) время различных фаз ЦШ уменьшалось нелинейно.

Взаимозависимость амплитуд движения в суставах от частоты шага

Естественная частота шага определена для взрослого как 105±6 шагов в минуту. При быстрой и медленной ходьбе регистрируются частоты шага примерно на 20 шагов в минуту больше и меньше соответственно. Данное исследование было выполнено [Витензон А.С., 1983, 1998; Winter D.A., 1983, 1990].

Тазобедренный сустав реагирует и на увеличение, и на уменьшение частоты шага однотипно — уменьшением амплитуды сгибания. Изменения со стороны коленного сустава более показательны, очевидно, он более чувствителен к изменению частоты шага, чем другие суставы: амплитуды сгибаний в период опоры и переноса имеют прямо пропорциональную зависимость от частоты шага, при увеличении частоты шага амплитуда растет, при уменьшении — снижается. Аналогичную реакцию на изменение частоты шага обнаруживает и голеностопный сустав. Амплитуды движений суставов, хотя и отличаются незначительно (от 2 до 4 градусов), имеют высокую корреляцию от 0.95 до 0.99 [Winter D.A., 1990].

Отечественными исследователями [Баскакова М.В., Витензон А.С., 1975] обнаружены следующие закономерности. При увеличении длины шага межзвенные углы в тазобедренном, коленном и голеностопном суставах возрастают, что особенно характерно для амплитуд разгибания в голеностопном суставе. При возрастании частоты шага в привычных пределах амплитуды движения в суставах также возрастают. Эти данные находятся в некотором противоречии с результатами D.A.Winter (1983, 1990), особенно для тазобедренного сустава. Следует подчеркнуть, что свои исследования D.A.Winter проводил на более совершенной видеоаппаратуре. Полученные им коэффициенты корреляции подтверждают общий результат.

Зависимость изменения величины реакции опоры от частоты шага

Исследования реакций опоры при естественной, быстрой и медленной ходьбе [Витензон А.С., 1983, 1998; Andriacchi T.P., Ogle J.A., Galante J.O., 1977; Winter D.A., 1983, 1990] показали высокую корреляцию основных максимумов реакции опоры для вертикальной и продольной составляющих. Отмечена прямо пропорциональная зависимость максимумов вертикальной и продольной составляющих реакции опоры и обратно пропорциональная — для минимума вертикальной составляющей.

С возрастанием частоты шага возрастает не только абсолютное значение вертикальной составляющей реакции опоры, но и размах между максимальным и минимальным значением. Для медленной частоты это составит 9.9-8.5 н/кг, для естественной — 10.7-7.0 н/кг, для быстрой — 12.5-5.5 н/кг.

По мнению D.A.Winter (1990) такие различия являются прямым следствием относительно малых изменений амплитуды сгибания коленного сустава в фазы нагружения и середины периода опоры. Увеличение размаха амплитуд вертикальной составляющей реакции опоры отражает возрастающее значение вертикальных ускорений ОЦМ.

Рассмотренные реакции опорно-двигательного аппарата на изменение скорости, частоты шага обнаруживают одну существенную закономерность. Внутренняя структура ЦШ остается постоянной при изменении частоты или скорости шага. Временные, пространственные, кинематические и динамические параметры показывают взаимозависимость своих количественных показателей, не изменяя их качества.

Линейная зависимость между длиной шага и его частотой также подтверждается исследованиями [Murray M.P., 1981].

Возрастные изменения пространственно-временных показателей походки

Временные показатели

Время цикла шага

Между вторым и третьим годом жизни время ЦШ составило 0.7 с. К началу третьего года время ЦШ скачкообразно увеличивается до 0.8 с и остается на этом уровне [Sutherland D.H. et al., 1988].

Вариабельность времени ЦШ остается практически постоянной от 1 до 6 лет и лишь несколько снижается к семи годам.

Частота шага

Частота шага уменьшается существенно и линейно в течение всего первого года самостоятельной ходьбы. После двух лет отмечается более постепенное снижение частоты шага. В промежутке между тремя и пятью годами частота шага остается почти постоянной, затем вновь плавно уменьшается к семи годам [Sutherland D.H. et al. 1988].

В возрасте семи лет частота шага остается выше, чем у взрослого. Данные антропометрических измерений [Sutherland D.H. et al., 1988] позволили сделать вывод, что изменение частоты шага отражает интенсивность роста ребенка. По отечественным данным [Букреева Д.П., Косилов С.А., Тамбиева А.П., 1975] дальнейшее снижение частоты шага происходит к 14-15 годам и составляет порядка 110 шагов в минуту. В последующем частота шага и, соответственно, продолжительность ЦШ практически не изменяются [Murray M.P., 1981; Murray M.P., Drought A.B., Kory R.C., 1964; Murray M.P., Kory R.C., Clarkson B.H., 1969]. С 20 лет частота шага также теряет какую-либо взаимосвязь с возрастом или ростом как длительность цикла шага и его скорость. Интересен феномен увеличения частоты шага в возрастных группах 40-45 и 50-55 лет, которому авторы не дают объяснения.

Эволюция временной структуры цикла шага

С возрастом продолжительность периода опоры относительно времени ЦШ уменьшается [Sutherland D.H. et al., 1988] и достигает нормального значения к 7 годам. Это прямое свидетельство развития моторики и координации движений. В раннем возрасте способность ребенка к поддержанию равновесия снижена. Компенсируется этот недостаток относительным уменьшением времени периода переноса. Прямое следствие этого — увеличение периода двойной опоры. Устойчивость и балансирование на двух ногах выше. С развитием ребенка продолжительность времени двойной опоры снижается и принимает нормальное значение к 7 годам.

Момент постановки контралатеральной ноги на опору (начало второго периода двойной опоры) не обнаруживает выраженной тенденции к изменению с возрастом. Имеются лишь колебания около значения 50% ЦШ. В этом нет противоречия. Момент начала периода опоры контралатеральной конечности жестко запрограммирован в природном автоматизме походки и должен совершаться в середине цикла шага опорной ноги. В противном случае строгая периодичность и симметричность ЦШ будет нарушена.

В зрелом возрасте временные характеристики шага также не имеют зависимости от антропометрических параметров человека, что было подтверждено исследованием [Murray M.P., Drought A.B., Kory R.C., 1964].

Пространственные показатели

Скорость шага

Скорость скачкообразно возрастает в первом полугодии самостоятельной ходьбы ребенка и почти не изменяется последующие полгода.

С двух до пяти лет наблюдается линейный рост скорости, который значительно замедляется после пяти лет. Различия в темпах роста, полученные [Sutherland D.H. et al., 1988] статистически высоко достоверны: $p<0.001$. Вариабельность параметра мало отличается во всех группах. В целом данная закономерность отражает интенсивность роста ребенка. Сравнение показателей скорости шага, измеренных D.H.Sutherland с соавт., и данных Д.П.Букреевой с соавт. [Букреева Д.П., Косилов С.А., Тамбиева А.П., 1975] обнаруживает, что произвольная скорость групп детей, исследованных отечественными авторами много ниже, совпадают лишь скорости в возрастной группе 3-5 лет, за счет усреднения параметров произвольной скорости детей 4-5 лет. Сделать однозначный вывод о случайности или закономерности такого отличия представляется трудным.

К 20 годам скорость шага достигает 91.3 метров в минуту [Murray M.P., Drought A.B., Kory R.C., 1964], оставаясь в последующие годы на этом уровне и несколько снижаясь к возрасту 60-65 лет [Murray M.P., Kory R.C., Clarkson B.H., 1969].

Исследования походки детей первых лет жизни было проведено лишь несколькими группами исследователей [Букреева Д.П., Косилов С.А., Тамбиева А.П., 1975; Филатов В.И., 1980; Murray M.P., 1967; Sutherland D.H. et al., 1980, 1988; Whittle M.W., Barnes S.C., 1987].

Как показали исследования M.W.Whittle [Whittle M.W., 1991; Whittle M.W., Barnes S.C., 1987], к 18 годам параметры походки окончательно устанавливаются и остаются постоянными до 60-65 лет, когда начинается их обратное развитие (инволюция).

Длина шага, база шага, угол разворота стопы

Длина шага возрастает пропорционально росту ребенка, т.е. с увеличением длины нижней конечности. Как отмечает D.H.Sutherland с соавт. (1988), длина шага линейно увеличивается с возрастом в промежутке 1-4 года. Возраст 4-7 лет также характеризуется линейной прогрессией, но темп ее ниже, т.к. темп роста ребенка после четырех

лет снижается. В последующие годы длина шага продолжает увеличиваться соответственно росту. К двадцати годам рост заканчивается и длина шага остается постоянной. После шестидесяти лет в связи с общими инволютивными изменениями организма длина шага несколько уменьшается. Прямая пропорциональная зависимость длины шага от роста остается и в зрелом возрасте [Murray M.P., Drought A.B., Kory R.C., 1964].

Основные пространственные характеристики шага в зрелом возрасте остаются постоянными. Лишь в 60-65 лет происходит незначительное уменьшение длины шага и увеличение угла разворота стопы. База шага не имеет статистически достоверных возрастных изменений.

Пространственные характеристики шага также не обнаруживают существенной зависимости от роста обследуемого за исключением длины шага, что было подтверждено известной работой M.P.Murray с соавт. (1964). Согласно этой работе длина шага имеет прямо пропорциональную зависимость от роста.

Возрастные изменения кинематических параметров походки

Кинематика движений в суставах и других сегментах тела изучалась достаточно широко [Букреева Д.П., Косилов С.А., Тамбиева А.П., 1975; Витензон А.С., 1983; Филатов В.И., 1980; Murray M.P., 1981; Murray M.P., Drought A.B., Kory R.C., 1964; Murray M.P., Kory R.C., Clarkson B.H., 1969; Sutherland D.H., et al., 1988; Whittle M.W., 1991]. Наиболее репрезентативные данные были представлены D.H.Sutherland с соавт. (1988).

Сагиттальная плоскость

Голеностопный сустав

В работе D.H.Sutherland с соавт. (19880 обращает внимание отсутствие разгибания сустава в фазы начального контакта и принятия нагрузки в возрасте 1-1.5 года. В этом возрастном интервале ребенок ступает на опору полной стопой, и поэтому разгибание голеностопного сустава отсутствует. С 1.5 лет начинает формироваться двигательный стереотип взрослого. Начало периода опоры все более смещается в пяточную область, что приводит к появлению разгибания в начале периода опоры. В возрасте 2-3 лет гониограмма голеностопного сустава уже мало отличается от гониограммы взрослого. По данным

D.H.Sutherland с соавт. (1988) после 1.5 лет увеличение амплитуды происходит лишь на 6 градусов.

Коленный сустав

Движения коленного сустава имеют все необходимые элементы уже в возрасте одного года [Sutherland D.H. et al., 1988]. Сгибание сустава в начале периода опоры остается недоразвитым до возраста 3.5-4 лет. К этому времени формируется и волна сгибания в конце периода переноса. После 4 лет каких-либо значимых изменений в гониограмме коленного сустава обнаружить не удается.

Тазобедренный сустав

Гониограмма тазобедренного сустава характеризуется наименьшими возрастными изменениями. D.H.Sutherland (1988) не обнаруживает иных изменений, кроме амплитудных. Предполагается, что существует еще два малозаметных симптома функциональной зрелости. Первый — разгибание в конце периода переноса (гониограмма имеет вид прогиба, который формируется в 2.5 года). Второй — плато в начале периода опоры, появляется в возрасте 3.5 лет, т.е. в первые 3-5% ЦШ тазобедренный сустав не имеет движений. После 3.5 лет длительность «фаза–плато» неуклонно увеличивается к 7 годам.

Фронтальная плоскость

Исследования в данной плоскости в работе D.H.Sutherland (1988) представлены только для тазобедренного сустава. В возрасте 1-1.5 лет гониограмма имеет такой же вид, как и у взрослого. Все движения совершаются в значениях отведения, в то время как в периоде опоры должно быть приведение. Причиной этого является широкая база шага в раннем возрасте. Увеличенная база шага позволяет лучше сохранять равновесие при несовершенстве механизмов регуляции поддержания баланса. К возрасту 2.5 лет гониограмма совпадает с гониограммой взрослого и после этого возраста уже не меняется.

Таким образом, кинематика движений ребенка не имеет глобальных отличий от кинематики взрослого. К началу третьего года жизни гониограммы имеют уже полный набор всех необходимых волн.

Двухлетний возраст является точкой отсчета для дифференциальной диагностики нормальной и патологической походкой. Если ходьба ребенка на третьем годе жизни все еще отличается от нормальной, то существует высокая вероятность наличия патологии.

Так как все вышеперечисленные признаки зрелости походки появляются в раннем возрасте, они, по мнению D.H.Sutherland, могут иметь ограниченное значение. Автор приводит пять наиболее важных признаков зрелости походки:

- продолжительность времени одиночной опоры,
- скорость шага,
- частота шага,
- длина шага,
- отношение ширины таза (расстояния между передне-верхними остями) к базе шага.

Четыре из этих параметров относятся к пространственным, один — к временным.

Отношение ширины таза к базе шага линейно увеличивается примерно от 1.4 в возрасте одного года до 2.4 к трем годам, после чего не изменяется. Это значит, что в период от одного до трех лет механизмы регуляции баланса тела достигают уровня, необходимого для устойчивой, свободной локомоции. Таким образом, к трем годам относительная величина базы шага принимает постоянное значение.

Данные о динамическом перепроизводстве в период 5-8 лет не находят соответствующего подтверждения у D.H.Sutherland. Следует заметить, что если D.H. Sutherland исследовал непосредственно первичную информацию, представляющую углы движений в суставах и сегментах тела, то Н.А.Бернштейн и его последователи анализировали расчетные кривые усилий в конечности и ее сегментах. Вследствие качественного различия исходной информации сравнению могут подлежать лишь самые общие выводы. Интересно, что независимое исследование, проведенное на большом статистическом материале так же подтвердило, что к трехлетнему возрасту происходит полное созревание пространственно-временной структуру шага [Wheelwright E.F. et al., 1993]. Вариабельность походки детей в раннем возрасте подтверждается исследованиями других авторов [Витензон А.С., 1983, 1998; Филатов В.И., 1980]. Регистрация параметров походки детей старше 7 лет была проведена многими исследователями, так как существующие ограничения, накладываемые регистрирующей техникой, менее значимы для детей старшего возраста. Классические исследования, проведенные P.Murray с соавт. (1964, 1969, 1981) показали, что произвольная ходьба взрослых мало изменяется в течение жизни. Отчетливая инволюция происходит лишь после 65 лет. В промежутке от 20 до 60 лет значимые изменения не обнаруживаются.

Эволюция динамических показателей походки

Реакции опоры при ходьбе у детей раннего возраста наиболее полно были исследованы D.H.Sutherland с соавт. (1988). По справедливому утверждению D.H.Sutherland малая длина шага накладывает ограничения на возможность полного исследования реакций опоры. Данный вид ограничений хорошо известен тем, кто проводит исследования походки не только детей, но и взрослых на динамометрической платформе. Существующий стандарт на изготовление динамометрических платформ определяет ее минимальные размеры по длине и ширине как 600×400 (Kistler Inst.), 500×500 (AMTI), 600×400 (Bertec Inc.), 600×400 и 500×400 (НМФ «МБН»). Для исследования длинное плечо платформы устанавливается вдоль дорожки. Средняя длина шага у ребенка 1-7 лет [Sutherland D.H. et al., 1988] варьирует от 22 до 49 см. Поэтому у детей раннего возраста на платформу всегда будут попадать обе ноги. Поэтому получить изолированную кривую для одной конечности оказывается невозможным.

По этой причине получить достаточное количество данных у детей 1-1.5 лет оказалось очень сложно. Возраст 6-7 лет доступен для полного исследования, хотя оно и затруднено. Полученные данные показывают, что вертикальная составляющая реакции опоры у детей 2-3 лет и старше имеет уже все элементы таковой взрослого. Достаточно вспомнить, что автоматизм шагательных движений существует у новорожденного ребенка. В последующем онтогенезе происходит лишь точная настройка и расширение адаптивного диапазона имеющихся врожденных механизмов реализации и регуляции шагательного локомоторного образца. D.H.Sutherland обращает внимание на то, что инерционный минимум всегда приходится на 30% ЦШ, как и у взрослого. Следовательно, это есть жесткое, структурно устойчивое соотношение, свойственное нормальной походке.

Увеличение с возрастом первого максимума вертикальной составляющей реакции опоры и соответствующее уменьшение минимума является результатом увеличения скорости шага. Результат роста скорости шага приводит к увеличению диапазона переменных динамических нагрузок. Этот процесс и находит свое отражение в изменениях вертикальной составляющей реакции опоры. D.H.Sutherland (1988) определяет разность между минимумом и максимумом вертикальной составляющей реакции опоры для детей: 2-3 года в 17-24% веса тела; 3.5-5 лет - 30% и 6-7 лет - 40%.

Из других признаков обратим внимание на очень четкую волну «плато» или, скорее, «холм» в первые 5% ЦШ. Только в возрасте 2 лет «плато» имеет начало при достижении нагрузки свыше 70% веса тела.

Во все последующие годы жизни этот момент прочно занимает положение порядка 60% веса тела.

Результаты исследования реакции опоры для детей 1-6 лет были опубликованы в отечественной литературе В.И.Филатовым (1980). Обнаружено, что вертикальная составляющая реакции опоры не имеет выраженных максимумов, все экстремумы не достигают 100% веса тела. Вероятно, такой результат мог быть получен на динамометрической платформе с фатально низкой разрешающей способностью или другой метрологической погрешностью.

Возрастная динамика продольной составляющей однотипна с таковой вертикальной [Sutherland D.H. et al., 1988]:

- увеличение с возрастом амплитуды,
- увеличение остроты пиков параллельно возрасту; это одно из следствий возрастания скорости шага и сопутствующих ускорений ОЦМ,
- изменение направления действия силы (точка пересечения линии с горизонтальной координатой постоянна, на 34-36% ЦШ, как у взрослых) — можно отметить некоторое возрастание этого интервала с возрастом.

Из прочих признаков на графике составляющих реакции опоры можно отметить полное отсутствие обратного пика как по вертикальной, так и по продольной составляющей. Причина этого, скорее всего, лежит в низкой частоте сканирования каналов динамометрической платформы.

Интересна находка M.Katoh, T.Mochizuki, A.Moriyama (1993). Авторы отмечают еще один признак зрелости походки — более позднее время наступления пика торможения продольной составляющей реакции опоры, что особенно выражено, начиная с возраста 5 лет.

Поперечная составляющая не обнаруживает существенной возрастной динамики [Sutherland D.H. et al. 1988]. Изменения базы шага не находят какого-либо отражения в данном показателе. Значительное увеличение поперечной составляющей реакции опоры в возрастной группе 2.5 лет не нашло объяснения в данной работе. Реакции опоры при ходьбе в возрасте 7-12 лет (средний возраст составил 9 лет) были изучены [Engsberg J.R. et al., 1991] на очень большом количестве обследуемых — 225 человек. Кривые всех трех составляющих не имеют отличий от нормативов для взрослых. Отметим, что не было обнаружено существенных отличий, как в возрастных группах, так и в группах мальчиков и девочек. Статистически достоверных отличий не было найдено и между функцией правой и левой конечностей. Возросшая к возрасту 7 лет длина шага позволила провести исследования полного периода опоры, несмотря на габариты примененной динамометрической платформы, превышающие стандартные (600×900 мм). Результат, полученный

авторами, кажется на первый взгляд типичным и не содержащим новой информации. Действительно, форма кривых реакций опоры для всех трех проекций соответствует известной в литературе. Это подтверждает факт стабильности установившихся ранее автоматизмов походки, которые качественно не изменяются и в более старшем возрасте. Однако средняя продолжительность периода опоры в данной группе составила менее 60% ЦШ.

Эволюция мышечной активности

Первое подробное исследование на большом фактическом материале возрастного развития биоэлектрической активности мышц проведено также в лаборатории D.H.Sutherland (1980, 1988) на основе регистрации ПЭМГ семи мышц.

m. tibialis anterior

Только в возрасте 1-1.5 лет активность мышцы в период опоры дольше, чем для других возрастов, а активность в период переноса короче. В возрасте 2 лет соотношение фаз активности становится таким же, как у взрослого и не меняется в более старших возрастных группах.

m. vastus medialis

В возрасте 1-1.5 лет эта мышца имеет чрезмерно раннюю и продолжительную активность в период переноса. В возрасте 1-2 лет активность в период переноса имеет четкую тенденцию к более позднему началу и достигает к 2 годам практически нормального профиля биоэлектрической активности нормального значения. Окончательное становление стереотипа действия данной мышцы происходит в возрасте 4 лет.

m. gluteus medius

Показывает значительную вариабельность функционирования в возрастных группах, лишь в последней группе (7 лет) показывает зрелую фазовую активность. Проследить какую-либо закономерность этого процесса не представляется возможным.

m. semitendinosus, m. semimembranosus

К возрасту 2 лет эти мышцы начинают проявлять фазовую активность, аналогичную мышцам взрослого, без существенных изменений в последующие возрастные периоды.

m. biceps femoris

Первые две возрастные группы демонстрируют несколько большую длительность активности в периоде опоры и раннюю

активность в период переноса. Возрастные группы 2 лет и старше демонстрируют более зрелые образцы фазовой активности.

m. gluteus maximus

Данная мышца не показывает значительных изменений активности в возрастных группах. Однако до трехлетнего возраста начало активности в период переноса страдает неустойчивостью и имеет место раньше, чем в норме. Активность этой мышцы достигает зрелости только к возрасту трех лет и далее практически не меняется.

m. triceps surae

Для этой мышцы D.H. Sutherland обнаружил два образца функционирования, которые требуют раздельного описания. Первый — незрелый образец функционирования, который состоит в выраженной активность мышцы в конце периода переноса и начале периода опоры, что не является физиологичным. Активность в середине и конце периода переноса (разгибание голеностопного сустава) приводит к уменьшению необходимого клиренса с поверхностью опоры. Та же активность в начале периода опоры срывает процесс поглощения и трансформации энергии m. triceps surae. Такой незрелый образец функционирования мышцы был отмечен во всех возрастных группах приблизительно в 1/4 случаев. Образец зрелого функционирования отмечался во всех возрастных группах, но до двухлетнего возраста составил менее 1/2 случаев.

Таким образом, фазовая активность, свойственная взрослому, устанавливается в возрасте от 2 лет.

Фактический материал свидетельствует, что созревание нейрорегуляторного аппарата является жестко детерминированной наследственной функцией. Созревание структур управления и реализации такой локомоции, как ходьба, происходит уже к возрасту 2 лет.

Инволюция походки в пожилом возрасте

Пространственные и временные характеристики

В 1940 году П.Шпильберг опубликовал первые результаты измерений параметров походки для старших возрастных групп: 60-72, 72-86 и 86-104 лет. В 1964 году американскими исследователями были обнаружены отличия походки в возрастной группе 60-65 лет [Murray M.P., Drought A.B., Kory R.C., 1964]. Эти находки получили продолжение в исследовании образцов походки здоровых мужчин 67-87 лет [Murray M.P., Kory R.C., Clarkson B.H., 1969]. Последние

исследования кинематики, динамики и ЭМГ были проведены в Канаде [Winter D.A., 1990].

Обнаружено, что в возрастных группах 67-86 лет скорость шага как произвольного, так и быстрого была статистически достоверно снижена ($p<0.01$). Аналогичный результат получен и для длины шага ($p<0.01$). Достоверность уменьшения длины шага подтверждается более поздними исследованиями [Winter D.A., 1990], ($p<0.01$). Для мужчин моложе 65 лет длина ЦШ составила в среднем 89% длины тела, в то время как для более пожилой группы — 79% длины тела.

Величина базы шага не обнаружила статистически достоверного отличия. Однако отмечено, что для возраста 74 лет и старше база шага была несколько больше [Murray M.P., Drought A.B., Kory R.C., 1964; Murray M.P., Kory R.C., Clarkson B.H., 1969].

Установлено, что угол разворота стопы достоверно больше ($p<0.01$) только в возрастной категории 81-87 лет [Murray M.P., Kory R.C., Clarkson B.H., 1969]. Абсолютная длительность ЦШ для возрастных групп 67-87 лет больше, но отличия недостоверны.

В исследовании D.A.Winter (1990) получен обратный результат. Продолжительность ЦШ (эквивалент частоты шага) в старшей возрастной группе оказалась меньше, чем в молодой: 1.07 с против 1.08 с. Эти отличия оказались также недостоверны. Такие результаты свидетельствуют, что *абсолютная продолжительность ЦШ не имеет специфических возрастных изменений.*

Относительная длительность периода опоры становится выше в возрастных группах старше 65 лет [Murray M.P., Kory R.C., Clarkson B.H., 1969] ($p<0.01$). Такой же результат был получен для относительной продолжительности периода опоры [Winter D.A., 1990].

Группой M.P.Murray (1964, 1969) отмечено незначительное уменьшение амплитуды движений в суставах нижней конечности в сагиттальной плоскости в возрастной группе 67-87 лет. Достоверных отличий амплитуд для произвольного темпа ходьбы обнаружено не было. Гониограммы движений тазобедренного, коленного и голеностопного суставов для старшей возрастной группы имеют минимальные видимые отличия [Winter D.A., 1990]. Автор отмечает, что они, тем не менее, хорошо коррелируют с другими обнаруженными изменениями. Амплитуда разгибания голеностопного сустава в фазу передачи для старшей возрастной группы составила 24.9 градуса, в то время как для молодых эта амплитуда достигает 29.3 градуса. В молодом возрасте в конце периода переноса (100% ЦШ) коленный сустав практически полностью разогнут (0.5 градуса сгибания). В старшем возрасте это сгибание достигает 5.3 градуса. Это коррелирует с укороченной длиной шага [Winter D.A., 1990].

Гониограмма тазобедренного сустава выглядит иначе благодаря иному расположению маркеров в данном исследовании [Winter D.A., 1990]. Тем не менее, старшая возрастная группа показала большую

общую амплитуду движений в 40 градусов против 30 в молодом возрасте. Такое отличие противоречит более ранним исследованиям M.P.Murray с соавт. (1964, 1969) и не имеет приемлемого объяснения.

Из прочих параметров, достоверно отличающихся в старшей возрастной группе, обнаружены следующие. Горизонтальная скорость пятки в момент контакта с опорой выше, чем в молодой группе (1.15 м/с против 0.872 м/с). Этот факт тем более неожидан, поскольку скорость шага в старшей возрастной группе меньше, чем в молодой (1.286 м/с против 1.436 м/с) [Winter D.A. 1990]. D.A.Winter (1990) отмечает, что конечность имеет почти мгновенное торможение в начале принятия нагрузки. Таким образом, устойчивость в эту фазу в старшем возрасте во многом определяется фрикционными особенностями взаимодействия стопы или обуви с поверхностью опоры. Следовательно, вероятность неконтролируемого скольжения вперед конечности, принимающей нагрузку, становится больше в старшей возрастной группе.

Биоэлектрическая активность мышц

Сравнение функционирования 15 мышц у 11 здоровых испытуемых молодого возраста (24.9±1.9 лет) и 18 испытуемых старшего возраста (68.9±4.0 лет), которые не имели патологии опорно-двигательного аппарата и вели активный возраст жизни показало, что среднее значение коэффициента вариации для всех 15 мышц группы молодых испытуемых составило 44.5±9.7% [Winter D.A., 1990], для второй группы этот коэффициент оказался статистически достоверно ниже — 34.3±6.3% ($p<0.01$). Это значит, что в старшем возрасте двигательный стереотип изменяется в сторону снижения адаптивных возможностей, теряется в некоторой степени невральная пластичность. Коэффициент вариации ЭМГ для каждого отдельного обследуемого старшей возрастной группы также оказался достоверно ниже, чем в группе молодых — 36.4±7.1% и 44.2±9.2%, соответственно ($p<0.01$).

Отличительные особенности мужской и женской походки

То, что женская походка отличается от мужской давно известно на бытовом уровне. Первые попытки регистрации отдельных параметров женской походки относятся к 30-м годам двадцатого века. Определение особенностей, стандартов и вариабельности нормальной женской походки впервые было выполнено в 69-70 годах в США [Murray P.M., Kory R.C., Sepic S.B., 1969]. Проведено обследование 30 здоровых женщин (по шесть человек в пяти возрастных группах от

20 до 70 лет) по 21 компоненту походки. Аналогичное исследование на более совершенной аппаратуре выполнено в конце 80-х годов M.W.Whittle (1991). Значительные нормативные исследования как мужчин, так и женщин проведены в лаборатории биомеханики клиники «*Mayo*», США [Chao E.Y. et al., 1983].

В целом, обнаруженные характерные отличия женской походки от мужской следующие.

Уменьшение скорости и длины шага. Как следствие уменьшения длины шага возростает его частота, поэтому продолжительность ЦШ, в среднем, у женщин меньше, чем у мужчин.

Таблица 13. Сравнение основных показателей походки женщин и мужчин.

Средний показатель женщин	Сравнение с мужчинами
Время цикла шага	<
Скорость шага	<
Частота шага	>
Длина шага	<
Амплитуда ТБС	<
Амплитуда КС	<
Ротация таза	<
Фронтальные движения таза	>
Вертикальные движения головы	<
Фронтальные движения головы	<

Гониограммы тазобедренного, коленного и голеностопного суставов в сагиттальной плоскости аналогичны гониограммам мужчин, но амплитуда движений в тазобедренном и коленном суставах ниже. Очевидно, что это также является следствием уменьшения длины шага.

Уменьшение длины шага имеет глобальные последствия для всех остальных локомоторных компонентов: уменьшены вертикальные и боковые перемещения головы, ротация таза. Только боковые перемещения таза существенно больше у женщин, чем у мужчин. Это результат анатомических различий в строении таза и бедренной кости.

При меньшей базе шага женский таз шире мужского, а шеечно-диафизарный угол бедренной кости меньше и приближается у женщин к прямому углу [Синельников Р.Д., 1978]. По этой причине расстояние между диафизами бедренных костей у женщин больше. Соответственно будет больше амплитуда боковых перемещений таза, чтобы приблизить проекцию положения ОЦМ во фронтальной плоскости к площади опоры. Динамические показатели ходьбы женщин так же несколько ниже, чем у мужчин. Это результат того, что скорость шага у женщин меньше. Косвенным свидетельством является увеличение показателя Z_2 вертикальной составляющей реакции опоры [Winter D.A., 1990]. Фазовые показатели реакций опоры у женщин отличаются более поздним моментом пиков первой половины периода

опоры по вертикальной составляющей. Результаты, полученные разными авторами на принципиально отличном оборудовании, показывают высокую степень однородности отмеченных особенностей женской походки. Для лучшей ориентации читателя отличия женской и мужской походок сведены в одну сравнительную таблицу 13.

Патология. Общая часть

Классификация возможных причин патологии походки

Ходьба является генерализованной локомоцией, реализующей анатомические и функциональные возможности всего опорно-двигательного аппарата. В данном процессе осуществляется постоянный контроль и корректировка с помощью органов чувств положения тела в пространстве, его передвижения, взаимного расположения сегментов тела. Возможность и качество самостоятельного передвижения определяются и общим соматическим состоянием организма, его внутреннего гомеостаза и обменом веществ, гуморальными факторами.

Таким образом, патология походки может быть вызвана любым заболеванием. Это обстоятельство делает невозможным перечисление конкретных нозологических форм. Поэтому ниже приведена общая классификация возможных причин патологии походки, в которой большую часть занимает патология опорно-двигательной системы (табл. 14).

Классификация изменений параметров походки

Системная классификация патологии походки — область малоразработанная. Существуют различные классификации патологии походки: неврологические, ортопедические и др. Так в неврологии с успехом используются классификации патологии походки и равновесия, вызванные экстрапирамидными расстройствами из отечественных авторов это В.Н.Шток, И.А.Иванова-Смоленская, О.С.Левин (2002), за рубежом — это американский ученый J.G.Nutt (2001).

Однако в контексте функциональной патологии, которая может быть объективно зарегистрирована основной интерес вызывают подходы с точки зрения биомеханики. Из зарубежных исследователей наибольшего внимания заслуживают работы V.T.Inman, H.J.Ralston, F.Told (1981), J.Perry (1992), D.A.Winter (1991), M.W.Whittle (1991). В отечественной литературе это работы А.С.Витензона [Витензон А.С., 1983; 1998; Витензон А.С., Петрушанская К.А., 2003] и предшествующая монография автора [Скворцов Д.В., 1996]. Несмотря

на наметившуюся тенденцию к созданию экспертных систем, построение клинической классификации и алгоритма формирования клинического функционального диагноза явно отстает от аппаратного обеспечения.

Таблица 14. Причины патологии походки

по генезу	врожденные	аномалии развития: ЦНС, периферических нервов, костей и суставов, мышц
		аномалии обмена веществ
		хромосомные и системные аномалии
		другие аномалии
	приобретенные	травмы и их последствия
		воспаления
		опухоли
		заболевания сосудов
		дегенеративно-дистрофические процессы
		интоксикации
		другие
по локализации	центральная нервная система	врожденные аномалии
		последствия травм
		сосудистые расстройства
		интоксикации: эндогенные, экзогенные
		другие заболевания
	периферическая нервная система	врожденные аномалии
		заболевания различного генеза
		травмы
		интоксикации
		другие
	мышцы, сухожилия и скользящий аппарат	травмы и их последствия
		дистрофические процессы
		нарушение управления
		другие
	суставы	деформации
		воспаления
		контрактуры
		дегенеративно-дистрофические процессы
		другие
	кости	пороки развития
		опухолевые и воспалительные заболевания
		посттравматические деформации
		другие

Предлагаемая автором клиническая классификация предназначена для ежедневной клинической практики. Практическому врачу на первый взгляд она может показаться слишком громоздкой. Терминология унифицирована и носит, преимущественно, описательный характер, что упрощает ее использование.

Ниже представлена классификация возможных нарушений и других изменений пространственных, временных, кинематических, динамических параметров цикла шага и биоэлектрической активности мышц. Кроме того, даны определения основных терминов, которые будут применяться далее при описании различной патологии.

Принцип описания следующий: параметр, качественные варианты изменения, возможные модификации вариантов.

Пространственные параметры

Данные параметры, как и остальные, оцениваются относительно соответствующей нормы.

длина шага	нормальная
	короткая
	увеличенная
база шага	нормальная
	широкая
	узкая
	отрицательная
угол разворота стопы	нормальный
	увеличенный
	уменьшенный
	инвертированный
скорость шага	нормальная
	низкая
	высокая
частота шага	нормальная
	низкая
	высокая
клиренс[1]	нормальная
	низкая
	высокая

Понятие *отрицательная база шага* означает патологическую установку тазобедренных суставов в положение приведения, когда в результате этого ноги перекрещиваются, и стопа правой стороны оказывается слева и наоборот.

[1]Клиренс — минимальное расстояние между поверхностью опоры и нижней точкой стопы в периоде переноса.

Под *инвертированным* углом разворота стопы следует понимать положение стопы носком вовнутрь.

Временные характеристики шага

Все временные характеристики шага при оценке могут иметь только три варианта: данный параметр укладывается в пределы нормы, длительность его превосходит норму или длительность меньше нормы.

цикл шага	нормальный
	продленный
	сокращенный
период опоры	нормальный
	продленный
	сокращенный
период переноса	нормальный
	продленный
	сокращенный
суммарный период двойной опоры	нормальный
	продленный
	сокращенный
период одиночной опоры	нормальный
	продленный
	сокращенный

Кроме общей продолжительности также важен момент начала того или иного периода[1]. Оценка проводится по трем степеням в сравнении с началом этого действия в норме. Возможны три принципиально различных варианта: начало своевременное, преждевременное, позднее.

начало периода одиночной опоры	своевременное
	преждевременное
	позднее
конец периода одиночной опоры	своевременный
	преждевременный
	поздний
начало опоры на всю стопу	своевременное
	преждевременное
	позднее
начало опоры на передний отдел стопы	своевременное
	преждевременное
	позднее

[1]Для временных характеристик имеет смысл говорить именно о начале какого-либо периода, т.к. для циклического действия конец одного периода является началом следующего.

Перекаты стопы

Для оценки чисто временных параметров приведенные выше категории *длительности* и *момента начала* достаточны для качественного описания изменений. Однако подометрия дает еще и другой вид информации — характеристику переката стопы по опоре,— тесно связанный с временными параметрами.

Для заключения необходима информация, какой зоной подошвы стопа вступила в контакт с опорой (***начальный контакт***) и какой его закончила (***конечный контакт***).

При патологии голеностопного сустава или голени начальный контакт может происходить, как это и положено в норме, пяткой, но и в положении разгибания голеностопного сустава. В последнем случае перекат через пятку сильно редуцируется или практически отсутствует. Такое состояние получило название в литературе ***низкий контакт пяткой*** (low heel contact)[1].

При сгибательной установке голеностопного сустава перекат через пятку избыточный и обозначается как ***высокий контакт пяткой***.

начальный контакт	пяткой	низкая пятка
		высокая пятка
		пяточная стопа
	аномальный контакт	передним отделом стопы (***кошачий контакт***)
		наружным краем стопы (***варусный контакт***)
		внутренним краем стопы (***вальгусный контакт***)
		всей поверхностью стопы (***контакт лыжника***)
		недифференцируемый
конечный контакт	передним отделом стопы (носком)	
	аномальный	наружным краем стопы
		внутренним краем стопы
		всей поверхностью стопы
		пяткой
		недифференцируемый

Нормальный *начальный контакт* всегда совершается пяткой. Начальный контакт любой другой зоной стопы — аномалия.

[1]Американский исследователь [Perry J., 1992] применяют данный термин только для случаев, когда коленный сустав полностью разогнут, т.е. находится в нейтральном положении. В настоящем руководстве термином «низкий контакт пяткой» будет обозначаться любое положение стопы в фазу контакта, когда голеностопный сустав находится в разгибании.

Может также наблюдаться контакт стопы с поверхностью опоры в период переноса. Это заведомо патологическое состояние — результат низкого клиренса или его практического отсутствия, в быту называемое шарканьем. При наличии такого контакта будет иметь значение его периодичность.

Контакт стопы с поверхностью опоры в период переноса:

- отсутствует,
- спорадический,
- периодический,
- постоянный.

Перекат стопы в сагиттальной плоскости — ***продольный перекат***:

- прямой,
- обратный,
- внутренний,
- наружный,
- отсутствует.

Прямой перекат — это перекат с пятки на носок, т.е. перекат в направлении движения.

Обратный перекат — перекат с носка на пятку (перекат в направлении, обратном движению), после обратного переката часто имеет место прямой перекат (например, при разгибательной контрактуре голеностопного сустава).

Внутренний перекат характеризуется тем, что контакт стопы с опорой происходит только внутренним краем.

Наружный перекат — контакт только наружным краем стопы.

Отсутствие переката наблюдается, если зона опоры не меняется во времени, например, при деформации «конская стопа» опора происходит только на передний отдел стопы, поэтому перекат в сагиттальной плоскости отсутствует. Под эту категорию подпадают также случаи, когда не представляется возможности сделать однозначный вывод о наличии какого-либо конкретного переката (например, при постановке стопы на опору всей поверхностью).

Перекат стопы во фронтальной плоскости — ***поперечный перекат***:

- латеро-медиальный,
- медио-латеральный,
- отсутствует.

Латеро-медиальный перекат — это нормальный перекат стопы, когда опора на головку первой плюсневой кости наступает вслед за опорой на головку пятой плюсневой кости.

Медио-латеральный перекат характеризуется контактом первой плюсневой кости с опорой раньше, чем контактом пятой плюсневой кости.

При отсутствии переката во фронтальной плоскости стопа может контактировать с опорой внутренним своим краем (*внутренний перекат)*, наружным краем (*наружный перекат)*, или всей поверхностью (недифференцируемый перекат, отсутствие переката).

Функциональные перекаты периода опоры (пяточный, голеностопный и носочный) также требуют для оценки, как минимум, двух критериев: наличие переката и его длительность.

Наличие переката:

- пяточный: имеется, отсутствует,
- голеностопный: имеется, отсутствует,
- носочный: имеется, отсутствует.

При патологии может наблюдаться отсутствие одного или двух перекатов, а также различная их длительность, например, при «конской стопе» отсутствуют пяточный и голеностопный перекат. В этом случае в течение всего периода опоры имеет место перекат носочный.

Длительность перекатов:

- в пределах нормы,
- избыточная,
- недостаточная.

В норме пяточный перекат продолжается от начала цикла шага до контакта с опорой головки плюсневой кости, т.е. до постановки всей стопы на опору; голеностопный перекат — от момента постановки всей стопы на опору до отрыва пятки от поверхности опоры (подъема пятки); носочный перекат — от момента отрыва пятки до конца периода опоры. Кроме того, все виды перекатов одной стороны могут отсутствовать, например, при ходьбе на костылях без опоры на данную ногу.

Кинематические параметры

Общие понятия

Деформация сустава — это стойкое анатомическое изменение пространственного взаиморасположения (взаимной ориентации) продольной оси проксимального и дистального сегментов (костей), образующих сустав. Например, вальгусная деформация коленного сустава будет иметь место при величине вальгуса более 10 градусов. До 10 градусов — это физиологический вальгус, свыше 10 градусов — патологический.

Движение в суставе может быть описано с нескольких позиций.

С точки зрения направления движение может быть:

- истинным (сгибание из нейтрального положения — истинное сгибание),

– возвратным (сгибание как возвращение в нейтральное положение из положения разгибания).

Истинное движение — это движение, совершаемое в пределах одной амплитуды, например, сгибание из нейтрального положения или положения сгибания.

Возвратное движение — это движение по направлению к нейтральному положению.

Так, для коленного сустава сгибание из нейтрального положения или положения сгибания будет истинным, а сгибание из положения полного разгибания — возвратным до момента достижения нейтрального положения. Точно также, разгибание согнутого коленного сустава будет возвратным до достижения нейтрального положения и только после этого истинным.

С точки зрения амплитуды движение в суставе может быть:

– физиологическим,
– недостаточным,
– избыточным,
– аномальным.

Физиологическое движение — движение, амплитуда которого находится в пределах нормы.

Недостаточное движение — это движение, амплитуда которого в данной фазе цикла шага меньше, чем в норме.

Избыточное движение —- это движение, амплитуда которого в данной фазе цикла шага больше, чем в норме.

Аномальное движение — движение, которое в норме для данного сустава невозможно, например, для голеностопного сустава смещения таранной кости относительно голени во фронтальной или сагиттальной плоскости.

В свою очередь, избыточность или недостаточность движения может быть:

– относительной,
– абсолютной.

Относительно недостаточное движение — это движение в пределах нормы для данной фазы цикла шага, но недостаточное для компенсации существующей патологии (когда для этого необходимо движение большей амплитуды).

Абсолютно недостаточное движение — это движение, амплитудой меньше нормы для данной фазы цикла шага.

Известный в ортопедии термин «переразгибание» с точки зрения биомеханики не совсем корректен, так как речь идет о разгибании. В данном руководстве обозначим следующее.

Переразгибание — это *истинное разгибание* сустава амплитудой, превышающее норму. Например, истинное разгибание коленного сустава до угла в 10 градусов не превышает нормальную

амплитуду, такое же разгибание в 30-40 и более градусов и есть *переразгибание*.

Методика определения избыточного, недостаточного или иного вида движения на гониограммах следующая. Если сустав выполняет, например, сгибание и имеет при этом амплитуду последнего больше или меньше, чем в норме, то это избыточное или недостаточное сгибание, соответственно. То есть критерием обозначения служит выполняемое движение. При инвертированном движении принцип определения остается тот же.

Инвертированное движение **—** это движение, направление которого противоположно нормальному направлению для данной фазы цикла шага. Например, если в фазу нагружения коленный сустав выполняет движение разгибания[1], то это инвертированное движение, т.к. направление его обратно нормальному.

Статическое состояние сустава будет определяться термином «установка сустава».

Установка сустава **—** это произвольное или вынужденное положение сустава в пределах допустимой амплитуды.

Понятие установка сустава относится к патологии. В норме установка сустава отсутствует (сустав одинаково хорошо подвижен и управляем во всех движениях) или может задаваться произвольно для выполнения того или иного действия[2].

Установка сустава определяется по тому движению, которое нужно совершить, чтобы сустав оказался в данном положении:

- сгибательная,
- разгибательная,
- в отведении,
- в приведении,
- в наружной ротации,
- во внутренней ротации.

Исходное положение сустава **—** это положение сустава в момент начала цикла шага[3].

исходное положение сустава	правильное
	в сгибании
	в разгибании
	переразгибании
	в отведении
	в приведении

[1]В норме — сгибание.

[2]Понятие «установка сустава» и среднефизиологическое положение — отличны. Сустав может иметь установку в среднефизиологическом положении в результате патологического процесса.

[3]Это положение для голеностопного или коленного суставов практически не отличается от «нейтрального» при нормальной походке. Для тазобедренного сустава в норме — это всегда положение сгибания.

	ротация вовнутрь
	ротация наружу
общая характеристика движений в суставе	нормальные
	недостаточные
	избыточные
	дополнительные
	инвертированные
	отсутствуют

***Дополнительные движения* —** это движения, которые в норме в данной фазе цикла шага не встречаются. Сустав может иметь дополнительные волны сгибания–разгибания как следствие имеющейся патологии. Иногда такие движения имеют относительно высокую скорость и на гониограмме представлены в виде зубца.

Характеристика движений в сагиттальной плоскости

Данная классификация предназначена для качественного и количественного анализа гониограмм движений в суставах. Основа анализа — амплитуды и фазы экстремумов. В качестве эталона выступает гониограмма движений сустава в норме. Соответственно этому отражаются три основных параметра: тип движения и его амплитуда, время максимума, продолжительность максимума.

тип движения и его амплитуда	сгибание	нормальное	
		отсутствует	
		недостаточное	
		избыточное	
		инвертированное	
		дополнительные	волна
			зубец
	разгибание	нормальное	
		отсутствует	
		недостаточное	
		избыточное	
		инвертированное	
		дополнительные	волна
			зубец
оценка времени максимума	своевременный		
	ранний		
	поздний		
продолжительность максимума	нормальный		
	продленный		
	сокращенный		
	недифференцированный		

Характеристика движений во фронтальной плоскости

тип движения и его амплитуда	отведение	нормальное	
		отсутствует	
		недостаточное	
		избыточное	
		инвертированное	
		дополнительные	волна
			зубец
	приведение	нормальное	
		отсутствует	
		недостаточное	
		избыточное	
		инвертированное	
		дополнительные	волна
			зубец
оценка времени максимума	своевременный		
	ранний		
	поздний		
продолжительность максимума	нормальный		
	продленный		
	сокращенный		
	недифференцированный		

Характеристика движений в горизонтальной плоскости

тип движения и его амплитуда	наружная ротация	нормальное	
		отсутствует	
		недостаточное	
		избыточное	
		инвертированное	
		дополнительные	волна
			зубец
	внутренняя ротация	нормальное	
		отсутствует	
		недостаточное	
		избыточное	
		инвертированное	
		дополнительные	волна
			зубец
оценка времени максимума	своевременный		
	ранний		
	поздний		
продолжительность максимума	нормальный		
	продленный		
	сокращенный		
	недифференцированный		

Функциональная классификация контрактур суставов

Для исследования функции сустава при наличии в нем контрактуры важную роль отводится учету функционально значимых признаков. Применяемая в рутинной клинической практике классификация не учитывает такие существенные параметры как *установку сустава*, *остаточную амплитуду*, которые, в конечном счете, определяют функциональный результат. С целью восполнить этот пробел автор предлагает простую функциональную классификацию контрактур суставов.

Описание существующей у пациента контрактуры происходит в соответствии со следующей формулой.

Формула 01.

$$\begin{matrix}\text{нарушенное} \\ \text{движение}\end{matrix} + \begin{matrix}\text{установка} \\ \text{сустава}\end{matrix} + \begin{matrix}\text{остаточная} \\ \text{амплитуда}\end{matrix} + \begin{matrix}\text{название} \\ \text{сустава}\end{matrix}$$

В соответствии с этой формулой производится описание имеющейся контрактуры, например, сгибательно-разгибательная нейтральная ригидная контрактура голеностопного сустава.

Первый компонент формулы — характер нарушенного движения может иметь следующие варианты:

сагиттальная плоскость	сгибательная
	разгибательная
	сгибательно-разгибательная
фронтальная плоскость	отводящая
	приводящая
	отводяще-приводящая
горизонтальная плоскость	наружная
	внутренняя
	наружно-внутренняя

Второй компонент формулы (установка сустава) обозначен латинским термином, соответствующим положению сустава, только при нейтральном положении название остается прежним — нейтральная установка. Если сустав находится в положении сгибания — это флексионная установка, разгибания — экстензионная. Для других плоскостей — аддукционная и абдукционная, пронационная и супинационая, соответственно.

Каждый изолированный вид установки сустава имеет две градации: первая — нейтральное положение, вторая обозначает противоположный основному названию вид установки. Например, сгибательная контрактура может быть при нейтральном положении сустава (нейтральная) и при положении разгибания (экстензионная). Формулировка «сгибательная флексионная контрактура» некорректна (сустав в положении сгибания имеет ограничение не сгибания, а

разгибания). Это не что иное, как разгибательная флексионная контрактура.

сагиттальная плоскость	сгибательная	нейтральная
		экстензионная
	разгибательная	нейтральная
		флексионная
	сгибательно-разгибательная	нейтральная
		экстензионная
		флексионная
фронтальная плоскость	приводящая	нейтральная
		абдукционная
	отводящая	нейтральная
		аддукционная
	приводяще-отводящая	нейтральная
		абдукционная
		аддукционная
горизонтальная плоскость	пронационная	нейтральная
		наружная
	супинационная	нейтральная
		внутренняя
	пронационно-супинационная	нейтральная
		наружная
		внутренняя

Смешанные контрактуры (например, сгибательно-разгибательная) представляют собой особую патологию. Нарушение и того, и другого движения в данной плоскости в любом положении сустава может быть только при ригидной контрактуре, т.е. только при наличии качательных движений в суставе.

Третий компонент формулы — остаточная амплитуда сустава принимает три значения: умеренная, выраженная, ригидная.

Для уточнения третьего компонента формулы (остаточная амплитуда сустава) необходимы количественные критерии. Поскольку нормальные амплитуды суставов количественно сильно отличаются друг от друга, то более удобно иметь критерии, выраженные в процентах от нормы:

- умеренная — 75% от нормы,
- выраженная — 50% от нормы,
- ригидная — 25% от нормы.

Четвертый компонент формулы — название сустава.

Динамические параметры

вертикальная составляющая реакции	обратный зубец	имеется
		отсутствует

опоры	«плато»	отсутствует	
		умеренное	
		выраженное	
	Z_1	амплитуда	нормальной амплитуды
			меньше веса тела
			больше веса тела
		время	своевременный
			поздний
			ранний
	Z_2	амплитуда	нормальной амплитуды
			увеличена
			уменьшена
		время	своевременный
			поздний
			ранний
	Z_3	амплитуда	нормальной амплитуды
			меньше веса тела
			больше веса тела
		время	своевременный
			поздний
			ранний
	другие волны и зубцы	имеются	
		отсутствуют	
динамическая опороспособность	избыточная (выше нормы)		
	нормальная		
	снижена (меньше нормы, но выше 100% ВТ)		
	недостаточная (менее 100% ВТ)		
диапазон переменных динамических нагрузок	избыточный (более 35% ВТ)		
	нормальный (30-35% ВТ)		
	сниженный (10-25% ВТ)		
	критический (0-10% ВТ		
продольная составляющая реакции опоры	Y_1	амплитуда	нормальной амплитуды
			увеличен
			уменьшен
		время	своевременный
			поздний
			ранний
	Y_2	амплитуда	нормальной амплитуды
			увеличен
			уменьшен
		время	своевременный
			поздний
			ранний
поперечная составляющая реакции опоры	X_1	амплитуда	нормальной амплитуды
			увеличен
			уменьшен
			инвертирован

		время	своевременный
			поздний
			ранний
	X_2	амплитуда	нормальной амплитуды
			увеличен
			уменьшен
			инвертирован
			колебания около изолинии[1]
			наличие доп. зубца в начале периода опоры

Профиль биоэлектрической активности мышц

Оценка профиля биоэлектрической активности мышц происходит по двум критериям: максимумам амплитуды и их времени в цикле шага.

активность	нормальная
	избыточная
	недостаточная
амплитуда	нормальная
	высокая
	низкая
начало активности	своевременное
	раннее
	позднее
конец активности	своевременный
	ранний
	поздний

Новые подходы к клиническому анализу электромиографических данных

Анализ данных электромиографического исследования вызывает наибольшие трудности у начинающих специалистов. Однако сопутствующие ему методологические трудности не обходят и наиболее опытных ученых. Профиль биоэлектрической активности мышцы, особенно при патологии, может включать в себя значительное число волн, которые не отличаются строгой периодичностью, что еще более осложняет анализ как нативных, так и обработанных, усредненных данных. Последние исследования в этой области отечественных ученых [Витензон А.С., Петрушанская К.А., 2003] позволяют по-новому оценить патологическую ЭМГ активность во время ходьбы. Данная экспериментальная работа выполнена с позиций

[1] Колебания около изолинии — симптом выравнивания ЦМ над пощадью опоры

биомеханики и нейрофизиологии. Вносимые возмущения в нормальную походку и изучение ЭМГ активности больных позволили обнаружить следующую закономерность: в иннервационной программе любой мышцы имеют место несколько периодов, соответствующих возбуждению и торможению мотонейронного пула:

– зона «М» — регулярной волны максимальной активности,
– зона «У» — нерегулярная волна умеренной активности,
– зона «Н» — зона низкой активности.

Распределение зон активности для нескольких мышц нижней конечности дано на рис. 141.

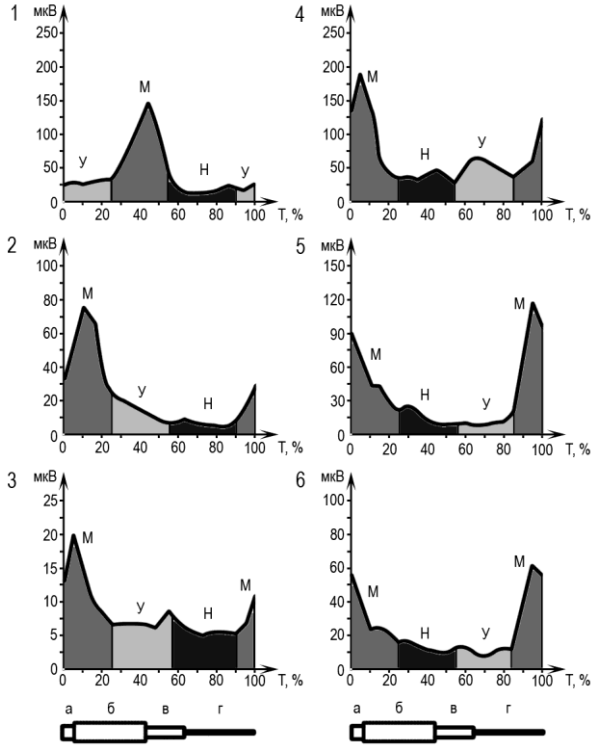


Рисунок 141. Зоны активности мышц в течение цикла шага. М — максимальная активность, У — умеренная активность, Н — низкоамплитудная активность. А — мышцы-разгибатели, Б — мышцы-сгибатели. 1 — икроножная мышца, 2 — наружная широкая мышца, 3 — прямая мышца бедра, 4 — передняя большеберцовая мышца, 5 — полусухожильная мышца, 6 — двуглавая мышца бедра. Под графиками — подограмма. Фазы шага: а — пятка, б — стопа, в — носок, г — перенос.

При внешне почти одинаковом уровне активности в зонах «У» и «Н», что имеет место только для нормальной ходьбы по ровной

поверхности. При различных возмущающих воздействиях активность в зоне «У» может существенно возрастать, чего не отмечается для зоны «Н». Однако такой характер имеет место преимущественно для односуставных мышц. Для двусуставных мышц, которые получают двойственную иннервацию от разгибательного и сгибательного центров спинального генератора, периоды возбуждения и торможения достаточно условны и необходимо сопоставлять их с периодом ЦШ. Именно поэтому в двусуставных мышцах нерегулярные волны активности со смещением в различные периоды ЦШ возникают значительно чаще, чем для односуставных мышц.

С данных позиций авторы приводят свою классификацию изменений биоэлектрической активности мышц в ЦШ:

- уменьшение активности мышцы:
  - – уменьшение, как максимальных, так и минимальных значений, (в результате поражения мышечных структур при параличах, парезах),
  - – уменьшение преимущественно максимального значения, (изменение биомеханики ходьбы, т.е. условий действия мышц при их удлинении или уменьшением длины при сгибательных или разгибательных установках суставов),
- увеличение активности с пролонгированием максимума на соседнюю фазу (чаще всего это зона «У»),
- перемещение максимума активности в другую зону (зону «У»).

Важно, что в проведенных авторами исследованиях не было обнаружено перехода основной активности в зону «Н». Таким образом, имеющиеся нейрофизиологические механизмы не позволяют трансформировать основную фазу электрической активности на зону «Н».

Необходимо отметить, что проведенная авторами экспериментальная работа и предложенный подход к оценке результата ЭМГ исследования не имеют аналогов в литературе.

Общие принципы клинического анализа биомеханических данных

В данном разделе описана общая процедура анализа биомеханических данных, которая была разработана с учетом специфики работы и взаимосвязи врачей различных специальностей в отечественных лечебных учреждениях. Данная схема прошла испытание временем и обнаружила свою эффективность.

Общая схема анализа представляет собой последовательную цепочку из трех действий, которые осуществляет врач с имеющимися данными. Непосредственно сами данные используются только на первых двух этапах. Последовательность анализа данных следующая:

- констатирующая,
- интерпретирующая,
- рекомендующая.

Констатирующая часть представляет собой описание обнаруженных по сравнению с соответствующими нормативами изменений. При описании биомеханических данных (если была выполнена регистрация по всем методикам) описание производится в следующей последовательности:

- временные характеристики шага,
- кинематические характеристики,
- функциональная ЭМГ,
- реакции опоры,
- стабилометрия.

Последовательность анализа временных характеристик шага включает оценку собственно ЦШ, его ПО, суммарного периода ДО, периодов ПДО и ВДО их взаимоотношения и симметрии, периода ОО и параметра НВД. Все остальные параметры используются при необходимости. Исключение составляет лишь параметр ПП, который попал в таблицу данных только по причине его общеизвестности. Однако длительность ПП не является самостоятельной, а жестко детерминирована ПО. Собственно ПП — это то, что остается в ЦШ после ПО.

Кинематические характеристики анализируются в последовательности:

- сагиттальная составляющая всех суставов,
- фронтальная составляющая,
- ротационная составляющая.

Функциональная ЭМГ анализируется в следующей последовательности:

- временная программа,
- амплитуда основных экстремумов,
- наличие дополнительных волн активности.

Для реакций опоры основными критериями анализа являются:

- амплитуда основных экстремумов вертикальной составляющей,
- симметричность вертикальных составляющих для каждой стороны,
- динамическая опороспособность,
- диапазон переменных динамических нагрузок,
- наличие дополнительных волн и зубцов,

- асимметрия экстремумов Z1 и Z3 для одной и той же конечности,
- временная структура экстремумов вертикальной составляющей,
- величина экстремумов продольной составляющей,
- асимметрия экстремумов продольной составляющей на одной стороне,
- асимметрия одноименных экстремумов продольной составляющей для обеих сторон,
- наличие дополнительных зубцов или «плато» в середине периода опоры,
- временная структура экстремумов продольной составляющей,
- наличие основных амплитуд поперечной составляющей,
- инверсия поперечной составляющей или ее отсутствие (колебания около изолинии),
- наличие дополнительного зубца.

Алгоритм анализа стабилометрических параметров кратко может быть выражен в следующей последовательности[1]:

- положение ЦД относительно нормы в системе координат пациента по фронтальной и сагиттальной составляющим,
- колебания ЦД относительно нормы по фронтальной и сагиттальной составляющим,
- отношение колебаний в сагиттальной плоскости к таковым во фронтальной,
- коэффициент Ромберга (если проводился тест Ромберга),
- площадь статокинезиограммы относительно соответствующей нормы,
- скорость ЦД относительно нормы,
- плотность статокинезиограммы (параметр LFS),
- частотные характеристики колебаний во фронтальной и сагиттальной плоскости,
- частотные характеристики колебаний в вертикальной плоскости.

Основная задача констатирующей части — сфокусировать внимание использующего данную информацию врача (как правило, не обладающего необходимыми знаниями в этой области) на тех биомеханических изменениях, которые имеются у данного пациента. Привлечь его внимание к тому, что патология двигательной функции имеет материальное количественное и качественное представление. Врач, не обладающий специальными знаниями, не в состоянии использовать эту информацию в своей деятельности. Для понимания

[1] Более подробно данная тема отражена в соответствующем разделе настоящей работы.

имеющихся у пациента изменений необходима квалифицированная интерпретация полученных данных.

Для этой цели существует второй этап — клиническая интерпретация. В этой части обученный специалист раскрывает клиническую суть обнаруженных симптомов и синдромов. Основная задача этой части — объяснить клиническую суть уже описанных выше функциональных изменений. В этой части происходит сложный процесс перевода биомеханических функциональных данных на понятный клиницисту язык. Из всего процесса именно этот момент является самым сложным. Двигательная патология в ее функциональном разрезе не является предметом, широко представленным в клинической литературе, даже по таким специальностям, как ортопедия-травматология и неврология. Поэтому разработанные классификации и терминология, используемая для клинической интерпретации, построены с учетом того, что врачу, читающему заключение, необходимо быстро сориентироваться в области мало ему известной.

Рекомендующая часть ставит перед врачом-специалистом, задачу дать прямые указания на последующие необходимые действия. В зависимости от конкретного случая это могут быть:

- смена клинического диагноза и, как следствие, метода лечения (крайний вариант),
- обнаружение другой имеющейся у обследуемого патологии,
- дифференциальная диагностика клинически, но не функционально сходных заболеваний,
- консультации определенных специалистов (при подозрении на наличие не диагностированной ранее патологии),
- специальные диагностические процедуры (для уточнения имеющихся данных),
- уточнение стадии заболевания и его формы,
- рекомендуемые лечебные воздействия,
- необходимость повторного контрольного обследования по определенной методике,
- прогноз.

Представленная последовательность анализа данных используется и для интерпретации результатов изолированных стабилометрических исследований или сканирования тела человека.

Далее будут представлены различные клинические варианты обследований, их анализ и интерпретация, включая и такие крайние варианты как смена клинического диагноза.

Последовательность анализа данных используется и для интерпретации результатов изолированных стабилометрических исследований или сканирования тела человека.

Типичные функциональные реакции опорно-двигательного аппарата при патологии (неспецифическая симптоматика)

В этой главе описаны самые общие реакции опорно-двигательного аппарата на патологию. Другими словами, это изменения параметров цикла шага, которые в разной степени выражены при любой патологии, включая и соматическую.

Неспецифическая симптоматика характеризует глобально способность обследуемого совершать самостоятельные передвижения в пространстве. Если попытаться определить, в каком порядке следуют различные группы параметров шага друг за другом по значимости, то будем иметь следующий ряд:

- пространственные,
- временные,
- кинематические,
- другие.

Данное построение весьма схематично, но очевидно, что именно пространственные параметры должны возглавлять иерархию, так как их изменение первично.

Дальнейшее изложение будет построено по следующему принципу. Предполагается, что имеется некое патологическое воздействие на ранее здоровый организм. Кроме специально выделенных случаев, читатель может представить себе любую патологию, в том числе и соматическую. Последующее описание посвящено тем изменениям конкретных регистрируемых параметров походки, которые явились результатом этого воздействия.

Пространственные параметры

Скорость шага

Скорость шага — наиболее общий параметр, характеризующий походку. Она имеет только одну степень свободы как индикатор патологического процесса — снижение. Это неспецифический индикатор, но в случаях существенного снижения, когда возможности произвольного контроля данного параметра ограничены, скорость шага может служить неплохим ориентиром динамики патологического процесса.

Частота шага

Это чисто временной показатель, эквивалент времени цикла шага. Именно этот показатель употребляется в зарубежных работах в реестре общих параметров походки (general gait parameters), где все остальные являются пространственными и подвергаются совместному анализу.

В отличие от скорости шага, частота имеет две степени свободы реагирования на патологию — снижение и увеличение. Из них наиболее частый путь — это снижение. Время цикла шага увеличивается, его частота, соответственно, снижается.

Увеличение частоты шага используется как механизм компенсации при фатально короткой длине шага. В этом случае скорость шага может быть увеличена только за счет частоты.

Частота шага — это двусторонний показатель. Взаимные отношения частоты шага справа и слева при изолированном одностороннем поражении, однако, не позволяют сделать однозначный вывод о наиболее типичном взаимоотношении.

Длина шага

Биомеханика двуногой ходьбы такова, что предельная длина шага, при которой выполняемую локомоцию еще можно назвать ходьбой, для каждого человека ограничена, в основном, абсолютной длиной ноги. Любое увеличение длины шага свыше среднего значения приводит к возрастанию энергетических затрат, поэтому длина шага может реагировать на патологию только в сторону снижения, к более короткому шагу. Возможно только относительное увеличение длины шага, когда с одной стороны шаг длиннее, чем с другой.

Длина шага относится к двусторонним показателям. В отличие от частоты шага взаимоотношение длин шага при изолированной односторонней патологии нижней конечности имеет жесткую закономерность. Длина шага пораженной стороны больше длины шага здоровой.

База шага

Этот показатель во многом определяет устойчивость ходьбы во фронтальной плоскости. Типичная реакция на патологию со стороны базы шага — ее увеличение. Широкая база шага позволяет лучше сохранять равновесие при наличии проблем самостоятельного передвижения. Этот показатель имеет функциональный верхний предел, который в своем числовом выражении примерно соответствует расстоянию между передневерхними остями подвздошных костей и превышается редко. Физическое определение данного предела — расстояние между центрами тазобедренных суставов. Этот показатель

получил название ***анатомическая база нижних конечностей***. Измерение анатомической базы нижних конечностей нельзя провести точно без рентгенограммы или других специальных методов. Расстояние между передневерхними остями или ***клиническая база нижних конечностей*** немногим больше, что не играет существенной роли в клинической практике, но в отличие от анатомической базы легко измеряется непосредственно на пациенте.

База шага, превышающая клиническую базу нижних конечностей, энергетически невыгодна с точки зрения затрат на передвижение ОЦМ во фронтальной плоскости.

База шага может и уменьшаться, но такой вариант однозначно указывает на патологию либо самого тазобедренного сустава, либо приводящих мышц бедра. В тяжелых случаях база шага может иметь и отрицательное значение.

Угол разворота стопы

Угол разворота стопы является своеобразным показателем, характеризующим общую пространственную ориентацию осей сгибания–разгибания суставов нижней конечности. Показатель может изменяться как в сторону увеличения, так и в сторону уменьшения, а также иметь отрицательное значение (разворот стопы носком вовнутрь). При отсутствии анатомической патологии (врожденные и приобретенные ротационные деформации костей) угол разворота стопы определяется ротационной установкой тазобедренного сустава, что может быть результатом заболевания как самого тазобедренного сустава, так и окружающих его тканей. При нормальном тазобедренном суставе его ротационная установка определяется патологией коленного или голеностопного суставов, а также суставами стопы. Коленный сустав в этой кинематической цепи является, при прочих равных условиях, наименее значимым. Объяснение лежит в пространственной механической анатомии. Основная плоскость походки — сагиттальная. В этой плоскости совершаются все высокоамплитудные движения, а именно: движения сгибания–разгибания. В идеальном случае оси сгибания–разгибания тазобедренного, коленного и голеностопного суставов должны лежать точно во фронтальной плоскости. На самом деле, в норме, благодаря анатомической ориентации (голеностопный сустав) или наружной ротации ноги (коленный и, только теоретически, тазобедренный суставы), оси сгибания–разгибания всех суставов ротированы кнаружи. Адаптация такой функционально-анатомической несоосности происходит за счет движений приведения–отведения и ротационных. Основные места реализации этих движений — тазобедренный сустав и таранно-пяточный в комплексе с шопаровым суставом и суставами среднего тарза. Таким образом, отработка адаптивных движений

происходит в проксимальной части системы *нога-туловище* (тазобедренный сустав) и ее дистальной части — системе *нога-опора* (таранно-пяточный и другие). Коленный сустав, в данном случае, не выполняет активной роли (в норме). При патологии, препятствующей нормальным движениям отведения–приведения и ротации на уровне тазобедренного и голеностопного суставов, нижняя конечность будет стремиться занять положение, при котором сустав поврежденного уровня будет работать преимущественно сохранной амплитудой в сагиттальной плоскости. Конкретный пример: при деформирующем артрозе или артродезе таранно-пяточного сустава нога ротируется вовнутрь, и просходит ***фронтализация*** оси движений голеностопного сустава (рис. 142).

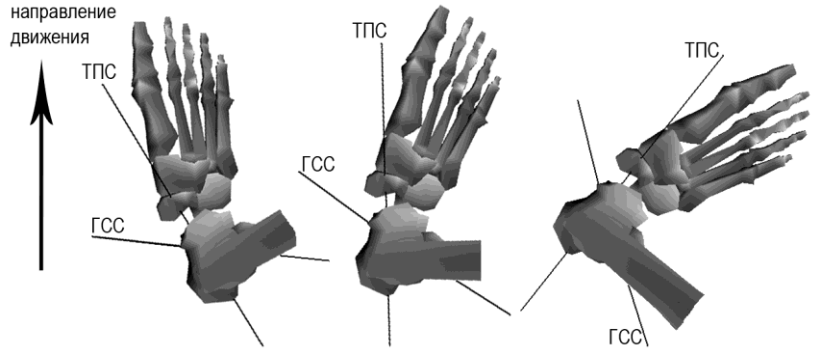


Рисунок 142. Фронтализация оси голеностопного сустава при блокировании движений в таранно-пяточном (А). Нормальное взаиморасположение осей голеностопного и таранно-пяточного суставов (Б). Фронтализация оси подтаранного сустава при блокировании движений в голеностопном (В).

В этом положении необходимость в движениях таранно-пяточного сустава близка к нулю, и вся нагрузка падает на голеностопный сустав, но при блокировании движений в голеностопном суставе его функцию будет выполнять таранно-пяточный. Стопа устанавливается в положение с поворотом наружу. В этом положении меет место фронтализация оси движений таранно-пяточного сустава[1]. Для тазобедренного сустава подобные примеры менее демонстративны, и термин «фронтализация» может применяться достаточно умозрительно из-за шаровидности сустава. Однако ограниченное применение этого термина возможно, так как свобода движений во фронтальной и сагиттальной плоскости определяется натяжением окружающих сустав мышц и, соответственно, зависит от ротационной установки. Кроме того, ротационные установки тазобедренного сустава часто первичной природы (спастика) при

[1]Именно фронтализация. Название дается по признаку функционирующего сустава-заместителя.

дегенеративно-дистрофических процессах движения сгибания–разгибания оказываются наиболее резистентными.

Клиренс

Этот существенный параметр редко анализируется по своему абсолютному значению[1]. Для клинического анализа более важным представляется наличие или отсутствие контакта стопы с опорой в период переноса. В самом простом варианте информация представляется в виде констатации: есть, нет. Отсутствие контакта — норма. Клиренс может быть и высоким — это явная патология — результат избыточного сгибания коленного или тазобедренного или обоих суставов. Контакт стопы с опорой, зарегистрированный в период переноса,— не всегда клинически выраженная патология. Периодически возникающий контакт стопы с опорой — это, как правило, уже осознаваемые пациентом проблемы, постоянный контакт однозначно свидетельствует о наличии грубой патологии.

Временные параметры

Время цикла шага

Закономерности изменения времени цикла шага были достаточно освещены выше в его эквиваленте — частоте шага. Остается напомнить, что наиболее распространенная реакция опорно-двигательного аппарата на патологию — увеличение времени цикла шага.

Период опоры и переноса

Данные параметры рассматриваются вместе, так как величина одного из них однозначно определяет величину другого. Известно, что снижение скорости или частоты шага увеличивает относительный вес периода опоры в цикле шага, поэтому наиболее частый тип реагирования со стороны внутренней временной структуры цикла шага — увеличение периода опоры и уменьшение периода переноса, соответственно.

Период двойной и одиночной опоры

Оба параметра ставятся рядом из соображений взаимообусловленности обоих параметров.

При уменьшении частоты шага время двойной опоры увеличивается как по абсолютному, так и по относительному

[1]Прямое измерение клиренса доступно только с помощью систем видеорегистрации.

значению. Соответственно, сокращается период одиночной опоры. Взаимоотношение обоих периодов отражает способность к сохранению устойчивого баланса тела при ходьбе. Очевидно, что в период двойной опоры возможностей коррекции положения ОЦМ тела больше, чем в период одиночной опоры, когда площадь опоры уменьшена до размеров стопы. Возрастание доли периода двойной опоры в цикле шага не может идти бесконечно, поэтому при невозможности сохранения баланса тела в период одиночной опоры или его коррекции в период двойной опоры, пациент вынужден будет использовать средства дополнительной опоры (трость, костыль) для сохранения временной структуры шага.

Кинематические параметры

Кинематика движений в суставах — одна из самых «живых» составляющих биомеханики походки. Ниже будут освещены только общие закономерности изменения амплитуд, их фазовые соотношения будут рассмотрены подробно в специальной части.

Движения сгибания–разгибания

При патологии скорость шага снижается, поэтому можно предположить, чтонаиболее типичной реакцией со стороны кинематики суставов в сагиттальной плоскости будет тотальное уменьшение амплитуд сгибания–разгибания, как это имеет место при медленной ходьбе. Увеличение амплитуды — всегда результат патологического воздействия или ответная приспособительная реакция организма.

Движения отведения–приведения

Движения отведения–приведения (при отсутствии патологии самих суставов) зависят, в большей степени, от базы шага, чем от его скорости. При снижении качества походки ввиду различных заболеваний или травм база шага будет увеличиваться, что позволит иметь большую устойчивость баланса тела. Таким образом, наиболее общая тенденция изменения кинематики суставов во фронтальной плоскости — увеличение амплитуды движений. Рост амплитуды движений ограничен *анатомической базой* нижних конечностей. Увеличение амплитуды движений отведения–приведения в одном из суставов кинематической цепи нижней конечности повлечет за собой возрастание амплитуд фронтальной составляющей в других суставах.

Ротационные движения

Общая тенденция ротационных движений — уменьшение амплитуды с падением скорости шага. Обычно увеличение амплитуды ротации свидетельствует о существенном нарушении кинематики суставов — декомпенсации.

Динамические параметры

Вертикальная составляющая

Самая общая реакция на патологию со стороны вертикальной составляющей — снижение скорости шага, что выражается в уменьшении амплитуд Z_1 и Z_3 и увеличении амплитуды Z_2. Уменьшаясь, максимумы Z_1 и Z_3 стремятся достичь веса тела. К тому же результату ведет и увеличение минимума Z_2. Подобное сглаживание кривой вертикальной составляющей реакции опоры представляет не что иное, как уменьшение переменных нагрузок на опорно-двигательный аппарат. Теоретически, конечный результат этого процесса — прямая, равная весу тела, т.е. стоящий, обездвиженный пациент. Это наиболее общая тенденция. При грубой патологии величина одного или обоих максимумов может не превышать веса тела или достигать значения 115-120% веса тела.

Продольная составляющая

Общая закономерность изменения амплитуд торможения и ускорения — Y_1 и Y_2, соответственно,— продольной составляющей в связи с болезненным состоянием, состоит в уменьшении величины обеих, что соответствует общему уменьшению активности в результате патологического процесса. Оба максимума характеризуют два самых активных периода цикла шага — периоды двойной опоры, когда происходит прием-передача нагрузки. Переменные динамические нагрузки сопровождаются быстрыми изменениями ускорений всех частей тела. Здоровый человек их не ощущает, но уже существование головной боли делает организм чувствительным к ускорениям собственного шага. Так как торможение для опорно-двигательного аппарата, видимо, более сложная задача, то вся зона максимума торможения Y_1 значительно чаще подвергается таким изменениям как снижение амплитуды, появление дополнительных и обратных зубцов, свидетельствующих о внутреннем напряжении этого периода. Изменение максимумов торможения и ускорения в сторону увеличения — вариант нетипичный. Это невыгодно организму как вследствии избыточных энергетических затрат, так и по причине ужесточения общего режима функционирования опорно-двигательного

аппарата. Такой вариант развития (если это не следствие увеличения скорости шага) — свидетельство срыва компенсаторных процессов.

Поперечная составляющая

Поперечная составляющая реакции опоры отражает балансировочные ускорения ОЦМ тела во фронтальной плоскости. Любые нарушения баланса приводят к попытке их коррекции с помощью дополнительных усилий. Другими словами, это увеличение поперечных ускорений ОЦМ. Следовательно, наиболее типичная реакция на патологию со стороны поперечной составляющей реакции опоры — увеличение амплитуд X_1 и X_2. В силу тех же обстоятельств, что и для продольной составляющей, изменение X_1 происходит намного чаще, чем X_2, как и появление дополнительных зубцов. В силу детерминированности траектории движения ОЦМ инверсия X_1 и X_2 не относится к частым находкам. Уменьшение амплитуд X_1 и X_2 возможно при тотальном снижении активности обследуемого и является очень неблагоприятным симптомом.

Биоэлектрическая активность мышц

Клиническая ценность ЭМГ исследования в диагностике патологии походки настолько велика, что в настоящее время регистрация поверхностной электромиограммы стало обязательным методом клинической биомеханики. Изменения биоэлектрической активности мышц при патологии походки чрезвычайно разнообразны. Единая тенденция из-за многообразия трудно прослеживается. Изменения могут быть первичными, когда основной патологический агент — аномальная активность мышцы, и вторичными как результат иного воздействия. Активность мышцы может превышать нормальные пределы и быть значительно ниже их. Нарушается своевременность действия мышцы, нередки нарушения фазовой активности.

Концепция клинического анализа патологической походки

Ходьба должна подчиняться двум основным требованиям: осуществлять возможность самостоятельного передвижения в выбранном направлении и обеспечивать расход минимального количества энергии. Скорость передвижения должна соответствовать или максимально приближаться к имеющейся задаче. Наличие патологического функционирования сустава, сегмента или всей конечности приводит к включению компенсаторных механизмов,

которые позволяют оптимизировать соотношение скорость-энергия. В зависимости от глубины патологии компенсаторные механизмы могут включать различные уровни. Если расположить их в порядке возрастания по количеству включений сегментов тела, то получится следующая последовательность:

- уровень ипсилатеральной конечности,
- уровень межконечностного взаимодействия,
- уровень таза и поясничного отдела позвоночника,
- уровень туловища и верхних конечностей,
- уровень средств дополнительной опоры,
- уровень способа локомоции, отличного от ходьбы.

Собственно компенсаторные реакции можно подразделить на специфические (для данного вида патологии) и неспецифические, являющиеся общей реакцией на патологию как опорно-двигательного аппарата, так и других систем организма. В то же время, в отечественной и в зарубежной литературе при анализе данных не уделяется соответствующего внимания дифференциации общих, неспецифических и специфических симптомов. В контексте диагностики и дифференциальной диагностики различной двигательной патологии данный вопрос приобретает особое значение. Поэтому сделана попытка выделить неспецифические симптомы и динамику их изменения.

Неспецифическая симптоматика

Неспецифическая симптоматика характеризует способность обследуемого совершать самостоятельные передвижения в пространстве. Неспецифические изменения параметров походки при патологии следующие.

Скорость ходьбы имеет только одну степень свободы как индикатор патологического процесса — снижение.

Частота шага имеет две степени свободы реагирования на патологию — снижение и увеличение. Увеличение частоты шага выбирается как механизм компенсации при фатально короткой длине шага.

Длина шага может реагировать на патологию только в сторону снижения, более короткого шага.

Ширина шага. Типичная реакция — увеличение, что дает повышение устойчивости. Ширина шага может и уменьшаться, что указывает на патологию либо тазобедренного сустава, либо приводящих мышц бедра.

Угол разворота стопы. В норме оси сгибания–разгибания коленного и голеностопного суставов ротированы кнаружи. Поэтому необходимы адаптивные движения приведения–отведения и ротационные. Отработка их происходит в проксимальной части

системы нога–туловище (тазобедренный сустав) и ее дистальной части — системе нога–опора (таранно-пяточный и Шопаров суставы). При патологии этих суставов нижняя конечность стремиться занять положение, при котором поврежденный сустав работает преимущественно сохранной амплитудой в сагиттальной плоскости. При патологии таранно-пяточного сустава нога ротируется вовнутрь, и просходит фронтализация оси движений голеностопного сустава. В этом положении движения таранно-пяточного сустава минимальны. Возможен и обратный вариант.

Время цикла ходьбы. Наиболее распространенная реакция на патологию — увеличение времени цикла.

Время опоры и переноса. Обычный тип реагирования со стороны внутренней временной структуры цикла шага — увеличение времени опоры и, соответственно, уменьшение времени переноса.

Время двойной и одиночной опоры. Типичная реакция — увеличение интервала двойной опоры и уменьшение интервала одиночной опоры.

Движения сгибания-разгибания в суставах. Наиболее типичная реакция со стороны кинематики суставов — тотальное уменьшение амплитуд.

Вертикальная составляющая реакции опоры. Общая реакция на патологию — уменьшение амплитуд первого и второго максимумов и увеличение амплитуды минимума.

Продольная составляющая реакции опоры. Общая закономерность — уменьшение амплитуд переднего и заднего толчка.

Перечисленные выше симптомы (за исключением изменения угла разворота стопы) есть *симптомокомплекс замедления ходьбы*, поскольку типичная реакция на патологию состоит в уменьшении скорости ходьбы. Таким образом, данные симптомы не могут описываться и интерпретироваться как патогномоничные для той или иной патологии, так как сопровождают практически любое замедление темпа ходьбы.

Уровни компенсации — 1

На любую патологию организм отвечает попыткой компенсировать изменение функции с наименьшим ущербом для организма, двигательная функция подчиняется тем же закономерностям. Анализ значительного клинического материала позволил обнаружить и формализовать основные процессы компенсации функциональной недостаточности опорно-двигательной системы, возникающие при ходьбе человека. Уровни компенсации изложены «по восходящей», т.е. с минимального уровня патологии до максимального. Для упрощения рассмотрения материала предположим, что гипотетический пациент имеет одностороннее

поражение. Поэтому одна сторона тела или конечность может быть названа *больной*, а вторая — *здоровой*.

Уровень ипсилатеральной конечности. Первой к изменившимся условиям ходьбы начинает адаптироваться пораженная конечность. При потере данной конечностью опорной функции она принимает среднефизиологическое или вынужденное положение. При сохранении опорной и двигательной функции начинается процесс развития компенсаторных механизмов. Компенсация с помощью перестройки движений в суставах возможна, если между двумя сегментами на уровне поражения имеется более одной степени свободы движения. Остающиеся интактными степени свободы могут использоваться для компенсации.

В компенсаторный процесс могут вовлекаться все суставы пораженной конечности. Одна из типичных реакций — снижение общей амплитуды движений в суставах больной конечности по сравнению с нормой и здоровой конечностью.

Таким образом, перестройка движений может происходить как в суставе ниже уровня патологии, так и выше ее. Кроме общего уменьшения амплитуды движений суставов больной стороны могут иметь место и другие механизмы.

Уровень межконечностного взаимодействия. При невозможности компенсации повышения энергетических затрат на относительно малом уровне только с использованием функциональных возможностей конечности стороны поражения происходит вовлечение здоровой контралатеральной конечности, что позволяет сохранить желаемую скорость передвижения при допустимом расходе энергии. Выделяются следующие механизмы компенсации, работающие на данном уровне: механизмы общие, механизмы компенсации относительно короткой или длинной конечности.

Три правила компенсации

Рассмотрим общие правила компенсаторных изменений, которые отражаются в изменении параметров походки при патологии не только нижней конечности, но и вышележащих отделов опорно-двигательного аппарата. Для упрощения анализа материала предположим, что гипотетический пациент имеет одностороннее поражение. Поэтому одна сторона тела или конечность может быть названа больной, а вторая — здоровой. Отметим, что правила компенсации будут справедливы и в случае двустороннего поражения, так как в этом случае одна из конечностей обычно поражена в большей степени, чем другая. В таком случае можно говорить не о больной и здоровой стороне, а о преимущественно пораженной или менее пораженной.

Правило перераспределения функций

При патологии функциональные возможности пораженной конечности поддерживать массу тела, как правило, снижаются. Вследствие этого уменьшается как абсолютное, так и относительное время одиночной опоры и длительность всей фазы опоры. Это нормальный механизм компенсации, позволяющий осуществить частичную разгрузку пораженной конечности. Но разгрузка пораженной конечности должна быть скомпенсирована повышением нагрузки на более полноценную. Поэтому фаза опоры здоровой ноги становится больше. Изменения временных интервалов опоры имеют очевидное следствие: увеличение на больной стороне времени фазы переноса, а на здоровой — его сокращение. В случаях тяжелой патологии заметно даже визуально, что больной опирается, в основном, на здоровую конечность, в то время как пораженная большую часть времени находится в фазе переноса. Опора на больную ногу осуществляется за минимально возможное время. Пациент старается «проскочить» этот период как можно быстрее. Таким образом, ***правило перераспределения функций*** состоит в том, что *здоровая конечность выполняет преимущественно функцию опоры, а больная — преимущественно функцию переноса*.

Это правило остается верным и при двусторонней патологии. В таком случае функцию опоры берет на себя нижняя конечность, степень поражения которой меньше.

Наличие такого типа компенсации подтверждено многими исследованиями [Витензон А.С., 1980; Кравцова Г.В. с соавт., 1983; Кравцова Г.В., Хоменко Б.Ф., 1975; Лаврукова А.М., 1986; Прокопишин Ю.А., 1972; Яременко Д.А., Васильковская О.П., 1983]. Необходимо помнить, что это правило адекватной реакции опорно-двигательного аппарата на патологическую ситуацию. Из всякого правила могут быть исключения. Наблюдаемое увеличение времени одиночной опоры на больную конечность является исключением из этого правила и означает срыв, истощение естественных компенсаторных возможностей организма [Вилка И.К., 1978].

Данное правило позволяет выявить ведущую сторону поражения, что достаточно очевидно в легких случаях, но становится трудно определимым при тяжелой и сочетанной патологии.

В качестве примера приводим таблицу временных характеристик шага больной З.М.С-де (табл. 15) с диагнозом: распространенный остеохондроз позвоночника, множественные грыжи дисков во всех отделах, нарушение спинального кровообращения позвоночника на уровне Л3-Л4 и Л4-Л5.

Таблица 15. Временные характеристики шага больной З.М.С-де

	ЦШ с.	ПО %	ПП %	ДО %	ПДО %	ВДО %	ОО %	НВД %
5%	1.00	61.6	37.5	16.8	6.4	6.4	35.4	45.00

Среднее	1.20	62.1	37.9	25.8	12.9	12.9	37.4	50.0
95%	1.40	62.7	38.3	31.8	19.5	19.5	39.4	55.0
Левая	1.35	60.2	39.8	29.5	15.1	14.4	30.7	45.8
Правая	1.36	68.8	31.1	30.2	14.9	15.4	38.7	53.5

Как видно из таблицы левая нога выполняет преимущественно функцию переноса (длительность ПО снижена), а правая нога преимущественно функцию опоры (длительность ПО значительно выше нормы). Такое перераспределение функций между конечностями — один из механизмов разгрузки пораженной стороны за счет компенсации ее недостаточности функциональным напряжением здоровой. Из иных аналогичных механизмов можно отметить раннее время НВД, т.е. раннее наступание здоровой стороны на опору, так же с целью разгрузки пораженной конечности.

Правило функционального копирования

Патологическая асимметрия в тяжелых случаях может достигать 20% и выше. Но это не значит, что возможно возрастание показателя до теоретического предела 100%. Патологическая асимметрия невыгодна организму с точки зрения энергетики и биомеханики. Значительная степень асимметрии — свидетельство истощения внутренних резервов, недостаточности опорной функции одной из нижних конечностей. В этом случае для компенсации используются средства дополнительной опоры. Необходимость поддерживать относительную симметрию функции правой и левой стороны тела приводит к следующему: здоровая сторона тела или конечность, обладая большим функциональным резервом, чем больная, стремится уменьшить асимметрию путем приближения образца своих движений к кинематике более пораженной конечности [Скворцов Д.В. с соавт., 1992; Skvortsov D.V., Larina V.N., 1993, 1995]. Следовательно, ***правило функционального копирования*** *заключается в том, что здоровая конечность копирует функцию больной с целью уменьшения функциональной асимметрии.*

Приведем пример исследования пациента Н.В.Б-ов с диагнозом: геморрагический инсульт в глубинных отделах правого полушария головного мозга с прорывом крови в желудочковую систему головного мозга, левосторонний гемипарез, гипертоническая болезнь 2 ст. Временные характеристики ЦШ (табл. 16) демонстрируют, на первый взгляд, поразительную симметрию функции левой паретичной ноги и здоровой правой. Временные характеристики практически идентичны по всем основным параметрам.

Таблица 16. Временные характеристики шага больного Н.В.Б-ева

	ЦШ с.	ПО %	ПП %	ДО %	ПДО %	ВДО %	ОО %	НВД %
5%	1.00	61.6	37.5	16.8	6.4	6.4	35.4	45.00

Среднее	1.20	62.1	37.9	25.8	12.9	12.9	37.4	50.0
95%	1.40	62.7	38.3	31.8	19.5	19.5	39.4	55.0
Левая	1.22	61.1	38.9	22.0	11.0	11.0	39.1	50.1
Правая	1.24	61.4	38.6	22.3	11.5	10.9	39.1	50.6

Кинематические характеристики (рис. 143) обнаруживают общие признаки. Так функция здорового голеностопного сустава приближается к таковой пораженного. Функции тазобедренного и коленного суставов для обеих сторон также почти идентичны и только функция тазобедренного отличается тем, что на здоровой стороне имеется компенсаторная гиперфункция.

Со стороны реакций опоры также имеется значительная симметричность показателей (рис. 144): на здоровой стороне первый максимум вертикальной составляющей значительно ниже нормы. В целом, динамическая опороспособность и диапазон переменных динамических нагрузок оказываются идентичными для обеих сторон. Показатели продольной и поперечной составляющей реакции опоры не отличаются между паретичной и здоровой сторонами.

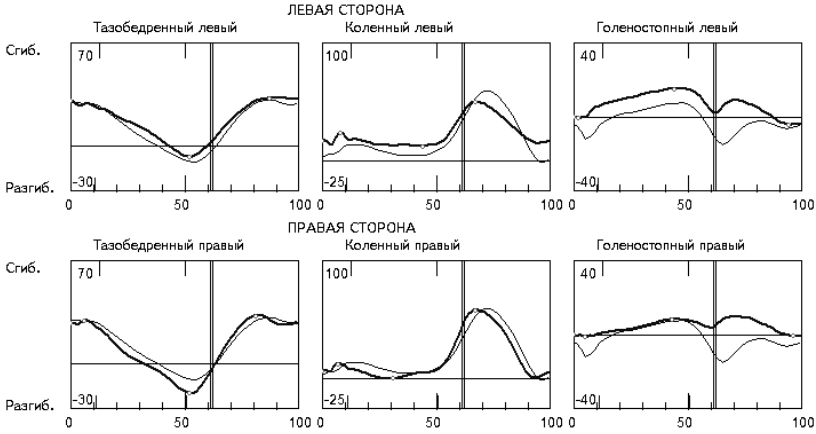


Рисунок 143. Кинематические характеристики (сгибание-разгибание) суставов нижних конечностей больного Н.В.Б-ов.

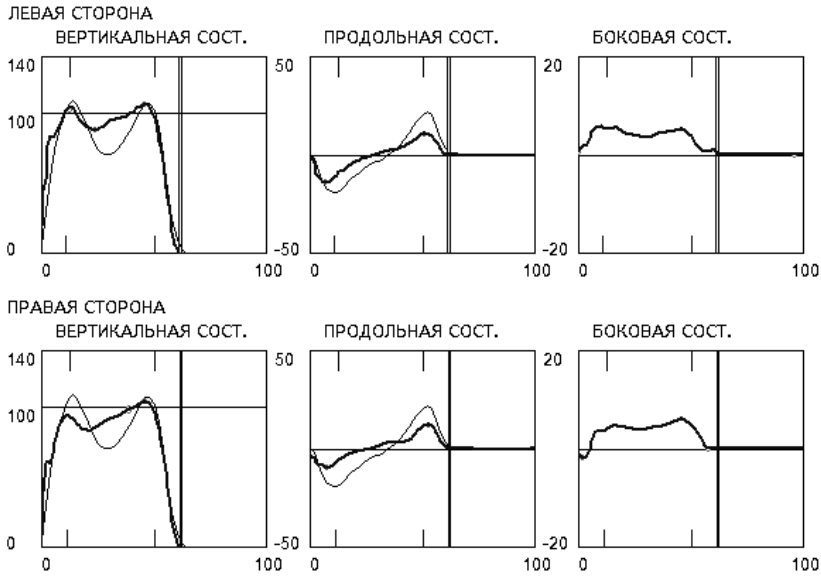


Рисунок 144. Результат регистрации реакций опоры больного Н.В.Б-ева.

Применение этого правила имеет некоторые ограничения, т.к. оно возможно только при односторонней патологии опорно-двигательного аппарата.

Правило обеспечения оптимума

Организм стремится создать для больного органа или системы оптимальные условия функционирования или сохранения, сбережения при его патологии.

Нормальная локомоция требует минимальных энергетических затрат, минимально необходимого произвольного контроля и других расходов со стороны организма. Поэтому при односторонней патологии организм стремится обеспечить режим функционирования, максимально приближенный к норме.

В функциональном плане больная сторона или конечность имеют сниженные адаптивные возможности по сравнению со здоровой. Например, сгибательная нейтральная умеренная контрактура тазобедренного сустава не будет существенно сказываться на биомеханике ходьбы больного со средней или медленной скоростью движения по ровной поверхности, но серьезно ограничит его возможности при передвижении по пересеченной местности или с высокой скоростью. Так как взаимоотношение всех элементов нормального цикла ходьбы является физиологическим оптимумом, а любые отклонения от него требуют включения дополнительных адаптивных резервов, которые на стороне поражения уменьшены, организм стремится обеспечить больной стороне оптимальный уровень

функционирования, близкий к норме. Это можно сделать только за счет здоровой ноги, которая таким образом попадает в условия, заведомо отличные от оптимальных. Но адаптивные резервы здоровой ноги позволяют ей функционировать, хотя и с большими энергетическими затратами. Соответственно, образец функционирования (например, параметры цикла ходьбы) больной ноги приближается к норме, а образец функционирования здоровой — дивергирует от нее.

Правило обеспечения оптимума *состоит в том, что больной конечности обеспечивается режим деятельности, приближенный к нормальному, за счет функционального нагружения здоровой.*

Близкую мысль, что адаптация происходит благодаря функциональному напряжению здоровой конечности, высказал в литературе А.С.Витензон (1982): «движение здоровой ноги приспосабливается к движению больной».

Правило обеспечения оптимума позволяет оценить динамику течения патологического процесса. Это особенно эффективно, если процесс односторонний и его уровень не превышает крестцовой области. Так, при первом исследовании пациента параметры цикла ходьбы больной стороны близки к норме, а здоровой — существенно от нее отличаются. Если при втором исследовании параметры обеих сторон конвергируют к норме, то это говорит о положительной динамике течения заболевания. В тех же случаях, когда нарастает дивергенция от нормы параметров здоровой стороны при стабильности параметров больной, то наблюдается прогрессирование патологического процесса на больной стороне. Дивергенция от нормы и показателей больной стороны означает срыв компенсаторных возможностей, переход патологического процесса на качественно иной, менее благоприятный для больного уровень.

В относительно сохранных случаях правило обеспечения оптимума обладает существенной универсальностью и позволяет четко оценивать динамику состояния пациента. При этом в равной степени можно использовать как временные, так и кинематические параметры.

Уровни компенсации — 2

Уровень таза и поясничного отдела позвоночника. При невозможности эффективно компенсировать функциональную асимметрию между правой и левой ногой на уровне межконечностного взаимодействия в процесс компенсации, снижения функциональной асимметрии включается туловище и верхние конечности. Первыми в этой кинематической цепи оказываются таз и поясничный отдел позвоночника. Содружественное их действие позволяет погасить значительную функциональную асимметрию. Таз выполняет роль балансира-компенсатора между нижними конечностями и верхней

частью туловища, а поясничный отдел позвоночника восполняет колебания последнего. При этом компенсаторные движения таза могут производится во всех трех плоскостях.

Уровень туловища и верхних конечностей. На этом уровне осуществляется терминальная балансировка тела во время ходьбы. После вовлечения в процесс балансировочных движений туловища и верхних конечностей ресурсы практически всей кинематической цепи оказываются исчерпаными.

Уровень средств дополнительной опоры. Невозможность эффективной компенсации патологической локомоции на предшествующем уровне, а также необходимость динамической разгрузки больной конечности оставляет только один путь для самостоятельной ходьбы — использование средств дополнительной опоры.

Уровень локомоции, отличной от ходьбы. При невозможности или неэффективности сохранения самостоятельного передвижения путем ходьбы остается только переход к принципиально иному виду локомоции, например брахиации или передвижению с помощью механических средств.

Взаимодействие уровней. Как правило, в результате исследования пациента можно обнаружить, что включаются сразу несколько уровней компенсации. Поэтому возможны два основных варианта: изолированное включение одного уровня и комбинированное включение двух и более уровней. Очевидно, что чем выше лежит привлекаемый уровень компенсации, тем больше затраты организма и меньше остающиеся функциональные резервы.

Последовательность анализа патологической походки пациента. На основе вышеизложенной концепции можно предложить следующую последовательность анализа патологической походки: оценка основной стойки (наличие начальных установок суставов, таза, туловища, средств дополнительной опоры); анализ походки (оценка уровней, включенных в компенсаторный процесс, наличие типичных компенсаторных механизмов, наличие неспецифической симптоматики, специфическая симптоматика).

Конечный этап оставляет исследователю только патогномоничные для данной патологии симптомы.

Компенсаторные реакции при изменении относительной длины нижней конечности

Одной из причин появления стойкой хромоты является разность длины ног выше физиологического предела [Селиванов В.П., 1987]. Разность длины ног может быть как ***абсолютной,*** в результате

изменения анатомической длины бедра или голени, так и ***относительной,*** обусловленной функциональной установкой тазобедренного, коленного и голеностопного суставов в цикле шага, а также положением таза. Относительная разность длины нижних конечностей представляет особо актуальную проблему в период переноса, когда необходимо обеспечить достаточный клиренс с поверхностью опоры. В связи с этим могут иметь место два вида изменения относительной длины конечности: относительное удлинение переносимой ноги, относительное укорочение опорной ноги.

Механизмы компенсации относительного удлинения нижней конечности

Относительное удлинение конечности — это такое взаиморасположение ее сегментов в цикле шага, в результате которого ее длина для данной фазы цикла шага становится больше, чем в норме. Так, при недостаточном сгибании коленного сустава в период переноса общая длина конечности увеличивается, что может стать причиной преждевременного контакта с поверхностью опоры, торможением переноса конечности. Фактически, этот термин имеет употребление только для *периода переноса*, потому что именно в этот период наличие относительного удлинения имеет последствия для реализации периода переноса.

Варианты компенсации относительного удлинения переносимой конечности весьма разнообразны и зависят от причины, которая его вызывает. Однако имеется ряд достаточно универсальных и часто используемых механизмов [Whittle M.W., 1991], а именно: круговое движение, подбрасывание таза, подскок.

Круговое движение. Конечность переносится через сторону за счет отведения ноги в тазобедренном суставе, как правило, сочетающегося с наклоном таза в сторону опорной конечности (рис. 145).

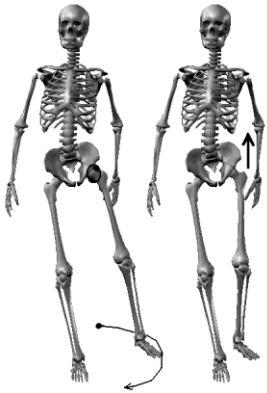


Рисунок 145. Период переноса, осуществляемый посредством кругового движения (слева, подбрасывания таза (справа).

Отведение может быть произведено в тазобедренном суставе как переносимой конечности, так и опорной при дисфункции сустава контралатеральной стороны. При параличе по типу Броун–Секкара это типичный механизм осуществления переноса прямой и поэтому относительно длинной конечности. Данный механизм способен компенсировать практически любую степень относительного удлинения нижней конечности.

Подбрасывание таза. В период переноса больной производит резкое движение тазом вверх на стороне переносимой конечности, что производит внешний эффект подбрасывания таза. За счет подъема таза вся конечность занимает более высокое положение, что позволяет увеличить клиренс с поверхностью опоры (рис. 142).

Данный механизм позволяет скомпенсировать относительно малые степени удлинения конечности, поскольку таз не может быть поднят на значительную высоту; может быть использован пациентом с сохранными мышцами тазового пояса и туловища.

В англоязычной литературе существует такое название данного механизма как подбрасывание бедра (hip hiking), более точно отражающее данный процесс.

Подскок — это разгибание голеностопного сустава на контралатеральной стороне в период одиночной опоры (рис. 146).

Разгибание голеностопного сустава имеет три следствия: относительное удлинение контралатеральной конечности (т.е. выравнивание длины), подъем общего центра масс тела, увеличение клиренса переносимой конечности. У пациентов с хорошей функцией мышц такое разгибание голеностопного сустава опорной конечности напоминает подскок на опорной ноге. Использование этого механизма возможно только при незначительной степени относительного удлинения конечности и требует хорошего физического состояния и управления m. triceps surae.

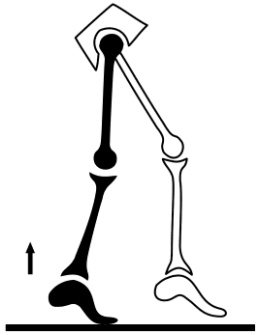


Рисунок 146. Механизм подскока.

Существуют и другие механизмы компенсации относительного удлинения конечности в период переноса, но они наблюдаются при специфической патологии.

Механизмы компенсации относительного укорочения нижней конечности

Относительное укорочение конечности — это такое взаиморасположение ее сегментов в периоде опоры, при котором перенос контралатеральной конечности затруднен.

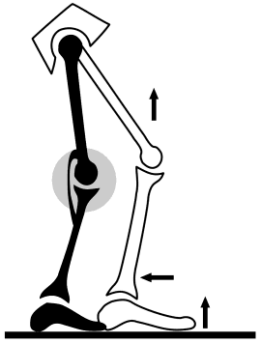


Рисунок 147. Компенсация относительного укорочения опорной конечности сгибанием тазобедренного, коленного и голеностопного суставов контралатеральной конечности.

Относительное укорочение конечности может иметь место при сгибательной установке коленного или тазобедренного суставов (весь период опоры), при невозможности разгибания голеностопного сустава (конец периода опоры) и других состояниях. Результат относительного укорочения конечности — затруднение переноса контралатеральной ноги. Однако для компенсации используется избыточное сгибание тазобедренного, коленного или голеностопного сустава. При значительном относительном укорочении используются все три сустава (рис. 147).

Если со стороны контралатеральной конечности также присутствует патология, то могут быть применены механизмы компенсации, описанные в предыдущем разделе.

Симметрия и асимметрия походки

В рутинном клиническом анализе походки оценка ее симметрии или асимметрии[1] занимает важное место. Именно по этому показателю происходит первичная глобальная оценка качества локомоции, поэтому необходимо определение следующих отправных моментов.

- Симметрична ли походка в норме?
- Как математически корректно определять асимметрию?
- Каковы пределы нормальной асимметрии?

Физиологическая асимметрия походки

В быту и в клинической практике любая патология походки ассоциируется, прежде всего, с понятием хромоты. Бытовое и медицинское понятие хромоты совпадают.

Хромота — это *функциональная асимметрия* нижних конечностей при ходьбе. Аналогичное определение этого термина существует и в зарубежной литературе [Whittle M.W., 1991]. Случаи, когда двигательная функция обеих нижних конечностей патологична и подобна друг другу, не подпадают под данное определение.

Видимая глазом или определяемая на слух асимметрия походки свидетельствует о наличии хромоты. Анализ походки позволяет провести точную количественную и качественную диагностику данного состояния и его возможной причины. Для этого необходимо знать, насколько симметрична или асимметрична нормальная походка.

Каждому известен эффект заблудившегося в лесу человека: незнающий дороги постоянно возвращается в одно и тоже место, делая круги. Этот эффект связан с тем, что длина шага имеет незначительную, но устойчивую асимметрию[2]. В обычной жизни происходит постоянная зрительная коррекция, в результате которой передвижение от одной точки к другой происходит не по прямой, а по плавной синусоиде, что подтверждается исследованиями K.Karmel-Ross, D.R.Cooperman, C.L.Van-Doren (1992). При отсутствии внешних ориентиров неравная длина шага приводит к ходьбе по траектории большого круга. Незначительная асимметрия правой и левой стороны имеет место и по всем остальным параметрам. Из спорта хорошо

[1]Имеется в виду сравнение значений различных параметров цикла шага для правой и левой ноги.

[2]Длина шага левой ногой достоверно меньше длины шага правой ногой.

известно, что есть толчковая нога и нога маховая. Это значит, что биологически правая и левая стороны тела неравнозначны[1]. Наиболее ярко это проявляется в функциональной асимметрии верхних конечностей, как имеющих более разнообразную и сложную двигательную активность.

Таким образом, нормальная походка должна быть асимметричной. В дальнейшем нормальную функциональную асимметрию походки будем называть ***физиологической асимметрией***.

С развитием объективных и точных методов регистрации различных параметров шага появилась возможность использовать асимметрию походки для оценки состояния двигательной сферы человека. Количество публикаций, посвященных этой теме, относительно невелико, несмотря на ее значимость. Все их можно условно разделить на три группы: исследования, посвященные преимущественно изучению асимметрии нормальной походки [Attinger D., Luethi S., Stuessi E., 1986; Cappozzo A., 1979; Dewar M.E., Judge G., 1980; Rodano R., Santam Brogio G.C., 1989; Rosenrot P., 1980; Van der Straaten J.H.M., Scholten P.J.M., 1978], по временным и пространственным [Du Chatinier K., Rozendal R.H., 1970], кинематическим и динамическим параметрам [Hannah R.E., Chapman A.E., Morrison J.B., 1982; Hannah R.E., Cooper D., 1980; Herzog W. et al., 1989; Soudan K., 1982]; исследования, демонстрирующие асимметрию походки при различной патологии [Cheung C., Wall J.C., Zelin S., 1983; Hacik L., Radil T., 1990; Knutzen K.M., 1989; Nigg B.M. et al., 1982; O'Conner N., 1986]; исследования, посвященные динамике асимметрии в процессе лечения или реабилитации [Robinson R.O., Herzog W., Nigg B.M., 1987], а также оценки результатов лечения [Colborne G.R., Olney S.J., Griffin M.P., 1993; Colborne G.R., Wright F.V., Naumann S., 1994; Seeger B.R., Caudrey D.J., Scholes J.R., 1981].

Что измерять?

Для корректного изучения и оценки асимметрии походки необходимо определить общий круг параметров, которые *могут подлежать сравнению*. Попытки сравнения самых различных показателей для правой и левой ноги или для больной и здоровой хорошо известны. Вопрос в том, какие из них методологически верно отображают симметрию или асимметрию.

Из двух больших периодов цикла шага (периода опоры и периода переноса), период опоры является определяющим, как

[1]Данные отличия имеют функциональную природу. Анатомически наблюдаются лишь количественные различия. Такая асимметрия — результат функциональной асимметрии коры полушарий головного мозга.

наиболее активный. Время периода переноса вторично по отношению к времени периода опоры. В свою очередь, период опоры включает в себя два периода двойной опоры, которые изначально зависят от активности обеих конечностей. Только период *одиночной опоры является единственным интервалом изолированной функции* одной конечности. Именно для этого временного промежутка должны производиться сравнения симметрии различных параметров цикла шага [Renstrom A.F., 1993].

Чаще всего для измерения асимметрии походки применяются: коэффициент ритмичности, индекс временной асимметрии, отношение асимметрии, параметр асимметрии.

Коэффициент ритмичности (КР). Это название и методика расчета наиболее известны в странах бывшего СССР. Обычно применяется отношение меньшего периода опоры к большему:

$$КР = \frac{\text{Меньший - ПО}}{\text{Больший - ПО}}$$

Коэффициент ритмичности, таким образом, не может превышать единицу или быть равным нулю.

Известен и обратный вариант расчета коэффициента ритмичности по времени периода переноса [Иванов В.И., Нерянов Ю.М., 1979], а также по всему периоду цикла шага [Клиническая биомеханика, 1980]. Однако все они страдают методологической погрешностью, указанной выше: сравнение должно производиться по времени периода *одиночной опоры*.

Индекс временной асимметрии. Данный показатель предложен британскими исследователями [Dewar M.E., Judge G., 1980]. Методика его нахождения гораздо сложнее и требует построения графика, на котором и происходит измерение величины асимметрии. Для построения берутся значения продолжительности (в % цикла шага) периода двойной опоры и периода переноса, т.е. также вторичные величины. При отсутствии асимметрии величина индекса равна нулю, в остальных случаях может принимать значения 10-15 и выше. Данная методика распространения не получила.

Отношение асимметрии. Рассчитывается по простой формуле [Wells R.P., 1979]:

$$ОА = \frac{\text{ОО - здоровой}}{\text{ОО - больной}}$$

При абсолютной симметрии отношение равно единице. В других случаях принимает значение больше 1 (до двух и выше). Достоинства метода — простота и учет именно первично значимого параметра. К относительному недостатку можно отнести размеренность получаемого отношения, которое может восприниматься не совсем адекватно (ввиду отсутствия верхнего предела, наличие потенциальной возможности иметь значения меньше единицы), нелинейность

изменений отношения асимметрии, в связи с чем невозможно применение стандартных статистических процедур при обработке данных [Durward B.R., Rowe P.J., Wall J.C., 1993].

Параметр асимметрии. Это один из наиболее удобных и универсальных показателей [Attinger D., Luethi S., Stuessi E., 1986]. Расчет ведется по общей формуле:

$$ПА = \left(1 - \frac{ПО - меньший}{ПО - больший}\right) \times 100\%$$

Результат получается в процентах и легко понимается. Отсутствие асимметрии — 0%. Другое достоинство этой формулы в том, что возможно проводить расчет любых других параметров: авторы использовали ее и для расчета асимметрии максимумов вертикальной составляющей реакции опоры. Однако для расчета временных характеристик они брали параметр периода опоры, который включает в себя период двойной опоры.

В целом, можно сделать следующие заключения: наиболее удобная методика расчета — формула *параметра асимметрии*; для расчета можно применять любые одноименные параметры цикла шага в период одиночной опоры[1].

Какая асимметрия нормальна?

Достаточно большой статистический материал, накопленный современными исследователями, подтверждает, что функциональные показатели для правой и левой конечности не имеют отличий, более того, симметрия цикла шага для человека желательна [Skvortsov D.V., Larina V.N., 1993; Tardieu C., Aurengo A., Tardieu B., 1993]. Однако это имеет место только в среднем для выборки [Menard M.R. et al., 1992]. Необходимо учитывать и точность измеряемых параметров. Если точность измерения составляет 10-20% и более от измеряемого значения, то незначительную физиологическую асимметрию обнаружить не удается. Отмечено, что физиологическая асимметрия может быть легко обнаружена при разрешающей способности регистрирующей аппаратуры порядка 0.01 измеряемой величины [Attinger D., Luethi S., Stuessi E., 1986]: при исследовании 80 здоровых мужчин и женщин в возрасте от 25 до 75 лет было обнаружено, что 98% циклов шага имеет величину асимметрии менее 5%. Отечественные авторы [Витензон А.С., 1980; Филатов В.И., 1980] приводят значение средней физиологической асимметрии[2] в 3±1% (коэффициент ритмичности 0.97±0.01). Таким образом, максимальное

[1]Для расчета по любым временным параметрам должны применяться *абсолютные значения* временных интервалов в одинаковых единицах измерения.

[2]У автора, по традиции, этот показатель называется коэффициентом ритмичности.

значение физиологической асимметрии будет достигать 6%. Другие исследователи [Wheelwright E.F. et al., 1993] предлагают критерий наличия асимметрии понизить до 8-10%. Такая асимметрия была ими обнаружена при сравнении индивидуальных параметров правой и левой стороны детей в возрасте от 3-х и до 18 лет. Среднее значение асимметрии в целом (для 134 обследуемых) не превышало ±1%. Необходимо учитывать, что с созреванием двигательных и нервных структур величина асимметрии снижается [Matsumura K., 1988]. С учетом данных других исследователей верхний предел физиологической асимметрии должен быть выше. В соответствии с законами статистики значимый уровень ($p<0.05$) включает 95% выборки [Лакин Г.Ф., 1990]. Согласно этому уровень асимметрии в 5% может служить ориентиром верхнего предела нормы. Таким образом, функциональная асимметрия периода одиночной опоры цикла шага свыше 5% может быть принята как ***патологическая асимметрия***. Патологическая асимметрия свыше 10% определяется как ***очевидная хромота —*** обнаруживается без использования каких-либо инструментов. Патологическая асимметрия от 5 до 10% — это ***скрытая хромота —*** регистрируется только при помощи аппаратуры.

Средства дополнительной опоры

Современные средства дополнительной опоры (СДО) включают десятки приспособлений, устройств и множество их модификаций. Тем не менее, основными из них продолжают оставаться два вида: костыль и трость. Использование средств дополнительной опоры, как правило, не вызывает вопросов или затруднений у лечащих докторов. Однако четкие критерии их назначения отсутствуют, поэтому пациенты часто вынуждены заниматься не всегда удачным экспериментированием с целью правильного их подбора. Несмотря на значительный опыт, накопленный в области применения средств дополнительной опоры, до настоящего времени различные теоретические и практические вопросы их работы и взаимоотношений системы человек–СДО остаются актуальными [Li S., Armstrong C.W., Cipriani D., 2001; Clark B.C. et al., 2004; Dabke H.V. et al., 2004; Requejo P.S. et al., 2005].

Если больные хроническими заболеваниями рано или поздно находят приемлемый для себя способ использования средств дополнительной опоры, то пациенты с выраженной динамикой течения болезни, например, в периоде реабилитации после переломов костей, имеют проблемы с правильным использованием костылей, трости или их комбинации. Как отрицательный результат может быть выработан стойкий аномальный тип походки.

В развитых странах проблеме использования средств дополнительной опоры посвящено значительное число публикаций.

Основная тематика: использование СДО для улучшения различных типов патологической походки [Baker M.P., Hudson J.E., Wolf S.L., 1976; Dunne J.W., Hankey G.J., Edis R.H., 1987; Engel J., Amir A., Messer E., Caspi I., 1983; Hollis M., Waddington P., 1975; McDonough A.L., Razza-Doherty M., 1988]; использование СДО для предотвращения заболеваний опорно-двигательного аппарата [Barsony I., 1980]; изучение роли СДО при патологической походке в результате различных заболеваний [Bennett L. et al., 1979; Bergmann G. et al., 1977; Brand R.A., Crowninshield R.D., 1980; Childs T.F., 1964; Cook T., 1981; Ely D.D., Smidt G.L., 1977; Imms F.J., MacDonald I.C., 1978; Joyce B.M., Kirby R.L., 1991; Klenerman L., Hutton W.C., 1973; McDonough A.L., Razza-Doherty M., 1988; Olsson E.C., Smidt G.L., 1990; Rovick J.S., Childress D.S., 1988]; теоретические и методические вопросы эффекта СДО [McGill S.M., Dainty D.A., 1984; Murray M.P., Seireg A.A., Scholz R.C., 1969; Nielsen D.H. et al., 1990; Reisman M. et al., 1985; Rovick J.S., Childress D.S., 1988; Shoup T.E., Fletcher L.S., Merrill B.R., 1974; Stallard J., Sankarankutty M., Rose G.K., 1978; Wells R.P., 1979; Wilson J.F., Gilbert J.A., 1982].

Основные цели использования средств дополнительной опоры: частичная или полная разгрузка конечности, обеспечение лучшей стабильности.

Часто с помощью костылей или трости больной производит основной или дополнительный пропульсивный импульс мышцами рук. Костыли могут использоваться для полной или частичной разгрузки пораженной конечности, трость — только для частичной.

При использовании двух костылей возможны два основных образца движений: без опоры на больную ногу; с опорой на больную ногу (опора — две ноги вместе, опора в ходьбе).

Правильное использование двух костылей не вызывает трудностей у врача или пациента за исключением одного вопроса. Когда пациент должен оставить костыли, и чем их заменить? Необходим критерий, когда больному костыли могут быть заменены на другие средства дополнительной опоры: только один костыль, комбинация костыль–трость или две трости.

Критерии назначения средств дополнительной опоры

В данном разделе будут освещены самые общие правила для определения, какие средства дополнительной опоры *должны быть использованы*. Проблема назначения и использования средств дополнительной опоры существует, прежде всего, потому, что в клинике не используется объективная информация о нагрузке на конечности пациента, хотя в самом примитивном варианте это обеспечивается раздельными напольными весами. Для формирования

критериев назначения и использования средств дополнительной опоры необходима информация по двум параметрам: статическая опороспособность конечности, динамическая опороспособность конечности.

Статическая опороспособность конечности — это способность конечности принимать на себя часть веса тела в положении основной стойки. Статическая опороспособность конечности выражается в процентах от веса тела[1]. Она определяется при стоянии пациента одной ногой на платформе (или обеими с перерасчетом) без средств дополнительной опоры. Регистрация производится в течение 2-3 мин с выдержкой до исследования в течении 3-4 мин для уменьшения влияния произвольных позных установок пациента.

Динамическая опороспособность конечности — это способность конечности удерживать вес тела в период одиночной опоры. Динамическая опороспособность конечности выражается в процентах веса тела[2]. Регистрируется при проходе пациента без СДО (это значит, что больной в состоянии совершить короткий проход самостоятельно). Возможна регистрация и с применением СДО, однако необходимо следить, чтобы на динамометрическую платформу попадала только нога пациента, а трость оставалась за ее пределами. В этом случае полученные данные будут иметь меньшую величину.

Для измерения как статической, так и динамической опороспособности необходима динамометрическая платформа. Статическая опороспособность может быть измерена приблизительно и с помощью раздельных напольных весов.

Оба параметра позволят объективно решить вопрос о необходимости как самих средств дополнительной опоры, так и о назначении конкретного варианта для данного больного. Клиническая симптоматика даже при большом опыте врача не позволяет сделать это достаточно точно.

Вопрос о корректном применении средств дополнительной опоры возникает обычно с началом частичной опоры на больную конечность. Когда больной только начал приступать на пораженную ногу, он, как правило, использует два костыля. Изменение конфигурации СДО (один костыль или костыль и трость) может быть произведено, когда пациент будет в состоянии выполнять следующий клинический тест: стояние в основной стойке с опорой на обе ноги без СДО в течение не менее 3-4 мин, возможность произвести один – два шага без СДО.

Если статическая опороспособность конечности менее 40% веса тела, а динамическая менее 95% веса тела (при ходьбе без СДО), то

[1]В норме в основной стойке на одну ногу приходится 50±5% веса тела.

[2]Практически динамическую опороспособность конечности характеризуют амплитуды Z_1 и Z_3 вертикальной составляющей реакции опоры.

пациент нуждается в использовании одного костыля. *Костыль держится на здоровой стороне*. В этом случае обеспечивается естественное включение мышц в двигательный акт. Другой вариант, особенно полезный при расстройстве баланса тела,— костыль на здоровой стороне и трость на больной. Без СДО данная категория больных демонстрирует очень неустойчивую, асимметричную ходьбу. При использовании одного костыля на него дается нагрузка в период одиночной опоры больной стороны свыше 40% веса тела.

Использование трости становится возможным, когда статическая опороспособность достигает уровня не менее 40% веса тела. Пациент при этом может осуществлять кратковременное передвижение без СДО. Измерение динамической опороспособности при ходьбе без СДО должно давать значение максимумов вертикальной составляющей реакции опоры не менее 95% веса тела. Нагрузка на трость в этих условиях не превышает 30-35% веса тела. Если же она превышает это значение, то пациент быстро утомляется. Типичный симптом — упор трости в бедро для разгрузки руки. Однако проявление данной симптоматики зависит в большей степени от общего физического состояния пациента. Женщины в силу менее развитой мускулатуры верхних конечностей редко могут использовать трость с нагрузкой на нее, превышающей 20-25% веса тела. При большей нагрузке необходимо использовать костыль.

При избыточной нагрузке на трость имеет смысл использовать специальные виды трости с упором в предплечье или плечо, которые позволяют давать большую нагрузку или возвращаться к варианту с одним костылем.

Трость занимает особое место среди средств дополнительной опоры, прежде всего, потому что используется при самой различной патологии, затрудняющей самостоятельное передвижение или баланс тела при ходьбе и стоянии.

В рутинной ортопедической практике ответ на вопрос, «с какой стороны должна быть трость?», как правило, дает не врач, а сам пациент, следуя простой логике,— «с какой стороны болит, с той стороны и должна быть трость». Однако правильный ответ: *трость должна быть в руке на здоровой стороне или (при двустороннем процессе) на стороне, менее пораженной*. Такое положение трости обеспечивает как разгрузку больной стороны (дополнительная точка опоры и распределения веса тела в период одиночной опоры), так и правильный двигательный стереотип походки.

Применение трости имеет двойной эффект (рис. 148): частичная разгрузка больной конечности в период одиночной опоры, уменьшение нагрузки на тазобедренный сустав за счет разгрузки отводящих мышц бедра. Как правило, оба эффекта значимы для больного. Например, пациент, начинающий ходить после длительной иммобилизации конечности гипсовой повязкой или скелетным вытяжением по поводу

перелома костей голени, будет нуждаться в разгрузке не только пораженного сегмента, но и тазобедренного сустава, даже если тот вполне сохранен, так как длительное отсутствие нормальной физиологической нагрузки на мышцы приводит к недостаточности их функции.

Общая закономерность биомеханики походки при различном способе применения трости была наглядно показана в исследовании на примере пациентов с односторонним заболеванием тазобедренного сустава [Murray M.P., Gore D.R., 1981]. Параметры ходьбы пациентов, которые держали трость на здоровой стороне, больше приближались к норме, чем при всех других вариантах. Следующей по степени нарушений была ходьба пациентов, которые не применяли трость. Наибольшую степень изменений показали больные, которые держали трость на больной стороне.

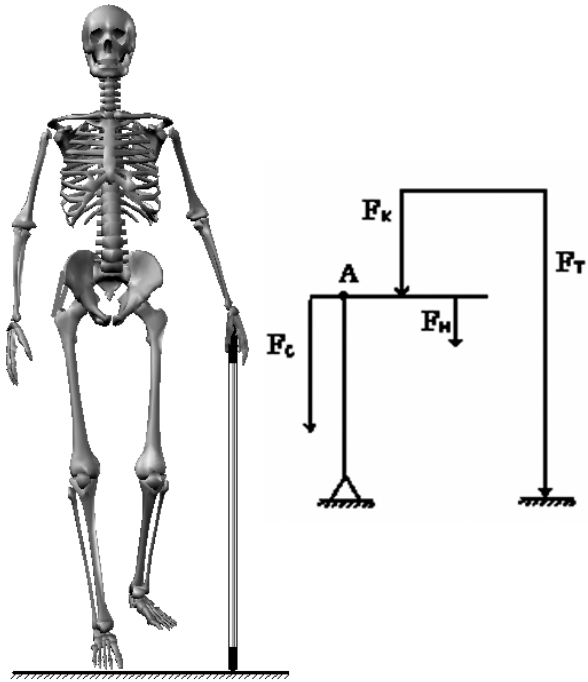


Рисунок 148. Механизм разгрузки больной конечности с помощью трости. А — тазобедренный сустав - точка вращения, Fк — сила тяжести туловища, Fн — сила тяжести переносимой конечности, Fс — сила сопротивления отводящих мышц бедра, Fт — сила тяжести части туловища и руки, опирающейся на трость.

Для иллюстрации тех механизмов, которые включаются с использованием средств дополнительной опоры, приводим

сравнительную характеристику ходьбы пациента без трости и с тростью. Больная Л.Я.С-ва — протез нижней трети бедра по причине врожденного недоразвития правой нижней конечности. Временные характеристики ЦШ (табл. 17) показывают отличия обоих вариантов ходьбы. Так длительность ЦШ без трости возрастает на здоровой стороне, а на протезированной остается практически неизменной. Длительность ПО также снижается на здоровой стороне (где он соотвественно правилу перераспределения функций больше) при использовании трости, а на больной незначительно увеличивается. Уменьшается при использовании трости и длительность периода ДО, при этом полностью купируется асимметрия периодов ПДО и ВДО на стороне протезирования. Возрастает и время периода ОО на протезированной стороне. По параметру НВД существенных изменений не обнаруживается.

Таблица 17. Временные характеристики шага больной Л.Я.С-ва при ходьбе без трости и с тростью

Параметр	ЦШ с.	ПО %	ПП %	ДО %	ПДО %	ВДО %	ОО %	НВД %
5%	1.00	61.6	37.5	16.8	6.4	6.4	35.4	45.00
Среднее	1.20	62.1	37.9	25.8	12.9	12.9	37.4	50.0
95%	1.40	62.7	38.3	31.8	19.5	19.5	39.4	55.0
Левая без трости	1.56	74.4	25.6	32.3	14.1	18.2	42.1	56.3
Правая без трости	1.53	56.5	43.5	32.1	17.5	14.6	24.5	41.9
Левая с тростью	1.38	72.6	27.4	30.1	15.3	14.8	42.6	57.8
Правая с тростью	1.56	57.3	42.7	30.2	15.0	15.2	27.1	42.1

Очевидно, что только на уровне временной структуры шага при использовании трости происходит значительная компенсации функциональной недостаточности протезированной конечности. При этом наиболее существенными симптомами являются уменьшение ПО на здоровой стороне и его увеличение на протезированной, симметричность ПДО и ВДО, увеличение периода ОО.

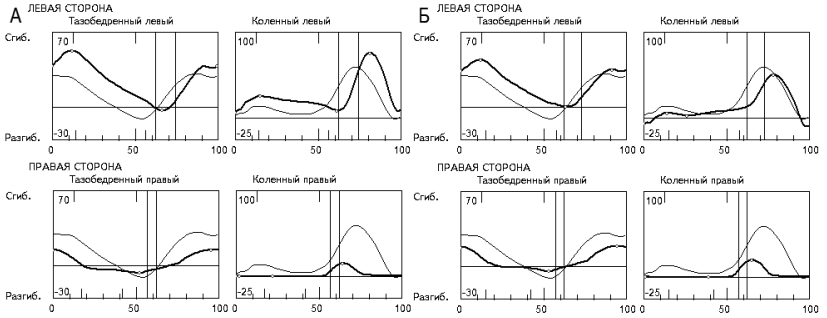


Рисунок 149. Кинематические характеристики больной Л.Я.С-ва при ходьбе без трости (слева) и с тростью (справа).

Со стороны движений в суставах нижних конечностей можно обнаружить так же отчетливые позитивные изменения при использовании трости (рис. 149). Обращает на себя внимание уменьшение амплитуд движений в суставах здоровой ноги и ее увеличение в суставах протезированной. Другой очевидный позитивный симптом — нормализация гониограммы движений в коленном суставе здоровой стороны. При ходьбе без трости основную часть ПО имеется значительное сгибание сустава до 20-24 градусов и резкое его сгибание в конце ПО. После применения трости гониограмма движений приближается к нормальной по форме (отсутствие избыточного сгибания коленного сустава, плавное сгибание в конце ПО), а максимальная амплитуда соответствует темпу движения.

Таким образом, использование трости позволяет избежать избыточных компенсирующих нагрузок на здоровую конечность и улучшить функцию протезированной.

Клинический пример

Н.И.М-ва, 65 лет. Правосторонний коксартроз, остеохондроз, спондилоартроз, сколиоз. Ходит самостоятельно использует трость (в левой руке).

Длительность ЦШ в пределах нормы, ПО продлен для обеих сторон. Справа асимметрия периодов ДО (короче ПДО), слева ОО сокращен, справа — в пределах нормы (табл. 18).

Таблица 18. Временные характеристики шага больной Н.И.М-вой

Параметр	ЦШ с.	ПО %	ПП %	ДО %	ПДО %	ВДО %	ОО %	НВД %
5%	1.00	61.6	37.5	16.8	6.4	6.4	35.4	45.00
Среднее	1.20	62.1	37.9	25.8	12.9	12.9	37.4	50.0
95%	1.40	62.7	38.3	31.8	19.5	19.5	39.4	55.0
Левая	1.18	67.5	32.5	38.0	19.6	18.4	29.5	49.2

Правая	1.18	69.8	30.2	35.7	15.5	20.2	34.0	49.6

Данная временная структура ЦШ отчетливо показывает компенсирующую роль средств дополнительной опоры. Так, при общем увеличении времени ПО, период ОО на больной стороне оказался нормальным. Имеется высокая симметрия ЦШ и времени НВД, что было бы невозможно без использования трости.

Со стороны кинематики суставов нижних конечностей имеется очевидная симптоматика тяжелого правостороннего коксартроза, сопровождающегося тотальным снижением амплитуды движений сгибания–разгибания в суставе до качательных (рис. 150). Движения во фронтальной плоскости в тазобедренном суставе отсутствуют, ротационные — в пределах одного положения. В связи с такой функцией тазобедренного сустава, гониограмма движений сгибания–разгибания в коленном суставе деформирована (ранний и длительный период сгибания). В голеностопном суставе отсутствует первое разгибание, но движения отведения–приведения на уровне голеностопного сустава значительно увеличены, так как именно этот сустав является единственным (кроме поясничного отдела позвоночника), осуществляющим их на данной стороне.

На здоровой стороне компенсаторно снижена амплитуда сгибания–разгибания в тазобедренном суставе. Движения отведения–приведения инвертированы (прямое следствие использования трости). Коленный и голеностопный суставы функционируют в сгибательной установке (компенсация относительного укорочения правой ноги).

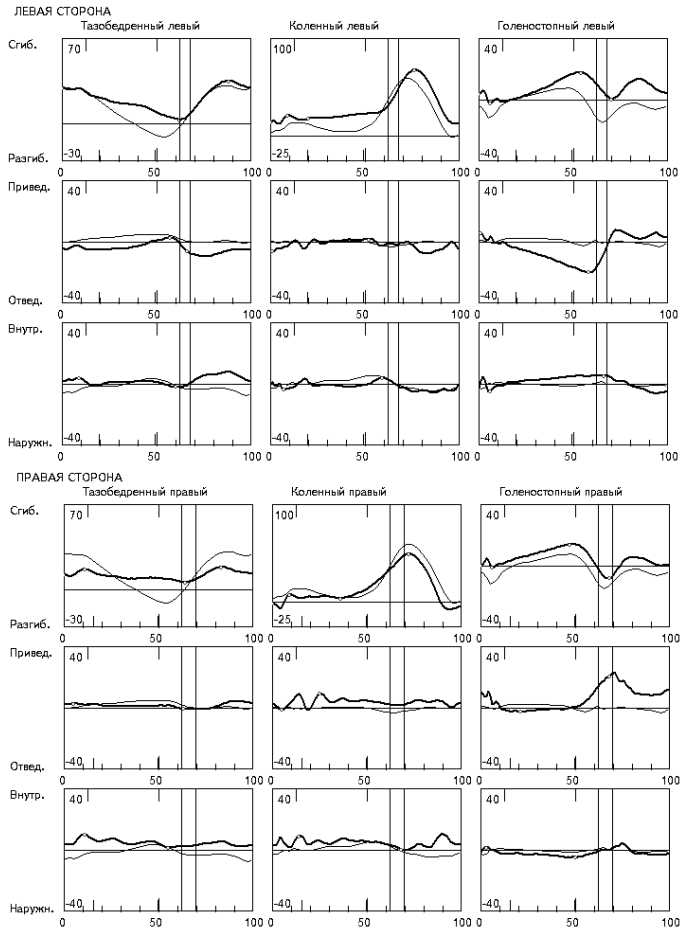


Рисунок 150. Гониограммы движений в суставах нижних конечностей больной Н.И.М-вой.

ЭМГ исследование выявляет незначительное смещение фаз активности в регистрируемых мышцах, но данные изменения несущественны благодаря использованию трости. Для большеберцовых мышц имеется характерная особенность — равные по амплитуде волны в начале ПО и начале ПП (рис. 151).

Положение ЦД по результатам стабилометрического исследования смещено назад и влево. Первое является следствием патологии позвоночника, второе — результатом механизма разгрузки правой нижней конечности. Колебания его превышают норму (рис. 152).

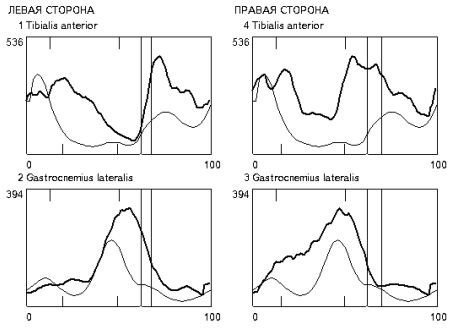


Рисунок 151. Профили биоэлектрической активности мышц больной Н.И.М-вой.

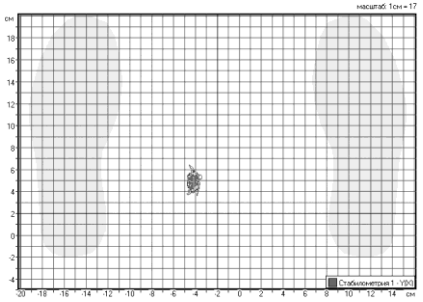


Рисунок 152. Положение ЦД и его колебания больной Н.И.М-вой.

Другой пример ходьбы больного с двумя костылями. Пациент В.Г.М-ев, 63 года, диагноз: состояние после оперативного удаления грыжи диска L3-L4 (обследование через 1 год после операции), правосторонний парез нижней конечности.

Таблица 19. Временные характеристики шага больного В.Г.М-ева

Параметр	ЦШ с.	ПО %	ПП %	ДО %	ПДО %	ВДО %	ОО %	НВД %
5%	1.00	61.6	37.5	16.8	6.4	6.4	35.4	45.00
Среднее	1.20	62.1	37.9	25.8	12.9	12.9	37.4	50.0
95%	1.40	62.7	38.3	31.8	19.5	19.5	39.4	55.0
Левая	2.17	77.7	22.3	40.8	22.0	18.8	36.9	59.0
Правая	2.11	63.8	36.2	41.7	19.2	22.5	22.1	41.3

Временные характеристики шага (табл. 19) отражают работу правила перераспределения функций и правила предоставления оптимума.

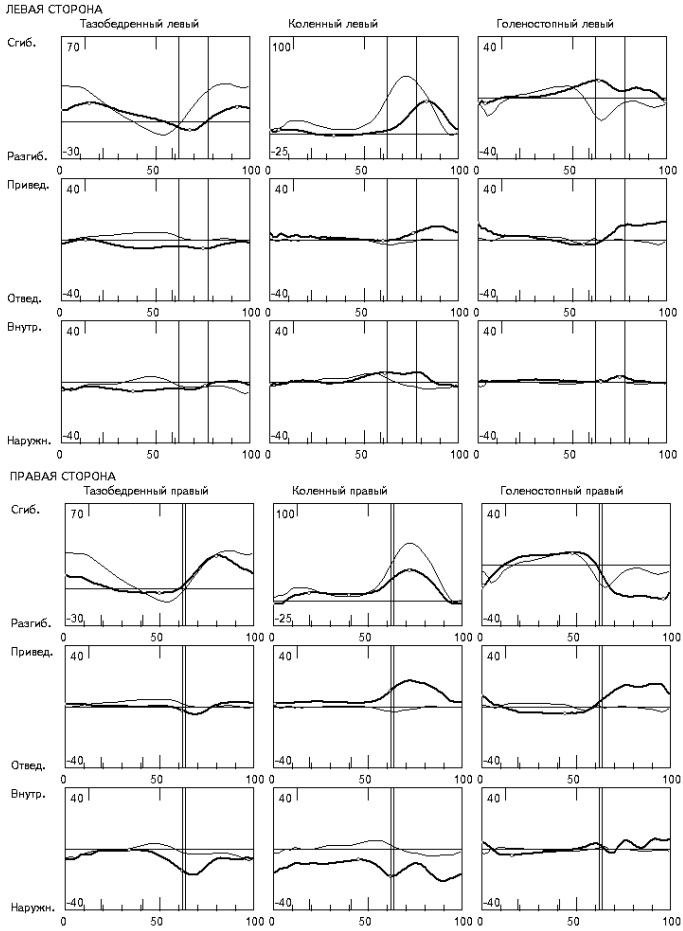


Рисунок 153. Кинематические характеристики больного В.Г.М-ева.

Цикл шага значительно продлен (медленная ходьба). Периоды опоры резко асимметричны, на больной стороне в пределах нормы для данной длительности ЦШ, на здоровой значительно увеличен (преимущественно опорная конечность). Периоды ДО значительно увеличены (необходимость для более устойчивого баланса). Периоды ПДО и ВДО незначительно асимметричны (если пациент может передвигаться без средств дополнительной опоры, то асимметрия резко возрастает). Длительность периода ОО значительно снижена на больной стороне (опороспособность конечности даже при использовании средств дополнительной опоры незначительна). Начало времени НВД на больной стороне существенно опережает нормативное (ранняя опора на здоровую ногу с целью разгрузки пораженной).

Таким образом, имеется симптомокомплекс разгрузки пораженной стороны, однако даже в условиях дополнительной опоры компенсаторные возможности оказываются недостаточными.

Кинематика движений в суставах нижних конечностей отражает характерные для монолатеральной патологии изменения (рис. 153). Движения в суставах паретичной конечности показывают следующие изменения по основному направлению сгибание–разгибание: для тазобедренного сустава активным остается только сгибание в конце ПО; коленный сустав сохраняет близкий к нормальному характер движений, но амплитуда его равномерно снижена; движения в голеностопном суставе пассивные (под тяжестью веса тела) избыточные по амплитуде, разгибание в конце ПО начале ПП пассивное без последующего сгибания (парез перонеальной группы мышц); движения в других плоскостях данных суставов также носят, преимущественно вынужденный (под влиянием внешних причин), а не активный характер.

Движения в суставах здоровой стороны демонстрируют правило функциональной симметрии, так движения сгибания–разгибания имеют пропроционально сниженную амплитуду относительно суставов пораженной стороны. Из других симптомом можно отметить отсутствие активного разгибания в голеностопном суставе, которое приводит, в том числе и к снижению активности отталкивания.

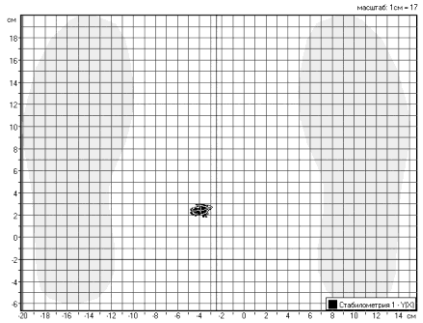


Рисунок 154. Результат стабилометрического исследования больного В.Г.М-ева.

Стабилометрическое исследование показывает типичную картину для пареза (рис. 154): смещение ЦД на здоровую сторону и увеличение фронтальных колебаний относительно сагиттальных, незначительное смещение ЦД назад, вызванное основной патологией. Данное смещение ЦД назад показывает, что процесс до настоящего времени находится в активной фазе.

Патология частная

Тазобедренный сустав

Функционально тазобедренный сустав является особенным образованием. Он имеет значительные амплитуды движений во всех трех плоскостях и выполняет роль соединения между всей нижней конечностью и туловищем. Это место передачи и трансформации всех усилий и ускорений, приходящих с ног на туловище и обратно. В связи с этим, нарушения функции сустава могут сказаться не только на ходьбе, но и определять механические условия основной стойки, как в сагиттальной, так и во фронтальной плоскости.

Патология основной стойки

Сагиттальная плоскость

Нарушения основной стойки в сагиттальной плоскости возможны в результате патологии самого тазобедренного сустава, окружающих его тканей и мышц сгибателей и разгибателей. Основные причины могут быть следующими:

- контрактуры,
- анкилозы,
- дисбаланс между мышцами сгибателями и разгибателями.

Установка сустава может быть сгибательной (чаще) или разгибательной.

Сгибательная установка

Причиной сгибательной установки тазобедренного сустава могут быть контрактуры, анкилозы сустава, а также некоторые другие состояния, сопровождающиеся его сгибанием со стойким ограничением возможности разгибания.

Наиболее часто встречается сгибательно-разгибательная флексионная контрактура. Конечный клинический результат будет зависеть от угла сгибания тазобедренного сустава, состояния контралатерального тазобедренного сустава, поясничного отдела позвоночника и окружающих его мышц.

Угол сгибания тазобедренного сустава до 15 градусов [Perry J., 1992] может компенсироваться разгибанием в поясничном отделе позвоночника (рис. 155). Этот вариант компенсации возможен только при отсутствии сопутствующей патологии в поясничном отделе позвоночника, которая может препятствовать его установке в разгибании. В противном случае туловище будет иметь наклон вперед.

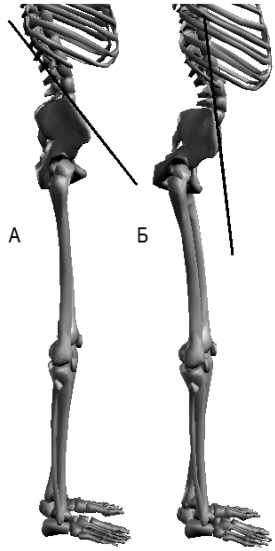


Рисунок 155. Компенсация контрактуры за счет разгибания поясничного отдела позвоночника. А — норма, Б — контрактура.

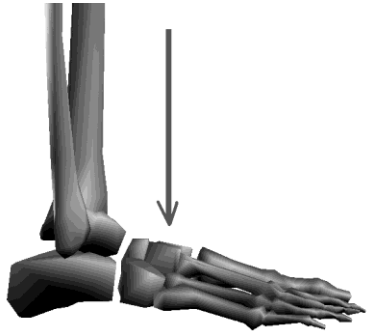


Рисунок 156. Проекция общего центра масс проходит на уровне середины свода стопы.

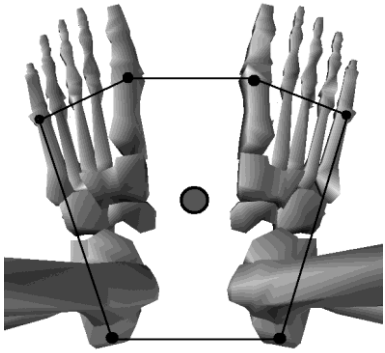


Рисунок 157. Активная площадь опоры и положение проекции ОЦМ при стоянии в норме.

Наклон туловища вперед имеет свой физический предел. Дело в том, что в норме в основной стойке ОЦМ[1] в сагиттальной плоскости проецируется на середину свода стопы (рис. 156).

Такая ориентация ОЦМ не случайна. Именно в этом положении имеется максимальная возможность контроля движений ОЦМ как по направлению вперед, так и назад. С позиции сохранения баланса это положение оптимально, когда проекция ОЦМ приходится на центр площади опоры[2] (рис. 157).

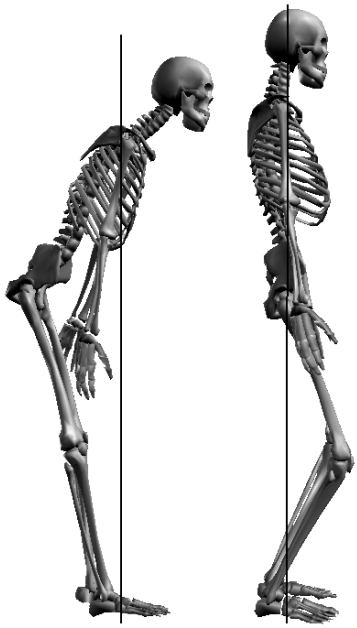


Рисунок 158. Разгибательный механизм (слева) и сгибательный (справа). Вертикальная линия — линия отвеса, совпадающая с проекцией ЦД на плоскость опоры.

Очевидно, что при выходе проекции ОЦМ за пределы площади опоры человек начнет падать. При нахождении ОЦМ вблизи края контура поверхности опоры баланс будет крайне неустойчив. Пальцевая зона также может быть использована только как балансировочная. Постоянная опора на нее невозможна, т.к. приведет к чрезмерной нагрузке на мышцы. Изложенное правило универсально и действует при любой патологии.

Если разгибание поясничного отдела позвоночника невозможно или сгибание тазобедренного сустава превышает 15 градусов, то туловище остается наклоненным вперед. В этом случае реализуется

[1]Если быть физически точным, то при исследовании на динамометрической платформе регистрируется не проекция ОЦМ на плоскость опоры, а ***общий центр давления***. Физический смысл их отличается.

[2]Пальцы стопы участвуют только в дополнительных балансировочных актах и не являются активной опорной поверхностью в основной стойке. Только первый палец представляет собой своего рода переходную зону.

один из двух механизмов компенсации: разгибательный или сгибательный.

Разгибательный механизм состоит в перемещении ОЦМ в правильное положение за счет разгибательной установки голеностопных суставов (рис. 158).

Достоинство этого механизма в том, что не требуются дополнительные затраты мышечной энергии. Коленный сустав замкнут пассивно, голеностопный остается в прежнем балансе между сгибанием и разгибанием мышц с несколько меньшей исходной длиной m. triceps surae. Но туловище остается наклоненным вперед.

Сгибательный механизм состоит в сгибании коленных и голеностопных суставов на угол, равный сгибанию тазобедренного сустава (рис. 158).

Достоинство сгибательного механизма в том, что туловище возвращается в вертикальное положение. Однако цена за это оказывается слишком высокой: возрастает нагрузка на m. quadriceps femoris и m. triceps surae. Поэтому такое положение не может быть использовано в течение длительного времени.

Как правило, оба механизма компенсации наблюдаются у взрослых. Дети, за счет большей пластичности организма, в состоянии успешно компенсировать разгибательной установкой поясничного отдела позвоночника сгибание тазобедренного сустава в 40 и более градусов.

Другая группа причин сгибательной установки тазобедренного сустава — внесуставные — чаще всего спастические поражения мышц-сгибателей и другой патологией, сопровождающейся их стойким укорочением.

Разгибательная установка

Разгибательная установка тазобедренного сустава в основной стойке — *нормальное явление*. Это положение используется особенно часто при длительном стоянии. В полном разгибании вектор реакции опоры (как и вертикаль, опущенная через общий центр масс тела) оказывается позади тазобедренного сустава. Сустав замыкается пассивно за счет Бертиниевой связки (lig. ileofemorale). Патологическая разгибательная установка, не имея специфических отличий от нормы, в статике легко дифференцируется при наблюдении пациента, так как не может позволить себе никакого другого положения.

Разгибательная установка тазобедренного сустава, чаще всего, внесуставной этиологии. Так, при недостаточности m. gluteus maximus (основной разгибатель тазобедренного сустава) замыкание сустава будет возможно только в положении полного разгибания (рис. 159).

Рисунок 159. Пассивное замыкание тазобедренного сустава Бертиниевой связкой (lig. Ileofemorale). Вертикальная линия — линия отвеса, совпадающая с проекцией ЦД на плоскость опоры.

Необходимо учитывать, что данное положение применяется и в норме для снижения нагрузки на мышцы. Патогномоничные симптомы могут быть обнаружены при исследовании походки, а также клинически.

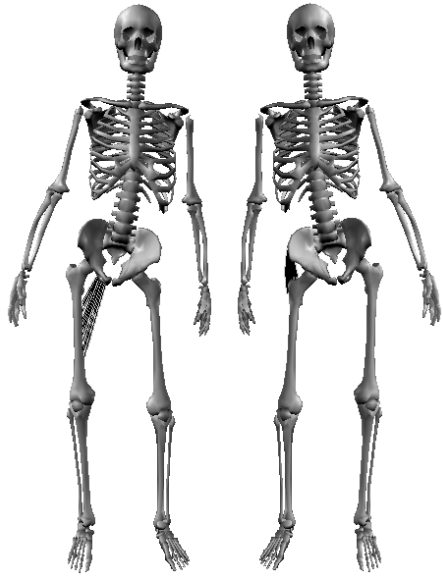


Рисунок 160. Приводящая (слева) и отводящая (справа) установки тазобедренного сустава.

Фронтальная плоскость

Нарушения основной стойки во фронтальной плоскости достаточно демонстративны при осмотре больного. Очевидно, что тазобедренный сустав может иметь установку в одном из двух положений: установка в отведении, установка в приведении.

При одностороннем поражении основная стойка будет характеризоваться противоположной установкой контралатеральной конечности и перекосом таза (рис. 160).

Клиническая симптоматика их хорошо изложена в специальной ортопедической литературе и не будет повторяться здесь. Влияние на девиации походки представлено ниже.

Функциональная патология тазобедренного сустава

Уникальность соединения нижних конечностей с тазом и посредством поясничного отдела позвоночника с остальным туловищем состоит в том, что при недостаточной функции одного из тазобедренных суставов (в любой плоскости) может иметь место компенсация за счет другого тазобедренного сустава. Однако это возможно только при подвижном поясничном отделе позвоночника. Так, движение сгибания одного сустава может замещаться разгибанием в другом и наоборот (рис. 161).

Движения отведения–приведения и ротационные аналогично могут замещаться одноименными, но выполняемыми другим тазобедренным суставом.

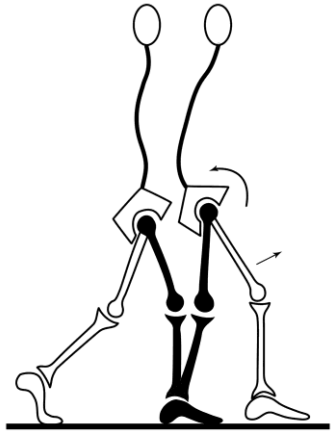


Рисунок 161. Замещение сгибания одного тазобедренного сустава (белая сторона) разгибанием в другом (черная).

Движения в сагиттальной плоскости обладают хорошо видимой особенностью[1] — это их противофазность, вызванная смещением относительно друг друга на половину цикла шага. Таким образом, один тазобедренный сустав может выполнять функцию обоих при посреднической роли таза и компенсаторной роли поясничного отдела позвоночника. Поясничный отдел позвоночника осуществляет при этом движения синфазные с иллюзорными движениями в отсутствующем тазобедренном суставе. Эти движения выравнивают туловище, что позволяет поддерживать его в вертикальном положении. Это значит, что истинным компенсатором движений является контралатеральный тазобедренный сустав[2]. Поясничный отдел позвоночника позволяет осуществлять движения за отсуствующий тазобедренный сустав, не вовлекая в этот процесс верхнюю часть туловища. Поясничный отдел позвоночника при этом осуществляет балансировку туловища.

Сагиттальная плоскость

Многообразная патология движений тазобедренного сустава в сагиттальной плоскости, в конечном счете, сводится к недостаточному или избыточному сгибанию или разгибанию.

Недостаточное сгибание

Вся вторая половина цикла шага для тазобедренного сустава — сгибание. Поэтому наибольшие изменения будут иметь фаза передачи периода опоры и весь период переноса. Недостаточное сгибание — это, прежде всего, уменьшение длины шага, так как последняя на 3/4 определяется амплитудой сгибания сустава и лишь на 1/4 амплитудой разгибания.

Наиболее частая причина недостаточного сгибания тазобедренного сустава слабость, недостаточность мышц–сгибателей, прежде всего, m. iliopsoas. Другой причиной может стать сгибательная флексионная контрактура, анкилоз или артродез сустава в положении сгибания менее 20º [Perry J., 1992].

Фаза передачи

Недостаточное сгибание тазобедренного сустава приводит к вторичным эффектам в кинематической цепи нижней конечности: недостаточное сгибание коленного сустава, недостаточное разгибание голеностопного сустава.

Оба эффекта способны произвести дальнейшее ингибирование сгибания тазобедренного сустава в последующие фазы. Возможный путь компенсации — произвольное (волевое) сгибание коленного

[1]То же правило существует и для движений во фронтальной и вертикальной плоскости, но они менее демонстративны.

[2]Эта функция приписывается поясничному отделу позвоночника видимо потому, что его движения совпадают по фазе с движениями в отсутствующем тазобедренном суставе.

сустава или аналогичное энергичное разгибание голеностопного. Выполнение их мало эффективно из-за разгрузки данной конечности.

Фаза ускорения

Частичная дезактивация этой фазы за счет изменений в предшествующей. Сохранение контакта переднего отдела стопы с опорой (волочение стопы).

Фаза продвижения и фаза торможения

Продолжение действия факторов предыдущей фазы или последствия их действия. Результат — короткая длина шага. Возникающее относительное удлинение конечности компенсируется подъемом таза ипсилатеральной стороны, преждевременным разгибанием голеностопного сустава контралатеральной стороны или произвольным сгибанием коленного сустава ипсилатеральной стороны.

Фаза контакта

Особенность этой фазы — *контакт низкой пяткой*. Это последствие короткой длины шага.

Недостаточное разгибание

Эта патология будет наблюдаться в течение почти всего периода опоры, исключая его последнюю *фазу передачи*, так как именно в период опоры в норме происходит разгибание тазобедренного сустава.

Фаза контакта

Специфическая симптоматика отсутствует.

Фаза нагружения

В эту фазу или по завершении ее разгибание сустава еще только начинается, поэтому нарушения не отмечаются.

Фаза подъема

В эту фазу тазобедренный сустав должен выполнить относительное разгибание средней амплитудой 20 градусов. Конечное положение тазобедренного сустава в этой фазе в норме близко к нейтральному. При невозможности произвести полное разгибание будет включен механизм компенсации за счет контралатерального тазобедренного сустава. Если на пораженной стороне сустав может быть разогнут до положения порядка 15 градусов сгибания, то такое ограничение легко компенсируется даже без девиаций туловища (при здоровом поясничном отделе позвоночника). Если же ограничение разгибания более значительно, то будет происходить наклон туловища вперед или пациент сгибает коленный и голеностопный суставы для вертикализации туловища. Наклон туловища вперед невыгоден тем, что создаваемый при этом наружный сгибающий момент в еще большей степени препятствует разгибанию.

Фаза падения

В эту фазу сустав должен испытывать в норме истинное разгибание или (по другим версиям) достигнуть нейтрального положения. Так или иначе, но разгибание должно быть продолжено.

Используются те же механизмы, что и в предшествующей фазе. Остающийся резерв сгибания контралатерального тазобедренного сустава и вторичных поворотов таза зависит от степени их утилизации в *фазе подъема*. Конечный эффект недостаточного разгибания в этой фазе — укорочение длины шага противоположной стороны.

Недостаточное разгибание может быть результатом как суставной, так и внесуставной патологии. К суставной относится сгибательная флексионная контрактура или любой артородез, анкилоз сустава в положении сгибания более 10-15 градусов[1], к внесуставной — спастическое поражение мышц-сгибателей или недостаточность мышц–разгибателей, укорочения m. tensor fasciae latae с широкой фасцией бедра.

Избыточное сгибание

Избыточное сгибание тазобедренного сустава регистрируется в фазы контакта, нагружения и в период переноса. Данный вид нарушений редко выступает как самостоятельный. Обычно это вторичная патология, а избыточное сгибание — лишь его сопутствующий симптом.

Первичное избыточное сгибание способствует увеличению длины шага на пораженной стороне и может быть результатом спастического поражения мышц–сгибателей.

Как сопутствующий симптом, избыточное сгибание имеет место при разгибательной флексионной контрактуре. В этом случае сгибание сустава в фазу передачи начинается из уже имеющегося положения сгибания. Другой вариант избыточного сгибания действует при деформации «конская стопа» или другой патологии, препятствующей нормальному сгибанию голеностопного сустава в период переноса. То же происходит при недостаточном сгибании коленного сустава.

Избыточное разгибание

Нетипичный вид патологии. Результат врожденной аномалии сгибательного аппарата или посттравматического генеза.

На рисунке 162 приведены различные варианты изменения гониограммы движений тазобедренного сустава в сагиттальной плоскости.

В верхнем ряду (рис. 162) представлены варианты недостаточного разгибания сустава, при этом функция сгибания не нарушена. Причиной может быть как изначальная установка сустава в положении сгибания, так и изолированное ограничение разгибания.

Во втором ряду сверху первые два варианта (слева на право) демонстрируют гониограммы при недостаточной функции сгибания

[1]Артродез тазобедренного сустава принято выполнять в положении компромисса между положением его стоя и сидя, что, в среднем, составляет 25-30 градусов.

(разгибание не страдает). Справа в этом ряду гониограмма при избыточном разгибании сустава.

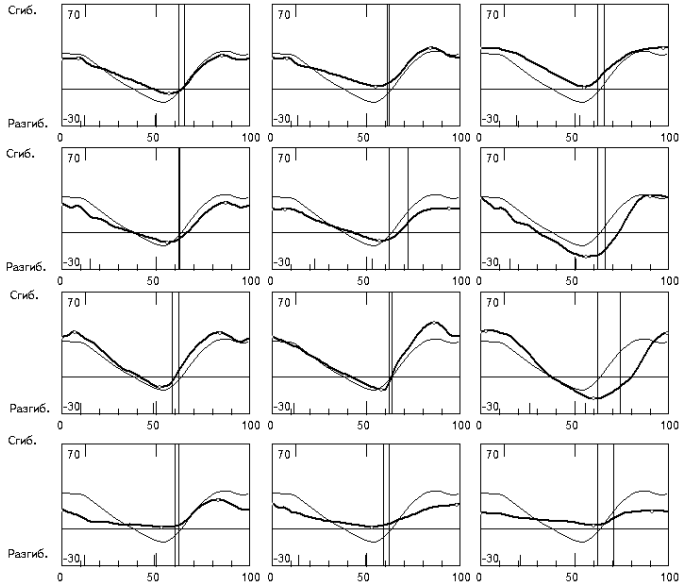


Рисунок 162. Гониограмма тазобедренного сустава.

В третьем ряду сверху (первые две слева) показаны варианты гониограммы при избыточном сгибании. Слева сгибание равномерное, в центре — гиперфункция только в периоде переноса. Для обоих случаев функция разгибания не нарушена. Крайняя справа — гониограмма компенсаторной гиперфункции сустава (увеличены амплитуды как сгибания, так и разгибания, при этом ПО значительно превышает норму).

В нижнем ряду представлены примры тотального снижения функции сустава. Слева — ходьба больного с парезом; характерный сиптом — весь период одиночной опоры сустав остается практически неподвижным. В центре — равномерное снижение функции сустава в результате тяжелого деформирующего артроза. Справа — еще более тяжелая степень артроза — остаются только качательные движения в суставе.

Фронтальная плоскость

Наиболее тяжелые и демонстративные симптомы патологии во фронтальной плоскости будут иметь место в период одиночной опоры,

когда от 70 и до 115 процентов веса тела ложится на опорную конечность[1].

Приводящая установка

Так как в период одиночной опоры головка бедренной кости выступает в роли точки опоры для туловища и контралатеральной конечности, то таз с окружающими сустав мышцами образует рычаг, который и передает вес туловища на головку бедренной кости.

Туловище и контралатеральная конечность оказываются на большем плече рычага, а отводящие мышцы бедра — на меньшем. За счет того, что туловище находится на большем плече рычага, усилие, направленное на растяжение отводящих мышц[2], в несколько раз превосходит суммарный вес туловища и контралатеральной ноги. Для удержания таза в горизонтальном положении отводящие мышцы бедра должны развивать усилие, многократно превосходящее вес тела. Недостаточность функции отводящих мышц тазобедренного сустава вызывает характерную установку всего тела, известную как ***синдром Тренделенбурга–Дюшена***. При ходьбе наиболее демонстративны два его проявления: наклон таза в сторону переносимой конечности и наклон туловища в сторону опорной конечности.

Наклон туловища в сторону опорной конечности имеет два механических эффекта: снижение нагрузки на отводящие мышцы, снижение нагрузки на тазобедренный сустав.

Снижение нагрузки на тазобедренный сустав — это следствие частичной разгрузки отводящих мышц. В ряде случаев при относительно небольшой недостаточности отводящих мышц возможно сохранение горизонтального положения таза только при использовании разгрузки отводящих мышц с помощью наклона туловища. Двусторонний синдром Тренделенбурга–Дюшена дает нарушение походки, известную как утиная походка: туловище раскачивается в соответствии с чередованием периодов одиночной опоры, сопровождающихся противофазными движениями таза, и дает картину, напоминающую передвижения утки на суше.

Синдром Тренделенбурга–Дюшена может быть проявлением различного вида патологии.

- Врожденный вывих бедра. С механических позиций это сложное сочетание смещения головки бедра вверх и в сторону ввиду недоразвития вертлужной впадины с изменением взаиморасположения рычагов, действующих со стороны таза на головку бедренной кости и, через мышцы, на большой вертел.

[1]Как известно, максимумы Z_1 и Z_3 и минимум вертикальной составляющей реакции опоры Z_2 приходится именно на период одиночной опоры.

[2]Главная из отводящих мышц — m. gluteus medius. Существуют и другие, но m. gluteus medius играет ключевую роль в период одиночной опоры.

- Варусная деформация шейки бедра — Coxa vara. Результатом этого вида деформации является уменьшение расстояния между большим вертелом и крылом подвздошной кости. Поскольку m. gluteus medius не имеет должного натяжения, возникает ее недостаточность. Этот же результат будут иметь последствия перелома шейки бедра или межвертельного перелома со смещением, сопровождающимся варусной деформацией, т.е. уменьшением угла между осью шейки и диафизом бедренной кости.
- Остеоартроз тазобедренного сустава. В результате развития патологического процесса происходит дегенеративно-дистрофические изменения в отводящих мышцах. Сила их снижается, что приводит к недостаточности функции и появлению синдрома Тренделенбурга-Дюшена.

Иногда пациент может иметь сходную с синдромом Тренделенбурга–Дюшена симптоматику. Такое возможно в случае:

- болевого синдрома при локализации патологического очага как внутри сустава, так и в окружающих его тканях.
- неравной длины нижних конечностей.

Если одна из ног существенно короче другой[1], то в период одиночной опоры таз будет оставаться в положении наклона в сторону короткой конечности. В этом случае движения таза не будут столь демонстративны, и отсутствует наклон туловища в сторону опорной ноги.

Кроме известного синдрома Тренделенбурга–Дюшена существует и другая патология, менее известная для клиницистов, которая получила название ***синдром обратного Тренделенбурга–Дюшена.*** Это сочетание наклона таза и туловища в сторону больной конечности [Du Chatinier K., Rozendal R.H., 1970] (рис. 163).

[1]Вопрос о том, что считать существенной разновысокостью ног, остается открытым. Можно пользоваться критерием: до двух сантиметров — малая разновысокость, свыше двух — большая [Durward B.R., Rowe P.J., Wall J.C., 1993]. Однако абсолютное значение страдает известными ограничениями. Необходимо применение относительных величин, например, сравнение с ростом или длиной ноги.

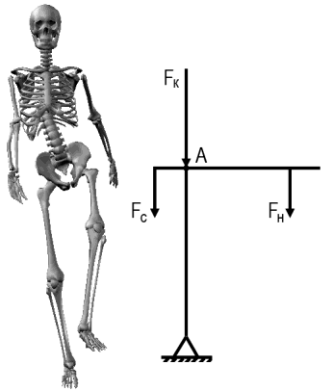


Рисунок 163. Синдром обратного Тренделенбурга–Дюшена.

Такая установка позволяет уменьшить суммарную нагрузку на тазобедренный сустав за счет снижения напряжения отводящих мышц бедра. Вес туловища с контралатеральной конечностью распределяется в данном положении практически равномерно по обе стороны тазобедренного сустава, поэтому напряжения отводящих мышц не требуется, или оно очень невелико.

Синдром обратного Тренделенбурга–Дюшена может отмечаться не только при патологии тазобедренного сустава и окружающих его тканей, но и при абсолютно нормальном суставе. В частности, данный синдром наблюдается в травматологической практике у пациентов, которые долгое время не могли нагружать конечность из-за переломов костей голени, стопы или бедра. Очевидно, что эта категория больных применяет установку в положении обратного Тренделенбурга–Дюшена для разгрузки отводящих мышц тазобедренного сустава, имеющих на момент начала нагружения травмированной конечности функциональную гипотрофию.

На рисунке 164 приведен пример типичной картины симптома обратного Тренделенбурга. В данном случае, это состояние имеет место с двух сторон, но особенно ярко симптом выражен справа. Больная Н.Н.П-ун, диагноз: 2-х сторонний диспластический коксартроз, состояние после эндопротезирования правого тазобедренного сустава (давность операции 11 лет), нестабильность чашечки эндопротеза. Два года назад проведено ревизионное протезирование правого тазобедренного сустава.

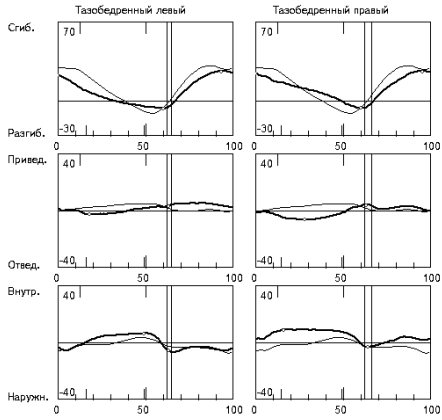


Рисунок 164. Функциональная картина симптома обратного Тренделенбурга. Движения отведения–приведения в тазобедренных суставах инвертированы. Особенно отчетливая, характерная инверсия имеется справа.

На гониограмме фронтальных движений в правом тазобедренном суставе (рис. 164) данный симптом хорошо виден: это инверсное движение, характерное именно для обратного синдрома Тренделенбурга–Дюшена.

Установка тазобедренного сустава в положении избыточного приведения может иметь различные причины, первая из которых, пожалуй, приводящая аддуктивная контрактура тазобедренного сустава. В клинике ее обычно называют приводящая контрактура.

Симптоматика следующая: приведение бедра, его внутренняя ротация, которая, как правило, сочетается с разгибательной флексионной контрактурой. Сопутствующий симптом — наклон таза в сторону переносимой конечности.

Данное состояние может иметь два основных генеза:

- суставной (дегенеративно-дистрофические заболевания тазобедренного сустава, воспаления и другая патология),
- внесуставной (вызывается укорочением приводящих мышц бедра, причиной может быть спастический или дегенеративно-дистрофический процесс, сопровождающийся индурацией[1] пораженных мышц).

Аналогичный эффект может дать отводящая абдукционная контрактура контралатеральной конечности [Wells R.P., 1979] (рис. 165).

[1]От латинского induracio — уплотнение.

Рисунок 165. Приведение тазобедренного сустава (слева) при отводящей контрактуре на контралатеральной стороне.

Другой вариант отмечается, когда приводящие мышцы используются как сгибатель бедра. В обоих случаях избыточное приведение тазобедренного сустава здоровой стороны будет отмечаться в период переноса [Wells R.P., 1979].

Двустороннее избыточное приведение тазобедренных суставов уменьшает базу походки и известно как ***ножницеобразная походка***. Характерный симптом ножницеобразной походки — звук соприкосновения ног своими внутренними поверхностями в периоде переноса (для одной ноги) или периоде одиночной опоры (для другой). Сопутствующие симптомы — уменьшение длины и скорости шага. Крайняя степень двусторонней приводящей контрактуры[1] дает отрицательную базу походки (рис. 166).

Рисунок 166. Отрицательная база походки при двусторонней ригидной приводящей контрактуре.

[1]Такое возможно, например, при двустороннем тяжелом коксартрозе.

Рисунок 167. Сгибательно-пронационная контрактура тазобедренного сустава выглядит во фронтальной плоскости как его приведение.

Нормальная биомеханика походки при этом полностью теряется. Больные с трудом передвигаются короткими приставными шагами.

Избыточное приведение может быть истинным и ложным.

Истинное избыточное приведение тазобедренного сустава характеризуется увеличением амплитуды приведения тазобедренного сустава в период опоры.

Истинное приведение — часто результат увеличения базы шага, что приводит к возрастанию перемещений тела во фронтальной плоскости и, соответственно, к росту амплитуды движений в тазобедренном и подтаранном суставах.

Ложное приведение тазобедренного сустава — состояние умеренной сгибательно-пронационной контрактуры, при которой сгибание тазобедренного сустава сопровождается внутренней ротацией (рис. 167).

Дифференциальная диагностика легко проводится клинически и описана в специальной ортопедической литературе. Помнить о таком варианте необходимо для правильного определения исходного положения суставов и его отличия от нейтрального.

Установка в отведении

Установка тазобедренного сустава в положении отведения увеличивает базу шага, энергетическую стоимость передвижения. Это может быть как состояние первичной патологии (контрактура), так и компенсаторное изменение, необходимое для обеспечения переноса конечности при ее относительном удлинении (период переноса) или улучшения устойчивости (период опоры).

На установку тазобедренного сустава во фронтальной плоскости оказывает влияние положение и анатомические изменения следующих частей тела:

- нижней конечности одной из сторон,
- тазобедренного сустава противоположной стороны,

– таза,
– позвоночника.

При анатомическом или функциональном[1] укорочении одной из конечностей таз принимает положение с наклоном в сторону ноги, имеющей меньшую длину. Тазобедренный сустав относительно короткой ноги будет иметь установку в положении отведения, а относительно длинной конечности — в положении приведения.

Наклон таза во фронтальной плоскости имеет аналогичные последствия для обоих тазобедренных суставов. При здоровых тазобедренных суставах и отсутствии другой патологии со стороны окружающих органов и тканей наклон таза, как правило, вызывается аномалией со стороны позвоночника (например, при сколиозе).

Другой вариант наклона таза во фронтальной плоскости — произвольное отведение ноги, например, для увеличения базы шага при снижении способности к сохранению баланса тела.

Кроме изменений, связанных с патологическими установками тазобедренного сустава во фронтальной плоскости, имеются варианты прямых функциональных нарушений, связанные с изменением функции сустава в цикле шага. На рисунке 168 представлены варианты гониограмм движений в тазобедренном суставе во фронтальной плоскости при функциональной патологии.

В верхнем ряду (рис. 168) представлены различные варианты инверсной гониограммы, характерной для синдрома обратного Тренделенбурга-Дюшена, вызванной недостаточностью отводящих мышц, однако, степень изменений значительно меньше, чем на примере приведенном выше (рис. 168).

Во втором сверху ряду (первые две гониограммы слева) показаны образцы избыточного отведения при нормальной амплитуде приведения. Данные изменения были вызваны необходимостью увеличения базы шага при снижении функции баланса. Крайняя справа в этом ряду — гониограмма смешанных нарушений в результате тотального пареза мышц нижней конечности.

[1]Имеется в виду укорочение вследствие установки тазобедренного и коленного суставов в положении сгибания.

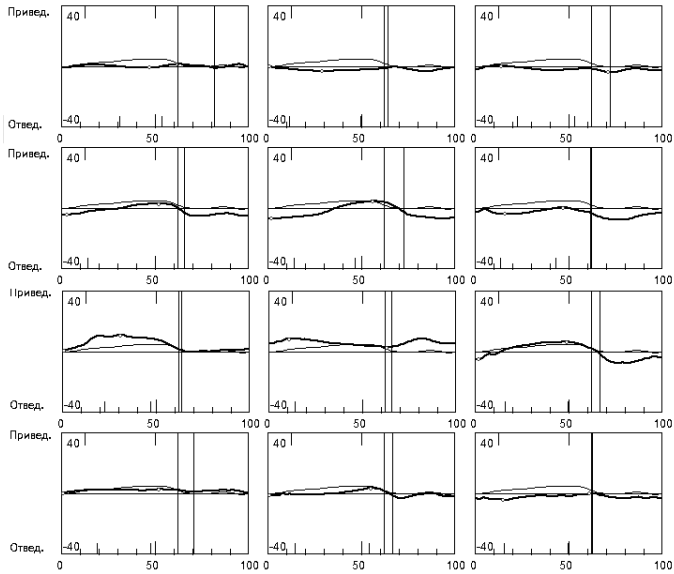


Рисунок 168. Гониограммы тазобедренного сустава. Избыточное приведение.

В третьем сверху ряду (первые две гониограммы слева) представлены вариантами избыточного приведения в тазобедренном суставе. Крайняя справа — гониограмма, характеризующаяся избыточным отведением при нормальной амплитуде приведения.

В нижнем ряду показаны варианты гониограмм при практически полном отсутствии движений во фронтальной плоскости — результат деформирующего остеоартроза.

Горизонтальная плоскость

Ротационные движения тазобедренного сустава невелики по амплитуде, однако, являются обязательным компонентом. При патологии может иметь место следующие типы нарушений:

- патологическая установка в положении внутренней, наружной ротации;
- избыточная наружная ротация;
- избыточная внутренняя ротация.

Патологическая установка тазобедренного сустава в положении внутренней или наружной ротации будет оказывать эффект на всю конечность, т.е. приводить к ротации всей ноги. В таком положении оси сгибания–разгибания коленного и голеностопного суставов имеют существенный угол с фронтальной плоскостью. Это обстоятельство, при прочих равных условиях, уменьшает амплитуду движений сгибания–разгибания в обоих суставах. Движения в сагиттальной плоскости самого тазобедренного сустава также оказываются

редуцированными ввиду изменения мышечного баланса сгибателей и разгибателей. Таким образом, установка тазобедренного сустава в положении как внутренней, так и наружной ротации приводит к уменьшению основной амплитуды движений сгибания-разгибания во всех суставах нижней конечности. Необходимо отметить, что установка в положении наружной ротации является механически более выгодной, чем в положении внутренней ротации. Внутренняя ротация резко уменьшает базу шага. Стопы и коленные суставы могут при этом касаться контралатеральной конечности в периоде переноса, что тормозит активность выведения ноги вперед.

Установка тазобедренного сустава в положении наружной или внутренней ротации, а также избыточная ротация имеют сходную симптоматику. Очевидно, поэтому J.Perry (1992) не дифференцирует эти два состояния.

Избыточная наружная ротация

Наружная ротация тазобедренного сустава может явиться результатом гиперактивности, например, спастического генеза любого наружного ротатора бедра. Этот же эффект может отмечаться при гиперактивности основного разгибателя тазобедренного сустава m. gluteus maximus. У больных ДЦП эта мышца активируется, как правило, в фазе торможения, что не только производит торможение бедра, но и его наружную ротацию [Perry J., 1992]. Этот же процесс происходит и в норме, но взаимный баланс мышц в этом случае другой.

Наружная ротация может отмечаться при различной патологии голеностопного сустава, особенно если сустав нуждается в функциональной иммобилизации на время периода опоры. Наружная ротация позволяет существенно уменьшить движения в голеностопном суставе, так как они не могут происходить против оси вращения. Перераспределение нагрузки падает на таранно-пяточный сустав — его ось становится более параллельной ко фронтальной плоскости (рис. 169).

J.Perry (1992) находит этот механизм при избыточном разгибании голеностопного сустава.

Возможны два основных клинических варианта избыточной наружной ротации:

- избыточная наружная ротация как исходная установка сустава в данном положении (контрактура и др.),
- истинная избыточная наружная ротация из положения сустава, близкого к нейтральному (функциональная).

Рисунок 169. Функциональная иммобилизация голеностопного сустава. ГСС — ось движений голеностопного сустава, ТПС — ось движений таранно-пяточного сустава.

Вариант, когда имеется истинная избыточная наружная ротация тазобедренного сустава из исходного положения, близкого к нейтральному. Как правило, это результат врожденной аномалии опорно-двигательного аппарата.

Избыточная внутренняя ротация

Избыточная внутренняя ротация может иметь несколько клинических вариантов:

- избыточная внутренняя ротация из установки сустава во внутренней ротации,
- избыточная внутренняя ротация из положения, близкого к нейтральному.

Внутреннюю избыточную ротацию может вызвать спастическая гиперактивность внутренних ротаторов бедра. Эту функцию могут выполнять приводящие мышцы или мышцы задней поверхности бедра m. semimembranosus и m. semitendinosus. Период переноса — это время, когда данные мышцы растягиваются и могут не только ротировать бедро кнутри, но и затормозить сгибание тазобедренного сустава (m. semimembranosus и m. semitendinosus) или потенцировать сгибание коленного из-за своего двусуставного действия. Приводящие мышцы, наоборот, способны действовать как сгибатели тазобедренного сустава, поэтому при недостаточности m. quadriceps femoris будет наблюдаться внутренняя ротация тазобедренного сустава.

Другой вариант избыточной внутренней ротации — истинная избыточная внутренняя ротация при исходном положении сустава, близком к нейтральному.

На рисунке 170 представлены различные варианты изменения функции ротационных движений в тазобедренном суставе. В верхнем ряду представлены варианты с наличием избыточной внутренней ротации. Если крайняя слева гониограмма имеет только количественные

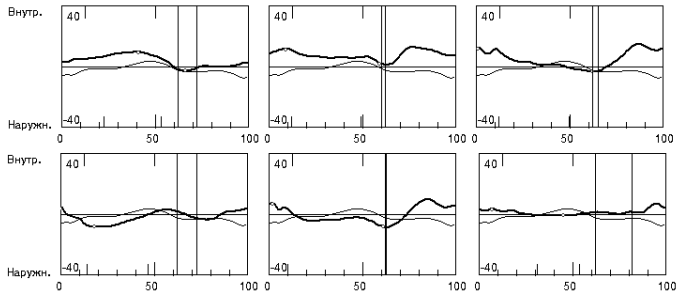


Рисунок 170. Гониограмы тазобедренного сустава в горизонтальной плоскости.

отличия от нормы (увеличена амплитуда внутренней ротации в периоде опоры), средняя представляет собой смешанный вариант между установкой конечности в положении незначительной внутренней ротации и инверсии, то крайняя справа гониограмма — это сочетание инверсии и установки в положении внутренней ротации. Нижний ряд представляет собой также варианты смешанных изменений функции сустава, а крайняя справа гониограмма показывает практическое отсутствие движений в суставе в результате деформирующего артроза.

Клинические примеры патологии тазобедренного сустава

Одно из наиболее частых заболеваний тазобедренного сустава — деформирующий артроз. Ниже приведены примеры характерной функциональной картины при данном заболевании.

Больная Л.Г.И-ва, 65 лет, диагноз: правосторонний коксартроз 3-4 ст.

При биомеханическом исследовании обнаружено следующее.

Таблица 20. Временные характеристики шага больной Л.Г.И-вой

Параметр	ЦШ с.	ПО %	ПП %	ДО %	ПДО %	ВДО %	ОО %	НВД %
5%	1.00	61.6	37.5	16.8	6.4	6.4	35.4	45.00
Среднее	1.20	62.1	37.9	25.8	12.9	12.9	37.4	50.0

95%	1.40	62.7	38.3	31.8	19.5	19.5	39.4	55.0
Левая	1.61	65.3	34.7	28.8	13.0	15.8	36.5	49.5
Правая	1.62	62.3	37.7	30.7	16.8	13.9	31.7	48.5

Временные параметры шага (табл. 20) характеризуются увеличением времени ЦШ, относительным увеличением времени ПО на здоровой стороне (следствие работы правила перераспределения функций). На больной стороне время ПО строго соответствует норме (работа правила предоставления физиологического оптимума). Суммарное время ДО незначительно выше на больной стороне, что является следствием механизма ее разгрузки. Имеющаяся асимметрия периодов ДО — результат необходимости разгрузки больной стороны в начале периода опоры (где ПДО достигает самого большого значения в 16.8% ЦШ). Время периода ОО существенно сокращено на больной стороне, что также является результатом разгрузки больной стороны за счет функционального напряжения здоровой. В силу этого обстоятельства сокращено время НВД на больной стороне до 48.5% ЦШ.

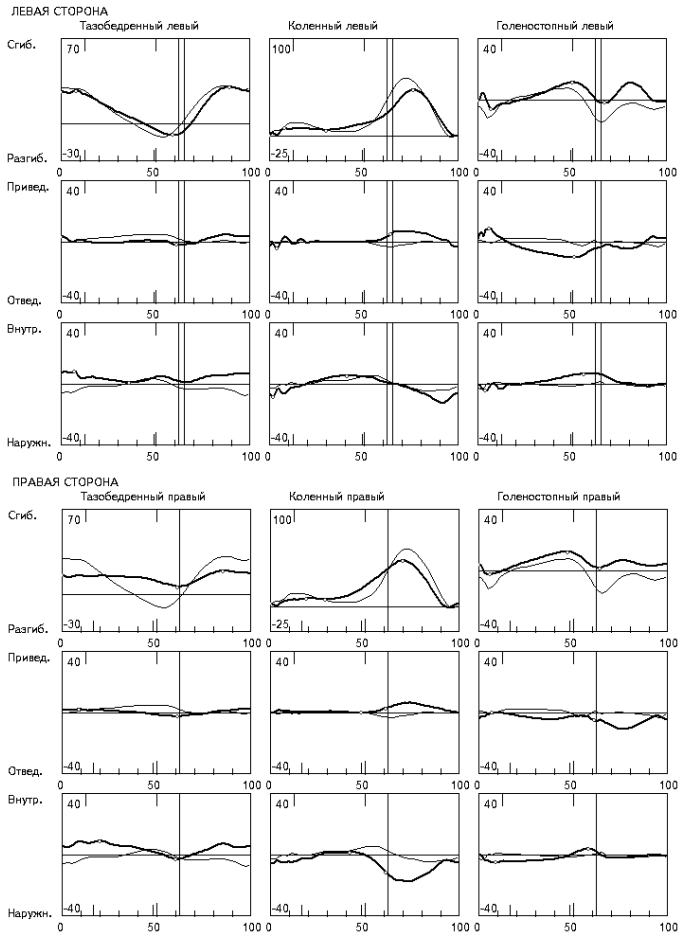


Рисунок 171. Гониограммы движений в суставах нижней конечности больной Л.Г.И-вой.

Исследование движений в суставах нижних конечностей показало, что имеются значительные функциональные изменения для обеих сторон (рис. 171).

Отметим значительные компенсаторные изменения для всех трех суставов здоровой (левой) стороны. Тазобедренный сустав в своей функции сгибания–разгибания, на первый взгляд, имеет совершенно нормальную амплитуду. Однако для медленной ходьбы (чему соответствует длительность ЦШ в 1.61 с) нормальная для среднего темпа шага амплитуда будет являться гиперфункцией, что будет являться попыткой компенсации практически неработающего протезированного сустава. Незначительное смещение времени полного разгибания не может считаться патологией, так как смещено ровно

настолько насколько больше по сравнению с нормой период опоры данной стороны. На гониограмме движений отведения–приведения (рис. 171) сустав весь ПО находится без движения в положении близком к нейтральному. В действительности, в начале ПО происходит движение из положения приведения в нейтральное положение. Ротационные движения не только инвертированы, но и реализуются полностью в положении внутренней ротации. Данный стереотип работы сустава, а он не может быть существенно асимметричен, задается практически обездвиженным протезом на больной стороне, где имеет место та же инверсия и полное отсутствие движений отведения–приведения. Впрочем, и движения сгибания–разгибания в нем также фактически отсутствуют. То, что от них осталось — это принудительное качательного плана движение разгибания и вновь сгибания в конце ПО и начале ПП. Сустав всегда находится в положении сгибания на 15 градусов, которое жестко задано имеющейся контрактурой. Данный результат по протезированном суставу не позволяет считать операцию удачной, поскольку движения в искусственном суставе практически отсутствуют.

Движения в коленном и голеностопном суставах здоровой стороны значительно снижены (сгибание–разгибание), что соответствует темпу ходьбы. Гониограмма коленного сустава дополнительно деформирована: медленное сгибание, начинающееся сразу после ПДО. Именно такое изменение, но более выраженное имеется на больной стороне — результат нефункционирующего тазобедренного сустава. Именно поэтому справа в коленном суставе имеются избыточные ротационные движения (развивающаяся нестабильность коленного сустава), эти движения стали невозможными в тазобедренном, а в прижатом к стопе весом тела подтаранном и другими суставами тарза эти движения выполнить невозможно. Таким образом, под удар попадает коленный сустав. Снижение движений в голеностопных суставах — очевидное функциональное следствие. При этом на здоровой стороне в ПП имеется избыточное сгибание, цель которого очевидна — сохранение достаточного клиренса с опорой.

Исследование реакций опоры также показывает характерные для данного состояния изменения (рис. 172). Динамика реакций опоры заведомо снижена и на «здоровой» стороне за счет сопутствующей патологии. Вертикальная составляющая имеет П-образную форму с амплитудой равной весу тела обследуемого. Вариант терминальный. При дальнейшем уменьшении станет неизбежным постоянное использование средств дополнительной опоры (данное исследование выполнено без них, хотя больная почти всегда использует трость). Инерционный минимум, практически исчез, т.е. опорно-двигательный аппарат уже не способен к восприятию переменных динамических нагрузок. Для продольной составляющей оба максимума значительно

снижены (больше чем может быть для данного темпа шага). Поперечной составляющей практически нет именно в силу отсутствия движений отведения–приведения в тазобедренном суставе (это здоровой стороны).

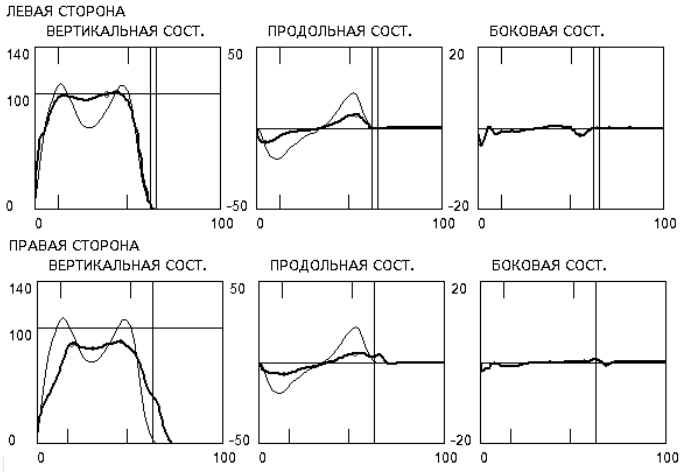


Рисунок 172. Графики составляющих реакций опоры больной Л.Г.И-вой.

На больной стороне амплитуда вертикальной составляющей не достигает веса тела, что говорит о снижении динамической опороспособности конечности ниже предела, допустимого для самостоятельной ходьбы без средств дополнительной опоры. Экстремумы продольной составляющей имеют еще меньшую амплитуду, чем на здоровой стороне. Поперечные усилия отсутствуют. Их механизм — выравнивание центра тяжести тела на линии опорной поверхности (стопы). Таким образом, достигается дополнительная функциональная иммобилизация тазобедренного сустава и снижение динамических нагрузок на него в этой плоскости.

Стабилометрическое исследование показало нетрадиционный для такой патологии результат (рис. 173). Если бы ЦД был смещен влево, то это значило нормальную компенсацию посредством разгрузки, пораженной стороны. Но на «здоровой» стороне имеются свои изменения, связанные с наличием хронической дорсопатии и другими изменениями. В результате ЦД смещен значительно на сторону протезированной конечности, которая не может эффективно держать такую нагрузку. В результате можно видеть существенное увеличение амплитуды колебаний ЦД, как в сагиттальной, так и во фронтальной плоскости, т.е. состояние нестабильности основной стойки.

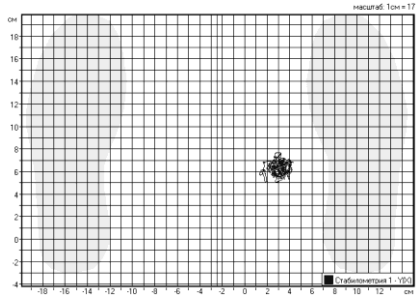


Рисунок 173. Результат стабилометрического исследования больной Л.Г.И-вой.

Пациент Ю.Г.Л-ов, 32 года, дигноз: правосторонний коксоартроз, состояние после эндопротезирования. Исследование проведено через 1 месяц после операции. В данном случае, пациент молодого возраста, когда возможна полноценная компенсация.

Таблица 21. Временные характеристики больного Ю.Г.Л-ова

Параметр	ЦШ с.	ПО %	ПП %	ДО %	ПДО %	ВДО %	ОО %	НВД %
5%	1.00	61.6	37.5	16.8	6.4	6.4	35.4	45.00
Среднее	1.20	62.1	37.9	25.8	12.9	12.9	37.4	50.0
95%	1.40	62.7	38.3	31.8	19.5	19.5	39.4	55.0
Левая	1.44	65.0	35.0	29.4	12.6	16.8	35.6	48.2
Правая	1.44	63.9	36.1	28.4	16.2	12.2	35.6	51.7

Временные характеристики шага (табл. 21) показывают, что длительность ЦШ находится на нижней границе нормы. Время ПО для обеих сторон увеличено, но в большей степени слева. Та же работа правила перераспределения функций, однако выраженная очень слабо ввиду хороших компенсаторных возможностей. Все остальные параметры в пределах нормы. Из особенностей имеется только асимметрия периодов двойной опоры — традиционно ПДО на больной стороне больше, чем ВДО.

На гониограммах движений в суставах нижних конечностей имеется следующая картина (рис. 174). На здоровой стороне движения в тазобедренном суставе нормальной амплитуды (нет гиперфункции, равно, как и гипофункции), движения отведения–приведения характеризуются незначительной амплитудой отведения в начале-середине периода опоры (это не начинающийся симптом обратного Тренделенбурга, а подброс таза для компенсации относительного удлинения контралатеральной конечности). Ротационные движения в суставе практически отсутствуют, хотя идет формирование инверсного характера движений. Коленный и голеностопный суставы на здоровой стороне демонстрируют снижение амплитуды движений, близкое к имеющемуся темпу ходьбы. Но снижение амплитуды в коленном суставе, тем не менее, превышает таковое для данного темпа ходьбы и

объясняется необходимостью соблюдения максимальной функциональной симметрии.

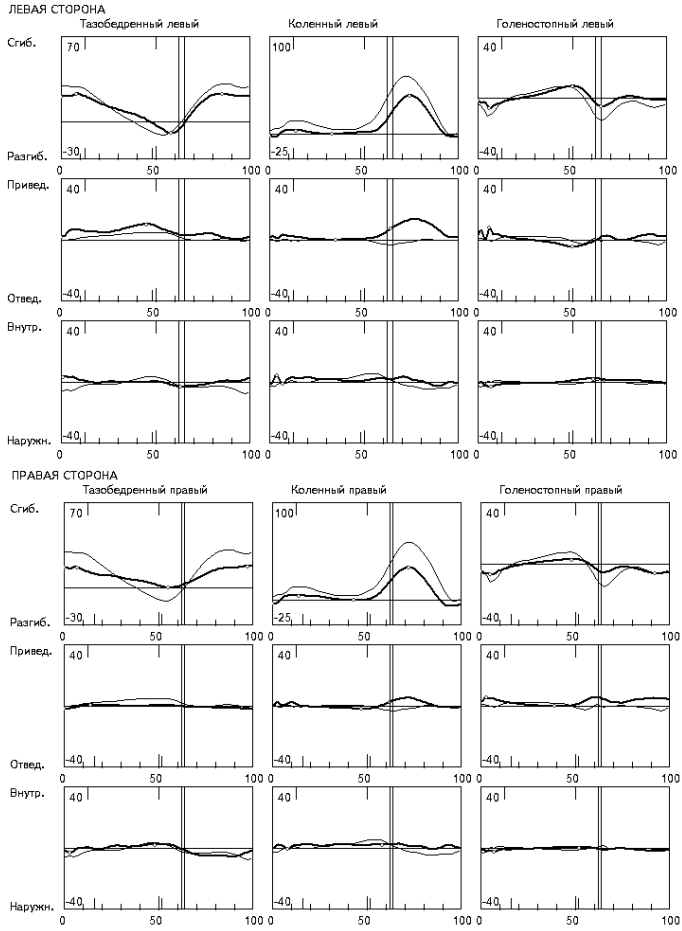


Рисунок 174. Гониограммы движений в суставах нижних конечностей больного Ю.Г.Л-ова.

На больной стороне имеется значительное снижение амплитуды движений в протезированном суставе и, что характерно, полное отсутствие амплитуды разгибания. Отсутствие разгибания, равно, как и движений отведения–приведения — характерные симптомы деформирующего артроза тазобедренного сустава. Что интересно — сустава в данном случае нет. На его месте искусственный протез, но биомеханика движений уже детерминирована произошедшими ранее процессами. Конечно, с момента операции прошел всего один месяц, что влияет в большей степени на общую амплитуду сгибания–

разгибания. Характерно и значительное снижение амплитуды движений в коленном и голеностопном суставах. Это вообще снижение активности всей конечности — результат ограждения ее от избыточных для нее физиологических нагрузок.

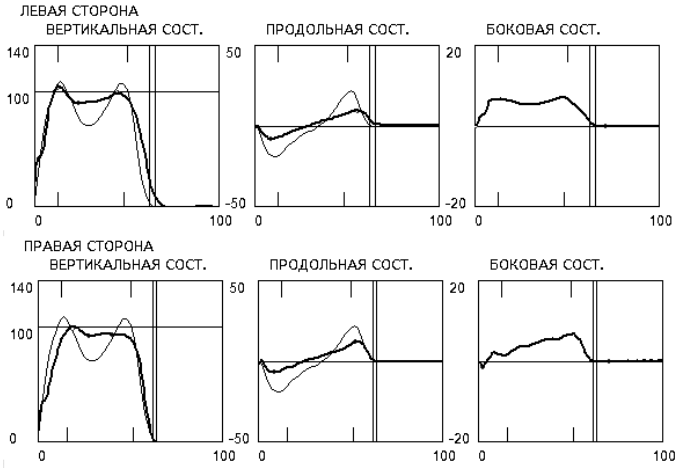


Рисунок 175. Графики реакций опоры больного Ю.Г.Л-ова.

Графики реакций опоры продолжают демонстрировать действие правила функционального копирования (рис. 175) за исключением того, что второй максимум вертикальной составляющей на больной стороне меньше по амплитуде, чем вес тела обследуемого,— они мало отличаются. Конечно, на больной стороне меньше и диапазон переменных динамических нагрузок.

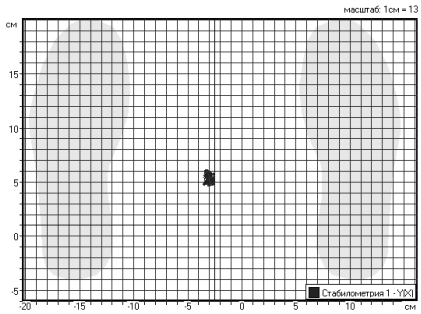


Рисунок 176. Результат стабилометрического исследования больного Ю.Г.Л-ова.

Стабилометрическое исследование (рис. 176) также показывает высокие компенсаторные возможности молодого возраста. ЦД имеет практически нормативное положение, лишь с незначительным смещением влево на здоровую конечность, которое столь мало, что остается в пределах нормы. Колебания ЦД так же остаются в нормальных пределах. Даже соотношение фронтальных колебаний к сагиттальным имеет нормальное значение.

Несомненно, данный результат протезирования можно оценить как хороший. В перспективе пациент может иметь функцию правой нижней конечности значительно лучшую, чем через четыре недели после операции.

Больной А.Г.Б-ин, 67 лет, диагноз: состояние после протезирования правого тазобедренного сустава. Данный случай также довольно типичен с точки зрения имеющейся функциональной патологии.

Временные характеристики шага представлены в таблице 22. Как и в предшествующем случае — это умеренно медленный шаг с длительностью ЦШ на границе нормы. Однако правило перераспределения функций здесь выражено манифестным образом. Левая нога выполняет действительно преимущественную функцию опоры (ПО=77.6%), а правая — переноса (ПО=61.1%). Отчетливо выражено правило предоставления физиологического оптимума: ПО на больной стороне остается практически в пределах нормы. В силу более тяжелого функционального состояния данного пациента суммарные периоды ДО значительно превышают норму. Соответственно «лидирует» ПДО на больной стороне. Период ВДО на здоровой — это тот же ПДО на больной, поэтому они имеют равную длительность. Период ОО, как это и должно быть на функционально менее способной конечности значительно снижен (механизм разгрузки больной стороны). В соответствии с необходимостью разгрузки правой ноги время НВД наступает справа значительно раньше (т.е. раньше происходит постановка левой ноги на опору с целью той же разгрузки).

Таблица 22. Временные характеристики шага больного А.Г.Б-ина

Параметр	ЦШ с.	ПО %	ПП %	ДО %	ПДО %	ВДО %	ОО %	НВД %
5%	1.00	61.6	37.5	16.8	6.4	6.4	35.4	45.00
Среднее	1.20	62.1	37.9	25.8	12.9	12.9	37.4	50.0
95%	1.40	62.7	38.3	31.8	19.5	19.5	39.4	55.0
Левая	1.45	77.6	22.4	40.2	17.6	22.6	37.4	55.0
Правая	1.45	61.1	38.9	39.3	22.4	16.9	21.9	44.2

Гониограммы движений в суставах здоровой стороны показывают значительные изменения, связанные с компенсацией имеющейся справа патологии (рис. 177). Так для всех суставов левой ноги характерно значительное смещение по фазе вперед основных амплитуд являющееся прямым результатом увеличения ПО. Кроме того, амплитуды движений сгибания–разгибания уменьшены для всех суставов (правило функционального копирования). Коленный сустав весь ЦШ находится в сгибательной установке и никогда не разгибается полностью (компенсация относительного укорочения правой ноги). Движения отведения–приведения в левом тазобедренном суставе

отсутствуют, при этом сустав находится весь ЦШ в незначительном приведении. Ротационные движения имеют нормальный характер, но избыточную амплитуду. Движения в коленном и голеностопном суставах во фронтальной и поперечной плоскости также характеризуются избыточной амплитудой.

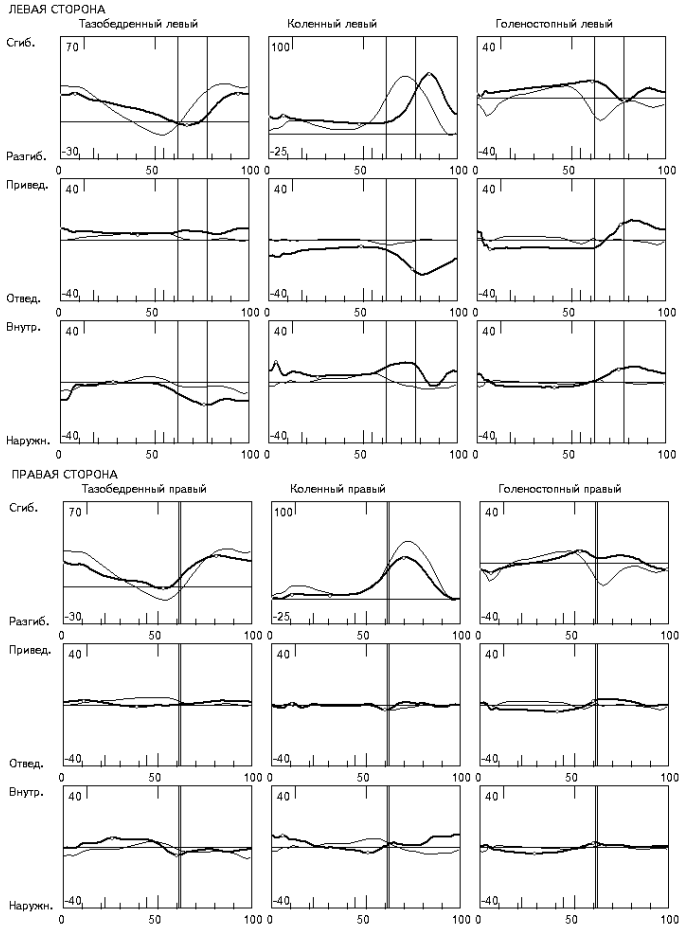


Рисунок 177. Гониограммы движений в суставах больного А.Г.Б-ина.

В противоположность левой здоровой конечности гониограммы правой производят значительно более благоприятное впечатление. Как и характеристики ЦШ они не столь значительно отличаются от нормы, как гониограммы здоровой стороны. Это работает *правило предоставления физиологического оптимума*, что и является нормой. Поэтому с помощью напряжения функциональных структур здоровой стороны больной удается функционировать в том единственном

возможном для нее режиме, который является физиологической нормой. Однако период, когда на больной стороне можно было увидеть картину максимально приближающуюся к нормальной уже данным больным пройден ранее. Движения в протезированном суставе следует признать очень неплохими. Фактически, по сгибанию–разгибанию сустав выдает полную амплитуду для данного темпа шага. От симптома обратного Тренделенбурга на гониограмме движений отведения–приведения можно увидеть только намек того, что имело место ранее. Ротационные движения соответствуют таковым в норме. Движения в коленном и голеностопном суставах имеют сниженную амплитуду по сгибанию–разгибанию. Если для коленного сустава амплитуда еще почти соответствует имеющейся длительности ЦШ, то для голеностопного её снижение более драматичное, особенно выраженное во время второго разгибания. Это дает основание предположить недостаточность трехглавой мышцы голени.

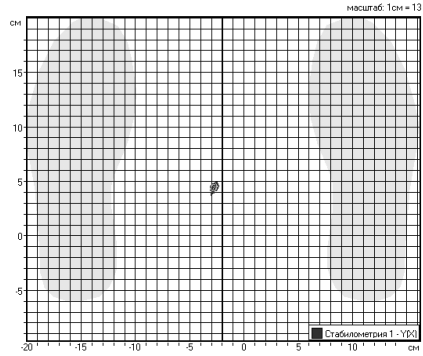


Рисунок 178. Результат стабилометрического исследования больного А.Г.Б-ина.

Стабилометрическое исследование (рис. 178) демонстрирует нормальную функцию баланса с незначительной компенсаторной реакцией (смещение ЦД на здоровую сторону).

По причине короткой длины шага реакции опоры в полном объеме зарегистрировать не удалось.

Проведенные исследования показали, что результат протезирования можно признать хорошим. Имеющиеся компенсаторные реакции неизбежны в силу возрастного фактора. Характер компенсаций благоприятный.

Коленный сустав

Патология коленного сустава будет рассмотрена соответственно каждой геометрической плоскости его функционирования: сагиттальной, фронтальной и горизонтальной. Особенность его функционирования состоит в том, что сила тяжести вышележащих

отделов всегда стремится произвести сгибание сустава в период опоры. Избежать ***коллапса*** (быстрого неконтролируемого сгибания) возможно либо действием m. quadriceps femoris, либо пассивным замыканием сустава в положении полного разгибания, что существенно изменяет всю биомеханику походки.

Деформации сустава во фронтальной плоскости (вальгусная или варусная) оказывают непосредственное влияние на функцию как тазобедренного, так и голеностопного суставов.

Патология в сагиттальной плоскости

Патологические изменения в данной плоскости при ходьбе во многом зависят от установки сустава. Наиболее частый вид установки при различного рода суставной патологии — сгибательная. Типична установка в положении среднефизиологического сгибания.

Недостаточное сгибание

Причиной недостаточного сгибания могут явиться различные патологические процессы и их последствия. Наиболее часто из них в клинической практике встречаются:

- различные виды контрактур коленного сустава,
- спастическое поражение m. quadriceps femoris (период переноса),
- недостаточность m. quadriceps femoris (период опоры),
- болевой синдром (суставной и внесуставной этиологии).

Коленный сустав производит в цикле шага два сгибания в период опоры в фазы нагружения и передачи и в период переноса в фазы ускорения и продвижения. Эти фазы, соответственно, наиболее подвержены патологическим изменениям. Сгибание в период переноса достигает большой амплитуды, поэтому даже незначительное ограничение сгибания будет отражаться на выполнении функции. Поэтому недостаточное сгибание может быть разделено на три степени, в соответствии с возникающими нарушениями[1]: умеренная, выраженная, ригидная.

Умеренная степень характеризуется ограничением амплитуды сгибания от 55 до 65 градусов. Такое ограничение сгибания позволяет ходить в естественном темпе по ровной поверхности без очевидных симптомов дисфункции.

Выраженная степень — ограничение сгибания от 20 до 55 градусов. При минимальном ограничении в 55 градусов нарушения биомеханики будет только в *фазу продвижения*. В случае медленной

[1]Названия и смысл возникающих нарушений соответствуют аналогичным в классификации контрактур.

ходьбы патологические симптомы могут отсутствовать. При большем ограничении движений недостаточное сгибание будет также и в *фазы передачи* и *ускорения*.

Ригидная степень наступает, если амплитуда сгибания менее 20 градусов. В этом случае в первичный патологический механизм включаются *фазы нагружения* и *подъема*.

Фаза контакта

Без сопутствующей патологии данная фаза не имеет специфической симптоматики.

Фаза нагружения

Типичные симптомы этой фазы: уменьшение амплитуды сгибания, снижение угловой скорости сгибания[1].

Фаза подъема

В начале этой фазы отмечается недостаточная амплитуда первого сгибания. В последние две трети, как правило, изменений нет, если имеется возможность сгибания сустава до 10 градусов.

Фаза падения

Специфических изменений нет даже при полном отсутствии сгибания.

Фаза передачи

Отсутствие адекватного сгибания коленного сустава продлевает контакт стопы с опорой, «теряется переход между периодом опоры и периодом переноса» [Perry J., 1992]. Для уменьшения относительной длины конечности требуется включение дополнительных механизмов компенсации:

- избыточное сгибание тазобедренного сустава,
- недостаточное разгибание голеностопного сустава,
- подъем таза.

Однако J.Perry (1992) отрицает возможность существования компенсаторных механизмов для этой фазы.

Другой часто встречающийся симптом — продленный контакт пяткой, другими словами, позднее начало носочного переката.

Фаза ускорения

Основная проблема этой фазы — сохранение контакта носка стопы с опорой. В англоязычной литературе для этого существует удачный термин *toe drag* (волочение носка). В русском языке это явление обозначается, обычно, как шарканье (рис. 179).

[1]Скорость движения в суставе есть отношение пройденной амплитуды за единицу времени. Качественно скорости можно сравнить по гониограмме. Чем круче кривая, тем скорость выше, чем положе — тем ниже.

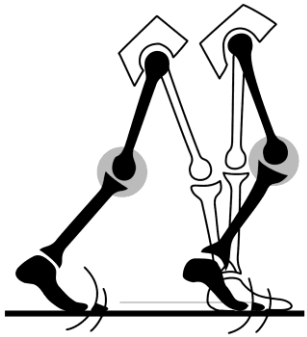


Рисунок 179. Сохранение контакта переднего отдела стопы с опорой.

Данное действие тормозит продвижение конечности вперед и, таким образом, является причиной недостаточного сгибания тазобедренного сустава. Возможные компенсаторные механизмы:

- избыточное сгибание голеностопного сустава,
- подъем таза.

Фаза продвижения

Симптоматика сходна с предшествующей фазой и является ее прямым продолжением.

Фаза торможения

Специфическая симптоматика отсутствует.

Недостаточное разгибание

Так как нормальная работа коленного сустава совершается только в области *истинного сгибания*, то термин *недостаточное разгибание* обозначает *относительное разгибание,* т.е. разгибание, совершаемое из положения, когда сустав согнут.

Основные причины недостаточного разгибания коленного сустава следующие:

- контрактуры разного вида,
- спастическое или дегенеративное поражение мышц-сгибателей коленного сустава (период переноса),
- болевой синдром,
- недостаточность разгибателей голеностопного сустава (период опоры).

Биомеханический эффект недостаточного разгибания можно разделить на два основных моторных образца, в зависимости от того какое максимальное разгибание в цикле шага можно получить. Это значит, что качество походки будет зависеть от величины остаточного сгибания коленного сустава. Данные две разновидности походки можно обозначить как: компенсированная, декомпенсированная.

Компенсированная форма. К недостаточному разгибанию коленного сустава чувствительны фазы *подъема*, *падения* и *торможения,* т.е. фазы, когда в норме сустав имеет положение, близкое к нейтральному — только при разгибании сустава до положения в 10-20 градусов сгибания.

Декомпенсированная форма. Если сустав имеет в цикле шага остаточное сгибание более 20 градусов, первичные нарушения функции регистрируются в течение всего периода опоры и последней фазы периода переноса, в этом случае будут включаться различные механизмы компенсации относительного укорочения конечности. В основном сгибательная установка коленного сустава контралатеральной конечности как одно из проявлений правила функционального копирования — *здоровая нога копирует больную*.

Фаза контакта

Для компенсированной формы характерен контакт *низкой пяткой*. Это прямой результат остаточного сгибания коленного сустава (рис. 180).

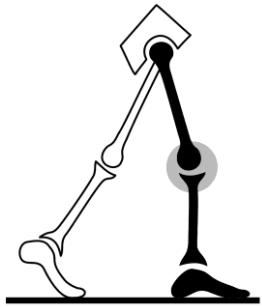


Рисунок 180. Контакт низкой пяткой как следствие остаточного сгибания коленного сустава.

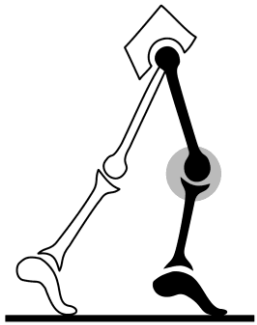


Рисунок 181. Вынужденный контакт передним отделом стопы.

Декомпенсированная форма недостаточного сгибания коленного сустава может явиться причиной контакта *всей поверхностью* стопы или контакта *передним отделом*. Контакт передним отделом стопы может быть произвольным, вынужденным (при значительной степени сгибания коленного сустава) (рис. 181).

Фаза нагружения

Для компенсированной формы типично уменьшение амплитуды первого разгибания голеностопного сустава (*недостаточный пяточный перекат*) как следствие ***вертикализации голени*** из-за остаточного сгибания коленного сустава.

Для декомпенсированной формы характерно отсутствие первого разгибания голеностопного сустава, незначительная амплитуда относительного сгибания коленного сустава.

В обоих случаях снижается амплитуда *максимума торможения* Y_1 продольной составляющей реакции опоры.

Фаза подъема

Для компенсированной формы подъем ОЦМ в верхнее положение незавершен в силу относительного укорочения конечности, коленный сустав контралатеральной конечности имеет избыточное сгибание для компенсации относительного укорочения ипсилатеральной. Типично избыточное сгибание голеностопного сустава (рис. 182).

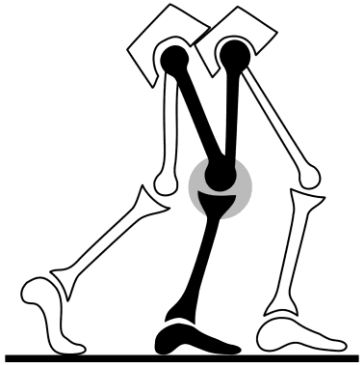


Рисунок 182. Чрезмерное сгибание голеностопного сустава.

Декомпенсированная форма характеризуется теми же симптомами, но сгибание голеностопного сустава может быть значительно менее выражено. В этом случае отмечается преждевременное прекращение контакта пятки с опорой и начало переката через носок.

Фаза падения

Продолжается действие факторов предшествующей фазы.

Фаза передачи

Специфическая симптоматика отсутствует. Второе разгибание голеностопного сустава может иметь избыточную амплитуду.

Фаза ускорения

Изолированное недостаточное разгибание коленного сустава неактивно в отношении данной фазы.

Фаза продвижения

Изолированное недостаточное разгибание коленного сустава неактивно в отношении данной фазы.

Фаза торможения

Основное последствие недостаточного разгибания коленного сустава — уменьшение длины шага. J. Perry (1992) называет это незавершенным периодом переноса. Возможно также сохранение наклона таза в ипсилатеральную сторону.

Избыточное сгибание

Избыточное сгибание коленного сустава, как правило, не является самостоятельным симптомом, а представляет вторичную патологию. Наиболее чувствительными являются фазы, во время которых в норме регистрируются наибольшие амплитуды сгибания. В периоде опоры — *фазы нагружения и подъема*[1], а в периоде переноса — *фаза продвижения* и, отчасти, *фаза ускорения*. Особенность этого синдрома состоит в том, что избыточное сгибание в период опоры и в период переноса вызвано разными патологическими процессами, что вполне закономерно с позиций механики. В период опоры сгибание происходит под действием внешней силы (вес тела и его ускорение), поэтому необходимы затраты энергии на противодействие этой силе, т.е. на разгибание коленного сустава. В период переноса происходит сгибание сустава с прямой и опосредованной затратой мышечной энергии, которой противодействует собственный вес голени со стопой[2]. Таким образом, оба процесса механически разнонаправлены. Многолетний клинический опыт подтверждает, что избыточное сгибание в период опоры и переноса может быть симптомом различной патологии [Perry J., 1992].

Избыточное сгибание может симулироваться, когда коленный сустав имеет исходное положение в сгибании. При этом все амплитуды могут быть абсолютно нормальны по относительному значению, но быть выше нормы по абсолютному.

Фазы нагружения и подъема

Избыточное сгибание коленного сустава может иметь следующие две причины:

- разгибательная флексионная контрактура голеностопного сустава,
- начальная степень недостаточности m. quadriceps femoris.

[1]В норме максимум сгибания коленного сустава приходится на начало *фазы подъема.*

[2]Влияние собственного ускорения голени и стопы на этот процесс неоднозначно и не будет здесь обсуждаться.

В первом случае избыточное сгибание будет носить вторичный характер. Во втором — это первичное нарушение механики периода опоры.

Фазы ускорения и продвижения

Возможны два основных патологических состояния:

- избыточное разгибание голеностопного сустава (контрактура, парез, паралич мышц-сгибателей и др),
- гиперфункция сгибателей коленного сустава (спастическое состояние).

В первом случае избыточное сгибание также будет иметь характер вторичной патологии (избыточное сгибание тазобедренного сустава и сопутствующее коленного позволит достигнуть приемлемого клиренса). Во втором имеет место первичное нарушение механики периода переноса.

Избыточное разгибание

Избыточным разгибанием называется *истинное разгибание,* т.е. движение, совершаемое в сторону разгибания из нейтрального положения[1], а *переразгибанием* — разгибание с амплитудой, превышающей нормальную. Такое разгибание всегда будет избыточным, поскольку коленный сустав в норме не имеет истинного разгибания в цикле шага[2]. Избыточное разгибание может иметь место в любую фазу цикла шага. Особенно часто, в силу механических причин этому подвержен период опоры. Конкретное проявление будет зависеть от следующих причин механического характера.

4. Патологическая установка конечности, в силу чего вектор реакции опоры проходит впереди центра вращения коленного сустава, что создает наружный вращательный момент, направленный на разгибание коленного сустава.

5. Необходимость пассивного замыкания сустава, что характерно при недостаточности функции m. quadriceps femoris.

6. Обеспечение прогрессии — продвижения бедра (и тела) вперед, если это невозможно произвести другими средствами, возникает обычно при блокировании переката через голеностопный сустав.

7. Активное разгибание производится действием m. quadriceps femoris, например, при ее спастическом поражении.

Истинное разгибание коленного сустава, особенно выраженное в периоде одиночной опоры при недостаточности m. quadriceps femoris

[1]В отечественной медицинской литературе это движение обычно обозначается как переразгибание, независимо от его амплитуды.

[2]На самом деле истинное разгибание может иметь место в конце фазы торможения.

является частой клинической патологией, которая не всегда заметна, но легко выявляется при биомеханическом исследовании.

Патологическая установка

Патологическая установка сустава в положении разгибания или переразгибания — это статическое состояние суставной или внесуставной природы (различные виды контрактур, последствия травм, пороки развития и др.) Данное состояние изначально не предполагает возможности произвести сгибание сустава в цикле шага как в результате действия имеющейся патологии, так и под влиянием наружного разгибающего момента сил. Биомеханика цикла шага аналогична имеющей место при *активном разгибании*.

Пассивное разгибание

Коленный сустав не имеет других сравнимых по мощности разгибателей, кроме m. quadriceps femoris. В норме эта мышца проявляет максимальную активность в *фазы контакта, нагружения* и первую половину *фазы подъема*, когда необходимо удержать сустав от неконтролируемого сгибания — *пролапса*. При отсутствии или недостаточности действия m. quadriceps femoris вес тела будет стремиться согнуть сустав на притяжении всего периода опоры. Единственным выходом оказывается пассивное замыкание коленного сустава в положении разгибания в течение всего периода опоры. Ключевые механизмы, реализующие это, обнаруживаются в периоде переноса.

Фаза ускорения

Активизация этой фазы происходит, в основном, за счет энергичного импульсного действия сгибателей тазобедренного сустава. Это позволяет придать бедру, как и в норме, достаточную скорость для последующего инерционного, пассивного продвижения бедра и голени вперед. Отличие от нормы состоит в избыточном по сравнению с ней импульсе.

Фаза продвижения

Специфическое отличие этой фазы в том, что линейная или угловая скорость переносимой конечности, имея более высокий показатель[1], не будут соответствовать темпу ходьбы.

Фаза торможения

Действие m. gluteus maximus тормозит инерционное сгибание тазобедренного сустава, т.е. продвижение бедра вперед (как и в норме). Однако активность торможения выше для того, чтобы пассивно за счет инерции голени, продолжающей движение вперед, произвести полное

[1]Ориентиром может служить скорость сгибания тазобедренного сустава, т.е. число градусов сгибания в единицу времени или, на качественном уровне, крутизна кривой сгибания на гониограмме.

относительное разгибание коленного сустава. В ряде случаев интенсивность торможения такова, что возможно его *истинное разгибание*) [Perry J., 1992].

Фаза контакта

Специфическая патология отсутствует. Отмечается низкий контакт пяткой [Perry J., 1992].

Фаза нагружения и подъема

До начала этой фазы было достигнуто разгибание коленного сустава. Задача фазы нагружения — произвести пассивное замыкание коленного сустава, переместив центр вращения сустава в положение позади вектора силы реакции опоры. Это возможно изолированным или одновременным использованием двух механизмов: мышечного (активный, инерционный, блокировочный), гравитационного.

Смысл мышечного механизма состоит в том, что одновременное действие m. iliopsoas и m. soleus блокирует движения разгибания в тазобедренном и сгибания в голеностопном суставах (рис. 183).

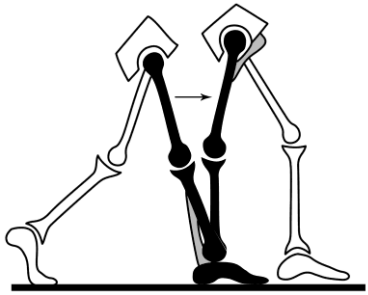


Рисунок 183. Активное блокирование тазобедренного и голеностопного суставов.

Рисунок 184. Замыкание коленного сустава перераспределением массы тела. Большой стрелкой обозначено направление вектора реакции опоры. Малой стрелкой обозначено действие m. gluteus maximus, которая ингибирует сгибание тазобедренного сустава. Коленный сустав замыкается пассивно в разгибании связками. Вектор реакции опоры проходит впереди оси движений коленного сустава. Данный вариант распределения силового вектора относительно центров суставов может иметь место и при патологии голеностопного сустава.

Таким образом, единственным суставом, способным осуществить прогрессию, становится коленный. Бедро вместе с

туловищем по инерции поворачивается в коленном суставе вперед относительно фиксированной на опоре голени [Perry J., 1992].

Гравитационный механизм: замыкание коленного сустава производится наклоном туловища вперед, что перемещает ОЦМ, а с ним и вектор реакции опоры, вперед за центр вращения коленного сустава (рис. 184).

Пассивное замыкание коленного сустава может иметь различную степень, в зависимости от того, как долго существует данная патология. В любом случае, пассивное замыкание коленного сустава является патологией, разрушающей связочный аппарат сустава, и требует своевременной коррекции.

На рисунке 185 приведены примеры вариантов пассивного замыкания коленного сустава.

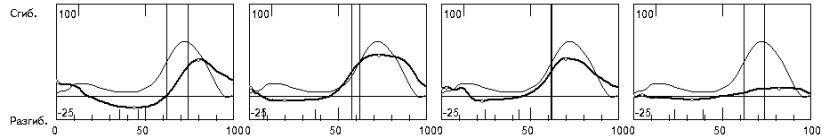


Рисунок 185. Гониограмма коленного сустава в сагиттальной плоскости.

Крайняя слева гониограмма показывает манифестный вариант пассивного замыкания коленного сустава, развившийся в результате длительного пареза m. quadriceps femoris. Меньшая амплитуда переразгибания коленного сустава имеется на остальных гониограммах. Крайняя слева гониограмма характеризуется не только переразгибанием коленного сустава, но и практически полным отсутствием движений в суставе. Необходимо отметить, что при легких степенях пареза m. quadriceps femoris уже имеющееся переразгибание коленного сустава (пока еще только в периоде одиночной опоры) незначительной амплитуды не обнаруживается клиническими методами исследования. В этом контексте важность функционального биомеханического исследования не вызывает сомнений.

Обеспечение прогрессии

Биомеханика цикла шага для этого случая подробно изложена в главе патологии голеностопного сустава. Кроме сгибательной экстензионной контрактуры голеностопного сустава или его анкилоза в положении разгибания, сходная симптоматика может наблюдаться при изолированном спастическом поражении m. soleus. Включение в патологический процесс m. triceps surae будет блокировать разгибание коленного сустава, т.к. m. gastrocnemius lateralis и m. gastrocnemius medialis являются двухсуставными.

Активное разгибание

Наиболее чувствительны к спастике m. quadriceps femoris три фазы цикла шага: *нагружения, разгрузки и ускорения*. При значительной степени спастического поражения мышцы девиации могут наблюдаться в остальных фазах цикла шага.

Фаза нагружения

Возможны два варианта механики этой фазы. При умеренной степени спастического поражения m.quadriceps femoris амплитуда и время сгибания коленного сустава будут снижены. В случае значительного спастического поражения мышцы коленный сустав остается в нейтральном положении или в положении разгибания, таким образом, создается наружный разгибающий момент. Аналогичный результат может быть получен при содружественной спастике m. soleus и m. gluteus maximus [Perry J., 1992].

Фаза подъема

Замыкание коленного сустава действием m. quadriceps femoris и спровоцированным ею наружным разгибающим моментом сил (рис. 186).

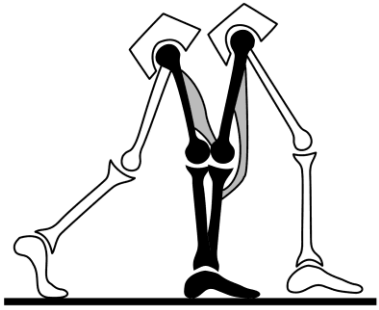


Рисунок 186. Замыкание коленного сустава.

Фаза падения

Сохраняется установка предшествующей фазы.

Фаза передачи

Эта фаза является незавершенной, поскольку передача нагрузки сводится к падению на выставленную вперед ногу. Возможно избыточное сгибание голеностопного сустава.

Фаза ускорения

Нормальный вынос конечности вперед ингибирован и может быть выполнен только с включением механизмов компенсации относительно длинной конечности, из которых успешно может быть применено циркулеобразное движение или преждевременное разгибание голеностопного сустава контралатеральной конечности.

Фаза продвижения и фаза торможения

Специфическая патология отсутствует. Конкретная симптоматика будет зависеть от механизма реализации периода переноса.

На рисунке 187 приведены различные варианты патологических гониограмм коленного сустава.

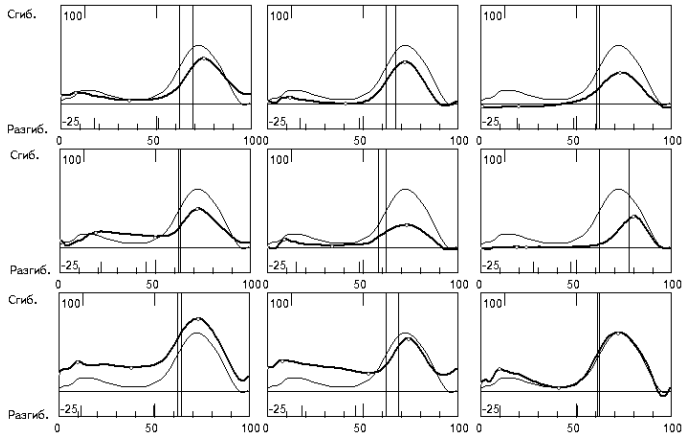


Рисунок 187. Гониограммы коленного сустава в сагиттальной плоскости.

На гониограммах верхнего ряда (рис. 187) показаны различные степени недостаточного сгибания коленного сустава. В среднем ряду представлены гониограммы: слева отсутствие разгибания в периоде одиночной опоры, в центре — уменьшение амплитуды сгибания не только в периоде переноса, но и в начале периода опоры, справа — полное отсутствие первого сгибания (аналогичное изменение имеется и для правой гониограммы верхнего ряда).

Первые две гониограммы в нижнем ряду (слева) характеризуются наличием сгибательной установки сустава, при этом особенностью средней гониограммы является почти одинаковая амплитуда первого и второго сгибаний сустава (вариант спастической диплегии). В ряде случаев они могут быть равными по амплитуде. Крайняя справа гониограмма в нижнем ряду — изолированное увеличение амплитуды первого сгибания коленного сустава (недостаточность четырехглавой мышцы бедра).

Патология во фронтальной плоскости

Амплитуда движений коленного сустава во фронтальной плоскости при ходьбе в норме незначительна и не играет существенной роли в биомеханике движений нижней конечности, поэтому

двигательная патология может развиваться только по пути увеличения амплитуды движений либо деформации сустава, а также их комбинации.

Нарушения биомеханики коленного сустава во фронтальной плоскости могут иметь следующие формы: статическая, динамическая, комбинированная.

Статическая форма представляет деформацию сустава *вальгусного* или *варусного* характера.

Вальгусная деформация

Вальгусная деформация характеризуется наличием отведения голени относительно бедра на угол, превышающий 10 градусов[1] (рис. 188).

Двусторонняя вальгусная деформация коленных суставов называется Х-образной (икс-образной).

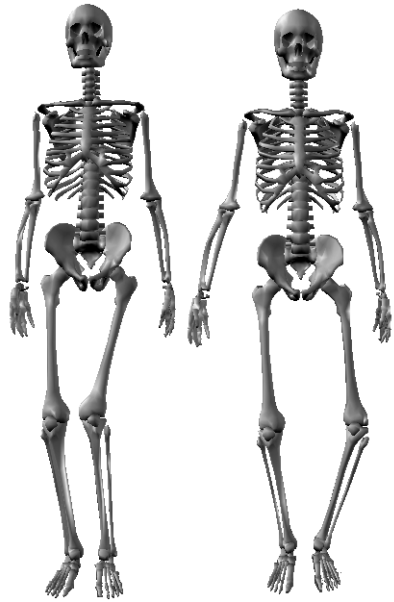


Рисунок 188. Вальгусная деформация коленного сустава (слева) и варусная (справа) в обоих случаях левой нижней конечности.

Вальгусная деформация коленных суставов приводит к тому, что в периоде опоры голень занимает не вертикальное положение (относительно фронтальной плоскости), а имеет наклон в сторону контралатеральной конечности. В случае отсутствия сопутствующей

[1]Как известно, вальгус до 10 градусов — нормальное физиологическое состояние, необходимое для уменьшения движений ОЦМ во фронтальной плоскости.

патологии величина наклона голени будет соответствовать величине *патологического вальгуса*.

Вторичная патология, вызванная вальгусной деформацией, выражается следующими основными симптомами:

– избыточное приведение стопы относительно голени,
– уменьшение расстояния между коленными суставами.

Избыточное приведение стопы будет изменять нормальное функционирование таранно-пяточного и тарзальных суставов. С началом фазы нагружения происходит движение не истинного отведения, а относительного. При наличии комбинированной вальгусной деформации движение инвертируется, и вместо отведения происходит дальнейшее приведение, которое захватывает и тазобедренный сустав (рис. 189).

Рисунок 189. Приведение в тазобедренном и голеностопном суставах при отведении (вальгировании) коленного.

Уменьшение расстояния между коленными суставами нарушает нормальное выполнение переноса контралатеральной конечности. Чтобы избежать столкновения коленных суставов, больному приходится увеличивать амплитуду отведения тазобедренного сустава контралатеральной конечности в период переноса.

С точки зрения биомеханики можно выделить три формы патологии, имеющей в основе изменения угла между бедром и голенью во фронтальной плоскости: статическая, динамическая, комбинированная.

Статическая форма характеризуется постоянной вальгусной деформацией, которая не изменяется при функциональной нагрузке.

Динамическая форма представляет собой движение отведения в коленном суставе выше физиологического, которое совершается под нагрузкой.

Основные причины данной патологии:

- недостаточность связочного аппарата,
- последствия повреждения внутренней боковой связки коленного сустава,
- дегенеративно-дистрофические заболевания с преимущественной локализацией в области наружного мениска и наружных суставных поверхностей.

Независимо от этиологии данное состояние имеет один общий признак на гониограмме движений отведения–приведения, а именно, избыточную амплитуду и продолжительность отведения в период опоры. Сопутствующая симптоматика аналогична таковой при статической форме:

- инверсия движений отведения–приведения стопы относительно голени в период опоры,
- чрезмерное отведение тазобедренного сустава контралатеральной ноги в период переноса.

Отличие от статической формы состоит в том, что исходное положение суставов может быть нормальным.

Комбинированная форма — это сочетание статической и динамической форм.

Симптоматика аналогична представленным выше формам.

При значительной выраженности любой из вышеописанных форм будет иметь место *медио-латеральный перекат стопы* по опоре.

Варусная деформация

Варусная деформация — деформация, обратная вальгусной. При выпрямленном состоянии конечности, продольные оси бедра и голени, имеют угол, открытый кнутри.

Биомеханически имеет те же формы, что и вальгусная деформация: статическая, динамическая, комбинированная.

Статическая форма. Голень находится в положении приведения по отношению к бедру. Двусторонняя варусная деформация известна как О-образная. Вторичные симптомы варусной деформации следующие:

- наклон голени наружу в период опоры,
- установка избыточного отведения стопы относительно голени,
- установка избыточного отведения бедра.

Поскольку нижняя конечность представляет собой единую кинематическую цепь, то величина варуса (приведения) равна отведению в тазобедренном суставе и суставах тарза. Если величина

приведения сравнима или превышает амплитуду истинного отведения таранно-пяточного сустава, то будет иметь место отсутствие фронтального переката стопы по опоре (наружный перекат).

Динамическая форма характеризуется наличием избыточной амплитуды истинного приведения коленного сустава при отсутствии деформации во фронтальной плоскости (*физиологический вальгус*).

Причины избыточного отведения:

- недостаточность связочного аппарата,
- последствия повреждения наружной боковой связки коленного сустава,
- дегенеративно-дистрофические заболевания с преимущественной локализацией в области внутреннего мениска и внутренних суставных поверхностей коленного сустава.

На гониограммах движений отведения–приведения регистрируется избыточная амплитуда истинного приведения. Наиболее чувствительные фазы *нагружения* и *ускорения*.

Сопутствующие симптомы:

- избыточное отведение тазобедренного сустава,
- избыточное отведение стопы относительно голени.

Комбинированная форма — сочетание варусной деформации и избыточной амплитуды приведения коленного сустава. Симптоматика аналогична статической и динамической формам. На гониограмме коленного сустава отмечается сочетание варусной установки с истинными избыточными движениями приведения.

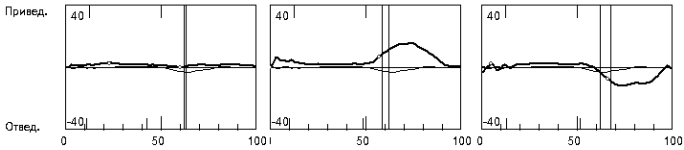


Рисунок 190. Гониограммы коленного сустава во фронтальной плоскости. Слева — нормальная, в центре — начинающаяся нестабильность (приведение в периоде переноса), справа — сустав в положении незначительного приведения (варусное положение) весь период опоры и в положении отведения в периоде переноса.

На рисунке 190 представлены варианты гониограмм движений во фронтальной плоскости коленного сустава. Левая гониограмма — отсутствие движений во фронтальной плоскости (норма), средняя — избыточное приведение в периоде переноса (начинающаяся нестабильность сустава), правая — избыточное отведение в периоде переноса.

Патология в горизонтальной плоскости

Ротационные движения остаются малоизученной областью, так как аппаратура для их непосредственной регистрации в клинике стала доступна сравнительно недавно. Изменения амплитуды движений при патологии здесь однонаправленные и могут идти только по пути ее увеличения. Если в норме их амплитуда в коленном суставе составляет порядка 13-15 градусов, то при патологии она может достигать 30 и более градусов. Как и в большинстве других случаев, наиболее чувствительными оказываются *периоды двойной опоры*, когда происходит передача нагрузки с одной ноги на другую. В случае анкилоза или артродеза тазобедренного сустава коленный начинает выполнять его ротационные движения, как и подтаранный сустав, а также суставы среднего тарза. Исходное положение коленного сустава может иметь установку как с внутренней, так и с наружной ротацией, поэтому движения носят характер как истинной, так и относительной внутренней или наружной ротации.

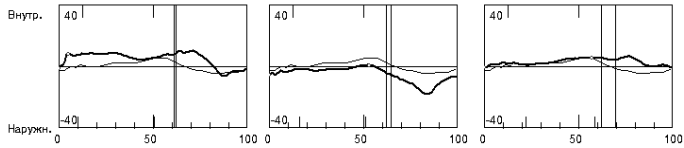


Рисунок 191. Гониограмма коленного сустава в горизонтальной плоскости. Общая амплитуда движений соответствует норме, но имеется исходная установка сустава в положении внутренней ротации.

Варианты патологических гониограмм коленного сустава в горизонтальной плоскости представлены на рисунке 191. Крайняя слева гониограмма характеризуется увеличением амплитуды внутренней ротации, средняя — наружной ротации, справа — внутренней ротацией (а точнее иммобилизацией сустава) в начале периода переноса

Возможно увеличение амплитуды ротационных движений в сочетании с установкой сустава в положении внутренней или наружной ротации, а также возможно увеличение амплитуды движений как в сторону наружной, так и в сторону внутренней ротации при правильном исходном положении сустава. Фаза передачи является в этом отношении одной из самых чувствительных.

Клинические примеры патологии коленного сустава

Пример коррекции пассивного замыкания коленного сустава. Пациент С.В.К-в, диагноз: последствие огнестрельного ранения позвоночника, спастическая диплегия. Больной ходит с помощью костылей или канадских тростей. Жалобы на невозможность

длительной ходьбы. Проходит длительное лечение в условиях крупного специализированного лечебного учреждения. Лечащие врачи отмечают отсутствие динамики лечения и нарастающую невротизацию пациента. Для выяснения возможных причин проведено биомеханическое исследование.

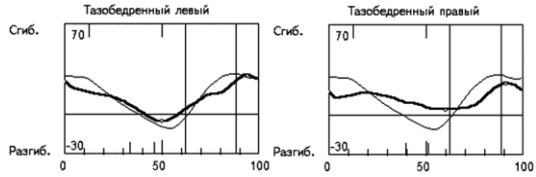


Рисунок 192. Гониограммы тазобедренных суставов (сгибание–разгибание). Тонкая линия — норма, толстая — гониограмма пациента. Имеются недостаточные амплитуды и деформация гониограммы правого сустава: сгибание в первой половине периода опоры вместо разгибания.

Ходьба пациента осуществляется за счет движений в тазобедренных суставах, преимущественно в левом (общая амплитуда левого сустава — 36 градусов, правого — 20 градусов). Гониограммы тазобедренных суставов представлены на рисунке 192. Механизм движений пассивно-гравитационный за счет переноса тяжести тела с помощью средств дополнительной опоры, что подтверждается высокой амплитудой ротационных движений, как в тазобедренных (левый 22 градуса, правый 16 градусов), так и комплементарных им ротационных движений в коленных суставах (18 и 20 градусов) (рис. 193).

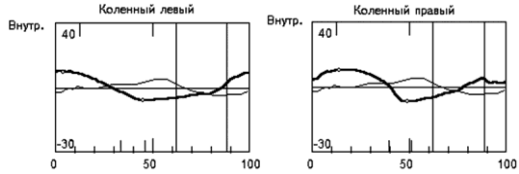


Рисунок 193. Гониограммы коленных суставов, ротационные движения (внутреннняя и наружная ротация). Отмечается увеличесние амплитуды и противофазные движения в середине периода опоры — период наибольшей функциональной нагрузки.

Коленные суставы практически не имеют движений сгибания-разгибания (общая амплитуда 17 градусов в обоих); в первой половине периода опоры суставы замыкаются пассивно (рис. 194).

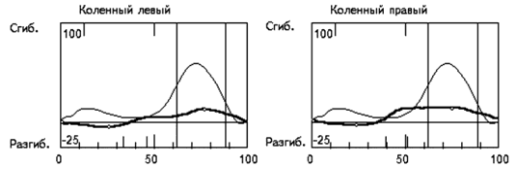


Рисунок 194. Гониограмма коленных суставов. Сгибание–разгибание: противофазное движение в первой половине периода опоры в обоих суставах, приводящее к переразгибанию. Амплитуда основного сгибания в периоде переноса недостаточна и в правом суставе имеет пассивный характер.

Голеностопные суставы также неактивны в течение всего цикла шага. Биоэлектрическая активность мышц характеризуется постоянно высоким уровнем. Фазовая активность невыражена (рис. 195).

На обеих ногах выражено формирование эквинусной установки стоп, более существенное на правой стороне, где контакт пятки с опорой полностью отсутствует. Таким образом, контакт пятки с опорой при ходьбе отсутствует, имеются лишь спорадические касания. Основные временные характеристики шага (табл. 23) *свидетельствуют о глубоком нарушении функции ходьбы.*

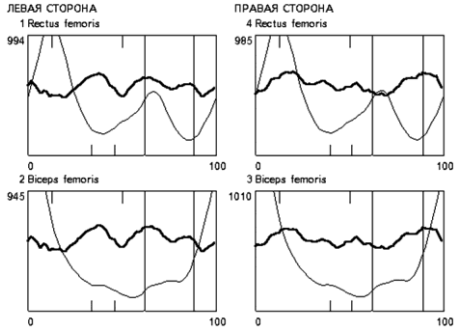


Рисунок 195. Миограммы мышц бедра. Видна высокоамплитудная несовпадающая по фазе с нормой активность мышц.

Таблица 23. Временные характеристики ЦШ

Параметр	ЦШ с.	ПО %	ПП %	ДО %	ПДО %	ВДО %	ОО %	НВД %
5%	1.00	61.6	37.5	16.8	6.4	6.4	35.4	45.00
Среднее	1.20	62.1	37.9	25.8	12.9	12.9	37.4	50.0
95%	1.40	62.7	38.3	31.8	19.5	19.5	39.4	55.0
Левая	2.55	88.1	11.9	75.8	33.9	41.9	12.3	46.2
Правая	2.58	88.7	11.3	77.4	39.8	37.5	11.3	51.1

Заключение. В настоящее время у больного идет формирование патологического стереотипа ходьбы с использованием дискордантных

движений — эквинусной установки стоп и пассивного замыкания коленных суставов в положении переразгибания. Данные механизмы являются биомеханически несовместимыми, что приведет в последствии к тотальному ослаблению связочного аппарата коленных суставов. Симптомы этого процесса имеются уже сегодня в виде патологически высокой амплитуды ротационных движений в коленных суставах. В этой связи целесообразно лечебные мероприятия направить на:

- снижение степени эквинусной установки стоп,
- устранение пассивного замыкания коленных суставов в первой половине периода опоры,
- увеличение эффективности амплитуды сгибания–разгибания правого тазобедренного сустава.

Больному может быть показан курс лечения в костюме «Адель» или аналогичном[1]. Настройка костюма должна включать: тяги к стременам в переднем отделе стопы, регулировку тяг по передней поверхности бедра с целью исключения пролапса коленных суставов, отдельный режим для повышения эффективности сгибания правого тазобедренного сустава.

Следующее обследование было выполнено через 3 месяца и через 1.5 месяца после окончания курса лечения костюмом «Адель».

Гониограммы движений (рис. 196-197) демонстрируют важнейшие для дальнейшей реабилитации больного симптомы. Абсолютно отсутствует переразгибание в коленных суставах в середине периода опоры. Таким образом, за неполных два месяца измененного курса реабилитации достигнуто устранение несовместимых дискордантных движений в коленных суставах (при наличии эквинусной установки в голеностопных). Более того, гониограмма левого коленного сустава показывает наличие двух волн сгибания, как это и должно быть в норме, а гониограмма правого начало формирования первой волны сгибания и наличие второй. Вышеизложенное свидетельствует о том, что патологический тип движений изменен на физиологический. Устранена угроза нарушения функции коленных суставов.

[1] Лечение данным методом показано только при наблюдении компетентного специалиста. Так как индивидуальная реакция опорно-двигательного аппарата на регулировки костюма может иметь непрогнозируемые изменения двигательного стереотипа, сеансы лечения полезно контролировать периодическими биомеханическимих исследованиями.

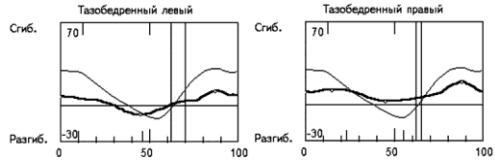


Рисунок 196. Гониограммы тазобедренных суставов (сгибание–разгибание). Существенные отличия по сравнению с предшествующим исследованием отсутствуют (рис. 192).

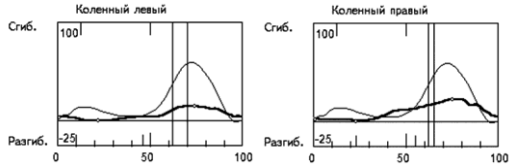


Рисунок 197. Гониограммы коленных суставов (сгибание-разгибание). Отсутствует патологическое переразгибание суставов в середине периода опоры, имеются правильные фазовые движения.

Временные характеристики шага в процессе лечения также изменились (табл. 24). Общая продолжительность цикла шага возросла, что при первом взгляде можно интерпретировать, как отрицательную динамику. Однако длительность периода опоры существенно сократилась, для правой стороны достигая нормативного значения для данной длительности цикла шага. Более чем в два раза сократилась длительность периода двойной опоры, что само по себе свидетельствует о качественно возросших функциональных возможностях. Увеличилось, практически, до нормативного и время периода одиночной опоры. Асимметрия между конечностями по параметру НВД возросла, но только за счет большей длительности справа. В данном случае, это симптом возросших функциональных возможностей правой ноги.

Таблица 24. Временные характеристики шага после курса лечения

Параметр	ЦШ с.	ПО %	ПП %	ДО %	ПДО %	ВДО %	ОО %	НВД %
5%	1.00	61.6	37.5	16.8	6.4	6.4	35.4	45.00
Среднее	1.20	62.1	37.9	25.8	12.9	12.9	37.4	50.0
95%	1.40	62.7	38.3	31.8	19.5	19.5	39.4	55.0
Левая	3.39	70.5	29.5	34.3	10.2	24.1	36.2	46.3
Правая	3.42	65.1	34.9	33.0	23.2	9.8	32.1	55.4

Таким образом, методами анализа движений удалось распознать ранние доклинические симптомы формирования патологического стереотипа ходьбы, приводящего к стойкой потере функции коленных суставов. С помощью изменения курса лечения данное обстоятельство

преодолено и в настоящее время идет формирование физиологического стереотипа движений.

Пример пассивного замыкания коленного сустава в ПО при функциональной недостаточности четырехглавой мышцы бедра. Больной В.И.Р-в, 68 лет, диагноз: последствия ОНМК по геморрагическому типу, правосторонний гемипарез. Давность с момента инсульта — 1 год.

Временные характеристики шага представлены в таблице 25.

Таблица 25. Временные характеристики шага больного В.И.Р-ва

Параметр	ЦШ с.	ПО %	ПП %	ДО %	ПДО %	ВДО %	ОО %	НВД %
5%	1.00	61.6	37.5	16.8	6.4	6.4	35.4	45.00
Среднее	1.20	62.1	37.9	25.8	12.9	12.9	37.4	50.0
95%	1.40	62.7	38.3	31.8	19.5	19.5	39.4	55.0
Левая	1.75	71.1	28.9	29.5	21.1	8.4	41.6	62.7
Правая	1.74	.57.8	42.2	29.0	8.5	20.5	28.8	37.3

Картина типичная: ЦШ продлен, имеется асимметрия ПО (справа меньше нормы, слева превышает ее). Периоды ПДО и ВДО асимметричны. Увеличена длительность ВДО на стороне гемипареза. Период ОО резко снижен на стороне поражения и превышает норму на здоровой стороне. Начало НВД преждевременное на стороне пареза (37% ЦШ). Таким образом, временные характеристики шага демонстрируют работу правила перераспределения функций и (не совсем достаточную) работу правила предоставления физиологического оптимума. Данные механизмы направлены на уменьшение нагрузки на пораженную конечность.

Для кинематики движений в суставах характерно наличие симптома пассивного замыкания коленного сустава паретичной правой стороны в ПО. Этот симптом особенно выражен в периоде ОО (рис. 198), когда вся нагрузка падает на динамически несостоятельную конечность. В ПП в коленном суставе возрастает амплитуда приведения, т.е. имеет место начинающаяся нестабильность сустава. Данное состояние носит двусторонний характер. Движения в тазобедренном суставе пораженной стороны характеризуются неактивным процессом разгибания (вынужденное движение) и относительно активным сгибанием, которое носит характер гиперкомпенсации (амплитуда его не только больше нормативной для данного темпа шага, но и больше нормы).

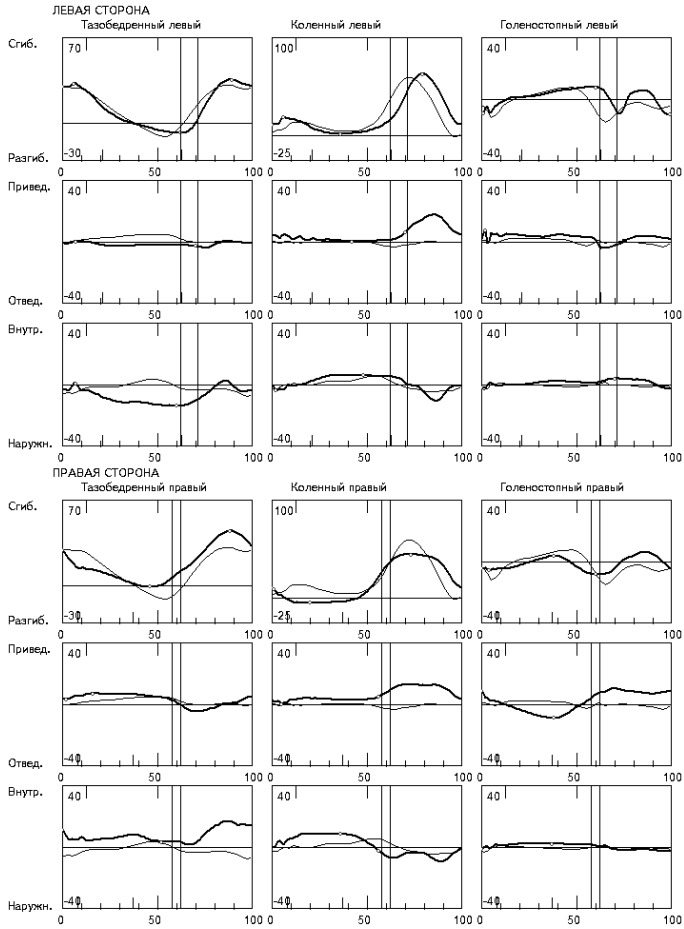


Рисунок 198. Кинематические характеристики суставов нижних конечностей больного В.И.Р-ва.

Движения в голеностопном суставе правой ноги также несут явные признаки пареза: снижение амплитуды движений сгибания–разгибания, отсутствие первого разгибания, снижение активности (скорости) второго разгибания. Однако сгибание в периоде переноса имеется и выражено хорошо, что позволяет сделать вывод о достаточной функции перонеальной группы мышц и передней большеберцовой в этот период. Движений отведения–приведения на уровне голеностопного сустава носят вынужденный характер, т.е. происходят пассивно под действием веса тела. Ротационные движения отсутствуют.

Для движений в суставах здоровой стороны характерны симптомы компенсации. Движения во всех трех суставах в сагиттальной плоскости имеют амплитуды соответствующие или превышающие норму для среднего темпа шага. И это при отчетливо медленной ходьбе. Из других особенностей можно отметить отсутствие движений отведения–приведения в тазобедренном суставе и инверсный характер ротации.

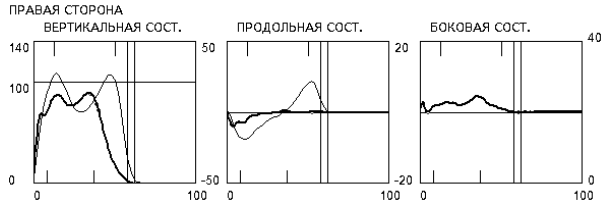


Рисунок 199. Динамические характеристики правой нижней конечности больного В.И.Р-ва.

Для реакций опоры (зарегистрировать удалось только для правой ноги) (рис. 199) результат достаточно типичный: снижение динамической опороспособности менее веса тела и снижение переменных динамических нагрузок. Экстремумы вертикальной составляющей точно позиционируются в периоде ОО. На графике продольной составляющей можно увидеть не только сильно уменьшенную амплитуду максимума торможения, но и смещения экстремума к началу ЦШ, т.е. это отражение не торможения, а удара выставленной вперед ногой об опору. Отталкивание отсутствует, пропульсия вперед происходит инерционно только за счет работы здоровой ноги. Данный график объясняет и пассивный характер движений в голеностопном суставе, вынужденное разгибание тазобедренного сустава. Боковая составляющая снижена по амплитуде и деформирована, но имеет правильный знак, т.е. вектор нагрузки сохраняет нужное положение.

Результат стабилометрического исследования в определенной степени парадоксален (рис. 200). ЦД смещен незначительно на сторону больной конечности. Конечно, при пассивном замыкании коленного сустава в положении основной стойки и паретичная конечность может полноценно нести нагрузку, но данный вариант не является типичным. Это дает основание для дополнительного ортопедического обследования на предмет выявления сопутствующей патологии, которая препятствует естественному распределению нагрузки между конечностями. Смещение ЦД вперед, увеличение амплитуды колебаний в обеих плоскостях, уменьшение соотношения величины колебаний в сагиттальной плоскости к колебаниям во фронтальной,

представляет собой типичную симптоматику дефицита функции баланса.

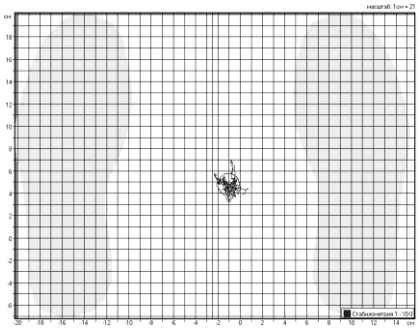


Рисунок 200. Результат стабилометрического исследования больного В.И.Р-ва.

Данный больной проходил восстановительное лечение неоднократно в течение года. Повторные исследования позволили обнаружить, что лечебные мероприятия не имели успеха (рис. 201).

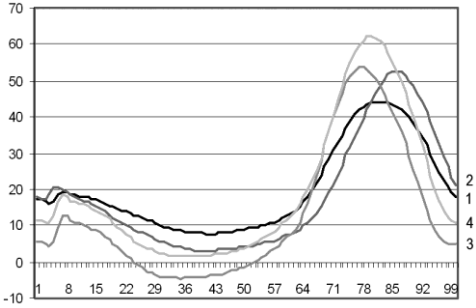


Рисунок 201. Гониограммы коленных суставов здоровой (слева) и паретичной (справа) стороны больного В.И.Р-ва. 1, 2, 3, 4 — последовательные исследования в течение года.

Пациент С.Ю.К-цев, 34 года, диагноз: состояние после оперативного вмешательства на правом коленном суставе по поводу разрыва мениска. Исследование проведено через 6 недель после операции.

Цикл шага в пределах нормы (табл. 26), но асимметричен (справа укорочен). ПО слева соответствует длительности ЦШ, ПО справа значительно меньше (конечность имеет сниженную функцию опоры). Период ДО с обеих сторон на верхней границе нормы, что не соответствует длительности ЦШ. ПДО значительно меньше ВДО. ОО значительно увеличен слева (гиперфункция опоры), справа снижен (недостаточность функции опоры). Параметр НВД имеет значительную асимметрию (позже слева и намного раньше справа).

Общий итог рассмотрения только временных параметров показывает, что опорная функция правой ноги снижена критически.

Все обнаруженные компенсаторные реакции на здоровой стороне имеют одну природу — снизить нагрузку на больную конечность путем уменьшения ее ПО и посредством ранней постановки здоровой стороны на опору (параметр НВД).

Таблица 26. Временные характеристики больного С.Ю.К-цева

Параметр	ЦШ с.	ПО %	ПП %	ДО %	ПДО %	ВДО %	ОО %	НВД %
5%	1.00	61.6	37.5	16.8	6.4	6.4	35.4	45.00
Среднее	1.20	62.1	37.9	25.8	12.9	12.9	37.4	50.0
95%	1.40	62.7	38.3	31.8	19.5	19.5	39.4	55.0
Левая	1.39	64.5	35.5	16.5	6.8	9.7	48.0	54.8
Правая	1.04	48.7	51.3	15.6	6.6	8.9	33.1	39.7

Гониограммы движений в суставах здоровой стороны показывают характерные компенсаторные изменения (рис. 202):

- избыточное сгибание тазобедренного сустава в ПП — активизация функции переноса для достижения необходимой длины шага,
- сглаженная гониограмма коленного сустава,
- нормальная амплитуда движений и их фаза в голеностопном суставе при работе сустава в сгибательной установке,
- увеличенная амплитуда движений во фронтальной плоскости в голеностопном суставе (отражает перенос тела относительно опоры во фронтальной плоскости).

Гониограммы движений в суставах больной стороны демонстрируют типичные реакции на болевой синдром в оперированном суставе:

- тазобедренный и коленный суставы имеют сгибательную установку (полусогнутая конечность в положении близком к физиологическому),
- отсутствие первого сгибания коленного сустава,
- плавное (с медленной скоростью) сгибание коленного сустава при практически нормальной скорости разгибания,
- раннее разгибание коленного сустава (по причине короткого ПО),
- холмообразная гониограмма голеностопного сустава в ПО (результат пассивных вынужденных движений в суставе при снижении функции трехглавой мышцы голени).

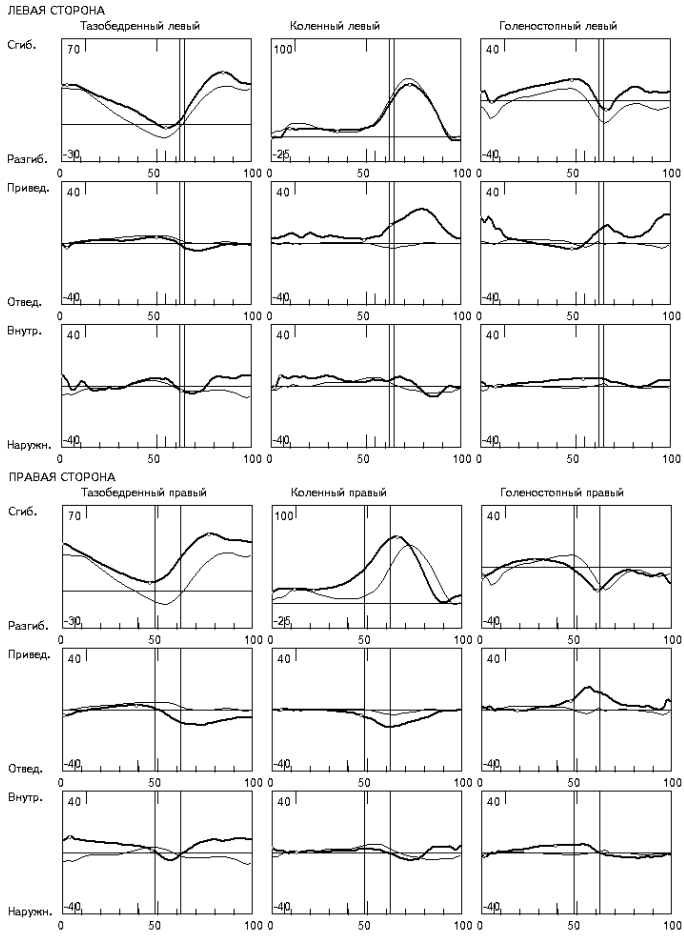


Рисунок 202. Кинематические характеристики пациента С.Ю.К-цева.

Отмечается инверсия ротационных движений в тазобедренном суставе (результат работы здоровой стороны на опережение, для достижения ранней постановки ее на опору (параметр НВД)).

В целом, данное исследование демонстрирует картину активного болевого синдрома в оперированном коленном суставе, который (что очень важно для дифференциации других болевых синдромов того же сустава) возникает только при движении сгибания. Разгибание в суставе не отличается от нормального.

Данные реакций опоры (рис. 203) демонстрируют кроме ограничения динамических нагрузок (включая переменные) работу правила функциональной симметрии. Основные максимумы снижены как по вертикальной, так и по продольной составляющей, диапазон

переменных динамических нагрузок близок к критическому. Имеется практически полная идентичность показателей здоровой и больной стороны.

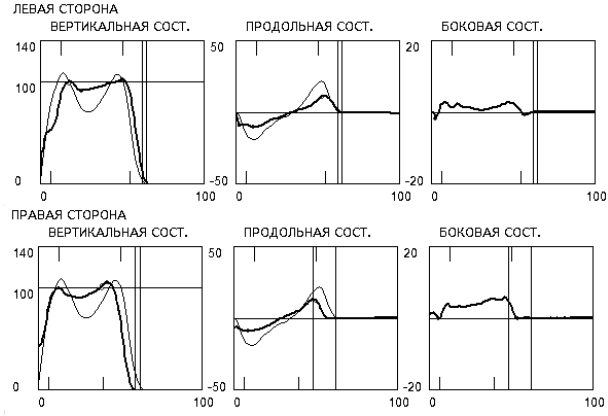


Рисунок 203. Динамические характеристики пациента С.Ю.К-цева.

Нормальный результат стабилометрического исследования (имеется лишь незначительное смещение ЦД на здоровую сторону) показывает, что в состоянии покоя даже при полностью разогнутой ноге статическая опороспособность оперированной конечности не страдает (рис. 204).

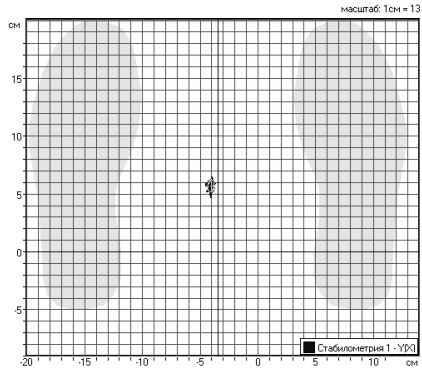


Рисунок 204. Стабилометрическое исследование пациента С.Ю.К-цева.

Пациент Н.И.К-ко, 39 лет, диагноз: повреждение внутренней боковой связки правого коленного сустава, пластика внутренней боковой связки. Обследование проведено через два месяца после операции.

Временные характеристики шага представлены в таблице 27. ЦШ продлен (медленная ходьба), периоды опоры асимметричны: правый соответствует норме для данной длительности ЦШ (следствие работы правила предоставления физиологического оптимума), левый

резко увеличен (преимущественно опорная конечность). Периоды ДО

Таблица 27. Временные характеристики больного Н.И.К-ко

Параметр	ЦШ с.	ПО %	ПП %	ДО %	ПДО %	ВДО %	ОО %	НВД %
5%	1.00	61.6	37.5	16.8	6.4	6.4	35.4	45.00
Среднее	1.20	62.1	37.9	25.8	12.9	12.9	37.4	50.0
95%	1.40	62.7	38.3	31.8	19.5	19.5	39.4	55.0
Левая	1.52	69.3	30.7	33.8	14.1	19.8	35.5	49.6
Правая	1.52	64.2	35.8	34.3	20.0	14.3	29.9	50.0

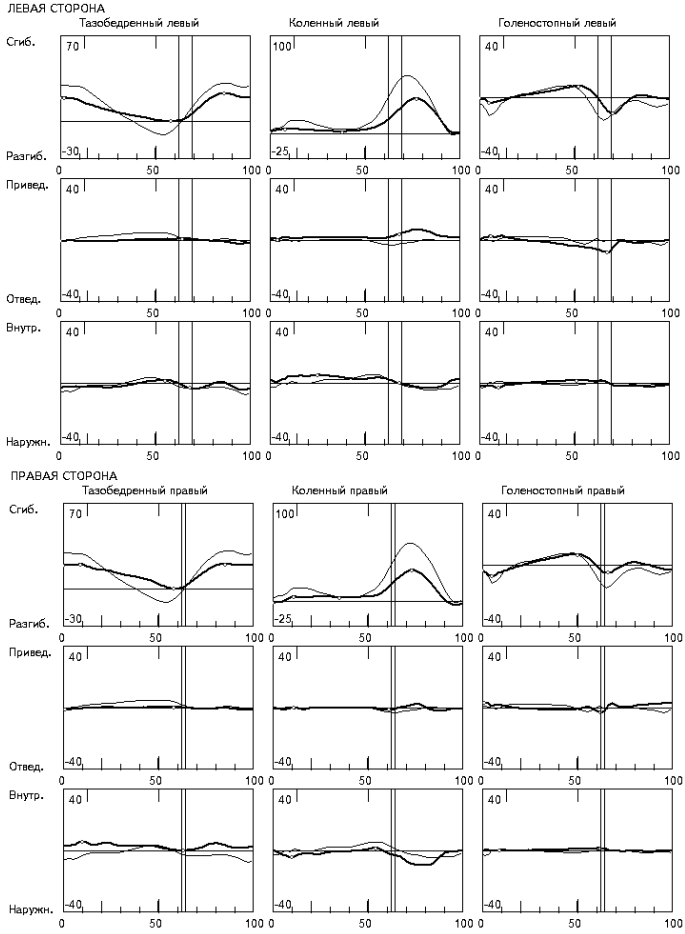


Рисунок 205. Кинематические характеристики больного Н.И.К-ко.

незначительно увеличены, имеется резкая асимметрия ПДО и ВДО из-за увеличения продолжительности ПДО справа. Период ОО уменьшен на правой стороне (разгрузка пораженной стороны). Параметр НВД не изменен, т.е. динамическая опороспособность конечности достаточная для данного темпа шага и во второй половине ПО не имеется болевого синдрома со стороны оперированного сустава.

Кинематические параметры демонстрируют работу правила функциональной симметрии (рис. 205). Гониограммы левой и правой стороны практически не отличаются друг от друга. Для обеих сторон имеется тотальное снижение амплитуд движений во всех трех суставах (отчасти имеет место при медленной ходьбе). Снижение амплитуд в коленных суставах превышает таковое для данного темпа шага и объясняется тем, что ведущим является уменьшение амплитуды движений в коленном суставе больной стороны, которому следует здоровая. Таким образом, симметричные кинематические параметры позволяют иметь оптимальный двигательный стереотип при имеющейся патологии. Состояние пациента полностью компенсированное.

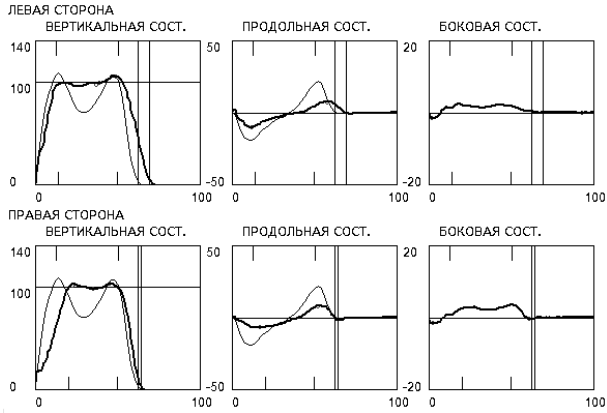


Рисунок 206. Динамические характеристики больного Н.И.К-ко.

Графики составляющих реакций опоры подтверждают обнаруженные изменения (рис. 206). Это симметрия параметров по каждой составляющей, характеризующаяся снижением динамической опороспособности (здоровая сторона следует больной), диапазон переменных динамических нагрузок находится в критической зоне (т.е. практически отсутствует), что связано с имеющимся болевым синдромом в оперированном коленном суставе. Отличие данного синдрома от предшествующего случая в том, что он имеет место в течение всего ЦШ. Напряжением компенсаторных возможностей здоровой стороны значительно снижен период ОО, что проявляется на реакциях опоры сужением «плато» вертикальной составляющей и

более плавным переходом к отталкиванию на продольной составляющей.

Стабилометрическое исследование подтверждает обнаруженные выше биомеханические изменения (рис. 207). Имеется смещение ЦД на здоровую сторону как следствие активного болевого синдрома, который имеет место и в состоянии покоя в основной стойке. Кроме того, ЦД смещен вперед, что никак не связано с основным заболеванием. Стабильность пациента не страдает.

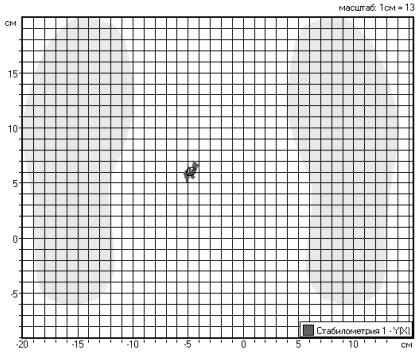


Рисунок 207. Результат стабилометрического исследования больного Н.И.К-ко.

Пример неудачного результата эндопротезирования левого коленного сустава. Пациент А.П.А-ев, 66 лет, диагноз: левосторонний гонартроз, состояние после эндопртезирования левого коленного сустава. Обследование проведено через один год после операции.

Таблица 28. Временные характеристики шага пациента А.П.А-ева

Параметр	ЦШ с.	ПО %	ПП %	ДО %	ПДО %	ВДО %	ОО %	НВД %
5%	1.00	61.6	37.5	16.8	6.4	6.4	35.4	45.00
Среднее	1.20	62.1	37.9	25.8	12.9	12.9	37.4	50.0
95%	1.40	62.7	38.3	31.8	19.5	19.5	39.4	55.0
Левая	2.06	53.1	46.9	23.2	21.9	1.4	29.8	51.7
Правая	2.06	71.1	28.9	24.5	2.3	22.2	46.6	48.9

Временные характеристики шага представлены в таблице 28. ЦШ значительно продлен (очень медленная ходьба). ПО на оперированной стороне сокращен (ограничение нагрузки — действие правила перераспределения функций). Периоды ДО практически симметричны в пределах нормы. ПДО и ВДО резко асимметричны за счет увеличения ПДО на больной стороне. ОО на больной стороне резко сокращен, на здоровой — значительно увеличен (правило перераспределения функций: разгрузка пораженной стороны). Параметр НВД в пределах нормы.

Кинематические характеристики показывают полное отсутствие успеха проведенного оперативного вмешательства (рис. 208). В

протезированном коленном суставе имеются лишь качательные движения, т.е. проведенное эндопротезирование не позволило сохранить функцию сустава. Отмечается рекурвация сустава в периоде ОО, т.е. пассивное замыкание сустава по причине функциональной недостаточности четырехглавой мышцы бедра. Остальные изменения являются производными от основной патологии. Похожим образом ведет себя коленный сустав на правой ноге. Однако он имеет полную амплитуду движений, которая даже превышает (компенсаторно) таковую для медленной ходьбы. Скорость движения сгибания–разгибания свидетельствует о том, что этот сустав не имеет деформирующего остеоартроза. Тот же симптом пассивного замыкания сустава, который свидетельствует о недостаточности четырехглавой мышцы бедра и справа.

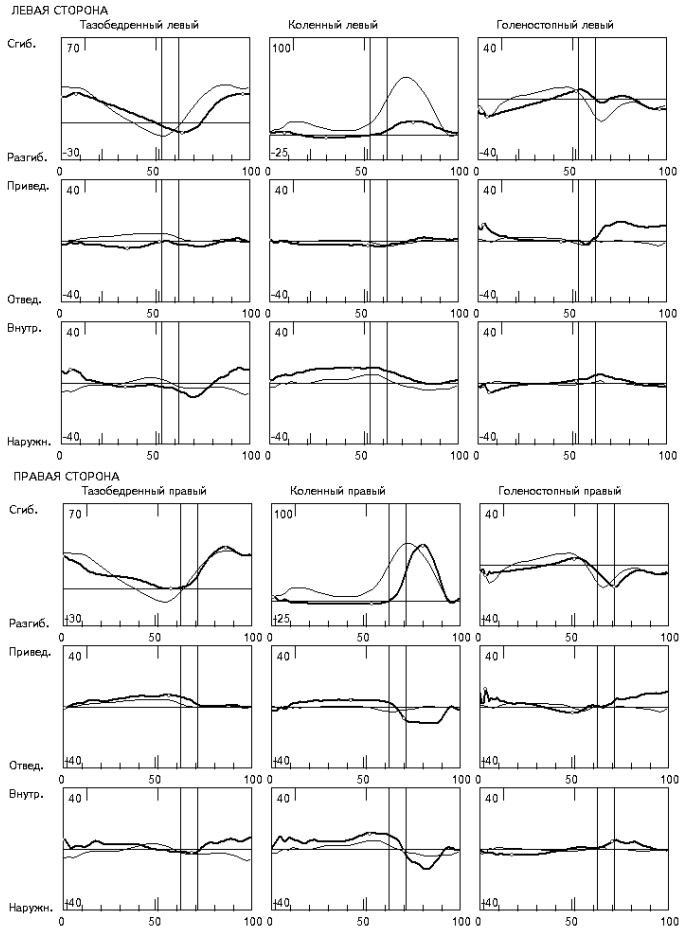


Рисунок 208. Кинематические характеристики пациента А.П.А-ева.

Стабилометрическое исследование подтверждает обнаруженные изменения (рис. 209). ЦД смещен на здоровую сторону и незначительно вперед (компенсаторная разгрузка, что означает недостаточную статическую опороспособность левой ноги и в положении основной стойки). Стабильность пострадала, особенно в сагиттальной плоскости.

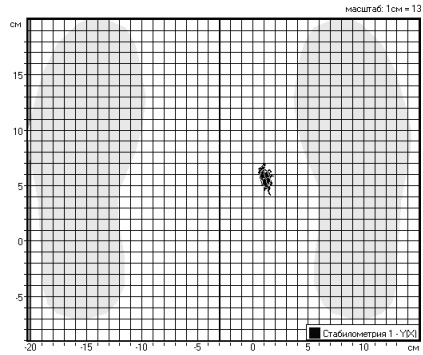


Рисунок 209. Результат стабилометрического исследования пациента А.П.А-ева.

Рассматривая данный пример можно отметить следующее. Недостаточность четырехглавых мышц обеих нижних конечностей, конечно, могла явиться результатом длительного периода, когда больной не мог передвигаться самостоятельно. Однако то, что определенные нарушения, связанные со снижением функции мышц нижних конечностей, имели место к моменту операции не вызывает сомнения. Возможно, что имелись и другие отягчающие состояние симптомы. Результат эндопротезирования оказался неудовлетворительным. Протез не работает именно в силу изменений в мышцах, приводящих в движение сустав. В данном случае правомерен вопрос — насколько вообще операция эндопротезирования была необходимой? Функциональный результат показывает, что такой необходимости не было.

Голеностопный сустав

Исходное положение сустава

Голеностопный сустав производит в цикле шага два разгибания и два сгибания. Патология походки поэтому будет зависеть от следующих факторов:

- исходное положение сустава,
- наличие контрактуры (сгибательной, разгибательной, нейтральной),
- наличие избыточного сгибания, разгибания,
- нарушение произвольного контроля сгибания, разгибания.

Практически при любой патологии функционально наиболее благоприятным следует признать нейтральное положение сустава, т.е. положение стопы по отношению к голени под углом в 90 градусов. Данное положение подтверждено двумя независимыми исследованиями походки пациентов после артродеза голеностопного

сустава в различных позициях [Hefti F.L., Bauman I.U., Morscher E.W., 1980; Murray M.P., Seireg A.A., Scholz R.C., 1969]. Обнаружено, что артородез в положении даже незначительного эквинуса (т.е. разгибания) является наиболее неблагоприятным для походки. Это остается верным и для женщин, использующих обувь на высоком каблуке. Авторы солидарны в том, что лучше придать стопе 5 градусов сгибания, чем 5 градусов разгибания. В отдельных случаях сопутствующей патологии вышележащих суставов предпочтителен артородез в положении незначительного сгибания.

Во фронтальной плоскости положение незначительного вальгуса предпочтительнее варусного, что позволяет более полно использовать возможности синфазных движений в суставах среднего тарза.

В горизонтальной плоскости оптимальным будет положение наружной ротации в 5-10 градусов.

Незначительное смещение таранной кости назад позволяет нормализовать движения сгибания–разгибания в коленном суставе этой же стороны.

Правильное исходное положение сустава обеспечивает лучший функциональный результат при наличии любой патологии.

Патология в сагиттальной плоскости

Девиации походки при правильном положении голеностопного сустава

Недостаточное разгибание

Голеностопный сустав производит два относительно быстрых разгибания, которые приходятся на период опоры. Первое происходит в фазы *контакта* и *нагружения,* второе — практически полностью приходится на фазу *разгрузки,* и лишь начало этого процесса захватывает последние моменты фазы *падения*. При недостаточном сгибании основные нарушения будут иметь место в начале и в конце периода опоры. Фактически это приводит к избыточному пяточному перекату, увеличению времени опоры на область пятки с соответствующими изменениями на подограмме. Постановка всей стопы на опору будет тем больше зависеть от активности пяточного переката, чем меньше амплитуда первого разгибания голеностопного сустава ($Г_1$). Активность носочного переката будет наоборот снижаться с уменьшением амплитуды второго разгибания голеностопного сустава ($Г_3$). Недостаточное разгибание ($Г_3$) — причина относительного укорочения конечности в фазу *разгрузки, что* может быть компенсировано уменьшением в эту фазу амплитуды сгибания коленного сустава.

Недостаточное разгибание в начале периода опоры приводит к тому, что процесс постановки стопы на опору будет во многом осуществляться посредством сгибания в коленном суставе. В результате этого амплитуда первого сгибания коленного сустава ($К_1$) будет увеличиваться соответственно снижению амплитуды первого разгибания голеностопного сустава ($Г_1$).

Недостаточное сгибание

Голеностопный сустав производит два сгибания за цикл шага. Первое сгибание занимает фазы *нагружения*, *подъема* и завершается в конце фазы *падения*, второе сгибание происходит в первую половину периода переноса в фазу ускорения и захватывает часть фазы продвижения. Соответственно этому в период опоры (фактически это весь период одиночной опоры) будет нарушен голеностопный перекат. В период переноса недостаточное сгибание голеностопного сустава может привести к уменьшению клиренса[1].

Недостаточное сгибание в период опоры — причина преждевременного подъема пятки и начала носочного переката. В период переноса поддержание необходимого клиренса происходит следующими путями:

- избыточным сгибанием коленного и тазобедренного суставов ипсилатеральной стороны при сохранности последних,
- подъемом ипсилатеральной стороны таза,
- избыточным разгибанием голеностопного сустава контралатеральной стороны (последний находится в периоде опоры).

Сгибательно-разгибательная нейтральная ригидная контрактура голеностопного сустава

Сгибательно-разгибательная нейтральная ригидная контрактура голеностопного сустава приводит к максимальному проявлению всех симптомов недостаточности сгибания и разгибания. Аналогичная картина наблюдается в случае анкилоза или артродеза сустава или его ортезирования с целью иммобилизации. Пример гониграммы голеностопного сустава, имеющего сгибательно-разгибательную нейтральную ригидную контрактуру, приведен на рисунке 220 (третий ряд сверху, вторая справа).

Постановка стопы на опору становится возможной только перекатом через пятку за счет *сгибания в коленном суставе*. Последний увеличивает амплитуду первого сгибания ($К_1$), в среднем, в два раза

[1]Клиренсом в технике называется расстояние между нижней точкой какого-либо движущегося механизма и поверностью опоры, дороги. В данном случае клиренсом называется расстояние между нижней точкой траектории стопы в периоде переноса и поверхностью опоры. Отметим, что для нормальной походки клиренс в среднем составляет 1.6 см и не превышает 2.5 см.

[Perry J., 1992]. Возросшая активность коленного сустава предъявляет повышенные требования к m. quadriceps femoris. В силу того, что действие m. tibialis anterior ингибировано голеностопным суставом, контроль продвижения голени вперед и постановки стопы на опору осуществляется преимущественно m. quadriceps femoris (рис. 210).

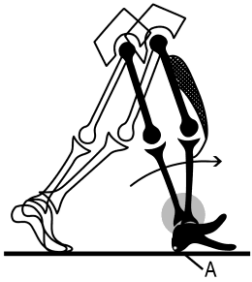


Рисунок 210. Механика фазы нагружения: голеностопный сустав фиксирован в нейтральном положении. А — гипотетическая ось переката через пятку.

Из других симптомов для данной фазы будет характерно:

- увеличение времени пяточного и носочного перекатов,
- сокращение времени опоры на всю стопу, которое в норме соответствует голеностопному перекату,
- наличие одного из механизмов компенсации относительного укорочения конечности в фазу *разгрузки*: недостаточное сгибание коленного сустава на ипсилатеральной стороне, избыточное сгибание тазобедренного и коленного суставов на контралатеральной стороне.

Девиации походки при избыточном разгибании голеностопного сустава

Сустав находится в положении частичного или полного разгибания. В положении частичного сгибания, т.е. при умеренной и выраженной степени контрактуры, возможны только движения разгибания. Сгибанием будет являться возврат в исходное положение.

В цикле шага имеются две фазы, в которые положение разгибания голеностопного сустава будет вызывать наименьшие изменения,— фазы *нагружения* и *разгрузки*. Данное положение верно, если разгибание от нейтрального положения не превышает 20 градусов, что близко к нормальному значению амплитуд ($Г_1$) и ($Г_3$). При большей амплитуде разгибания в исходном положении изменения будут отмечены во все фазы цикла шага.

Фаза контакта

В эту фазу возможны три основных варианта контакта стопы с опорой: пяткой, всей стопой, передним отделом стопы.

Вид контакта будут определять два показателя: амплитуда разгибания голеностопного сустава в исходном положении, амплитуда сгибания коленного сустава в фазе торможения.

1. Низкий контакт пяткой.

Если разгибание голеностопного сустава в исходном положении не превышает 20 градусов, то контакт будет осуществляться по-прежнему пяткой только при отсутствии существенной патологии на вышележащем уровне и при отсутствии болевого синдрома, а также других факторов, уменьшающих длину шага. Критическая величина в 20 градусов определяется углом между вертикалью и продольной осью нижней конечности [Perry J., 1992]. В случае короткой длины шага контакт пяткой возможен только при разгибании голеностопного сустава в 15 и менее градусов. Уменьшение длины шага в данном случае может происходить за счет недостаточной амплитуды тазобедренного сустава или избыточного сгибания коленного сустава (рис. 211).

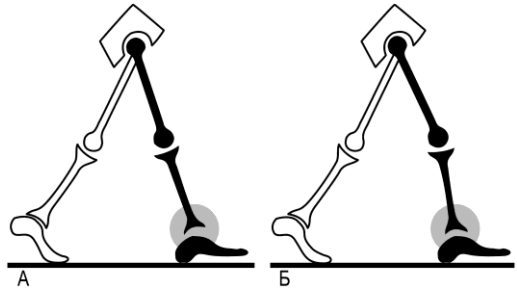


Рисунок 211. Возможность контакта пяткой зависит от взаиморасположения голеностопного и тазобедренного суставов (А) или голеностопного и коленного (Б).

При сохранении контакта пяткой пяточный перекат, тем не менее, остается недостаточным. Такое состояние в англоязычной литературе получило название ***низкий контакт пяткой***. Пример гониограммы голеностопного сустава при низком контакте пяткой приведен на рисунке 220 (справа в нижнем ряду).

2. Контакт всей стопой.

Данное состояние наблюдается, если угол разгибания голеностопного сустава в исходном положении незначительно превосходит 20 градусов. Это обычно сопровождается сгибанием коленного сустава, при наличии сгибания угол может быть и меньшим.

При физическом обследовании пациента возможно диагностировать контакт всей стопой, но современные методы исследования позволяют точно дифференцировать всю структуру переката.

Конец фазы контакта (2% ЦШ) может служить критерием определения наличия или отсутствия контакта всей стопой. Если в 0% цикла шага имел место контакт пяткой, и до завершения данной фазы в контакт вступила область головки первой или пятой плюсневой кости, или если первый контакт с опорой был произведен любой другой областью стопы, кроме пятки, и до завершения фазы контакта пятка коснулась опоры, то констатируется контакт всей стопой.

3. Контакт передним отделом стопы (кошачий).

Это состояние всегда сопровождается сгибанием в коленном суставе. Углы исходного положения составляют порядка 20 градусов сгибания в коленном и 20 градусов разгибания в голеностопном суставах или превышают его (рис. 212). При таких условиях в фазу контакта пятка оказывается выше своего переднего отдела [Perry J., 1992].

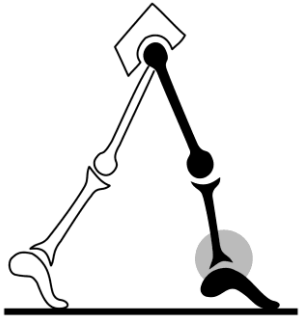


Рисунок 212. Контакт передним отделом стопы.

Фаза нагружения

Биомеханика этой фазы будет зависеть от типа контакта, имевшего место в предшествующей фазе. Если имел место низкий контакт пяткой, то пяточный перекат будет недостаточным, прогрессия голени в направлении движения уменьшится, что приведет к недостаточному сгибанию коленного сустава ($К_1$).

Аналогичная картина наблюдается в случае контакта всей стопой. Пяточный перекат будет полностью отсутствовать. При наличии исходного сгибания коленного сустава амплитуда ($К_1$) может достигать нормы по абсолютному значению, однако амплитуда реального сгибания будет недостаточной из-за исходного сгибания сустава.

Контакт передним отделом стопы может иметь три вида реакции в зависимости от типа патологии голеностопного сустава и других кинематически с ним связанных структур, а именно: обратный перекат (при мобильном голеностопном суставе), постоянную зону опоры (при ригидном голеностопном суставе), рекурсивный механизм (при умеренной или значительной степени контрактуры).

1. При мобильном голеностопном суставе (обратный перекат).

Рисунок 213. Вид подограммы при обратном перекате левой стопы (верхний комплекс), нижний — правая с нормальным перекатом. А — контакт пяткой, Б — контакт головкой пятой плюсневой кости, В — контакт носком стопы, Г — контакт головкой первой плюсневой кости.

Если голеностопный сустав сохраняет возможность сгибания («висячая стопа», слабость m. tibialis anterior, парез, паралич n. peroneus communis и его глубокой ветви), то непосредственно вслед за контактом с опорой произойдет быстрое пассивное сгибание сустава в результате нагружения конечности. При этом голень будет занимать вертикальное положение [Perry J., 1992] (рис. 213).

При эластической контрактуре, когда сохраняется возможность сгибания под нагрузкой, также может наблюдаться *обратный перекат.*

Клиническое дифференцирование этих состояний, как правило, не вызывает трудностей. Косвенными дифференциальными биомеханическими симптомами могут служить скорость сгибания сустава[1] и интервал времени между контактом с опорой переднего отдела стопы и контактом пятки. Во втором случае кривая сгибания будет пологой, а время интервала больше. На подограмме будет видна типичная картина обратного переката, т.е. первый контакт будет выполнен отделом стопы, отличным от пяточного, сразу после этого идет контакт пяткой, который вскоре прекращается.

2. При ригидном голеностопном суставе (постоянная зона опоры).

Постоянная зона опоры может иметь место при значительной степени разгибания голеностопного сустава, например, при «конской стопе». В данном случае зона опоры остается неизменной в течение всего периода опоры (рис. 214).

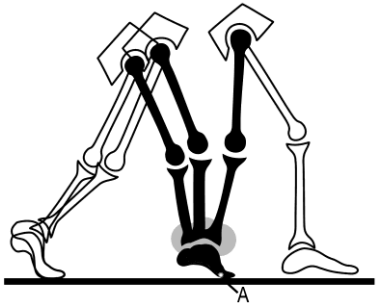


Рисунок 214. Механизм постоянной зоны опоры. А — гипотетическая ось вращения.

[1]Скорость движения в суставе есть отношение пройденной амплитуды за единицу времени. Качественно скорости можно сравнить по гониограмме. Чем круче кривая, тем скорость выше, чем положе — тем ниже.

3. При умеренной или значительной степени контрактуры (рекурсивный механизм).

В общем виде ***рекурсивный механизм*** характеризуется тем, что постановка всей стопы на опору происходит за счет рекурвации[1] коленного сустава (рис. 215).

Рекурсивный механизм может быть реализован, если угол разгибания голеностопного сустава не превышает амплитуды *истинного разгибания* коленного. В противном случае будет реализован *постоянный* механизм. Это объясняется тем, что рекурсивный механизм, как минимум, будет иметь смысл, только если центры голеностопного и тазобедренного суставов окажутся в проекции вектора реакции опоры, а центр коленного — позади его. Поскольку абсолютные длины голени и бедра у одного человека имеют близкое значение, то основным условием реализации рекурсивного механизма становится неравенство: *угол разгибания коленного сустава ≥ угол разгибания голеностопного сустава.*

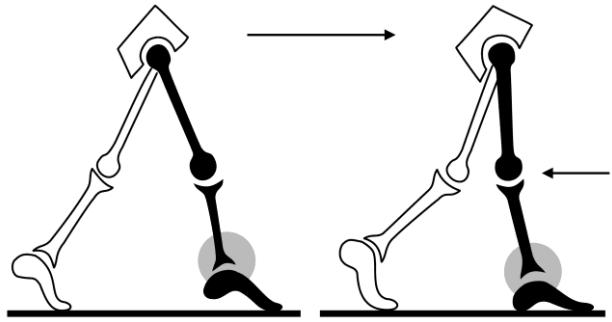


Рисунок 215. Рекурсивный механизм фазы нагружения.

Если голень существенно короче бедра, то требуемый угол рекурвации становится пропорционально меньше и наоборот.

Фаза подъема

В норме в эту фазу основным механизмом продвижения тела вперед является перекат через голеностопный сустав. Так как сгибание полной амплитуды в суставе невозможно, то длина шага контралатеральной стороны будет меньше, чем стороны, находящейся на опоре. В данном случае действует общее правило: больная сторона выполняет преимущественно функцию переноса, а здоровая — опоры. Возможны четыре следующих механизма реализации прогрессии тела: вращение, замена, рекурвация, наклон.

Из них механизмы *замены*, *рекурвации* и *наклона* предполагают достижение контакта с опорой всей стопой в фазе *нагружения*.

[1]Рекурвация — *истиное разгибание* или *переразгибание* сустава. Термин применяется только по отношению к коленному и локтевому суставам.

Вращение является логическим продолжением механизма *постоянной зоны опоры*.

1. Вращение.

Начатый в фазу *нагружения* перекат через носок продолжается всю последующую фазу. Фактически происходит вращение вокруг оси, приблизительно совпадающей с головками плюсневых костей (рис. 214).

Кроме деформации по типу «конская стопа» данный механизм отмечается при патологических процессах в пяточной области (воспаление, новообразования и др.), сопровождающихся выраженным болевым синдромом при нажимании на подошвенную поверхность.

2. Замена.

Этот механизм используют «сильные ходоки, не имеющие другой выраженной патологии» [Perry J., 1992]. Смысл состоит в замене голеностопного переката носочным. Контакт пятки с опорой очень непродолжителен. В начале фазы подъема пяточная область теряет контакт с опорой. Таким образом, происходит замена переката через голеностопный сустав носочным.

3. Рекурвация.

Механика рекурвации аналогична таковой в предыдущей фазе. Реализация рекурвационного механизма возможна при умеренной степени экстензионной контрактуры голеностопного сустава и достаточной амплитуде истинного разгибания коленного или его *переразгибания*. Как правило, этот механизм используют пациенты с первично неврологической патологией, ДЦП, гемиплегией и др. [Perry J., 1992].

4. Наклон.

При сохранном коленном суставе и невозможности включения других механизмов компенсации у больного остается последняя возможность сохранить самостоятельное передвижение без средств дополнительной опоры — это смещение ОЦМ вперед за пределы площади опоры путем наклона туловища вперед. Это тот случай, когда разгибание тазобедренного сустава в данной фазе сменяется его сгибанием, т.е. имеет место инверсия. Однако это относительная инверсия — бедро фактически остается на месте, а туловище (вместе с тазом) поворачивается вперед вокруг оси сгибания–разгибания тазобедренного сустава.

Опорная конечность остается неподвижной. Реальная прогрессия за счет действия голеностопного или коленного суставов[1] сменяется псевдопрогрессией — сгибанием тазобедренного сустава, изменением взаиморасположения масс тела. Это наиболее тяжелый

[1]Как известно, в норме в этом участвует и тазобедренный сустав, но имеет место разгибание.

контингент больных в данной группе. Скорость шага составляет в среднем 15% от нормы [Perry J., 1992].

Фаза падения

В норме в фазу падения голеностопный перекат сменяется носочным в силу перемещения проекции ОЦМ на передний отдел стопы. Таким образом, степень нарушения биомеханики будет зависеть от способа достижения цели. Возможны два варианта: первый — когда опора на передний отдел стопы была уже достигнута в предшествующих фазах, и вопрос, таким образом, снимается, второй — когда начало опоры на носок положено в текущей фазе. Первый вариант является логическим продолжением механизмов *вращения* и *замены*, второй — *рекурвации* и *наклона*.

Реализация опоры на передний отдел стопы в случае имеющегося ранее механизма *рекурвации* или *наклона* происходит путем перемещения ОЦМ в переднюю часть стопы. При этом эффективное действие возможно произвести, когда проекция ОЦМ оказывается впереди головок плюсневых костей. Наконец, возможно сохранение опоры на всю стопу в течение данной фазы.

Фаза передачи

В норме именно в эту фазу разгибание имеет максимальную амплитуду, поэтому девиации будут минимальны.

Одна из важнейших проблем фазы *передачи* — механизм сгибания коленного сустава — физиологический и аномальный.

Физиологический вариант предполагает, что носочный перекат был начат в предшествующих фазах, и к моменту второго периода двойной опоры вектор реакции опоры проходит позади центра вращения коленного сустава. Таким образом, для сгибания коленного сустава используется естественный наружный вращающий момент сил.

Аномальный вариант имеет две модификации. Первая характеризуется тем, что сгибание коленного сустава происходит при практически разгруженной конечности, когда вес тела уже перенесен на контралатеральную ногу. Во втором случае сгибание коленного сустава так и не происходит.

Фаза ускорения

В норме в данную фазу имеет место существенное разгибание голеностопного сустава, поэтому клиническая значимость его экстензионной установки будет зависеть от функционирования коленного сустава. При сохранившемся сгибании коленного сустава собственные девиации для этой фазы будут минимальны. При *отсутствии*, *недостаточности* или *инверсии* сгибания коленного сустава будет реализован один из механизмов компенсации относительного удлинения конечности.

Фаза продвижения

В этой фазе разгибательная установка голеностопного сустава является одной из существенных проблем для перемещения конечности вперед. Возможны два основных механизма решения этой проблемы: компенсированный, декомпенсированный.

Компенсированный механизм осуществляется при сохранной адекватной функции коленного и тазобедренного суставов или при относительно недостаточном сгибании в тазобедренном суставе.

Если сохраняется *адекватная* функция коленного и тазобедренного суставов, то тазобедренный сустав имеет *избыточное сгибание*, что позволяет увеличить *клиренс* (рис. 216А).

При *относительно недостаточном сгибании* в тазобедренном суставе поддержание должного клиренса происходит за счет избыточного сгибания в коленном суставе (рис. 216Б). Данный вариант является, с позиции биомеханики, менее благоприятным. Опорная поверхность конечности уходит назад, т.е. укорачивается длина шага. Для выведения стопы вперед необходимо включение дополнительных механизмов, компенсирующих относительную недостаточность тазобедренного сустава и *низкий* клиренс. Данный вариант следует признать пограничным, субкомпенсированным. При декомпенсации используются механизмы относительного удлинения конечности, запущенные в предшествующей фазе.

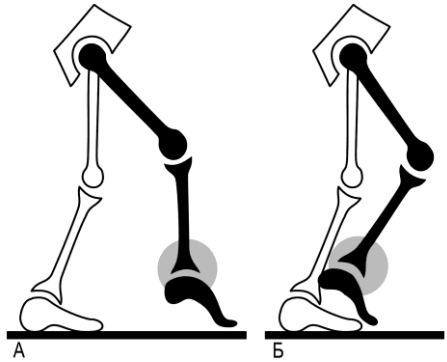


Рисунок 216. Поддержание клиренса при адекватной функции коленного и тазобедренного суставов (А), при относительной недостаточности сгибания тазобедренного сустава (Б).

Фаза торможения

Нарушения клиренса в эту фазу — редкая находка [Perry J., 1992], потому что конечность, вынесенная вперед даже при разогнутом голеностопном суставе, будет терять часть своей длины в проекции на фронтальную плоскость и при согнутом коленном суставе. Сохраняется возможность успешного прохождения этой фазы и в случае сгибательно-разгибательной нейтральной ригидной

контрактуры тазобедренного сустава или его анкилозе в положении, близком к нейтральному. Дополнительное разгибание тазобедренного сустава на контралатеральной стороне в конце фазы падения и начале фазы передачи или движение сгибания в поясничном отделе позвоночника во второй половине периода переноса помогает решить эту проблему. Реальный вариант биомеханики этой фазы будет определяться тем механизмом реализации, который был задействован в предшествующей фазе *продвижения*.

Девиации походки при избыточном сгибании голеностопного сустава

Истинное сгибание голеностопного сустава имеет место только в фазы *подъема*, *падения* и первой половине фазы *передачи*. Вследствие этого патологические девиации в данных фазах при прочих равных условиях будут наименее выраженными. Период переноса оказывается также вне действия патологической функции голеностопного сустава. Гониограмма голеностопного сустава с начальным положением в сгибании приведена на рисунке 192 (в верхнем ряду крайняя справа и вторая справа).

Следует отметить, что умеренная флексионная контрактура (до 5 градусов) может не иметь выраженной симптоматики. Это объясняется тем, что истинное сгибание голеностопного сустава в период опоры в норме не превышает эту величину [Engel J. et al., 1983; Perry J., 1992]. Если ригидная экстензионная контрактура голеностопного сустава известна как «*конская стопа*», то ригидная флексионная контрактура получила название «*пяточная стопа*». Умеренную и выраженную степень флексионной котрактуры автор предлагает назвать ***высокой пяткой***.

Фаза контакта

В данную фазу флексионное положение стопы не будет иметь существенного влияния в силу ее кратковременности, но уже можно опредлить, что пяточный перекат будет избыточным. Эта позиция нестабильна [Perry J., 1992], однако результат нестабильности может быть виден только в последующих фазах.

Фаза нагружения

Характеризуется избыточным пяточным перекатом. Возможны два варианта протекания этой фазы в зависимости от степени деформации. Первый имеет место при умеренной и выраженной степени деформации, второй — при ригидной. Таким образом, механизм переката может быть двух видов: избыточный и абсолютный.

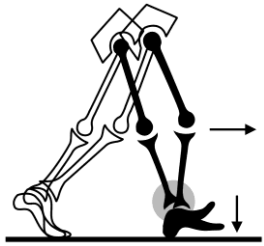


Рисунок 217. Результат избыточного пяточного переката.

1. ***Избыточный перекат*** характеризуется увеличением продвижения голени вперед (т.к. голень движется вместе со стопой (рис. 189)).

Следствие избыточного переката — избыточное сгибание коленного сустава и, соответственно, повышение функциональных требований к m. quadriceps femoris. Степень выраженности будет зависеть от возможности разгибания голеностопного сустава под нагрузкой.

2. ***Абсолютный перекат***, характеризуется теми же признаками, но постановка всей стопы на опору в данную фазу не происходит. Однако она может совершиться в начале следующей фазы.

Фаза подъема

Возможны три двигательных варианта прохождения этой фазы в зависимости от используемого механизма предшествующей. Если имел место избыточный перекат, то динамика фазы подъема может быть последовательной или жесткой.

1. ***Последовательный способ*** характерен для случаев с сохранной возможностью разгибания голеностопного сустава под весом тела, а также при достаточной силе m. quadriceps femoris. В этом случае голеностопный сустав будет осуществлять последовательное сгибание, как это и должно быть в норме, с единственным отличием, что оно происходит из положения заведомо избыточного сгибания для данного времени цикла шага. Таким образом, амплитуда истинного сгибания остается избыточной.

2. ***Жесткий способ*** менее физиологичен, применяется, когда усилие сгибания голеностопного сустава тягой спастичными мышцами или мягкими тканями равно или превышает вес тела пациента. Сам сустав при этом остается интактным. В данном случае после уменьшения критической нагрузки[1] происходит быстрое, резкое сгибание голеностопного сустава, что вторично вызывает адекватное ему сгибание коленного сустава. Оба действия вместе равносильны короткому падению, провалу пациента.

[1]С началом периода одиночной опоры, первой фазой которого является *фаза подъема,* величина реакции опоры снижается. Периоды двойной опоры всегда остаются более нагруженными, чем период одиночной опоры.

Сразу вслед за «падением» можно найти его маркер — дополнительную волну между Z_1 и Z_3 на вертикальной составляющей реакции опоры.

Как последовательный, так и жесткий механизм могут быть использованы и в предшествующей фазе механизма абсолютного переката, если в начале данной фазы произошла постановка всей стопы на опору. В противном случае продолжается перекат через пятку (третий вариант прохождения этой фазы *непрерывный)*.

Фаза падения

Ключевой симптом избыточного сгибания голеностопного сустава в фазу падения — своевременное прекращение контакта пятки с поверхностью опоры[1]. Возможны три функциональных механизма, используемых в фазу падения: поздний перекат, наведенный перекат и непрерывный перекат.

1. ***Поздний перекат***. Перекат через передний отдел стопы запаздывает из-за сгибания голеностопного сустава. Этот механизм используется только при умеренной степени истинного сгибания голеностопного сустава. Единственным существенным его симптомом является поздний подъем пятки с опоры или его эквивалент — позднее начало опоры на передний отдел стопы, т.е. носочного переката.

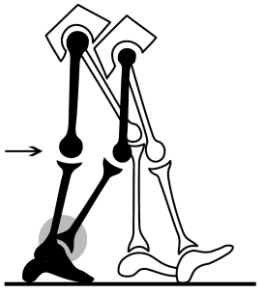


Рисунок 218. Механизм наведенного переката.

2. ***Наведенный перекат***. Этот вариант может иметь место как при умеренной, так и выраженной форме сгибания голеностопного сустава. В данном случае, поворот стопы относительно опоры с целью переноса нагрузки на передний отдел осуществляется не посредством сгибания голеностопного сустава, а дополнительным сгибанием коленного (рис. 218).

Одна из типичных патологий имеющих такую симптоматику — недостаточность m. triceps surae или отдельных его головок. Основную роль при этом, как известно, играет m. soleus.

3. ***Непрерывный перекат —*** это продолжающийся пяточный перекат. Данная форма может быть использована при завершенной

[1]Последнее должно быть выполнено в самом начале фазы падения.

флексионной контрактуре (пяточная стопа) или при наличии острого болевого синдрома при попытке нагружения переднего отдела стопы.

Фаза передачи

Общие симптомы при реализации первых двух механизмов в предшествующей фазе — это включение различных механизмов компенсации относительного укорочения конечности:

- разгибание коленного сустава (недостаточное сгибание),
- наклон таза ипсилатеральной стороны с целью функционального удлинения конечности,
- сгибание коленного сустава контралатеральной стороны (компенсаторное относительное укорочение противоположной ноги).

Последние два механизма используются, если в этой фазе стопа остается в контакте с опорой только пяткой (абсолютный перекат), тогда коленный сустав остается малоактивным и в течение всего периода опоры находится в положении, близком к нейтральному[1].

Фаза ускорения и фаза продвижения

Период переноса мало подвержен изменениям в результате избыточного сгибания голеностопного сустава. Две первые фазы, как правило, не имеют собственной симптоматики. Фаза ускорения может иметь сопутствующие симптомы: недостаточное сгибание коленного сустава ипсилатеральной стороны, избыточное сгибание коленного сустава контралатеральной стороны, а также некоторые другие, отражающие влияние установок предшествующей фазы.

Фаза торможения

В фазу торможения возможна сгибательная установка коленного сустава. Патогенез ее может иметь следующую природу:

- произвольное сгибание с целью уменьшения активности пяточного переката,
- вынужденное сгибание, которое происходит в силу натяжения m. gastrocnemius lateralis и m. gastrocnemius medialis (рис. 219).

Этот механизм может быть реализован при:

- установке голеностопного сустава в положении полного сгибания[2],
- различных патологических и инволютивных процессах в мышцах, сопровождающихся потерей их эластичности,
- других патологических процессах мягких тканей задней половины голени.

[1]Это верно только при отсутствии другой значимой патологии опорно-двигательного аппарата.

[2]Это возможно только при свежей патологии, т.к. далее мышцы «привыкают» к новому состоянию, и болевой порог снижается.

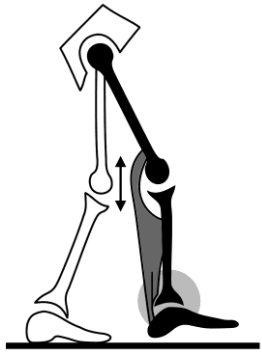


Рисунок 219. Механизм вынужденного сгибания коленного сустава в конце периода переноса.

На рисунке 220 приведены различные варианты патологических гониограмм голеностопного сустава.

В первом сверху ряду слева направо: гониограмма сустава, имеющего сгибательную установку и значительное уменьшение амплитуд первого и второго разгибания; гониограмма с избыточным сгибанием в конце периода опоры; гониограмма, аналогичная первой; гониограмма сустава с начальным положением сгибания и полными амплитудами разгибания (относительно текущего положения).

Во втором ряду сверху слева направо: гониограмма с изолированным ограничением (отсутствием) первого разгибания; гониограмма сустава, имеющего снижение первого разгибания и второго разгибания (больной с парезом после инсульта); гониограмма сустава с избыточным сгибанием и недостаточной амплитудой второго разгибания (ДЦП, спастическая диплегия); гониограмма сустава с изолированным избыточным сгибанием (больной после травмы нижней конечности).

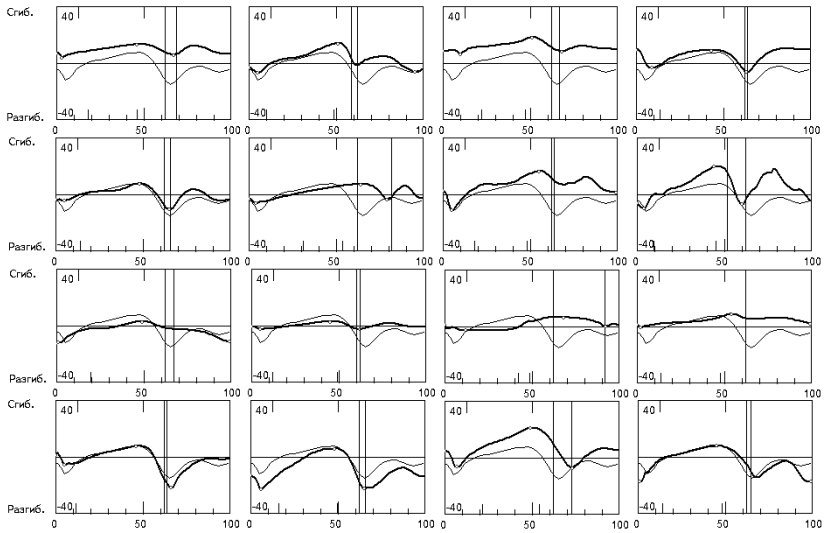


Рисунок 220. Примеры патологических гониограмм голеностопного сустава.

В третьем ряду сверху слева направо: гониограмма сустава в положении разгибания (спастическое состояние трехглавой мышцы голени); гониограмма сустава с тяжелой нейтральной сгибательно-разгибательной контрактурой (практически отсутствуют движения); гониограмма сустава, имеющего сгибательно-разгибательную нейтральную ригидную контрактуру; вариант, аналогичный предшествующему, но под весом тела возможно медленное сгибание сустава на незначительну величину.

Нижний ряд слева направо: гониограмма сустава, имеющего избыточное второе разгибание; гониограмма сустава, имеющего избыточное первое и второе разгибание; гониограмма сустава, имеющего установку в положении сгибания и избыточную амплитуду сгибания; гониограмма сустава при низком контакте пяткой.

Патология во фронтальной плоскости

Как известно, движения во фронтальной плоскости, совершаемые в подтаранном суставе и суставах тарза, в норме незначительны. В случае анкилоза таранно-пяточного сустава эти движения могут компенсироваться движениями стопы в обуви и движением мягких тканей относительно скелета. Однако эта компенсация несовершенна даже в условиях ровной поверхности опоры. Существует и гипермобильность — редкая находка, которая может быть обнаружена при системной патологии и некоторых других состояниях. Основные изменения, с которыми приходится

сталкиваться ортопеду,— это врожденные или приобретенные деформации, среди которых различают: вальгусные и варусные.

В соответствии с используемой в настоящем руководстве терминологией вальгусные деформации будут выражаться в установке стопы относительно голени в положении *отведения*, а варусные — в положении *приведения* относительно *нейтрального* положения. Сама деформация, при этом может локализоваться как на уровне голеностопного сустава, так и ниже его. Отдельный вариант, не имеющий отношения к рассматриваемому случаю — *функциональная* вальгусная или варусная установка. Типичный случай функциональной вальгусной установки — Х-образная деформация коленных суставов, варусной — О-образная деформация.

Если пациент имеет изолированную вальгусную или варусную деформацию, то, очевидно, что реакция со стороны опорно-двигательного аппарата может быть только в период опоры. Период переноса во всех случаях остается интактным.

Для диагностики данного вида патологии большое значение приобретает регистрация временных характеристик шага. Эта методика дает возможность проследить перекат стопы по опоре и *заметить патологические установки, не отмечаемые визуально в статике при обследовании пациента*.

1. Вальгусная деформация.

Для вальгусной деформации характерен *внутренний перекат* стопы по опоре. Фактически, это перекат в сагиттальной плоскости, совершаемый по внутреннему краю стопы. При незначительной степени деформации будет происходить постановка на опору головки V плюсневой кости. В этом случае во фронтальной плоскости имеет место *медио-латеральный перекат*. Медио-латеральный перекат может быть легко диагностирован по подограмме. Критерием служит начало опоры на область головки I плюсневой кости раньше V-й. Пример подограммы медио-латерального переката приведен на рисунке 221.

Из всех фаз периода опоры только *фаза передачи* в норме проходит с контактом на I палец и может захватывать конец опоры на область головки I плюсневой кости, поэтому данная фаза не обладает диагностической ценностью в случае вальгусной деформации. В остальных могут иметь место следующие варианты: преждевременный контакт на область головки первой плюсневой кости, тотальный контакт на область головки первой плюсневой кости во все фазы периода опоры. Возможно увеличение амплитуды отведения в период опоры.

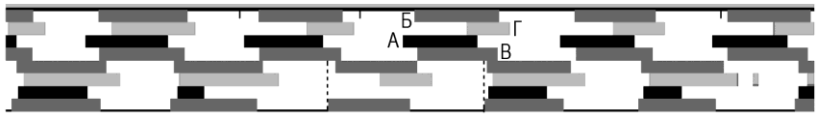


Рисунок 221. Подограмма медио-латерального переката (правая стопа — нижний графический блок). Вертикальные штриховые линии обозначают момент начала периода опоры, который совпадает с контактом на область головки I плюсневой кости, после чего происходит нагружение головки V плюсневой кости. Обозначения контактов даны на подограмме левой стопы. А — контакт пятки, Б — контакт области под головкой V плюсневой кости, Г — контакт носком, В — контакт областью под головкой I плюсневой кости.

Обнаружение этого симптома во многом зависит от техники измерения. Если для отметки изолинии на гониограммах используется положение основной стойки, то можно получить совершенно нормальную гониограмму, в то время как вся «нормальная» амплитуда может быть в пределах только отведения.

Избежать этого можно, если в положении основной стойки измерить угол деформации и учитывать его для дальнейшего представления гониограммы.

2. Варусная деформация.

Для варусной деформации характерен, соответственно, наружный перекат (рис. 222). Возможные варианты подограммы при варусной деформации: поздний контакт на область головки первой плюсневой кости, отсутствие контакта на область головки первой плюсневой кости.

Рисунок 222. Наружный перекат (левая стопа, вверху). Полностью отсутствует опора на головку первой плюсневой кости, контакт пятки спорадический. А – контакт пятки, Б — контакт области под головкой V плюсневой кости, Г — контакт носком, В — контакт областью под головкой I плюсневой кости.

При крайних степенях варусной деформации не будет происходить контакт области головки первой плюсневой кости с опорой в период опоры. Известны случаи, когда больной использует тыльную поверхность стопы для опоры и передвижения. В этом случае производство классической подометрии становится невозможным.

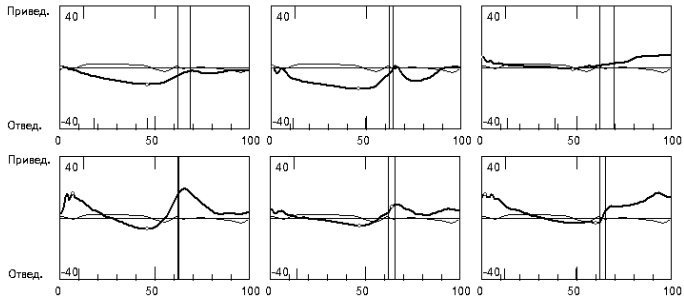


Рисунок 223. Гониограммы движений отведения–приведения на уровне голеностопного сустава. В верхнем ряду слева на право показаны гониограммы: при избыточном отведении в периоде опоры (слева и в центре), начальное положение в приведении. В нижнем ряду слева — гониограмма сустава с избыточной амплитудой приведения и отведения, в центре — гониограмма, близкая к нормальной, но имеется незначительная установка в приведении, справа — начальная установка сустава в приведении, амплитуда движений избыточна.

На рисунке 223 приведены примеры гониограмм во фронтальной плоскости на уровне голеностопного сустава.

Патология в горизонтальной плоскости

Ротационные движения стопы относительно голени остаются малоизученной областью, так как способы их измерения и регистрации стали доступны совсем недавно. Клинически эти движения могут быть заметны только при тяжелой патологии.

Малая амплитуда ротационных движений в норме дает им только одну степень свободы для изменений при патологии — увеличение амплитуды. Возможно увеличение амплитуды наружной ротации, внутренней ротации, а также увеличение амплитуды как наружной, так и внутренней ротации.

При любом из этих вариантов на конечный клинический результат будет влиять исходное положение сустава или его вынужденная установка в наружной или внутренней ротации, в нейтральном положении.

При наличии установки сустава в положении, отличном от нейтрального, существует четкая тенденция к уменьшению амплитуд движений сгибания–разгибания и увеличению движений отведения–приведения. Однако на это будет оказывать влияние конечная пространственная ориентация стопы на опоре по отношению к направлению движения.

Клинические примеры патологии голеностопного сустава

Пациент В.Н.Р-ик, 48 лет, диагноз: посттравматический артроз левого голеностопного сустава. При исследовании временных характеристик походки (табл. 29) обнаружено, что длительность ЦШ в пределах нормы, ПО на больной стороне — в норме, на здоровой увеличен (следствие работы двух правил — предоставление физиологического оптимума и перераспределения функций соответственно). Периоды двойной опоры в пределах нормы и симметричны для обеих сторон. Период ОО ниже нормы на больной стороне, а время НВД наступает незначительно раньше. Таким образом, имеется симптомокомплекс разгрузки пораженной стороны, но без прямого включения периодов двойной опоры. Их длительность не потеряла симметрию, т.к. имеющаяся патология пока не приводит к специфическим болевым или другим синдромам.

Таблица 29. Временные характеристики шага больного В.Н.Р-ика

Параметр	ЦШ с.	ПО %	ПП %	ДО %	ПДО %	ВДО %	ОО %	НВД %
5%	1.00	61.6	37.5	16.8	6.4	6.4	35.4	45.00
Среднее	1.20	62.1	37.9	25.8	12.9	12.9	37.4	50.0
95%	1.40	62.7	38.3	31.8	19.5	19.5	39.4	55.0
Левая	1.35	62.2	37.8	28.4	14.0	14.4	33.8	47.8
Правая	1.35	67.6	32.4	30.8	15.1	15.8	36.8	51.8

На гониограммах движений в суставах нижних конечностей (рис. 224) можно обнаружить следующие специфичные именно для этой патологии симптомы:

- общее снижение амплитуды движений сгибания–разгибания в пораженном голеностопном суставе (при этом страдает преимущественно разгибание),
- медленное (фактически вынужденное под весом тела) движение отведение в ПО (сопутствующий процесс в подтаранном суставе).

Однако мы можем увидеть незначительное снижение амплитуды сгибательных движений в тазобедренном суставе этой же стороны и значительно деформированную гониограмму коленного сустава (сгибание–разгибание). Гониограмма явно патологична. Отмечается значительное снижение амплитуды движений, отсутствие первой волны сгибания–разгибания, избыточное приведение в ПП.

Данный результат не может быть вызван основной патологией (деформирующим артрозом голеностопного сустава) и представляет собой самостоятельное заболевание (предположительно деформирующий артроз коленного сустава на фоне имеющейся нестабильности (избыточное приведение в ПП)). По этой причине

больному необходимо пройти дополнительное обследование на предмет выявления данной патологии.

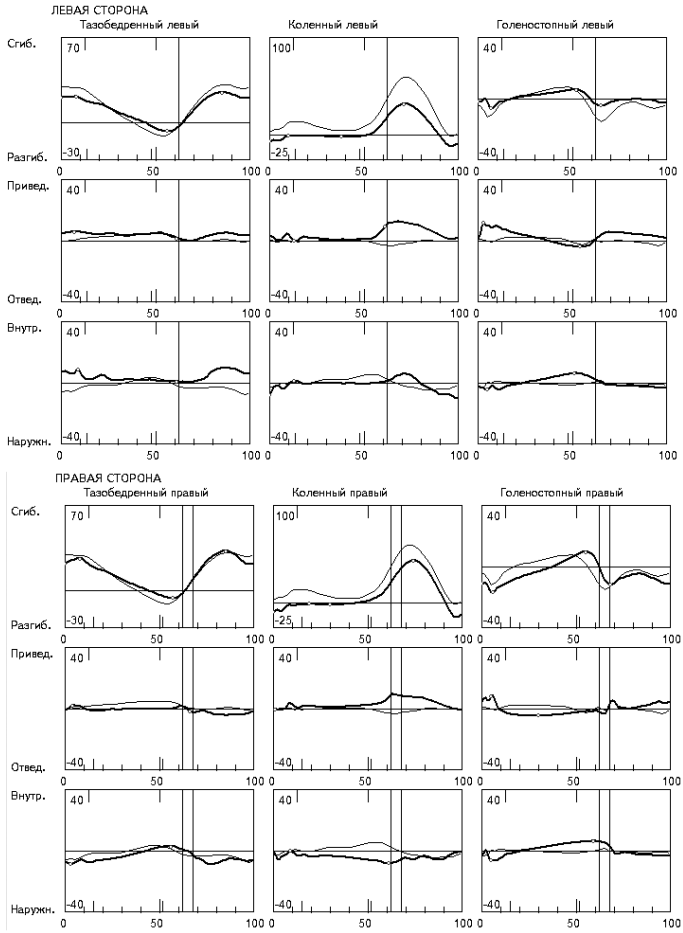
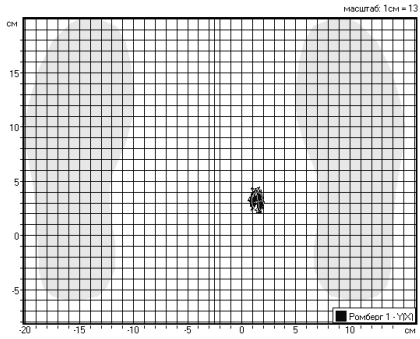


Рисунок 224. Кинематические характеристики больного В.Н.Р-ика.

Подверглись изменению и движения отведения–приведения и ротации в тазобедренном суставе.

На здоровой стороне мы можем увидеть нормальную функцию тазобедренного и незначительную компенсаторную гиперфункцию голеностопного сустава. Коленный при всем соответствии норме по амплитуде имеет незначительный дефект данного исследования – обнуление в положении небольшого сгибания коленных суставов, если его принять во внимание, то амплитуда коленного сустава на здоровой стороне не пострадала. Однако, как и на больной стороне отсутствует

первое сгибание-разгибание. Это уже работа правила функциональной симметрии.



Рисуно 225. Результат стабилометрического исследования больного В.Н.Р-ика.

При отсутствии выраженной болевой реакции на определенные периоды ЦШ (симметрия периодов ПДО и ВДО), тем не менее хронический болевой синдром привел к изменению статического стереотипа основной стойки и ЦД смещен значительно вправо для разгрузки больной стороны (рис. 225).

Пациент В.Ю.М-ев, 30 лет, диагноз: сросшийся перелом левого голеностопного сустава, разрыв Ахиллового сухожилия, состояние после пластики сухожилия.

Таблица 30. Временные характеристики шага больного В.Ю.М-ева

Параметр	ЦШ с.	ПО %	ПП %	ДО %	ПДО %	ВДО %	ОО %	НВД %
5%	1.00	61.6	37.5	16.8	6.4	6.4	35.4	45.00
Среднее	1.20	62.1	37.9	25.8	12.9	12.9	37.4	50.0
95%	1.40	62.7	38.3	31.8	19.5	19.5	39.4	55.0
Левая	1.47	67.1	32.9	40.6	21.2	19.4	26.5	47.7
Правая	1.48	73.2	26.8	41.8	20.3	21.5	31.4	51.7

Временные характеристики шага (табл. 30) показывают длительность ЦШ ниже нормы (медленный шаг), оба ПО увеличены, но на здоровой стороне более значительно (для полноценной работы правила предоставления оптимума не хватает компенсаторных возможностей). Периоды ДО так же значительно превышаю норму (то, что они фактически симметричны есть работа правила функциональной симметрии). Периоды ПДО и ВДО имеют незначительную асимметрию на больной стороне (разгрузка начала ПО). Длительность периодов ОО резко снижена особенно на больной стороне, время НВД наступает раньше (симптомы разгрузки больной стороны). В результате, мы можем видеть более тяжелую, чем в предшествующем случае, картину. Компенсаторные возможности уровня межконечностного взаимодействия оказываются в

значительной мере исчерпаны. Отсутствие существенной асимметрии по периодам двойной опоры говорит о постоянстве болевого синдрома на больной стороне.

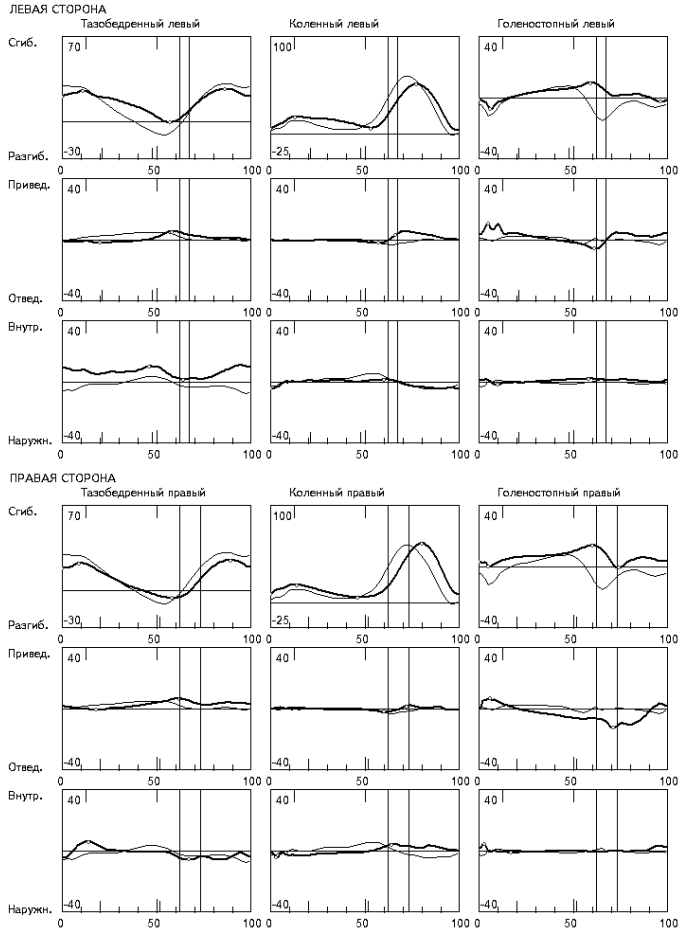


Рисунок 226. Кинематические характеристики больного В.Ю.М-ева.

Кинематические характеристики существенно изменены (рис. 226). Первое разгибание пораженного голеностопного сустава происходит с меньшей амплитудой, но необходимо помнить, что это вынужденное движение (под весом всего тела). Разгибание весь ПО происходит пассивно под весом тела, а второе разгибание — активное, почти отсутствует в результате блокирования болевым синдромом действия икроножной мышцы. Вынужденные движения отведения–приведения напоминают таковые в предшествующем случае. Но, тазобедренный и коленный суставы, в данном случае, здоровы.

Имеющиеся изменения — характерный пример работы компенсаторных механизмов на уровне ипсилатеральной конечности. На здоровой стороне значительных изменений не имеется, за исключением соответствующей деформации гониограмм по причине значительно возросшего ПО.

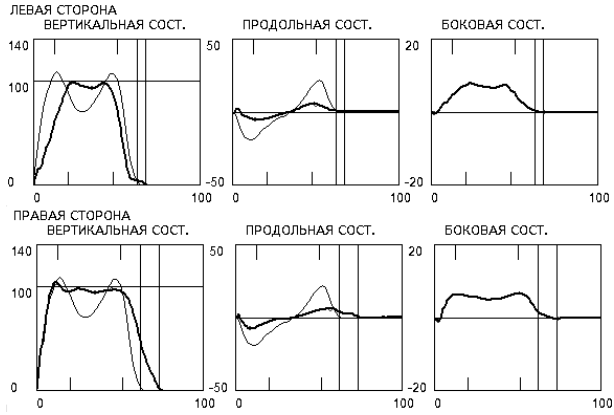


Рисунок 227. Динамические характеристики больного В.Ю.М-ева.

Графики реакций опоры показывают значительные изменения (рис. 227). Вертикальная составляющая на больной стороне образует форму, подобную колоколу с медленным принятием нагрузки и таким же медленным ее съемом. Динамическая опороспособность не превышает веса тела, и максимум вертикальной нагрузки приходится, естественно, на период ОО. Диапазон переменных динамических нагрузок

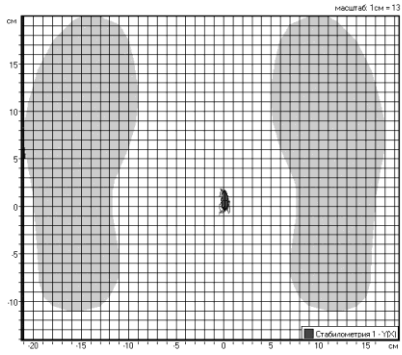


Рисунок 228. Результат стабилометрического исследования больного В.Ю.М-ева.

критически снижен. Продольная составляющая имеет также значительно сниженные экстремумы, зато поперечная — превышает норму (следствие почти обездвиженных во фронтальной плоскости тазобедренных суставов и соответствующего выравнивания тела

относительно опорной поверхности стопы). На здоровой стороне признаки работы правила функционального копирования: снижение амплитуды вертикальной составляющей, отсутствие переменных динамических нагрузок, симметричное снижение экстремумов продольной составляющей и увеличение амплитуды поперечной.

При очевидной тяжести состояния данного больного молодой возраст позволяет иметь меньшую выраженность компенсаторного смещения ЦД на здоровую сторону с лучшей стабильностью как во фронтальной, так и в сагиттальной плоскости (рис. 228).

Клинические примеры

Биомеханическое исследование, повлекшее смену клинического диагноза

Больной Д.Е.К-в, 13 лет, диагноз: ДЦП, нестабильность голеностопных суставов после ахиллопластики.

Временные параметры представлены в таблице 31. Правая нога начинает цикл шага, как это и положено в норме, с пятки и заканчивает период опоры носком. Таким образом, в сагиттальной плоскости имеет место *прямой* перекат. Перекат во фронтальной плоскости отсутствует, поскольку область головки первой и пятой плюсневых костей имеют контакт одновременно в 11.4% ЦШ.

Таблица 31. Временные и пространственные характеристики шага

Параметр	ЦШ с.	ПО %	ПП %	ДО %	ПДО %	ВДО %	ОО %	НВД %
5%	1.00	61.6	37.5	16.8	6.4	6.4	35.4	45.00
Среднее	1.20	62.1	37.9	25.8	12.9	12.9	37.4	50.0
95%	1.40	62.7	38.3	31.8	19.5	19.5	39.4	55.0
Левая	1.21	66.1	33.9	40.0	18.4	21.6	26.1	44.0
Правая	1.38	77.0	23.0	47.9	27.1	20.8	29.1	56.2

Анализ временных характеристик шага показывает, что время цикла шага правой стороны имеет значение, близкое к верхней границе нормы. Период опоры резко увеличен, сокращено время периода переноса, соответственно увеличено суммарное время двойной опоры (симптом неустойчивости). Первый период двойной опоры (ПДО)[1] значительно превышает длительность второго периода двойной опоры (ВДО). Это косвенный симптом того, что динамическая опороспособность правой ноги относительно меньше

[1]Для правой ноги это, соответственно, второй период двойной опоры.

опороспособности левой. Это подтверждает время периода одиночной опоры (ОО), которое значительно меньше слева, что остается верным при пересчете временных интервалов по абсолютному значению. Из-за существующей асимметрии начало второго периода двойной опоры (НВД) происходит позднее нормального, в 56.2% ЦШ.

В отличие от правой ноги, левая начинает цикл шага с опоры на область головки пятой плюсневой кости. В момент 2.0% ЦШ происходит контакт пятки и области головки первой плюсневой кости. Таким образом, в сагиттальной плоскости имеет место *обратный перекат*, а во фронтальной плоскости — отсутствие переката. Заканчивается период опоры контактом на носок. Это происходит благодаря тому, что угол разворота стопы инвертирован на обеих сторонах, но инверсия незначительна (2.6º для левой стопы и 3.6º для правой), что позволяет сохранить ориентацию оси стопы по курсу движения[1].

Время цикла шага с левой стороны соответствует средненормативному показателю. Период опоры незначительно превышает норму. Таким образом, базовые параметры цикла шага: время, период опоры и период переноса не имеют существенных отличий от нормы. Это демонстративный случай для правила обеспечения оптимума.

Суммарный период двойной опоры продленный, но его как относительное, так и абсолютное значение меньше, чем справа, что подтверждает более благополучные условия нагрузки на левую ногу. Начало второго периода двойной опоры наступает раньше нормы, что является следствием щадящего режима для данной стороны.

Таким образом, имеется симптоматика, свидетельствующая, что правая сторона имеет менее выраженную патологию и функциональные резервы ее выше, чем левой стороны. Поэтому основную нагрузку по адаптации принимает на себя правая сторона, обеспечивая более оптимальный режим функционирования для левой. Это подтверждает анализ гониограмм суставов нижней конечности (рис. 229).

При сравнении гониограмм для левой и правой конечности в тазобедренном и коленном суставах в сагиттальной плоскости отмечаются амплитуды сгибаний справа больше, чем слева. Амплитуда сгибания правого тазобедренного сустава избыточна и значительно превышает норму. Амплитуда разгибания находится на верхней границе нормы. В остальном, сустав сохраняет нормальный тип активности (в первую половину цикла шага — сгибание, во вторую — разгибание). Налицо гиперфункция сустава. Левый тазобедренный сустав показывает нормальную амплитуду сгибаний, но имеющееся

[1]В данном случае были установлены нормативы пространственных характеристик шага для взрослых, что не соответствует возрасту пациента, за исключением угла разворота стопы.

разгибание недостаточно. Это разгибание *возвратное,* т.к. происходит почти полностью в области амплитуды *истинного сгибания*.

Кинематика данных двух тазобедренных суставов — типичный пример компенсации недостаточной амплитуды одного тазобедренного сустава другим. При этом остается верным *правило перераспределения функций*. Левая сторона как более пораженная осуществляет преимущественно функцию переноса (больше длительность периода переноса, больше длина левого шага). Однако для более длинного шага необходима большая амплитуда движений в тазобедренном суставе, которая слева недостаточна. Именно эта недостающая амплитуда реализуется правым тазобедренным суставом.

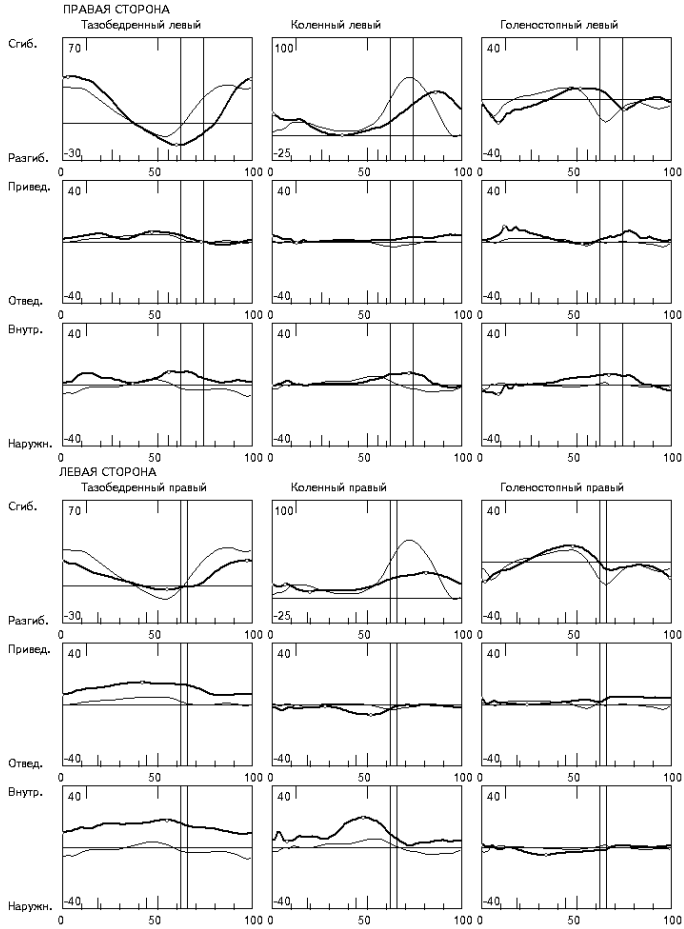


Рисунок 229. Гониограммы движений в суставах нижних конечностей.

В коленном суставе правой стороны первое сгибание отсутствует. Сустав имеет исходное положение в сгибании. Всю первую половину периода опоры происходит разгибание до нейтрального положения, которое сменяется медленным сгибанием. Сгибание имеет недостаточную амплитуду и позднее завершение, заканчивающееся в середине периода переноса.

Голеностопный сустав правой стороны имеет совершенно нормальный профиль гониограммы в сагиттальной плоскости. Отмечается позднее наступление максимальных амплитуд за счет относительного увеличения длительности периода опоры в цикле шага.

Во фронтальной плоскости движения в тазобедренном суставе соответствуют норме как по амплитуде, так и по фазе. В первой половине периода опоры имеется волна отведения (очевидная инверсия, т.к. должно быть приведение). Данная волна появляется незадолго до конца первого периода двойной опоры. Это не что иное, как результат наклона туловища и таза в сторону опорной ноги.

В коленном суставе правой стороны движения во фронтальной плоскости практически отсутствуют, как и в норме.

Голеностопный сустав справа дважды за период опоры показывает инверсию движений во фронтальной плоскости, причем оба раза движения приведения начинаются с началом периода двойной опоры.

В горизонтальной плоскости правая сторона не имеет выраженной патологии за счет того, что амплитуды движений невелики. На гониограмме тазобедренного сустава регистрируются две волны внутренней ротации, максимумы которой приходятся на периоды двойной опоры. Это результат сложной борьбы внутренних ротаторов бедра с наружными.

В сагиттальной плоскости на левой стороне имеется тотальная недостаточность амплитуд движений в тазобедренном и коленном суставах. В тазобедренном суставе недостаточна амплитуда разгибания. В коленном суставе имеется недостаточность как амплитуд сгибания, так и разгибания (исходное положение сустава в сгибании), кроме того, отсутствует первое сгибание.

В гониограмме голеностопного сустава левой стороны отсутствует первое разгибание. При этом исходное положение сустава в разгибании — результат спастики m. triceps surae. Интересно, что амплитуда сгибания находится в пределах нормы, недостаточна амплитуда второго разгибания сустава[1]. Это нарушение фазовой активности m. triceps surae.

Во фронтальной плоскости коленный и голеностопный суставы левой стороны не имеют значимых движений. Если для коленного сустава это нормально, то для голеностопного — результат эквинусной

[1]При этом первое разгибание происходит не в фазу нагружения, а в период переноса.

установки. Положение стопы на поверхности опоры, практически параллельное направлению движения (всего 1.6 градуса внутренней ротации), способствует снижению амплитуды движения в суставе во фронтальной плоскости. Тазобедренный сустав при нормальной амплитуде и профиле гониограммы имеет исходное положение в приведении, а также внутренней ротации. В этом положении и происходят все движения, не принимая нейтрального значения. Такая функция — результат спастики приводящих мышц бедра.

Движения в горизонтальной плоскости не показывают существенной патологии, за исключением второй половины периода одиночной опоры, в коленном суставе. Это компенсаторное движение, развившееся в коленном суставе левой стороны из-за того, что тазобедренный и голеностопный суставы оказались более ригидными. Тазобедренный сустав имеет вполне нормальную амплитуду истинной внутренней ротации в 8.6 градуса, но эта амплитуда имеет место из положения внутренней ротации в 9.5 градуса. Но при таком исходном положении сустава движение нормальной амплитуды становится относительно недостаточным. Исправляет это положение коленный сустав. Движение внутренней ротации в коленном суставе при фиксированной на опоре голени есть не что иное, как наружная ротация бедра, которая стремится нейтрализовать исходное положение во внутренней ротации. Таким образом, коленный сустав успешно компенсирует установку бедра в положении внутренней ротации, что приводит к ослаблению связочного аппарата коленного сустава, т.к. движения такой амплитуды (15.8 градуса) превышают пределы нормы.

Надо отметить, что клинический диагноз нестабильности голеностопных суставов не подтверждается. Общая амплитуда движений не превышает норму, имеются лишь фазовые нарушения с левой стороны, связанные со спастическим состоянием m. triceps surae. Гораздо более существенные нарушения функции имеют тазобедренный и коленный суставы левой стороны.

Функциональные последствия отдаленной травмы

Обследованный С.С.Ж-н, мужчина, 18 лет. В анамнезе: в 9 летнем возрасте тяжелый перелом таза с нарушением тазового кольца, результат автомобильной аварии. На момент обследования жалобы отсутствуют, движения свободные, клинически видимой патологии не обнаруживается. Обследование проведено по просьбе родителей.

Таблица 32. Основные временные характеристики цикла шага для левой и правой ноги

Параметр	ЦШ с.	ПО %	ПП %	ДО %	ПДО %	ВДО %	ОО %	НВД %	ПДО с	ПДО с

5%	1.00	61.6	37.5	16.8	6.4	6.4	35.4	45.00	0.06	0.06
Среднее	1.20	62.1	37.9	25.8	12.9	12.9	37.4	50.0	0.15	0.15
95%	1.40	62.7	38.3	31.8	19.5	19.5	39.4	55.0	0.27	0.27
Левая	1.20	61.0	39.0	22.7	10.1	12.6	38.4	48.4	0.12	0.15
Правая	1.20	60.7	39.3	22.8	12.1	10.7	37.9	50.0	0.15	0.13

Результат обследования. Временные характеристики шага. Продолжительность цикла шага и его периоды соответствует норме. Имеется асимметрия периодов двойной опоры (10.1% и 12.6% — для левой ноги, 12.1% и 10.7% — для правой) — это компенсаторный механизм разгрузки правой конечности в доклинической форме (табл. 32).

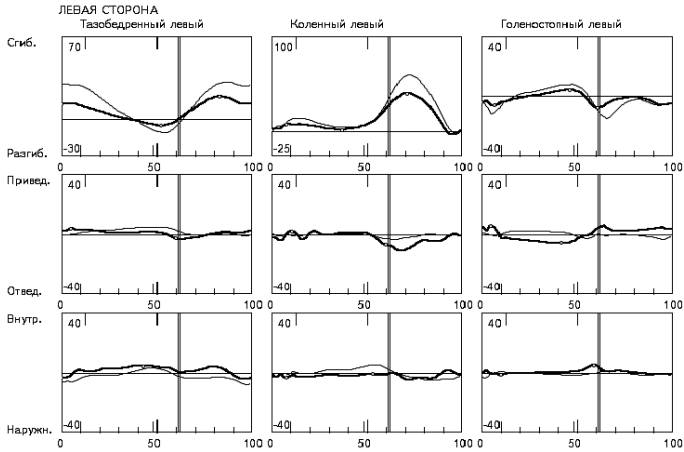


Рисунок 230. Гониограммы движений в суставах левой ноги. Верхний ряд — сгибание–разгибание, средний — отведение–приведение, нижний — ротация. Тонкой линией обозначена гониограмма в норме, толстой — гониограмма пациента.

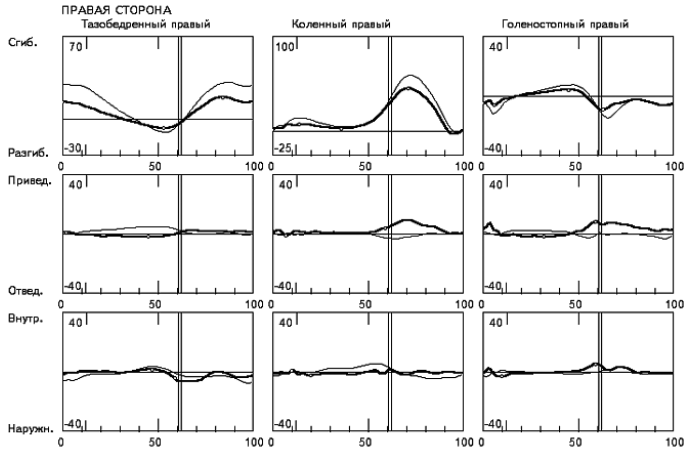


Рисунок 231. Гониограммы движений в суставах правой ноги. Верхний ряд — сгибание–разгибание, средний — отведение–приведение, нижний — ротация. Тонкой линией обозначена гониограмма в норме, толстой — гониограмма пациента.

На гониограмме (рис. 230) амплитуда движений тазобедренных суставов симметрична, имеется ограничение сгибания в фазу нагружения (48% — слева, 54% — справа от среднего показателя) и переноса (65% — слева и 64% — справа), ограничение разгибания в период одиночной опоры слева (до 58% от среднего показателя). Движения отведения–приведения снижены по амплитуде в левом тазобедренном суставе и инвертированы в правом (отведение вместо приведения). Амплитуда движений коленных суставов симметрична, сгибание ограничено в фазу нагружения (в два раза меньше нормы) и переноса (70% — слева и 78% — справа), в период переноса наблюдается отведение во фронтальной плоскости до 9 градусов слева и приведение до 7 градусов справа. В голеностопных суставах отмечается снижение амплитуды сгибания–разгибания с ее одновременным увеличением во фронтальной плоскости (отведение–приведение: 12 градусов — слева, 10 градусов — справа) и горизонтальной (внутренняя ротация по 5 градусов) (рис. 230-231).

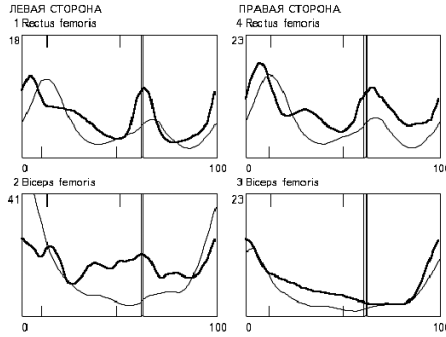


Рисунок 232. Результаты электромиографического исследования: функциональные электромиограммы мышц. Фрагмент отчета программного пакета «Клинический анализ движений».

На миограмме (рис. 233) фазовая биоэлектрическая активность мышц бедра соответствует норме, но ее амплитуда снижена для прямой мышцы бедра до 11.9 мВ слева и до 18.0 мВ справа (норма — 61.7 мВ), для двухглавой мышцы бедра — до 26.2 слева и до 14.6 справа (норма — 164.4 мВ).

Динамическая опороспособность конечностей асимметрична: для левой ноги близка к норме, для правой — снижена в начале и в конце периода одиночной опоры (99% при норме 103-123% и 101% при норме 105-121% веса тела). Диапазон переменных динамических нагрузок для правой ноги снижен и составляет 14% веса тела при норме 35% (рис. 233).

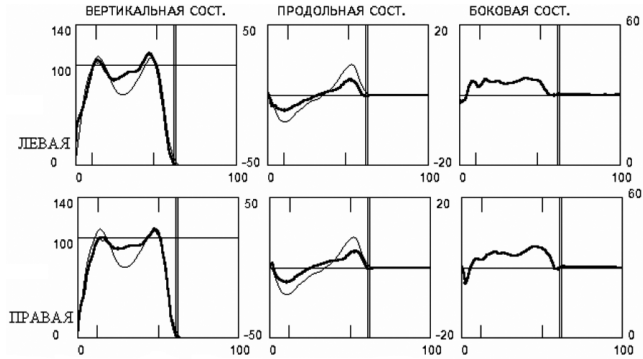


Рисунок 233. Графики реакций опоры (вертикальная, продольная и поперечная составляющие) для правой и левой ноги. Тонкая линия — реакции опоры в норме, толстая — данные пациента. Для вертикальной составляющей горизонтальная линия, обозначенная цифрой 100 — уровень в 100% веса тела. Фрагмент отчета программного пакета «Клинический анализ движений».

Статическая опороспособность правой ноги незначительно снижена, наблюдается смещение ЦД вперед и незначительно влево. Вес тела распределяется: 53%— на левую ногу и 47%— на правую. Имеется изменение соотношения колебаний в сагиттальной плоскости к колебаниям во фронтальной (рис. 234).

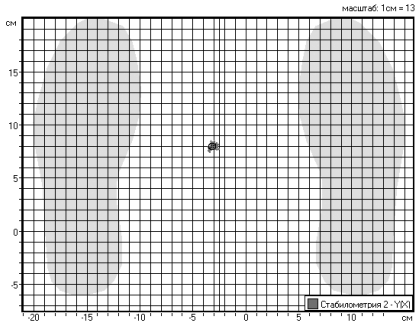


Рисунок 234. Результаты стабилометрического исследования больного С.С.Ж-н.

Таким образом, у обследованного наблюдается ограничение движения сгибания–разгибания для суставов нижних конечностей, синдром обратного Тренделенбурга (в его доклинической форме) в правом тазобедренном суставе. В коленных суставах имеется гипермобильность во фронтальной плоскости, т.е. нестабильность суставов. Амплитуда биоэлектрической активности мышц бедра снижена. Статическая и динамическая опороспособность не соответствуют нормальным показателям и указывают на неравномерное перераспределение веса тела, преимущественно на левую ногу. Динамическая опороспособность правой ноги снижена до критического уровня — меньше веса тела.

Данные симптомы показывают на недостаточность функции со стороны правой нижней конечности. При этом недостаточность имеет доклиническую и поэтому недиагностируемую обычными методами форму. Дальнейшее снижение динамической опороспособности правой ноги приведет к уже осознаваемым со стороны пациента и клинически видимым врачом проблемам. Учитывая это, пациенту были даны следующие рекомендации: решение вопроса об освобождении от призыва на действительную военную службу, выбор профессии, не связанной с физической нагрузкой, пройти несколько курсов ЛФК, направленных на укрепление мышц ног, особенно квадрицепса бедра и функциональной электростимуляции мышц нижних конечностей. Пройти обследование на предмет выявления патологии тазобедренных суставов.

Пример больного с гемипарезом после перенесенного инсульта

Больная А.Н.С-о, 57 лет, диагноз: остаточные явления после перенесенного ишемического инсульта, правосторонний гемипарез. От момента инсульта до обследования прошло два года. Временные характеристики шага представлены в таблице 33.

Таблица 33. Временные характеристики шага пациента А.Н.С-о

Параметр	ЦШ с	ПО %	ПП %	ДО %	ПДО %	ВДО %	ОО %	НВД %
5%	1.00	61.6	37.5	16.8	6.4	6.4	35.4	45.00
Среднее	1.20	62.1	37.9	25.8	12.9	12.9	37.4	50.0
95%	1.40	62.7	38.3	31.8	19.5	19.5	39.4	55.0
Левая	1.52	68.6	31.4	30.6	17.0	13.7	37.9	54.9
Правая	1.51	61.8	38.2	31.4	14.1	17.3	30.5	44.5

Цикл шага (табл. 33) практически симметричен. Имеется существенная асимметрия периодов опоры. Здоровая нижняя конечность выполняет преимущественно функцию опоры, контралатеральной конечности предоставляется возможность функционирования в режиме физиологического оптимума. Функциональную недостаточность правой стороны подтверждает значительная асимметрия показателя НВД — раннее начало НВД на стороне поражения позволяет разгрузить функционально недостаточную конечность.

Гониограммы движений в суставах демонстрируют не только тотальное снижение амплитуд движений, в том числе, и на здоровой стороне, но и симптомы, характерные для пареза правой стороны и компенсаторных изменений на левой стороне (рис. 235).

Правый коленный и голеностопный суставы фактически не работают, а имеют вынужденные (под нагрузкой) колебания около нейтрального положения. Реальные движения имеются только в тазобедренном суставе. В тазобедренном суставе на здоровой стороне поддерживается такая же по значению рабочая амплитуда, как и на больной. Коленный и голеностопный суставы функционируют в режиме адаптации к больной стороне.

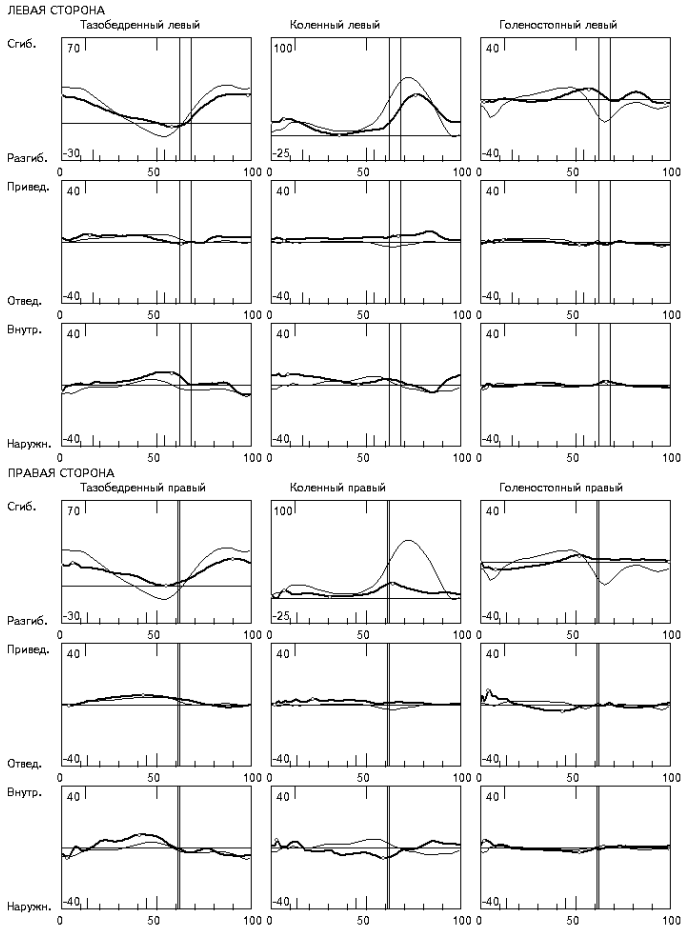


Рисунок 235. Гониограммы движений в тазобедренном, коленном и голеностопном суставах больной А.Н.С-о. Тонкая линия — гониограмма движений в норме, толстая — гониограмма движений в суставах пациента. Горизонтальная линия — нейтральное положение сустава (в положении стоя прямо), шкала внизу от 0 до 100% цикла шага, шкала слева — в градусах. Амплитуды движений в суставах при ходьбе на стороне пареза (справа) значительно снижены.

Для динамических показателей характерно уменьшение основных действующих амплитуд по вертикальной и продольной составляющим и тотальное снижение диапазона переменных динамических нагрузок (рис. 236).

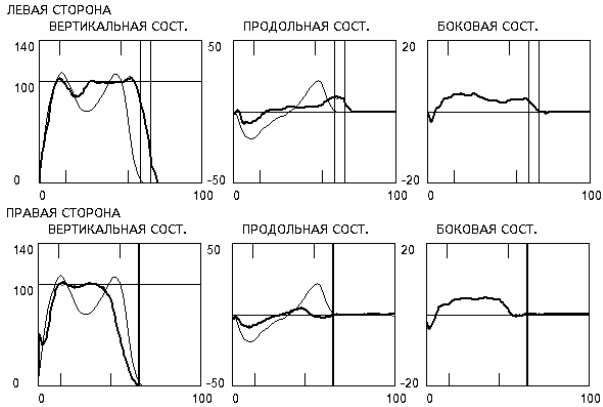


Рисунок 236. Динамограммы реакций опоры по вертикальной, продольной и поперечной составляющим для обеих нижних конечностей (больной Г-ов, гемипарез слева). Тонкая линия — норма, толстая — данные пациента. Шкала внизу — от 0 до 100% цикла ходьбы, шкала слева — % от веса тела обследуемого. Видны относительно симметричные изменения динамограмм. По вертикальной составляющей имеется снижение максимальных амплитуд до 100% веса тела пациента и уменьшение переменных динамических нагрузок (отношение между минимальной и максимальной амплитудами). По вертикальной составляющей нагрузка незначительно превышает вес тела обследуемого и не имеет выраженных минимумов и максимумов.

Данные симптомы являются не столько особенностью походки больного после перенесенного инсульта, сколько тем же симптомами медленной ходьбы.

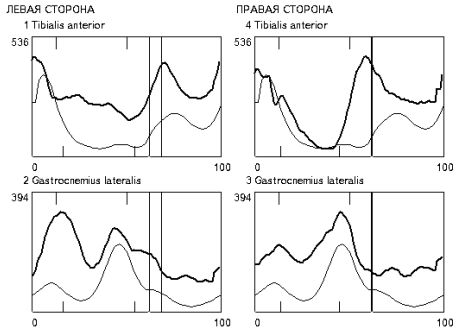


Рисунок 237. Результаты ЭМГ исследования больного Г-ов.

Электромиографическое исследование показало относительно незначительные фазовые изменения биоэлектрической активности мышц (рис. 237).

Справа на стороне гемипареза отсутствуют изменения в фазовой работе исследуемых мышц. Отмечается изменение взаимоотношения

амплитуд активности для большеберцовой мышцы. Для здоровой стороны имеется аналогичное изменение для наружной икроножной мышцы, когда первая волна активности стала преобладающей по амплитуде, чем основная. Зарегистрированы равные амплитуды активности в начале и в конце периода опоры для большеберцовой мышцы на здоровой стороне.

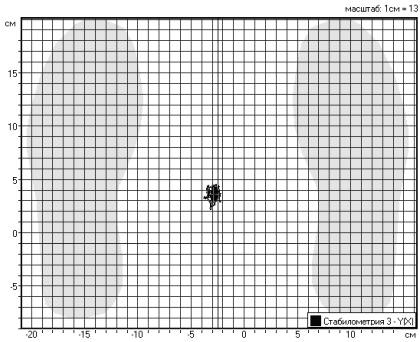


Рисунок 238. Результат стабилометрического исследования. Показаны типичные изменения баланса тела в основной стойке.

Стабилометрическое исследование показывает типичные изменения баланса тела после перенесенного инсульта (рис. 238). Это смещение центра давления, а значит и общего центра масс тела на здоровую сторону. Таким образом реализуется механизм разгрузки пораженной стороны. А так же смещение ЦД вперед в результате перегрузки здоровой стороны. Другой отчетливый симптом — уменьшение стабильности баланса в основной стойке, как во фронтальной, так и в сагиттальной плоскости.

Площадь статокинезиограммы и ее скорость значительно (в разы) увеличены по сравнению с нормой. На фронтальном графике спектра частот основной пик находится на частоте в 0.3 Гц, что является собственной резонансной частотой тела, которая в норме подавляется системой контроля баланса. На графике сагиттальной составляющей имеются дополнительные колебания ЦД в низкочастотной части спектра. Стабильность баланса пациента, таким образом, значительно снижена.

Стабилометрия

Введение

Среди различных пока еще мало известных направлений функциональной диагностики, активно развивающихся в последнее десятилетие в отечественной медицине, можно отметить нового представителя. Общее название этого метода — стабилометрия — это метод регистрации проекции общего центра масс тела (ОЦМ) на плоскость опоры и его колебаний в положении обследуемого стоя, а так же при выполнении различных диагностических тестов (рис. 239). В ряде случаев метод применяется при использовании различных положений тела обследуемого, включая положение сидя и лежа.

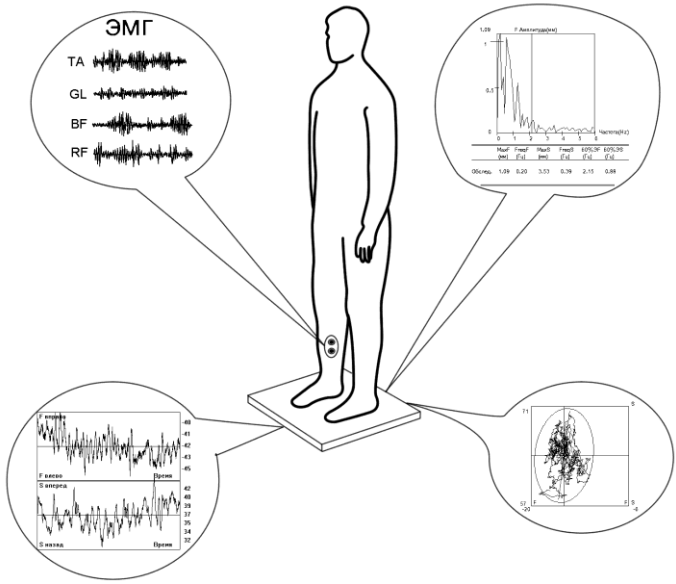


Рисунок 239. Общая схема информации, получаемой при стабилометрическом исследовании. Внизу слева — стабилограммы колебаний во фронтальной и сагиттальной плоскостях, внизу справа — статокинезиограмма и эллипс в пределах доверительного интервала, вверху слева — функциональная электромиограмма, регистрируемая во время стабилометрического исследования и специальных тестов, вверху справа — график анализа спектра частот и его параметры.

Строго говоря, стабилометрия — один из базовых методов клинического и фундаментального научного направления известного как ***постурология.***

Собственно термин «posture» в переводе с французского или английского — поза, положение тела. Более точно термин «posture» имеет значение как физическое расположение, размещение тела, приведение в порядок его частей и сегментов.

Как наука, постурология занимается изучением процессов сохранения, управления и регуляции баланса тела при его различных положениях и выполнении движений в норме и патологии. В клинической практике более всего остается востребованным исследование баланса обследуемого именно в положении основной стойки. Связано это, прежде всего, с тем, что такое исследование технически существенно проще и, в то же время, позволяет получить значительное количество клинически ценной информации. Поддержание равновесия, т.е. баланса тела при стоянии,— процесс динамический. Тело стоящего человека совершает иногда, практически невидимые, иногда хорошо заметные колебательные движения в различных плоскостях. Характеристика колебаний (их амплитуда, частота, направление, а так же среднее положение в проекции на плоскость опоры) являются чувствительными параметрами, отражающими состояние различных систем, включенных в поддержание баланса.

Действительно, баланс в основной стойке — активный процесс, в котором участвуют многие функциональные системы организма: опорно-двигательная, центральная и периферическая нервная системы. Среди органов чувств необходимо особенно выделить проприорецептивную и зрительную системы, которые физиологически несут основную нагрузку; имеет значение также и вестибулярный аппарат; в определенных случаях в регуляцию процесса баланса тела подключаются другие органы и системы. Даже из этого краткого списка видно, что тестирование процесса баланса тела в основной стойке может дать информацию о функциональном состоянии значительной части опорно-двигательной и сенсорной систем.

Стабилометрия, как метод исследования в клинической практике, используется относительно недавно. Не более 20 лет. Тем не менее, этот метод приобретает все большее значение в самых различных областях практической медицины. Это происходит в силу следующих факторов:

– используемый двигательный тест, основная стойка, включает действие многих систем организма (опорно-двигательной, нервной, вестибулярной, зрительной, проприорецептивной и других);

– исследование занимает относительно мало времени (от нескольких секунд до минуты);

– не требует монтажа датчиков на теле обследуемого (за исключением специальных методик);

– получаемые параметры очень чувствительны и обладают как диагностической, так и прогностической ценностью.

Именно поэтому стабилометрия сегодня широко представлена в практической медицине разных стран. Особенно в США, Франции, Японии, Италии и в других странах.

В 1969 г. было основано Международное общество постурологии. Основатели этого общества — исследователи, в основном, из Европы и Японии. С 1986 г. общество существенно расширило свои ряды. Следствием этого является изменение названия, теперь это — Международное общество исследования положения тела и походки (International society for postural and gait research). Его членами становятся ученые, занимающиеся различными аспектами движений человека: нейрофизиологи, инженеры, неврологи, отоларингологи, физиотерапевты и другие специалисты. Активные исследования в этой области привели к формированию нескольких различных школ: европейской, американской, японской.

В настоящее время регулярно проходят конференции и симпозиумы, издаются периодические журналы, проводятся дискуссии в Internet. Тем не менее, как отмечает известный американский исследователь [Horak F., 1997] стабилометрия еще не достигла своего полного потенциала как клинический инструмент.

В России стабилометрия, как клинический метод, еще только начинает свой путь в практическую медицину. Поэтому методические и методологические вопросы проведения исследования, получения информации являются наиболее острыми. Краткому освещению данной проблемы и посвящена эта работа. Анализ публикаций в отечественной и зарубежной литературе за последние 45 лет показывает, что стабилометрия, как диагностический метод, вышла из узких рамок научных лабораторий и привлекает пристальное внимание специалистов различных отраслей медицины [Скворцов Д.В., 2000]. Это такие специальности, как ортопедия-травматология, неврология, вертеброневрология, мануальная медицина, протезирование, оториноларингология, офтальмология, реабилитация и ряд других смежных специальностей.

Области применения стабилометрии

Как метод исследования функции равновесия, проприорецептивной системы, зрительного анализатора, вестибулярного аппарата и других функций организма, прямо или косвенно связанных с поддержанием равновесия, стабилометрия и ее варианты применяются во многих областях медицины [Кондратьев И.В. с соавт., 1999]. Достаточно перечислить такие специальности как ортопедия-травматология, неврология,

оториноларингология, офтальмология, реабилитация, мануальная медицина. Кроме того, стабилометрия является глобальной характеристикой баланса тела и находит применение как неспецифический индикатор функционального состояния опорно-двигательной и нервной систем.

В ортопедии-травматологии стабилометрические исследования позволяют определить наличие асимметрий опорно-двигательного аппарата, аномалий суставов и позвоночника. В травматологической практике стабилометрия дает возможность узнать функциональное состояние поврежденных нижних конечностей или позвоночника, определить опороспособность конечности [Погосян И.А., 1998; Скворцов Д.В., 2000]. Поскольку стабилометрическое исследование, это, во многом, исследование двигательной сферы, то оно нашло применение и при суставной патологии, такой генерализованной, как различные виды дорсопатий [Скворцов Д.В., 2000] или системной, как ревматоидный артрит [Ekdahl C., 1992].

В неврологии спектр применения стабилометрических исследований охватывает такие области как парезы, параличи, гиперкинезы, нарушения чувствительности различного рода, инсульты и их последствия, миодистрофии, различные дегенеративно-дистрофические заболевания центральной и периферической нервной системы, болезнь Паркинсона, дисциркуляторная энцефалопатия у пожилых, детский церебральный паралич, последствия черепно-мозговой травмы и др. [Васильев А.С., 2002; Дамулин И.В., Брыжахина В.Г., 2002; Донова Н.А. с соавт., 2004; Жаворонкова Л.А. с соавт., 2003; Кожевникова В.Т., 1999; Коновалова Н.Г., 2004; Кононова Е.Л., Ананьева Н.И., Балунов О.А., 2004; Мостовой Л.Я., 2004; Радзиковская Н.В., 2003; Черникова Л.А., 2004; Furman J.M., 1994; Gagey P.M., Weber B., 1995]. Основная цель — диагностика состояния функциональной сферы или дифференциальная диагностика, например, больных невритом вестибулярного нерва и с шейным остеохондрозом, с помощью стабилометрии [Karlberg M. et al., 1996]. В исследовании пациентов с болезнью Паркинсона или индуцированным медикаментозными средствами паркинсонизмом [Schaefer K.P. et al., 1990] имелось увеличение длины статокинезиограммы. Опыт других авторов показал, что стабилометрические тесты могут использоваться как дифференциально-диагностические от различных форм паркинсонизма [Trenkwalder C. et al., 1995]. При исследовании такой глобальной патологии как церебральный паралич посредством динамической стабилометрии у больных обнаружено вовлечение в двигательный ответ мышц-антагонистов и уменьшение активации мышц туловища [Burtner P.A., Qualls C., Woollacott M.H., 1998]. Для действия мышц оказалось одинаково важно как состояние центральной нервной

системы, так и механические условия (взаиморасположение между суставами).

Отечественные авторы [Сологубов Е.Г., Яворский А.Б., Кобрин В.И., 1996] успешно внедрили статическую стабилометрию в клиническую практику для выяснения особенностей статики больных церебральным параличом и воздействия различными лечебными факторами, в том числе костюмом «Адель».

Исследования группы пациентов с черепно-мозговой травмой [Geurts A.C. et al., 1996] показало, что колебания ЦД у этой группы более чем на 50% выше как для фронтальной, так и для сагиттальной плоскости, скорость ЦД на 20% ниже, чем в контрольной группе. Необходимо отметить, что французская школа постурологии выделяет синдром последствия сотрясения головного мозга, который регистрируется посредством статической стабилометрии. Характерным стабилометрическим симптомом его является увеличение площади статокинезиограммы свыше 200 мм^2. У всех больных с этим синдромом площадь статокинезиограммы превышает уровень 95% нормы. При этом часто выявляется увеличение девиаций в сагиттальной плоскости [Rubin A.M. et al., 1995].

Значительное место в современных исследованиях больных с различной патологией мозжечка занимает стабилометрия и некоторые производные тесты. Тест Ромберга позволяет быстро обнаружить возросшую роль зрения в поддержании баланса, например у больных со спиноцеребреллярной дегенерацией [Ohashi N., Nakagawa H., Asai M., 1993]. Для мозжечковых расстройств оказалось более характерным увеличение девиаций во фронтальной плоскости [Saling M. et al., 1991].

Стабилометрическое исследование позволяет определить дифференциально-диагностические признаки различных форм наследственных атаксий [Asahina M. et al., 1994]. Авторами найдены стабилометрические критерии двух форм наследственной атаксии по величине девиаций ЦД и данным спектрального анализа. В другом случае, больные с патологией передней доли мозжечка при стоянии показали специфический тремор с частотой 3 Гц в передне-заднем направлении. Во фронтальной плоскости девиации были незначительны с доминирующей частотой 0.5 Гц, что было так же отмечено у больных спинальной атаксией [Mauritz K.H., Dichgans J., Hufschmidt A., 1979].

Далеко не всегда стабилометрия может выступать как дифференциально-диагностический инструмент. Врач может столкнуться с различной клинической патологией, имеющей близкие функциональные нарушения. В этих случаях стабилометрическое исследование несет функциональную информацию, указывающую на изменение в той или иной системе. Так, больные с односторонней вестибулярной гипофункцией и пароксизмальным позиционным

головокружением показывают аномальные стабилометрические результаты в 50% случаев. При этом обнаруживается дефицит компенсации вестибуло-спинального уровня [Norre M.E., Forrez G., 1986].

Значительную ценность имеют данные стабилометрии у больных, перенесших инсульт головного мозга [Черникова Л.А. с соавт., 1999; Lee M.Y. et al., 1998].

Geurts A.C. с соавт. (1992) обследовал пациентов с наследственной нейропатией двух форм. Больные показали уменьшение возможности сохранения баланса в обоих направлениях. Автоматические функции баланса не были изменены.

Barrett R. с соавт. (1988) обследовал детей с мышечной дистрофией Дюшена. Девиации ЦД у данной категории больных были увеличены. После проведения ортезирования ЦД возвращался в положение ближе к нормальному, но девиации его во фронтальной плоскости оставались высокими, также как и частоты колебаний в обеих плоскостях.

В отличие от нейропатии Дюшена, диабетическая нейропатия характеризуется увеличением скорости ЦД и его девиаций [Boucher P. et al., 1995]. Тяжесть изменений коррелировала с клиническими проявлениями полинейропатии.

В реабилитации возможности метода стабилометрии расширяются от контрольно-диагностического до непосредственно реабилитационного прибора. Чувствительность метода позволяет определять в течение одних суток или часов эффективность проведенного воздействия (медикаментозного, физического, лечебной физкультуры, мануальной терапии и других). С другой стороны, развитие методов реабилитации у больных с расстройствами равновесия на принципах биологической обратной связи посредством информации о положении и движениях (ОЦМ) больного позволяет проводить эффективное восстановительное лечение [Авакян Р.К., 2001; Зиновьева Г.А., 2001; Скворцов Д.В., 2000; Устинова К.И., 2000].

В последние годы значительное место стабилометрия стала занимать в такой специальности как оториноларингология, поскольку позволяет провести исследование функции вестибулярного аппарата [Ганичикина И.Я., 2002; Лучихин Л.А., 1991; Лучихин Л.А., Доронина О.М., Ганичкина И.Я., 2004; Лучихин Л.А., Кононова Н.А., Горбушева И.А., 2004; Миронов В.Г., 1997]. Так исследование 180 больных с болезнью Меньера [Havia M., Kentala E., Pyykko I., 2004] посредством регистрации скорости ЦД не обнаружило достоверных отличий среди больных с различной длительностью заболевания. По мере увеличения продолжительности заболевания количество пациентов с нормальной скоростью ЦД падает с 78% до 38%, но эта находка не получила статистического подтверждения. В целом, у 58% имелась нормальная скорость ЦД при открытых глазах и у 55% — при

закрытых. При исследовании слуха обнаружено, что для группы с тоном 41-70 дБ была больше скорость ЦД для обоих положений (ГО и ГЗ) чем для пациентов в группе с тоном ниже 25 дБ. В другом исследовании [Lacour M. et al., 1997] у 50 больных с односторонним синдромом Меньера был исследован баланс до и после хирургического лечения (вестибулярная невротомия). Данные сравнивались с контрольной группой из 26 здоровых лиц. До невротомии пациенты показывали значительное увеличение площади статокинезиограммы при ГО +52% и при ГЗ +93%. Как среди больных, так и среди нормальных 54% при ГЗ увеличивали амплитуду и площадь колебаний ЦД. Остальные 46% не имели изменений. Данный результат нашел статистическое подтверждение. Таким образом, в обеих группах были две подгруппы одна с визуальной стратегией, другая с невизуальной. В группе здоровых процент различий площади статокинезиограммы +36% для тех, у кого визуальная стратегия и -6.2% для тех, у кого невизуальная стратегия. Аналогично процент различий площади в 45% и -4.2% имелись для группы больных. У всех пациентов площадь статокинезиограммы при ГО увеличивалась в ранние сроки после невротомии (1-2 недели) и возвращалась к преоперативным значениям позднее. В противоположность площадь статокинезиограммы, равно как и процент различия были отличными в обеих подгруппах пациентов при ГО в течение ранних стадий восстановления. Пациенты с невизуальной стратегией имели большую амплитуду колебаний ЦД, в то время как пациенты с визуальной стратегией меньше даже в положении ГЗ. Это говорит о том, что пациенты изменяли стратегию с условием их дооперационного состояния.

Один из западных исследователей [Furman J.M., 1994] отмечает, что стабилометрия не дает возможности определить этиологию или локализацию повреждения, однако это функциональное исследование помогает выяснить состояние вестибулярного аппарата, проводить направленное лечение и позволяет клиницисту правильно выбрать лечение и консультировать пациента. В целом, применение стабилометрии для диагностики функционального состояния больных с патологией вестибулярного аппарата способствовало существенному развитию всего направления, определяемого как вестибулология [Лучихин Л.А., 1991; Лучихин Л.А., Доронина О.М., Ганичкина И.Я., 2004; Gagey P.M., Weber B., 1995].

Динамическая стабилометрия — чрезвычайно полезный инструмент при исследовании больных с вестибулярной патологией. Тем более что данные такого исследования не всегда согласуются с клиническими или другими лабораторными исследованиями [Furman J.M., 1994]. Такая несогласованность, показывает, что, получаемая посредством стабилометрии, информация не дублируется и представляет совершенно иной пласт знаний.

В офтальмологической практике стабилометрия показала полезность для оценки функционального результата той или иной коррекции зрения. При этом оценивается не острота зрения, а то отклонение, которое повлекла за собой коррекция зрения в изменении балансировочных реакций. Как оказалось, острота зрения может быть восстановлена, но коррекция может иметь дефекты более тонкие, чем правильная фокусировка изображения на сетчатке глаза. Такие дефекты могут вызывать различные синдромы хронического головокружения [Синельникова А.Н., 1999; Скворцов Д.В., 2000; Gagey P.M., Weber B., 1995]. Стабилометрическое исследование и тест Ромберга (стабилометрический вариант) позволяют обнаружить такие причины.

В психиатрической практике метод стабилометрии используется относительно недавно [Скворцов Д.В., 2000; Kohen Raz R., Volkmar F.R., Cohen D.J., 1992; Schaefer K.P., Kukowski B., Sub K.J., 1990; Teasdale N. et al., 1993; Yardley L. et al., 1999], несмотря на то, что оказание влияния эмоционально-психической сферой на двигательные реакции не подлежит сомнению. Обнаружены характерные особенности баланса различных психиатрических больных, в том числе и с такой патологией как аутизм [Kohen Raz R., Volkmar F.R., Cohen D.J., 1992]. Существенное влияние на функцию равновесия оказывает состояние сферы внимания и вообще когнитивные расстройства [Redfern M.S., Jennings J.R., Furman J.M., 1999; Teasdale N. et al., 1993; Yardley L. et al., 1999]. В противоположность ранее известным данным посредством объективных стабилометрических исследований обнаружено, что величина девиаций ОЦМ уменьшается, если сознание обследуемого не занято выполнением какого-либо задания [Yardley L. et al., 1999].

Стабилометрия находит применение и в такой области медицины как анестезиология [Gupta A. et al., 1991] для оценки результата анестезии с помощью стабилометрии. Впрочем, этим методом начинают все чаще пользоваться и фармакологи.

Известно активное влияние на баланс основной стойки состояния зубочелюстной системы [Погосян И.А., 1998; Gagey P.M., Weber B., 1995; Marino A., 1999]. Собственно состояние зубочелюстной системы способно существенно изменять тонус мышц, участвующих в поддержании вертикальной стойки. Это влияние значительно при врожденной патологии [Погосян И.А., 1998]. Результаты стабилометрического исследования могут помочь дантисту обнаружить скрытые дефекты протезирования [Gagey P.M., Weber B., 1995].

Совершенно особое значение стабилометрия приобрела в области остеопатии [Gagey P.M., Weber B., 1995].

Врачи других медицинских специальностей также начинают находить в стабилометрии ценный источник до того неизвестной функциональной информации.

Чувствительность стабилометрического метода и качество получаемой информации позволяют использовать этот метод для определения текущего функционального состояния пациента не только при заболеваниях непосредственно связанных с двигательной сферой, хотя именно последние дают наиболее яркую картину, но и при болезнях других систем и органов. Например, при обследовании большой группы пациентов старше 60 лет с различными неврологическими расстройствами [Ojala M., Matikainen E., Juntunen J., 1989] обнаружено, что длина статокинезиограммы и девиации центра давления были у этой группы больше, по сравнению с контрольной. В то же время, анализ спектра частот и коэффициент Ромберга не дали существенных корреляций между группами.

Такое широкое применение одного метода в различных отраслях медицины позволяют сделать заключение, что сегодня стабилометрия — это уже один из методов ***функциональной диагностики двигательной патологии***. При этом данный метод позволяет получить врачу информацию недоступную посредством органов чувств или другими инструментальными способами.

Теоретические основы стабилометрии

В данном разделе приведены основные сведения о физиологии, нейрофизиологии, биомеханике баланса в основной стойке. Будут рассмотрены частные аспекты влияния дыхательных экскурсий и закономерностей колебаний ЦД в вертикальной плоскости.

Физиология и патофизиология баланса в основной стойке

Вектор веса тела, проходящий через центры суставов,— это теоретически идеальный случай действительно нейтрального положения суставов. Основная стойка здорового человека имеет несколько иные взаимоотношения. Линия вектора тела или вертикаль, проходящая через ОЦМ, опускается из центра головы (уровень которого соответствует отверстию ушной раковины), проходит на один сантиметр кпереди от тела четвертого поясничного позвонка, через центр тазобедренного сустава, впереди коленного и ложится на плоскость опоры на 4-5 см кпереди от линии внутренних лодыжек (рис. 240).

В этом состоянии тазобедренный и коленный суставы замыкаются пассивно и не требуют расхода энергии. Голеностопный сустав замыкается активно напряжением трехглавой мышцы голени. Таким образом, действия голеностопного сустава контролируют баланс тела в основной стойке.

Обратная связь на поддержание основной стойки происходит от зрительной, проприорецептивной и вестибулярной систем. Однако вестибулярная система участвует особым образом в медленных и высокоамплитудных движениях, которые отсутствуют в нормальной стойке здорового человека. Основная система управления балансом построена на сигналах, поступающих от мышечных рецепторов, суставных и механорецепторов. Значительную долю (в норме) занимает визуальная информация.

Совместное исследование французских и канадских ученых [Nougier V. et al., 1997] показало, что полное, центральное и периферическое зрение оказывают влияние на сохранение баланса различным образом. Центральное зрение оказывает большее влияние на контроль движений во фронтальной плоскости, в условиях, когда соматосенсорная информация недостаточна. Периферическое зрение в этих же условиях оказывает большее влияние на контроль колебаний в сагиттальной плоскости.

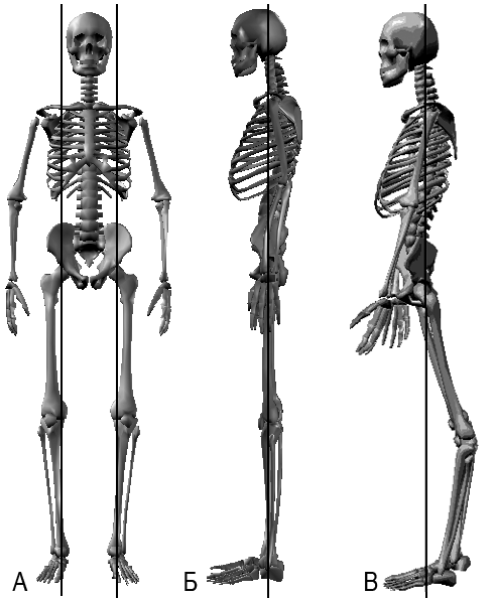


Рисунок 240. Положение суставов нижних конечностей: А — нейтральное во фронтальной, Б — в сагиттальной плоскостях, В — реальное нейтральное положение.

Положение ЦД у здорового человека имеет четко определенную позицию. Это положение соответствует показанному на рисунке 241.

Почему это положение является оптимальным? Очевидно, что в любой механической системе запас устойчивости определяется тем, насколько велика возможность баланса из некоторого среднего положения. Для стоящего человека его рабочая опорная поверхность, используемая для баланса, образуется пяточными буграми и головками плюсневых костей. Положение ЦД точно в геометрическом центре этой фигуры и будет физиологическим оптимумом.

В этом положении, когда ЦД равноудален от любого края опорной поверхности, резерв сохранения баланса максимален. Именно это положение ЦД регистрируется при исследовании здоровых людей. Данное правило сохраняет свое действие при любом положении стоп относительно друг друга [Kirby R.L., Price N.A., MacLeod D.A., 1987]. Среднее положение центра давления у здорового человека находится на 45.5±0.8 мм впереди линии голеностопных суставов [Гурфинкель В.С., Коц Я.М., Шик М.Л., 1965].

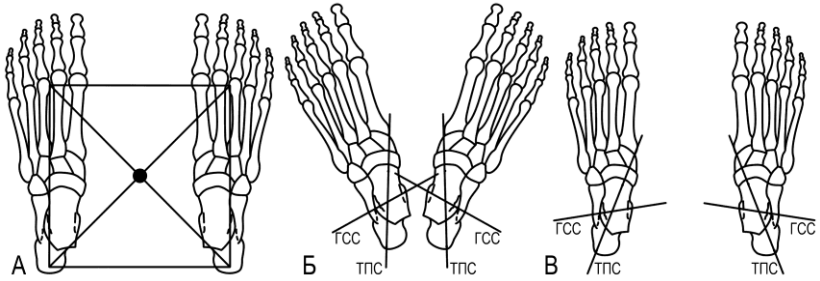


Рисунок 241. А — идеальное положение центра давления (ЦД) в норме. Б — взаиморасположение осей движений в голеностопном (ГСС) и таранно-пяточном (ТПС) суставах в европейской установке обследуемого. В — взаиморасположение осей голеностопного (ГСС) и таранно-пяточного (ТПС) суставов при американской установке обследуемого.

Очевидно, что информация об абсолютном положении ЦД в системе координат пациента является базовой для клинической интерпретации. Изменение положения ЦД от нормы в пределах площади опоры будет изменять и все другие характеристики (девиации, площадь, длину и др.). Это связано с тем, что наступают совершенно иные взаимоотношения между сегментами тела и мышцами (при асимметричной установке) или только между мышцами (при симметричной установке). В любом случае эксцентричное положение ЦД требует затраты дополнительных энергетических ресурсов на поддержание баланса [Teasdale N., 1993].

Вышеизложенное доказывает, что абсолютное положение тела, точнее стоп обследуемого на платформе необходимо регистрировать

при стабилометрическом исследовании, т.е. речь идет об установке пациента на платформу. Существует два основных традиционных подхода установки положения стоп пациента на платформе. Первый из них можно условно назвать европейским: пациент устанавливает стопы в положении пятки вместе, носки врозь (рис. 241Б).

Это положение отличается естественностью и максимальным удобством для пациента. Однако с точки зрения выделения стратегии поддержания баланса основной стойки такое положение приводит суставы нижней конечности в более сложное взаиморасположение. Преимущество состоит в том, что оси подтаранных суставов параллельны и направлены строго в сагиттальной плоскости. Поэтому контроль баланса во фронтальной плоскости осуществляется только работой данных суставов.

Таким образом, для наиболее используемой здоровым человеком голеностопной стратегии поддержания баланса значительная компонента движения в сагиттальной плоскости передается с голеностопного сустава на таранно-пяточный, Шопаров и суставы тарза.

Второй подход можно определить как американский; именно на этом континенте значительное число стабилометрических исследований производится при положении стоп на некотором расстоянии параллельно друг другу (рис. 241В).

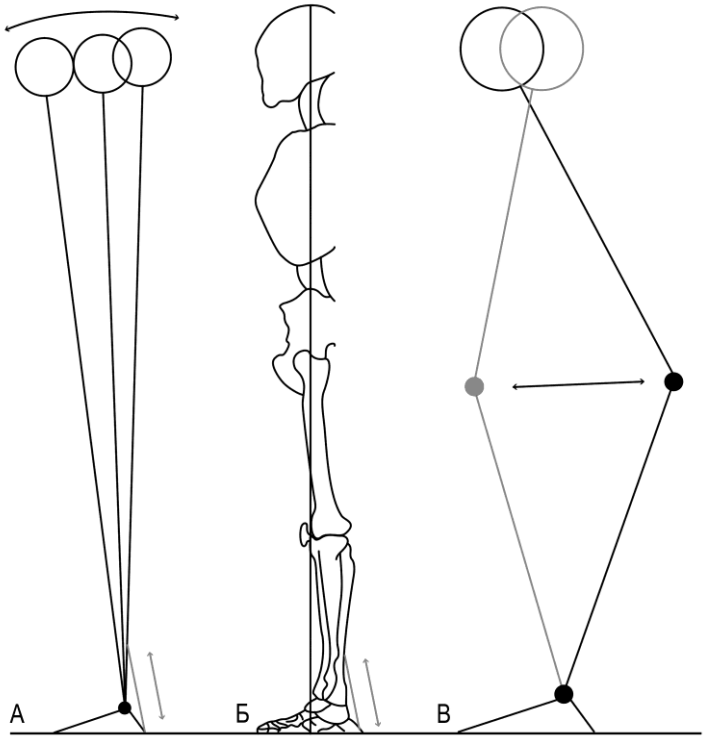


Рисунок 242. Кинематическая модель баланса в сагиттальной плоскости. А, Б — балансировочные движения производятся только в голеностопных суставах (голеностопная стратегия). ЦД смещен вперед и от падения вперед вся кинематическая цепь удерживается напряжением камбаловидной мышцы. В — тазобедренная стратегия. Центр тяжести тела совершает колебательные движения высокой амплитуды за счет сгибания–разгибания в тазобедренных суставах.

Необходимо отметить, и это подтверждено нашим личным опытом, что американский способ постановки стоп оказался неудобным для большинства наших пациентов. Такая постановка стоп, несмотря на ее простоту, как естественная может быть воспринята лишь узким кругом профессий или спортсменов. Например, для людей практикующих различные виды восточных боевых искусств такая стойка не вызывает трудностей, поскольку является в них традиционной.

Для понимания того, как механически происходит балансировка тела человека в основной стойке, необходимо рассмотреть несколько упрощенную модель кинематических цепей, образующихся при стоянии человека в основной стойке. Рассмотрим две основные

плоскости, в которых происходят колебания: фронтальную и сагиттальную.

Сагиттальная плоскость имеет наибольшую амплитуду колебаний ЦД в норме. Схематично кинематическую модель колебаний стоящего здорового человека можно представить в виде перевернутого маятника с осью вращения в голеностопных суставах (рис. 242). Именно движения в голеностопных суставах являются для нормальной стойки основными балансировочными [Гурфинкель В.С., Коц Я.М., Шик М.Л., 1965; Horak F., Nashner L., 1986].

Поскольку свойства колебаний механического маятника будут в последующем неоднократно сравниваться с колебаниями ЦД у больных, имеет смысл осветить их более подробно. Если рассмотреть идеальный механический маятник (т.е. маятник, не имеющий сил трения или других помех колебаниям) (рис. 243), то частота колебаний такого маятника обратно пропорциональна длине плеча маятника (l).

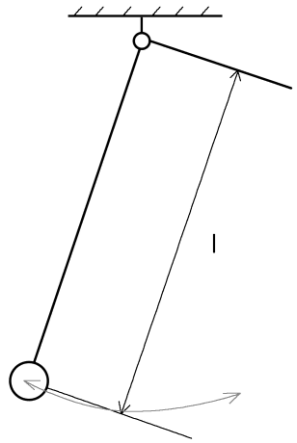


Рисунок 243. Модель идеального маятника, где l — длина плеча маятника.

Частота идеального механического маятника определяется по формуле:

$$\omega = \frac{g}{l}, \text{ где}$$

ω — частота колебаний маятника, g — ускорение свободного падения, l — длина плеча маятника.

Ускорение свободного падения — величина постоянная, поэтому частота колебаний зависит только от плеча маятника.

Для стоящего человека этой величиной очень условно может являться его рост (более реально — расстояние от опоры до центра тяжести тела). В условиях живого организма длина плеча маятника является величиной переменной, подверженной колебаниям, как минимум, в результате мышечной, дыхательной и сердечной

деятельности. Тем не менее, физическая основа — обратно пропорциональная зависимость от плеча маятника остается.

Величина амплитуды колебаний также имеет аналогичную зависимость от длины плеча маятника и прямо пропорциональную от его начального положения (отклонения).

$$\theta = \frac{x_0}{l}, \text{ где}$$

θ — амплитуда колебаний маятника, x_0 — начальное отклонение, l — длина плеча маятника.

Таким образом, в идеальном случае механического маятника на его частоту колебаний оказывает влияние только длина плеча маятника. Чем она больше, тем частота колебаний меньше. Аналогичную зависимость от плеча маятника имеет амплитуда его колебаний и обратную от величины начального отклонения.

Отметим, что закономерностям механического маятника, с определенными оговорками, соответствуют колебания ЦД здорового человека. В случае патологии взаимоотношение амплитуд и частот колебаний существенно изменяется.

Для основной стойки здорового человека характерно то, что коленные и тазобедренные суставы находятся в положении пассивного замыкания и удержание их в этом положении не требует затрат энергии. Туловище находится в вертикальном положении и также не принимает участия в поддержании баланса. Таким образом, балансировочные движения осуществляются только в голеностопных суставах. Очевидно, что последние могут контролироваться преимущественно двумя мышцами: tibialis anterior и triceps surae.

Как показано на рисунке 242, центр тяжести тела находится несколько впереди promontorium таза и его вертикальная проекция проходит впереди оси движений голеностопных и коленных суставов и позади тазобедренных. В этом положении имеется наружный (в результате силы тяжести) момент силы, который стремиться разогнуть тазобедренные суставы. Оба сустава замкнуты мощной Бертиниевой связкой и удерживаются без затраты энергии в этом положении. Коленные суставы также имеют наружный вращающий момент сил, стремящийся разогнуть их, и замыкаются пассивно натяжением связок задней поверхности сустава и суставной капсулой. Голеностопные суставы имеют свой наружный вращающий момент, стремящийся произвести сгибание, которое при фиксированной к опоре стопе реально является наклоном голени вперед. Этому вращающему моменту нет адекватного противодействия со стороны связочного аппарата. Все балансировочные движения происходят в пределах рабочей амплитуды голеностопного сустава. В описанном положении сустав может замыкаться только активно — действием трехглавой мышцы голени. При этом трехглавая мышца выполняет силовую

работу, а передняя большеберцовая — коррекционную. Сама трехглавая мышца состоит из камбаловидной, контролирующей сгибание в голеностопном суставе, и двух икроножных, являющихся двусуставными, работающими как на сгибание коленного, так и на разгибание голеностопного сустава. В силу таких физиологических и анатомических особенностей данных мышц основная функция контроля баланса отводится камбаловидной мышце. Такой физиологический тип поддержания баланса в основной стойке получил название ***голеностопная стратегия*** [Horak F., Nashner L., 1986].

Для представления о голеностопной стратегии на стабилометрическом исследовании приводится пример обследования здорового испытуемого 46 лет (рис. 244).

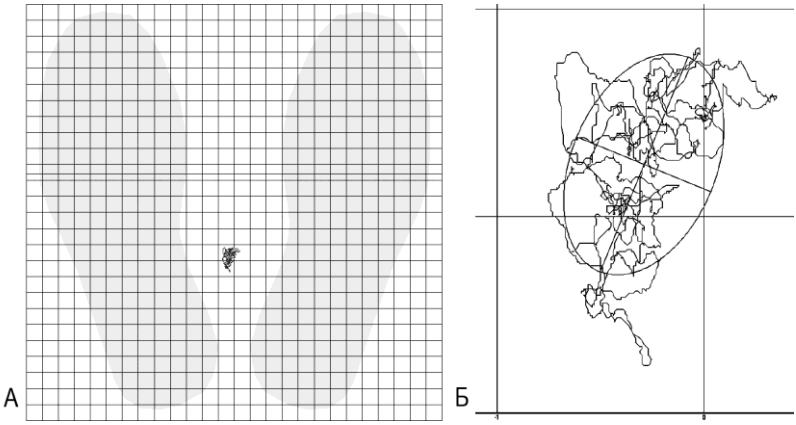


Рисунок 244. Слева — положение ЦД в системе координат пациента (Европейский стандарт) — положение ЦД в сагиттальной плоскости в норме, имеется незначительное смещение ЦД влево в пределах нормы. Справа — статокинезиограмма. Колебания ЦД незначительно превышают 10 мм в сагиттальной плоскости и менее этой величины для фронтальной (размер клетки разметки равен 1 см).

Как видно из приводимого графика, положение ЦД находится в пределах нормы. Имеющееся незначительное смещение влево не превышает такового для нормы. По сантиметровой сетке можно оценить величину колебаний ЦД, которая для сагиттальной плоскости не значительно превышает величину в 10 мм.

Более подробное изучение статокинезиограммы показывает, что колебания плавные, без резких изменений направления. Статокинезиограмма разрежена (низкая плотность траектории ЦД), соотношение сагиттальных колебаний к фронтальным также в пределах нормы.

На стабилограмме имеется характерная картина (рис. 245) плавных колебаний незначительной амплитуды как для сагиттальной,

так и для фронтальной плоскости. Имеется слабо выраженная периодичность медленных колебаний от 1 до 5 секунд.

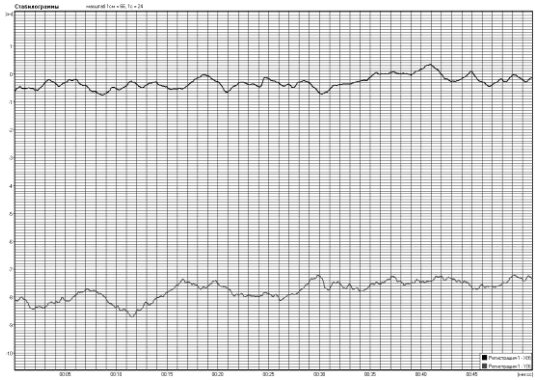


Рисунок 245. Стабилограммы колебаний ЦД во фронтальной плоскости вверху и в сагиттальной — внизу. Колебания незначительной амплитуды плавные, без резких изменений.

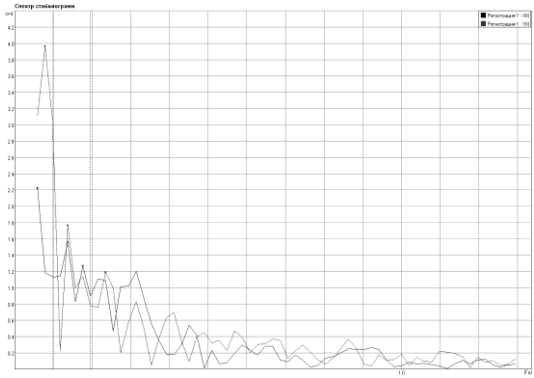


Рисунок 246. Спектрограмма колебаний во фронтальной и сагиттальной плоскости. Основные по амплитуде колебания находятся в низкочастотной части спектра (менее 0.1 Гц), далее количество и величина колебаний быстро убывает и снижается до минимума к значению 0.5 Гц.

График спектра частот (рис. 246) представлен колебаниями средней амплитуды до 4 см по сагиттальной и до 2.2 см по фронтальной плоскости на частотах менее 0.1 Гц. Имеющиеся колебания более высокой частоты и значительно меньшей амплитуды. К уровню 0.5 Гц остаются колебания незначительной амплитуды (2-4 мм). График спектра частот имеет вид остроконечной вершины (слева) круто спускающейся к оси абсцисс. Таким образом, для нормального баланса характерны колебания низкой частоты и малой амплитуды.

Некоторые стабилометрические параметры данного исследования представлены в таблице 34.

Таблица 34. Основные параметры стабилометрического исследования

Параметр	Обозн. (ед.)	Регистрация-1
Среднее положение ОЦД в фронтальной плоскости	X (мм)	-2.98
Среднее положение ОЦД в сагиттальной плоскости	Y (мм)	-51.58
Среднеквадратическое отклонение ОЦД в фронтальной плоскости	x (мм)	4.82
Среднеквадратическое отклонение ОЦД в сагиттальной плоскости	y (мм)	11.92
Скорость ОЦД	V (мм/с)	5.47
Частота 1-го максимума спектра по фронтальной составляющей	Xfl (Гц)	0.06
Амплитуда 1-го максимума спектра по фронтальной составляющей	Xa1 (мм)	22.21
Частота 1-го максимума спектра по сагиттальной составляющей	Yf1 (Гц)	0.08
Амплитуда 1-го максимума спектра по сагиттальной составляющей	Ya1 (мм)	39.64
Уровень 60% мощности спектра во фронтальной плоскости	xf60% (Гц)	0.20
Уровень 60% мощности спектра в сагиттальной плоскости	yf60% (Гц)	0.10
Площадь статокинезиограммы 95	s95 ($мм^2$)	64.30
Отношение длины статокинезиограммы к ее площади	LFS95 ($мм^{-1}$)	4.34

Особого внимания заслуживает параметр скорости, который не должен существенно превышать нормативное значение. Уровни мощности спектра частот для обеих плоскостей находятся в пределах низких частот, как и максимальные амплитуды.

В отличие от физиологической голеностопной стратегии для колебаний в сагиттальной плоскости этими же авторами обнаружена и патологическая ***тазобедренная стратегия*** (рис. 242). Тазобедренная стратегия названа так потому, что в этом случае баланс сохраняется благодаря резким амплитудным движениям в тазобедренных суставах. Поскольку тазобедренная стратегия встречается только в случае тяжелой патологии, то ниже приводится характерный пример такой стратегии.

Пациентка В.М.Ж-к, 72 года, диагноз: последствия ОНМК в левом полушарии, спастический парез правой ноги, множественные грыжи поясничного отдела, периферический парез левой ноги.

Больная с трудом сохраняет равновесие, возможно исследование только в положении с открытыми глазами. Данный случай интересен

тем, что баланс сохраняется посредством тазобедренной стратегии. Положение ЦД в системе координат пациента и статокинезиограмма приведены на рисунке 247.

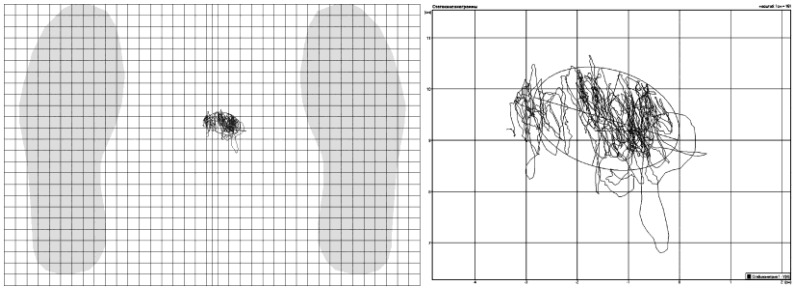


Рисунок 247. Слева — положение ЦД характеризуется смещением вперед близко к границе зоны стабильности и вправо. Колебания во фронтальной плоскости превышают таковые в сагиттальной. Справа — статокинезиограмма характеризуется значительными амплитудными колебаниями в сагиттальной плоскости (справа налево) и преобладанием девиаций ЦД во фронтальной плоскости.

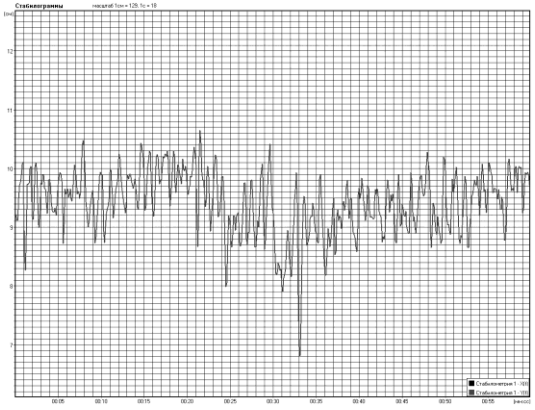


Рисунок 248. Стабилограмма колебаний в сагиттальной плоскости. Имеются характерные высокоамплитудные колебания с частотой около 1 Гц.

ЦД вынесен далеко вперед относительно нормального значения 84 мм, против 64 в норме[1]. Уже по статокинезиограмме видно, что в сагиттальной плоскости имеются резкие амплитудные колебания с наклоном справа налево. Поскольку парез двусторонний, то ЦД лишь незначительно отклонен вправо, т.е. правая нога является статически более способной.

[1] Подробные нормативные данные изложены в соответствующем разделе настоящей монографии.

Стабилограмма колебаний при тазобедренной стратегии имеет характерный вид (рис. 248) частокола из колебаний следующих друг за другом почти через равные промежутки времени около 1 секунды.

График спектра частот колебаний в сагиттальной плоскости отчетливо демонстрирует наличие данных колебаний на частоте от 0.9 до 1.2 Гц. Характерно, что до частоты в 3 Гц имеются колебания средних и малых амплитуд.

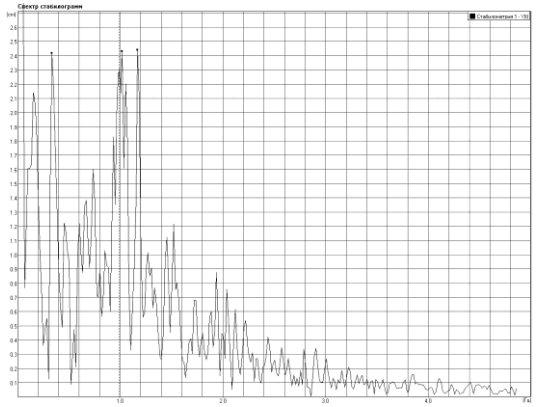


Рисунок 249. График спектра частот колебаний в сагиттальной плоскости. Хорошо видны пики колебаний на частоте 1.17 Гц, выше этой частоты и на частоте 0.18 Гц. Все три пика высокой амплитуды.

Таким образом, при тазобедренной стратегии больным совершается значительная работа по удержанию равновесия, которая требует напряжения двигательных ресурсов организма. Полученные графические данные подтверждаются соответствующими стабилометрическими параметрами (табл. 35).

При изучении параметров обращает на себя внимание:

– значительная величина среднеквадратических отклонений ЦД в сагиттальной и фронтальной плоскостях,

– многократное увеличение скорости ЦД,

– увеличение площади статокинезиограммы в несколько раз по сравнению с нормой,

– наличие в спектре по сагиттальной плоскости основных амплитуд в районе частоты в 1 Гц,

– смещение уровня 60% мощности спектра в высокочастотную часть.

Таким образом, мы видим терминальный баланс, поддержание которого предъявляет условия к опорно-двигательной системе, которые могут быть удовлетворены только посредством напряжения близкого к предельному. При этом положение ЦД в сагиттальной плоскости близко к границе зоны стабильности.

Таблица 35. Основные параметры стабилометрического исследования больной В.М.Ж-к

Параметр	Обозн. (ед.)	Значение
Среднее положение ОЦД в фронтальной плоскости	X (мм)	10.43
Среднее положение ОЦД в сагиттальной плоскости	Y (мм)	84.21
Среднеквадратическое отклонение ОЦД в фронтальной плоскости	x (мм)	66.63
Среднеквадратическое отклонение ОЦД в сагиттальной плоскости	y (мм)	28.00
Скорость ОЦД	V (мм/с)	28.84
Площадь статокинезиограммы 95	s95 ($мм^2$)	446.95
Отношение длины статокинезиограммы к ее площади	LFS95 ($мм^{-1}$)	3.86
Частота 1-го максимума спектра по фронтальной составляющей	Xfl (Гц)	0.18
Амплитуда 1-го максимума спектра по фронтальной составляющей	Xa1 (мм)	20.03
Частота 1-го максимума спектра по сагиттальной составляющей	Yfl (Гц)	1.17
Амплитуда 1-го максимума спектра по сагиттальной составляющей	Ya1 (мм)	24.42
Уровень 60% мощности спектра во фронтальной плоскости	xf60% (Гц)	0.62
Уровень 60% мощности спектра в сагиттальной плоскости	yf60% (Гц)	0.99

Основная механическая особенность условий баланса в сагиттальной плоскости — это наличие только одной оси, в которой происходят колебания. Оси движений голеностопных суставов правой и левой сторон совпадают, т.к. находятся в одной проекции. Это обстоятельство делает всю кинематическую цепь весьма неустойчивой, что отражается на регистрируемых параметрах. Так, в норме девиации центра тяжести в сагиттальной плоскости больше, чем во фронтальной.

Механические условия баланса тела в основной стойке во фронтальной плоскости совершенно отличные от таковых для сагиттальной. Рассмотрим положение сегментов тела при стойке, близкой к естественной (рис. 250). Стопы стоят параллельно на уровне ширины таза. В этом положении возможные колебания туловища во фронтальной плоскости реализуются содружественными движениями сразу в четырех суставах — тазобедренных и подтаранных[1]. Здоровые коленные суставы не имеют значимых движений в этой плоскости в основной стойке. Из всех возможных вариантов показанный на рисунке с параллельным положением механических осей нижних

[1]Реально в этом принимают еще участие Шопаров сустав, суставы среднего тарза и в незначительной степени голеностопный.

конечностей будет наименее устойчивым. Однако и в этом случае блокада движений в любом из четырех суставов во фронтальной плоскости приведет к резкому повышению стабильности, т.к. замыкание любого угла в прямоугольнике не дает ему возможности трансформироваться в параллелограмм (рис. 250).

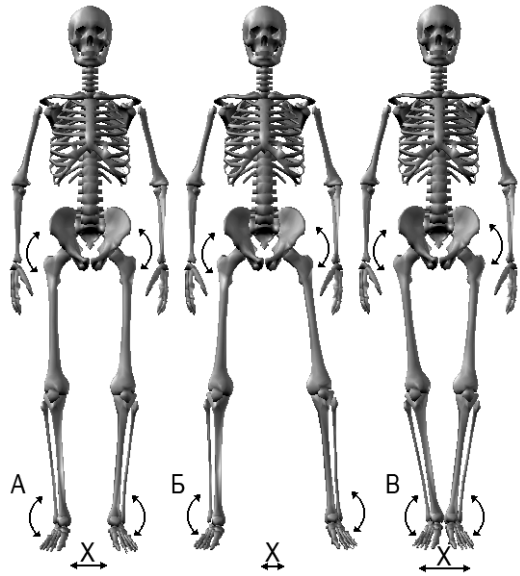


Рисунок 250. Механизм изменения положения центра тяжести тела во фронтальной плоскости за счет работы тазобедренных и подтаранных суставов. Регуляция происходит свободно при содружественном движении во всех четырех суставах и затруднена при замыкании любого сустава. Схематическое изображение изменения стабильности основной стойки при различной установке стоп. А — нормальное, Б — более устойчивое, В — менее устойчивое. Величина «Х» показывает величину нестабильности в каждом положении.

Для исследования баланса стоящего человека расстояние, на котором находятся его стопы, оказалось существенно значимой величиной. Эта величина получила особое название — ***база опоры***.

Из нашей повседневной жизни, например при езде в общественном транспорте стоя, известно, что изменение базы опоры (в данном случае расстояния между стопами) позволяет существенно увеличить или уменьшить способность к сохранению баланса. Очевидно, что в отличие от стойки с параллельными осями нижних конечностей, когда сегменты тела образуют прямоугольник, фигуру, легко трансформируемую при внешнем или внутреннем воздействии в параллелограмм, стойка с иным положением ног будет иметь другие механические условия. В данном случае образуемая геометрическая

фигура дает трапецию (рис. 250) с широким основанием (Б) или узким (В).

Широкая база опоры дает более стабильные взаимоотношения сегментов тела. Даже содружественное действие всех четырех суставов не имеет таких последствий, поскольку требуется изменение длины сразу обеих конечностей. Одна из них должна стать относительно короче, другая — относительно длиннее. Изменение относительной длины конечностей в этом положении может произойти за счет сгибаний сразу во всех суставах более короткой конечности и разгибании их на стороне относительно более длинной. При изначально выпрямленных ногах относительное удлинение имеет два основных механизма: разгибание в голеностопном суставе и наклон таза.

При узкой базе опоры (рис. 250Б) кинематически мы имеем также трапецию, но перевернутую основанием вверх. Казалось бы, механические условия почти одинаковы. Но в этом положении (стопы вместе) база опоры становится настолько узкой, что при существующей пластичности изменения живого человеческого организма и многих степенях свободы, образованной кинематической цепи, основание трапеции физиологически приближается к величине, сравнимой с точечным основанием, при котором поддержание баланса становится трудной задачей. В случае реальной балансировки, например на канате, требуются совершенно другие ресурсы для изменения взаимоотношений центров масс сегментов тела (от ног до головы). Например, использование шеста или опоры во внешней среде (воздух) с помощью большого веера.

Уменьшение стабильности баланса тела во фронтальной плоскости при сужении базы опоры обнаружено многими исследователями. Так, британские ученые [Day B.L. et al., 1990] выяснили, что при расширении базы опоры стабильность увеличивается, но только во фронтальной плоскости. Расширение базы опоры снижает скорость перемещения центра давления (ЦД) преимущественно во фронтальной плоскости. После того, как расстояние между внутренними лодыжками увеличивается до 16 см и выше стойка обследуемого становиться максимально стабильной. Методом изучения простой геометрической модели стоящего человека были получены численные взаимоотношения между изменением положения ЦД и расстоянием между стопами обследуемого. Если для сагиттальной плоскости перемещения общего центра масс (ОЦМ) проецируются в отношении 1:1, то для фронтальной — увеличение нагрузки на одну ногу на 50% приводит к изменению положения ЦД на 25% расстояния между центрами стоп [Gahery Y., 1999].

В отношении анатомической и особенно функциональной системы, которая контролирует сохранение баланса тела в основной стойке, существуют многолетние дискуссии. Очевидно, что контроль

баланса при ходьбе и других локомоциях существенно отличается от такового при спокойном стоянии. Действительно, перемещение центра давления в основной стойке у здорового человека в среднем укладывается в площадь около 100 мм^2, т.е. в один квадратный сантиметр. При этом система контроля баланса реагирует точнейшим образом на самые незначительные внешние или внутренние возмущения. Французская стабилометрическая школа предлагает выделить данную систему контроля баланса и обозначить как самостоятельное функциональное образование[1]. Эта гипотетическая система получила название the fine postural control system — система тонкого контроля баланса вертикальной стойки.

Известно, что изменение положения стопы в основной стойке приводит к модуляции потока импульсов от трехглавой мышцы голени, что в свою очередь дает изменения электроэнцефалограммы [Askermann H. et al., 1990]. Это не единственный пример. Непосредственное влияние на девиации ЦД обнаружено со стороны сердечной деятельности, но это не колебания с частотой пульса, а гораздо более медленные, с частотой один раз в минуту [Imamura K., Mano T., Iwase S., 1990]. Эти движения — своеобразный насос для венозной крови нижних конечностей. Их приводящий механизм — трехглавая мышца голени. Более поздние исследования этих же авторов [Imamura K., Mano T., Iwase S., 1999] подтверждают, что колебания ЦД при стоянии играют значительную роль в поддержании гомеостаза сердечно-сосудистой системы.

Известно активное влияние на баланс основной стойки состояния зубочелюстной системы [Palano D. et al., 1994; Gagey P.M., Weber B., 1995; Погосян И.А., 1999; Marino A., 1999]. Собственно состояние зубочелюстной системы способно существенно изменять тонус мышц, участвующих в поддержании вертикальной стойки. Это влияние значительно при врожденной патологии [Погосян И.А., 1999]. Результаты стабилометрического исследования могут помочь дантисту обнаружить скрытые дефекты протезирования [Gagey P.M., Weber B., 1995]. Другой известный фактор — состояние психоэмоциональной сферы [Ekdahl C., 1992; Kohen-Raz R., Volkmar F.R., Cohen D.J., 1992; Schaefer K.P. et al., 1990] и выполнение различных когнитивных задач [Redfern M.S., Jennings J.R., Furman J.M., 1999; Teasdale N., 1999; Yardley L. et al., 1999]. В противоположность предшествующим исследованиям обнаружено, что величина девиаций ЦД уменьшается, если сознание обследуемого не занято выполнением какого-либо задания [Yardley L. et al., 1999].

Японский исследователь S.Mori (1990) предлагает разделить все механизмы управления и поддержания баланса на три основных типа:

[1] Речь идет о функциональном образовании, т.к. анатомический субстрат ее многообразен и включает различные системы и органы.

рефлексы, синергии и стратегии. Его соотечественник [Fukuda T., 1981] в своих исследованиях выделяет весьма сложные рефлекторные балансировочные действия человека с включением всего опорно-двигательного аппарата.

К рефлексам авторы относят автоматические ответы нервной системы на изменяющиеся условия. Понятие синергий, т.е. классов движений с близкими кинематическими характеристиками, было введено нашим соотечественником Н.А.Бернштейном в его классических трудах [Бернштейн Н.А., 1990]. Понятие стратегий включает сложные движения, выполняемые бессознательно или осознанно для получения необходимого результата (уровни C, D, E по Н.А.Бернштейну). Распространение этого понятия в постурологии связано с работами американских исследователей [Horak F., Nashner L., 1986]. Ими были введены понятия о голеностопной и тазобедренной стратегиях для поддержания баланса в основной стойке. В последующем была обнаружена и аналогичная стратегия балансировочных движений в тазобедренных суставах, но во фронтальной плоскости [Lekhel H. et al., 1994].

Отечественный ученый [Денискина Н.В., 1999] на основании специального исследования сделала вывод о том, что основную роль в поддержании баланса во фронтальной плоскости несут мышцы бедра.

Группа исследователей из Швейцарии, Нидерландов и Канады [Allum J.H.J. et al., 1998], проведя исследования баланса в основной стойке, в условиях изменения положения плоскости опоры совместно с ЭМГ, выдвинула следующие предположения. Проприорецептивное управление балансом со стороны рецепторов бедра и туловища более важно, чем со стороны нижней конечности в целом, включая подошвенную поверхность стопы. В условиях изменения опорной поверхности происходит генерация основных ориентированных по направлению образцов балансировочных движений, основанных на импульсации со стороны рецепторов бедра и туловища, и только вторично — с включением вестибулярного анализатора. Эти образцы движений характеризуются пространственно направленной активацией мышц. В целом, предлагается следующая иерархия рецепторов, оказывающих влияние на коррекцию баланса: проприорецепция бедра, всей нижней конечности и вестибулярная [Allum J.H.J., Carpenter M.G., Bloem B.R., 1999].

Изменение проприорецептивного чувства оказывает значительное влияние на стабильность баланса. Для его исследования применяется модуляция проприорецепторов посредством вибраторов. Так, японскими учеными [Nakagawa H. et al., 1993] проводилось стабилометрическое исследование при воздействии на ахиллово сухожилие вибратором 100 Гц. При этом девиации ЦД существенно возрастают как при стоянии с открытыми, так и с закрытыми глазами. Интересно, что частотный максимум спектра не снижался.

Более радикальный способ исследования — заставить вибрировать собственно стабилометрическую платформу [Starck J. et al., 1992]. Девиации ЦД в этом случае так же возрастают. Аналогичное влияние на стабильность основной стойки оказывает и гальваническая стимуляция вестибулярного нерва [Petersen H., 1994].

На стабильность баланса оказывает активное влияние профессиональная деятельность. Так, профессиональные танцоры имеют более стабильный баланс тела в основной стойке и менее зависимый от зрительного анализатора, чем нетренированные лица того же возраста [Golomer E. et al., 1999]. Другое исследование [Golomer E., Dupui P., Monod H., 1997] показало, что девушки-акробатки имеют меньшую зависимость от визуальной информации, чем балетные танцовщицы.

Нейрофизиология баланса в основной стойке

Постуральная система должна поддерживать три основных функции:

– поддерживать устойчивость основной стойки в условиях земной гравитации,

– генерировать мышечный ответ на внешние ожидаемые и неожиданные, а так же произвольные целенаправленные движения,

– иметь возможность к адаптации в изменяющихся внешних и внутренних условиях.

Нормальный баланс в основной стойке

Во время основной стойки (нормального спокойного стояния) сегменты тела совершают незначительные движения [Carr J.H., Shepherd R.B., 1990; Nashner L.M., 1985]. Нормальное физиологическое положение прямой стойки удерживается посредством напряжения камбаловидных мышц. Во фронтальном направлении колебания тела поддерживаются разнесенными в стороны стопами, в результате возникают диагональные силы реакции опоры. Плечевые суставы находятся в одной плоскости и непосредственно над тазобедренными, а голова и туловище выпрямлены [Carr J.H., Shepherd R.B., 1982]. В целом, нормальная основная стойка требует от здорового человека свободной возможности перемещать ЦТ из одного положения в другое (в пределах площади опоры) без использования поддержки посредством верхних конечностей как в передне-заднем, так и в боковом направлении [Carr J.H., Shephard R.B., 1987]. Кроме этих движений всегда имеется потенциальная возможность свободных движений и в вертикальном направлении [Woollacott M.H., Shumway-Cook A., 1990]. Поддержание баланса в основной стойке при

спокойном стоянии специфично еще и тем, что в этой ситуации отсутствует сознательный контроль действия мышц, регулирующих баланс [Enoka R.M., 1994]. Если стоящий человек испытывает сторонние возмущения, нарушающие его равновесие, то такие внешние изменения контролируются тремя двигательными системами [Diener H.C., Dichgans S., 1986; Nashner L.M., 2001; Schmidt G.L., 1991; Schmidt G.L., Lee D.N., 1999]. Первый и самый быстрый ответ идет посредством спинальных промежуточных рефлексов натяжения (stretch reflex). Роль этих рефлексов состоит в восстановлении постуральной стабильности [Rothwell J., 1994] с помощью быстрого мышечного ответа. Любые движения тела, превышающие определенный порог, и которые могут привести к нарушению баланса, распознаются по афферентным импульсам от проприорецептивных рецепторов мышц и сухожилий, что приводит к первому быстрому действию соответствующей группы мышц. Данные рефлексы не способствуют напрямую восстановлению баланса [Nashner L.M., 2001]. Однако именно они являются первой автоматической реакцией на возмущение. Эта реакция не может быть четко отрегулированной в силу именно своей автоматической природы, но автоматизм позволяет им действовать очень быстро. Рабочим механизмом автоматизма являются среднелатентные реакции. Автоматические реакции координируются и передаются посредством вестибулоспинальных рефлексов и действуют на мышцы нижних конечностей, туловища, шеи [Allum J.H.J., Keshner E.A., 1986; Nashner L.M., 2001]. В дополнение к среднелатентным длиннолатентные ответы также были обнаружены для мышц антагонистов [Diener H.C., Dichgans J., 1986]. Автоматические ответы могут иметь цель создания избыточного ответа, который можно обозначить как рефлексы длинной петли, которые дают быстрый ответ для сопротивления возникающим возмущениям [Diener H.C., Dichgans J., 1986; Nashner L.M., McCollum G., 1985]. Автоматические реакции зависимы от контекста и адаптируются к специфическим требованиям баланса, которые определяются окружающими и внутренними условиями. Так, координационные образцы действия могут быть изменены при модификации опорной поверхности [Nashner L.M., 2001]. В противоположность рефлекторным и автоматическим реакциям, произвольные движения основаны на сознательном контроле и высоковариабельны [Nashner L.M., 2001].

В норме постуральный контроль может быть определен тремя стратегиями. Голеностопная — в этом случае тело балансируется в голеностопном суставе и данную модель можно уподобить тугому обратному шарниру [Nashner L.M., 1985]. В другом типе стратегии, тазобедренной, основные движения производятся в тазобедренных суставах [Horak F.B., Nashner L.M., 1986]. Третий путь достижения баланса в положении стоя в более сложных условиях — это сделать

шаг в сторону движения ЦТ [Carr J.H., Shepherd R.B., 1987; Horak F.B., Nashner L.M., 1986,]. Достоверно известно, что человек может синтезировать различные постуральные движения сочетанием стратегий и различных амплитуд, на что влияет еще и предшествующий индивидуальный опыт [Horak F.B., Nashner L.M., 1986].

Анатомические и функциональные структуры, участвующие в поддержании баланса:

– опорно-двигательная система включает мышцы верхней и нижней конечностей, мышцы туловища, шейные мышцы. Фактически, все основные мышечные ресурсы человеческого тела, так или иначе, задействованы в поддержании баланса, особенно при различных возмущающих воздействиях;

– сенсорная система включает вестибулярную систему (полукружные каналы, отолиты и др.), зрительную систему, проприорецептивную (рецепторы мышц, сухожилий, суставов), чувствительные рецепторы кожи;

– ЦНС включает рефлексы натяжения, длиннопетлевые рефлексы, перепрограммированные реакции (обучаемые навыки), синергетические действия;

– сенсорная система дает информацию о взаимоположении органов и частей тела в пространстве, информация от рецепторов передается в ЦНС посредством афферентных путей, сенсорные рецепторы конвертируют энергию различной формы (свет, давление, температура, звук и др.).

Каждая из перечисленных систем имеет свою уникальную роль в процессе поддержания баланса.

Роль зрения и проприорецепции

Визуальная информация первично регистрируется рецепторами сетчатки глаза и далее передается, как минимум, в две различные зоны мозга, которые специализированы на анализе визуальной информации (идентификация объектов и контроля движения) [Schmidt R.A., 1991; Trevarthen C.B., 1968]. При этом роль зрения в поддержании стабильности и баланса оказывается весьма значительной в физиологических условиях [Lee D.N., Aronson E., 1974]. Тем не менее, несмотря на высокую важность зрительного анализатора, он может быть компенсирован другими сенсорными системами [Brandt T., Paulus W., Straube A., 1986]. Зрительные импульсы являются запускающим механизмом для активации мышц, участвующих в постуральном контроле. Эффективность зрения в постуральном контроле зависит от визуальной активности [Paulus W.M., Straube A., Brandt T., 1984] визуального контраста [Leibowitz H.W., Rodemer C.S., Dichgans J., 1979], дистанции до объекта [Brandt T., Paulus W., Straube A., 1986] и общей освещенности помещения (при условии

нормального зрения). Поэтому наилучшие условия для визуальной системы в контексте контроля баланса, если дистанция до видимых ориентиров не превышает 2 метров [Brandt T., Paulus W., Straube A., 1986]. Данная информация может быть напрямую использована для исследований при открытых глазах, когда необходимо максимально снизить влияние зрительного анализатора.

Вестибулярная система

Основные рецепторы вестибулярной системы или еще статокинетического анализатора — полукружные каналы, которые ориентированы в трех взаимно перпендикулярных плоскостях. Естественный раздражитель для полукружных каналов — инерционные смещения эндолимфы, которые развиваются под действием линейных или угловых ускорений при движении головы в пространстве. Другие составные части вестибулярного анализатора: афферентные и эфферентные проводящие пути, промежуточные центры и корковые отделы.

Полукружные каналы имеют чувствительность к скорости изменения движения на частотах от 0.2 до 10 Гц. Таким образом, они активны только в начале и конце движения. В то время как отолиты работают на частотах менее чем 5 Гц и дают информацию о линейном ускорении, включая ускорение свободного падения [Markham C.H., 1987; Toppila E., Pyykkö I., 2000]. Информация от отолитов и полукружных каналов передается вестибулярным ядрам мозжечка, которые так же получают информацию и от других сенсорных систем. Зрительно-вестибулярный рефлекс стабилизирует зрение путем производства содружественных движений глаз в противоположном направлении движению головы [Baloh R.W., Jacobson K.M., Socotch T.M., 1993]. Основная цель вестибуло-спинальных рефлексов заключается в стабилизации головы и туловища. И хотя вестибулярная система играет очень существенную роль в постуральном контроле при различных движениях, она не имеет значимого влияния при спокойной основной стойке [Fitzpatrick R., McCloskey D.I., 1994]. Таким образом, баланс в спокойной основной стойке (без поворотов головой и других амплитудных действий) регулируется в отсутствие активного действия вестибулярной системы.

Проприорецептивная и экстерорецептивная системы

Соматосенсорная система дает информацию о положении тела с помощью проприорецепторов и экстерорецептеров. Проприорецептивные рецепторы находятся в мышцах, сухожилиях и суставах. Они дают информацию о положении сегментов конечностей, тела и растяжении мышц. Проприорецепторы, включая мышечные веретена (типы: первый «а» и второй «б») и суставные рецепторы. Экстерорецептивная информация поступает из рецепторов давления различного типа на подошвенной поверхности стоп. Данные

рецепторы находятся в коже и непосредственно под ней [Johansson R., Vallbo Å., 1980]. Наиболее значимы из них тела Мейснера и диски Меркеля, которые находятся очень близко к поверхности кожи. Тела Руффини и Пациниан находятся глубже в коже [Latash M.L., 1998]. В то время как рецепторы в капсуле суставов дают информацию о движениях и положениях сегментов тела относительно друг друга, их роль в контроле равновесия остается еще не совсем ясной. Мышечные веретена продуцируют информацию относительно изменений в длине мышцы и их напряжении и они могут также быть активированы пассивно растяжением мышцы. В дополнение к этому афферентная система интрафузальных волокон в мышечных веретенах также получает эфферентный сигнал от мотонейрона [Enoka R.M., 1994]. Рецепторы давления обнаруживают колебания тела, в то время как механорецепторы могут определить локализацию, скорость, ускорение, давление и их изменение [Johansson R., Vallbo Å., 1980; Magnusson M. et al., 1990]. Кроме этого учитывается и положение голеностопных суставов, и движение в них. Информация с мышц шеи дает также необходимую информацию о положении и движении головы относительно туловища. И, наконец, рецепторы мышц глаз отображают положение глаз относительно головы [Spirduso W.W., 1995].

Скелетно-мышечная система

Вообще, в процессе поддержания баланса тела в основной стойке принимает участие практически весь опорно-двигательный аппарат. Тем не менее, в физиологической основной стойке определенные мышцы играют особую роль. Трехглавая (более конкретно камбаловидная мышца) активируется первой для поддержания постурального контроля во время движений тела [Nashner L.M., 1983]. Существуют и другие мышцы, активируемые в первую очередь,— это мышцы шеи, полуперепончатая и полусухожильная, супраспинальные мышцы [Nashner L.M., 1983]. Отдельно от них несколько мышц участвуют в рефлекторных движениях с различным латентным временем [Nashner L.M., 1983] и произвольными движениями тела. Растяжение мышц раздражает проприорецептивные рецепторы, которые сигнализируют об изменении длины мышцы центральному механизму системы постурального контроля [Prochazka A., Wand P., 1980; Spirduso W.W., 1995]. При этом постуральный контроль требует точно координированных мышечных действий многих групп мышц одновременно [Johansson R., Magnusson M., 1991]. Согласованность действия мышц необходима для адекватного мышечного ответа на имеющееся воздействие [Era P. et al., 1996]. Наибольшая роль принадлежит мышцам голеностопного, тазобедренного и коленного суставов согласно выделенным стратегиям. В соответствии с пассивной тугой моделью контроля

баланса: тугой голеностопный сустав есть результат действия ЦНС посредством установленного мышечного тонуса, который и стабилизирует изначально нестабильную механическую систему [Winter D.A. et al., 1998]. Однако другие исследователи не находят активный механизм постуральной стабилизации в равновесной, сбалансированной основной стойке [Johansson R., Magnusson M., Åkesson M., 1988; Morasso P.G., Schieppati M., 1999]. По мнению P.G.Morasso, M.Schieppati (1999) именно мышцы и рецепторы подошвенной поверхности стопы играют основную роль. Тем не менее, в настоящее время для спокойной основной стойки считается общепринятой модель перевернутого маятника, в котором стабилизация баланса достигается посредством работы камбаловидной мышцы.

Центральная нервная система

И головной и спинной мозг участвуют в поддержании баланса в основной стойке. Входные импульсы в кортикальные невроны приходят в основном из таламических ядер, которые передают информацию из спинного мозга, базальных ганглиев и мозжечка от париетальных и фронтальных областей коры. Первые и наиболее быстрые ответы на изменение положения тела инициируются посредством спинальных рефлексов [Allum J.H.J., Keshner E.A., 1986]. Возбуждение ЦНС производится через синапсы, включающие афферентные волокна невронов. Ингибирующие синапсы используют специальные медиаторы, интернейроны. Произвольные движения нуждаются в балансировании и планировании с участием головного мозга. Исходящие команды посылаются мышцам посредством пирамидной и экстрапирамидной систем. Пирамидные клетки передают информацию спинальным мотонейронам и интернейронам, которые контролируют произвольные движения и сегментарные рефлексы, нужные для балансирования положения тела [Jäntti P., 1993]. Выходная информация корковых моторных зон также включает отображение базальных ганглиев, мозжечка и красного ядра. Базальные ганглии составляют основной компонент экстрапирамидной системы. Они связаны с тремя ядерными группами (хвостатое ядро, путамен и глобус паллидус). Базальные ганглии и группа ядер облегчают планирование и произвольных, и рефлекторных движений при поддержании равновесия. Мозжечок и его связи позволяют координировать и сглаживать избыточность рефлекторных движений и регулировать произвольные.

ЦНС выполняет сложную функцию по анализу всей поступающей информации от различных сенсорных систем: визуальной, проприорецептивной, вестибулярной, экстерорецептивной. Общее количество информации оказывается весьма значительным, хотя для поддержания равновесия в спокойной

основной стойке достаточно только трех видов входной информации [Rothwell J., 1994].

Антропометрические факторы

Для адекватного биомеханического моделирования представление модели тела с учетом его фактических размеров имеет непосредственное значение. Для такого моделирования особую роль имеют рост и расстояние между основными суставами [Winter D.A., 1990]. Наиболее важные практические результаты такой работы состоят в том, что получаемые данные могут быть нормализованы к росту обследуемого [Kinney LaPier T.L., Liddle S., Bain C., 1997]. Известны методы нормализации антропометрических параметров и к другим антропометрическим данным. Биомеханическая модель может быть использована для сегментарного анализа [Benvenuti F. et al., 1999], при этом антропометрические значения напрямую влияют на измеряемые параметры. К примеру, в модели баланса перевернутого маятника [Nashner L.M., 1985] исследуемый с более высоким ростом дает большие колебания, чем с меньшим ростом. Имеет значение и размер поверхности опоры, т.е. размер стопы, который имеет определенное соотношение с ростом и полом. Кроме того, индивидуальные антропометрические соотношения имеют значение при определенных условиях для выбора двигательной стратегии при поддержании баланса [Woollacott M.H., Shumway-Cook A., 1990].

Так, низкий рост и малая дистанция от опоры до коленных суставов была найдена как увеличивающая риск падения на значительном статистическом материале (для японских женщин) [Davis J.W. et al., 1999]. Меньший вес тела также способствует более совершенному балансу, что также было подтверждено на большом статистическом материале [Era P. et al., 1996].

Влияние различия в длине нижних конечностей на баланс по данным исследователей не позволяют сделать однозначное заключение, поскольку противоречат друг другу [Mahar R.K., Kirby R.L., MacLeod D.A., 1985; Murrell P., Cornwall M.W., Doucet S.K., 1991].

В отношении влияния роста имеется предположение, что более высокий рост мужчин относительно женщин способствует их меньшей стабильности [Kinney LaPier T.L., Liddle S., Bain C., 1997]. Этому способствует и отличие в стратегиях поддержания равновесия, что было обнаружено посредством анализа движений [Yoshida K., Iwakura H., Inoue F., 1983].

Возраст и Пол

Антропометрические факторы имеют самую тесную связь со следующими базовыми параметрами: пол, конституция, возраст.

Одно из ранних исследований, посвященное изменению равновесия с возрастом, было проведено в 1976 г. G.M.Shambes. В

данном исследовании девятилетние дети показали большую стабильность, более отчетливые мышечные реакции и меньшую степень двигательной активности в конечностях во время выполнения тестов, чем четырехлетние. Близкие результаты описаны M.Roncesvalles (2002). Другие авторы [Slobounov S., Newell K., 1994] также установили более успешный постуральный контроль в положении глаза открыты. Ими же обнаружено, что пятилетние дети имеют выраженные компенсаторные двигательные реакции. Другими авторами [Streepey J., Angulo-Kinzler R., 2002] не найдено существенных различий у детей разного возраста по положению ЦД и его колебаниям, что противоречит большинству аналогичных исследований. C.Riach, K.Hayes (1987) нашли, что после 7 лет дети имеют постуральные реакции уже аналогичные таковым у взрослых. Близкие результаты получены P.Odenrick, P.Sandstedt (1984). Также обнаружено, что у мальчиков стабильность ниже, чем у девочек. Однако с возрастом амплитуда колебаний ЦД у мальчиков уменьшается, чего не наблюдается у девочек. Итальянскими исследователями [Schmid M. et al., 2005] при обследовании 148 здоровых детей от 7 до 11 лет обнаружено, что стабилометрические параметры чувствительны к возрасту. Кроме того, площадь статокинезиограммы с возрастом убывает. Аналогичное исследование, выполненное ранее [Peterka R.J., Black F.O., 1990], но с нормализацией стабилометрических параметров к росту показало отсутствие возрастных изменений. Посредством сложных аналитических методов другими итальянскими учеными [Chiari L., Rocchi L., Cappello A., 2002] при обследовании 50 здоровых молодых людей из 55 различных стабилометрических параметров было селектировано 11, которые были полностью независимы от роста, веса, расстояния между стопами и некоторыми другими показателями.

Исследование баланса традиционной стабилометрической методикой показало, что амплитуды и скорость ЦД имеют меньшие значения у женщин, чем у мужчин [Ekhdahl C., Jarnlo G., Andersson S., 1989; Juntunen J. et al., 1987; Ojala M., Matikainen E., Juntunen J., 1989; Suomi R., Kojeca D.M., 1994]. Исследования других авторов [Overstall P.W. et al., 1977] входят в противоречие с вышеприведенными. Тем не менее, пожилые женщины падают чаще, чем мужчины того же возраста. Так, L.Wolfson с соавт. (1994), проведя исследование с подвижной платформой (движения вперед и назад, наклон вверх и вниз), обнаружил следующее: отсутствие отличий при простом стоянии или при манипулировании отдельно поверхностью опоры или окружающим пространством; наличие отличий, когда оба параметра изменялись, особенно при движении назад, но при третьем повторе они сглаживались и становились такими же, как и у мужчин. Женщины чаще теряли баланс и при повороте платформы (наклон

вверх или вниз). Женщины показали меньший угловой момент, чем мужчины, при ротации платформы вперед.

То, что для взрослых стабильность баланса в основной стойке убывает с возрастом подтверждено многими исследованиями [Black F.O. et al., 1982; Brocklehurst J.C. et al., 1982; Ekhdahl C., Jarnlo G., Andersson S., 1989; Era P., Heikkinen E., 1985; Gill J. et al., 2001; Hageman P., Leibowitz J., Blanke D., 1995; Kinney LaPier T.L., Liddle S., Bain C., 1997; Matheson A., Darlington C., Smith P., 1999; Melzer I., Benjuya N., Kaplanski J., 2001]. В исследовании P.Hageman, J.Leibowitz, D.Blanke (1995) не было обнаружено влияния пола на стабильность, но подтверждено отчетливое влияние возраста. С его увеличением возрастает величина колебаний ЦД. Увеличивается и скорость ЦД [Hytönen M. et al., 1993]. Однако сквозного исследования по одной методике и на одном оборудовании до настоящего времени выполнено не было. Имеются исследования довольно значительного контингента мужчин различных возрастных групп от молодого (31 год) до старшего (75 лет) возраста общим числом в 318 человек [Era P., Heikkinen E., 1985], которые показывают снижение стабильности с возрастом. A.Matheson, C.Darlington, P.Smith (1999) также показали наличие возрастного дефицита стабильности. Вероятная причина этого — дегенеративные изменения в нервной системе, развивающиеся с возрастом [McChesney J., Woolacott M., 2000]. Возрастной распад нервной системы приводит к искажениям и потерям в визуальном и проприорецептивном анализаторах [Teasdale N., Simoneau M., 2001]. Страдает и система реализации движений, в которой снижается проводимость нервных волокон и количество двигательных единиц в мышцах [Rankin J. et al., 2000].

Визуальная, вестибулярная и соматосенсорная функции также снижаются с возрастом [Teasdale N., 1991; Woollacott M., Shumway-Cook A., Nashner L.M., 1986; Wolfson L., Whipple R., Amerman P., 1986]. При этом происходят два направленных процесса. С одной стороны снижается сенсорная информация, с другой — двигательный ответ. Снижение сенсорной чувствительности само по себе уменьшает сенсорный ответ [Baloh R.W. et al., 1994]. С возрастом накапливаются хронические заболевания и последствия, перенесенных ранее заболеваний, интоксикаций, последствий медикаментозных воздействий и другие вредные факторы, которые также ограничивают возможности сохранять равновесие [Tinetti M.E., Speechley M., Ginter S.F., 1988; Winter D.A., 1995]. С возрастом снижаются возможности ЦНС к обработке информации, соответственно уменьшается скорость анализа поступающей информации от различных сенсорных систем [Manchester D. et al., 1989; Stelmach G.E., Worringham C.J., 1985; Stelmach G.E. et al., 1989; Teasdale N. et al., 1991; Woollacott M., Shumway-Cook A., Nashner L.M., 1986]. В любом случае, способность к поддержанию баланса падает с возрастом [Hay L., 1995;

Quoniam C. et al., 1995], нарастает количество различных аберраций сенсорных систем, что приводит к усугублению состояния сенсорного конфликта. Конфликт между визуальной и соматосенсорной системами приводит у пожилых к неполноценному балансу, начинает возрастать компенсаторная роль зрения [Baloh R.W. et al., 1993; Hay L. et al., 1996; Hytönen M. et al., 1993; Woollacott M., Shumway-Cook A., Nashner L., 1986]. В отношении изменений с возрастом в работе вестибулярной функции имеются противоречивые данные. Так, в исследованиях P.DiZio, J.R.Lackner (1990), G.D.Paige (1991), R.J.Peterka, F.O.Black, M.B.Schoenhoff (1990) было обнаружено, что чувствительность вестибулярного аппарата увеличивается к старшему возрасту. В определенной степени этому противоречит исследование F.O.Black, L.M.Nashner (1985), а также общая динамика нарастания сенсорных аберраций в процессе старения.

«Дыхательная» частота колебаний стабилограммы

Вопрос о том, что одна из низких частот в спектре колебаний ЦД, особенно в сагиттальной плоскости является дыхательной, обсуждался неоднократно в литературе. Так, S.Bouisset, J.L.Duchêne (1994) утверждают, что дыхательный ритм около 0.2 Гц должен быть виден на стабилограмме без дополнительных методов анализа. Дыхательные экскурсии ЦД с частотой, близкой к 0.2 Гц, были обнаружены в независимых исследованиях в разных странах и в разное время [Bouisset S., Duchêne J.L., 1994; Hunter I.W., Kearny R.E., 1981; Vuillerme N., 1997; Watanabe I., Okubo J., Kadoka S. et al., 1976]. Однако работы целого ряда авторов не подтверждают этого положения [Gagey P.M. 1986; Gagey P.M., Toupet M., 1997, 1998; Gurfinkel V.S., Kots Y.M., Paltsev E., 1971]. Отечественный исследователь В.С.Гурфинкель с соавт. (1971) приводит убедительные данные синхронной регистрации дыхательных экскурсий, движений в тазобедренных суставах и стабилограмм, которые показывают, что дыхательные движения успешно компенсируются в тазобедренных суставах (рис. 251).

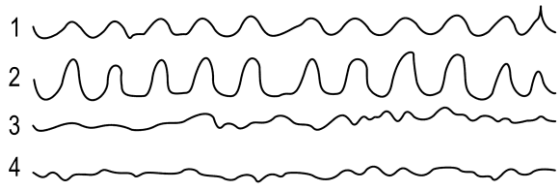


Рисунок 251. Дыхательные движения — 1, движения в тазобедренном суставе — 2, стабилограмма в сагиттальной плоскости — 3, стабилограмма во фронтальной плоскости — 4. [По V.S.Gurfinkel, Y.M.Kots, E.Paltsev, 1971].

В случае патологии дыхательный ритм может не компенсироваться соответствующей синкинезией, или другое название, данное еще Н.А.Бернштейном, синергией. В этом случае он будет регистрироваться при стабилометрическом исследовании [Gagey P.M., 1986; Gagey P.M., Toupet M., 1998]. Таким образом, эти данные позволяют сделать вывод, что в норме дыхательный ритм подавляется другими противофазными с ним движениями и не регистрируется на стабилограмме [Gagey P.M., Toupet M., 1997; Hamaoui A. et al., 2002]. Другие исследователи также подтвердили, что ритм с частотой, близкой к 0.2 Гц существует у больных с люмбаго [Guillemot A., Duplan B., 1995], аналогичные изменения были зарегистрированы на большом статистическом материале [Gagey P.M., 1986; Gagey P.M., Toupet M., 1997]. В последующих исследованиях V.S.Gurfinkel, A.M.Elner (1973) показали, что ритм около 0.2 Гц становится хорошо виден на стабилограмме у обследуемых с патологией и может быть обнаружен без использования разложения по методу Фурье. Увеличение этого пика на частоте 0.2 Гц они объяснили тем, что существующая в норме двигательная синергия, осуществляемая в тазобедренном суставе подавляет дыхательный ритм и он не обнаруживается при исследовании колебаний ЦД, но данная ситуация имеет место только в норме. Более позднее исследование [Hodges P.W. et al., 2002] также подтвердило существование дыхательной синергии, компенсирующей соответствующие движения туловища. Другие исследователи косвенно подтвердили существование данной синергии [Hunter I.W., Kearny R.E., 1981; Bouisset S., Duchêne J.L., 1994] и участие в ней тазобедренных суставов. Другое косвенное свидетельство в пользу такого механизма высказал [Tardy D., 1997], который предположил, что эта синергия осуществляется на том же анатомическом уровне, где она и происходит, т.е. на уровне туловища и грудной клетки.

В довершение в работе J.F.Thayer с соавт. (1996) были установлены пределы дыхательного ритма, которые имеют место на частоте от 0.16 до 0.24 Гц.

Для выяснения наличия дыхательных колебаний на стабилограмме неоднократно использовалась наиболее показательная и легко воспроизводимая техника эксперимента с апноэ. Это регистрация стабилометрических данных во время нормального дыхания и в состоянии апноэ, т.е. его произвольной задержки. Такая техника эксперимента, в частности, была использована I.Watanabe с соавт. (1976), N.Vuillerme (1997), P.M.Gagey, A.Scheibel (http://pmgagey.club.fr/Testez-a.htm). Однако в данных исследованиях не проводился анализ всех составляющих стабилометрического исследования, включая вертикальную составляющую — баллистограмму. Исследования спектрального состава самих стабилограмм имели технические [Gagey P.M., Scheibel A.

http://pmgagey.club.fr/Testez-a.htm] или методические [Vuillerme N., 1997; Watanabe I. et al., 1976] ограничения.

Исследование включало 12 здоровых испытуемых в возрасте от 20 до 45 лет. Из них 10 мужчин и 2 женщины. Для исследования использовалась стабилометрическая платформа производства Научно-медицинской фирмы «МБН» (г. Москва). Применялась установка стоп обследуемых в европейском стандарте. Проводилось последовательно две регистрации. Первая — в соответствии с рекомендациями [Gagey P.M., Weber B., 1995] стоя ровно прямо, в отсутствие звуковых и зрительных помех с фиксацией взора и счетом «про себя». Вторая регистрация в тех же условиях, но обследуемый выполнял последовательно два глубоких вдоха-выдоха, а третий вдох с задержкой дыхания. Длительность каждой регистрации составила 51 секунду. Были отобраны параметры, характеризующие колебания ЦД в сагиттальной, фронтальной и вертикальной плоскости, а также положение, скорость ЦД и площадь статокинезиограммы. Статистический анализ проводился с помощью парного критерия Стьюдента.

Результаты исследования представлены в таблице 36.

Таблица 36. Статистические результаты исследования, где «дыхание» — регистрация, проведенная при свободном дыхании, «апноэ» — регистрация в состоянии задержки дыхания, «M» — среднее значение, «m» — ошибка среднего значения, «*» — достоверное отличие $p<0.05$ и «#» — $p<0.01$

Параметры	Обозначение	Дыхание		Апноэ	
		M	m	M	m
Среднее положение ОЦД в фронтальной плоскости	X (мм)	-3.68	-1.11	-4.71	1.69
Среднее положение ОЦД в сагиттальной плоскости	Y (мм)	-46.25	-11.47	-53.32	5.07
Среднеквадратическое отклонение ОЦД в фронтальной плоскости	x (мм)	6.13	1.85	3.79	0.61
Среднеквадратическое отклонение ОЦД в сагиттальной плоскости	y (мм)	9.73	2.93	8.27	2.25
Скорость ОЦД	V (мм/с)	8.29	2.50	5.55*	1.08
Площадь статокинезиограммы 95	s95 (mm2)	67.86	20.46	43.40#	9.29
Частота 1-го максимума спектра по фронтальной составляющей	Xf1 (Гц)	0.19	0.06	0.21	0.02
Амплитуда 1-го максимума спектра по фронтальной составляющей	Xa1 (мм)	20.81	6.27	11.87*	1.24
Частота 1-го максимума спектра по сагиттальной составляющей	Yf1 (Гц)	0.14	0.04	0.23	0.03
Амплитуда 1-го максимума спектра по сагиттальной составляющей	Ya1 (мм)	30.58	9.22	12.55#	1.46
Частота 2-го максимума спектра по фронтальной составляющей	Xf2 (Гц)	0.18	0.05	0.47	0.10

Амплитуда 2-го максимума спектра по фронтальной составляющей	Xa2 (мм)	14.77	4.45	8.15#	0.93
Частота 2-го максимума спектра по сагиттальной составляющей	Yf2 (Гц)	0.26	0.08	0.34	0.04
Амплитуда 2-го максимума спектра по сагиттальной составляющей	Ya2 (мм)	15.93	4.80	7.87*	0.79
Частота 3-го максимума спектра по фронтальной составляющей	Xf3 (Гц)	0.33	0.10	0.39	0.07
Амплитуда 3-го максимума спектра по фронтальной составляющей	Xa3 (мм)	12.38	3.73	6.68#	0.97
Частота 3-го максимума спектра по сагиттальной составляющей	Yf3 (Гц)	0.29	0.09	0.57*	0.09
Амплитуда 3-го максимума спектра по сагиттальной составляющей	Ya3 (мм)	13.32	4.02	5.62#	0.78
Частота 1-го максимума спектра по вертикальной составляющей	XfZ1 (Гц)	2.74	0.83	5.27*	0.49
Амплитуда 1-го максимума спектра по вертикальной составляющей	XaZ1 (кг)	0.40	0.12	0.41	0.04
Частота 2-го максимума спектра по вертикальной составляющей	XfZ2 (Гц)	3.66	1.10	4.29	0.62
Амплитуда 2-го максимума спектра по вертикальной составляющей	XaZ2 (кг)	0.34	0.10	0.37	0.04
Частота 3-го максимума спектра по вертикальной составляющей	XfZ3 (Гц)	2.82	0.85	4.10	0.58
Амплитуда 3-го максимума спектра по вертикальной составляющей	XaZ3 (кг)	0.32	0.10	0.32	0.03
Уровень 60% мощности спектра во фронтальной плоскости	xf60% (Гц)	0.30	0.09	0.44	0.07
Уровень 60% мощности спектра в сагиттальной плоскости	yf60% (Гц)	0.21	0.06	0.31*	0.02
Уровень 60% мощности спектра по вертикальной составляющей	xfZ% (Гц)	5.79	1.74	5.79	0.35

Полученные данные показали, что достоверные изменения имеются для показателей:

– скорости ЦЦ, которая уменьшается,

– площадь статокинезиограммы — значительно и высоко достоверно снижается,

– максимальной амплитуды колебаний во фронтальной плоскости — уменьшается почти вдвое,

– максимальная амплитуда колебаний в сагиттальной плоскости — уменьшается почти втрое с высокой степенью достоверности,

– вторая по величине амплитуда колебаний в сагиттальной плоскости — уменьшается вдвое с высокой степенью достоверности,

– третья по величине амплитуда колебаний во фронтальной плоскости — уменьшается практически в два раза,

– третья по величине амплитуда колебаний в сагиттальной плоскости — уменьшается более чем в два раза с высокой степенью достоверности, а ее частота при этом также увеличивается вдвое,

– уровень основной энергии спектра в сагиттальной плоскости смещается незначительно, но достоверно на более высокую частоту,

– максимальная амплитуда колебаний ЦД в вертикальной плоскости — достоверно смещается на более высокую частоту.

Таким образом, в отсутствие дыхания баланс в основной стойке имеет более стабильные характеристики по амплитудам и частотам колебаний, скорости ЦД и площади статокинезиограммы. Дыхательные экскурсии, несомненно, вносят заметный вклад в увеличение амплитуды колебаний, как в сагиттальной, так и во фронтальной плоскости. Поэтому все три наиболее крупные амплитуды колебаний в сагиттальной и фронтальной плоскости значительно снижаются в состоянии апноэ, а частоты их колебаний увеличиваются. Эти изменения отражаются на незначительном, но достоверном смещении основного уровня энергии спектра колебаний в сагиттальной плоскости в более высокочастотную часть.

С точки зрения работы модели баланса в виде перевернутого маятника полученная реакция на задержку дыхания не противоречит данной модели. Снижение влияния внутренних, равно, как и внешних возмущений приводит к лучшей стабилизации маятника. Однако данное исследование не позволяет сделать вывод о том, что в условиях нормального баланса в основной стойке существует специфичная частота, которая может быть однозначно ассоциирована с дыхательными экскурсиями. В том числе и известная частота в районе 0.2 Гц. Анализ индивидуальных данных исследований обнаружил еще более убедительные результаты, которые согласуются со среднестатистическими в эксперименте. Ниже приведен график анализа спектра частот в сагиттальной плоскости обследуемого А.В.Ф-ина (рис. 252).

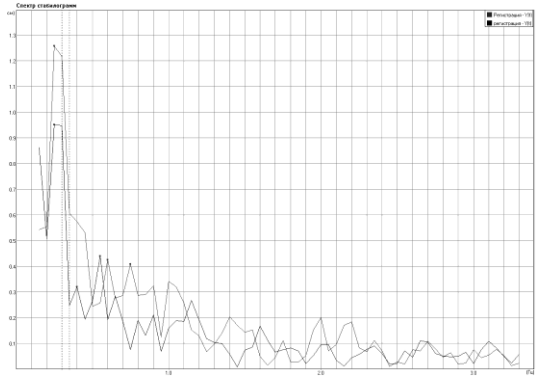


Рисунок 252. График анализа спектра частот в сагиттальной плоскости обследуемого А.В.Ф-на. На графике видно, что основная по амплитуде частота 0.24 Гц при задержке дыхания изменила только амплитуду, которая существенно уменьшилась, но состояние апноэ никак не повлияло на ее частоту.

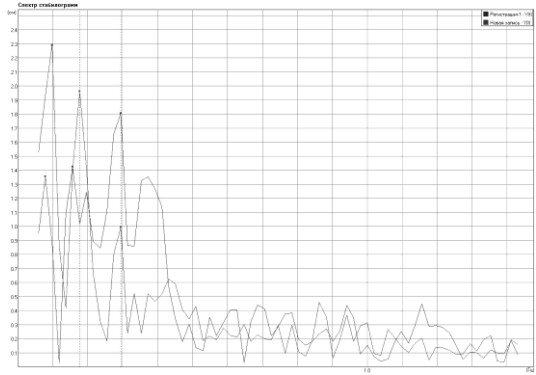


Рисунок 253. График спектра колебаний в сагиттальной плоскости обследуемого И.И.С-ина. Амплитуды на частотах 0.1-0.2 Гц практически не изменили своего положения, но возросли по значению. Колебания на частоте 0.3 Гц показали снижение амплитуды.

Основная по амплитуде частота, она же минимальная в данном исследовании,— 0.24 Гц никак не изменяется (кроме статистически известного снижения амплитуды) при выключении дыхания. Если бы она действительно была несущей дыхательной частотой, то при выключении дыхания колебания на этой частоте должны были бы исчезнуть, чего не произошло.

Другой типичный пример графика спектра частот колебаний. Обследуемый И.И.С-ин (рис. 253). При выключении дыхания основные несущие частоты практически не изменили своего положения, но несколько возросли по амплитуде (кроме пика на

частоте 0.3 Гц, который снизил свою амплитуду). Таким образом, также не произошло выключения «дыхательной» частоты при задержке дыхания.

Таким образом, непосредственного представительства колебаний, вызванных дыханием в спектре стабилограмм, в норме не представлено. Это не отвергает предположения авторов [Bouisset S., Duchêne J.L., 1994; Watanabe I. et al., 1976; Yates B.J., Miller A.D., 1998], что мышечный контроль очень тесно связан с дыханием. Получено прямое подтверждение ранее высказанного предположения, что, вероятно, дыхание оказывает непосредственное влияние на баланс в основной стойке [Yardley L. et al., 1999]. Конечно, кроме рассматриваемых воздействий могут быть и другие [Yardley L. et al., 1999], где обнаружено увеличение колебаний ЦД во время выполнения когнитивных тестов. Не было найдено подтверждения данным [Hodges PW et al., 2002], что дыхательные движения имеют высокую корреляцию с ритмом дыхания и низкую с движениями ЦД. Однако эксперимент не ставил такой задачи. Авторы утверждают, что движения ЦД никогда не были зарегистрированы синхронно с дыхательными [Gagey P.M., Toupet M., http://pmgagey.club.fr/infracanaliculaire-a.htm]. В противовес им M.Schmid с соавт. (2004) подтверждают наличие высокой синхронизации между дыхательными движениями и колебаниями ЦД. Поэтому результаты данного исследования и литературных источников остаются традиционно противоречивыми. Данные, полученные в приведенном исследовании, подтверждаются частично [Caron O. et al., 2004], где также зафиксировано возмущающее действие дыхания на стабильность в основной стойке. Однако наибольшее возмущающее действие обнаружено для фронтальной составляющей. Близкий результат имеется и в исследовании B.Y.Jeong (1991), в котором зарегистрировано увеличение колебаний ЦД при произвольном усилении и учащении дыхания.

Таким образом, дыхательные движения увеличивают амплитуду колебаний ЦД и снижают их частоту, непосредственно частота дыхания не имеет собственной репрезентации на спектре частот колебаний в сагиттальной или фронтальной плоскости.

Вертикальная составляющая реакции опоры при стабилометрическом исследовании

Анализ вертикальной составляющей при выполнении стабилометрического исследования до настоящего времени не получил широкого распространения. Это происходит в силу целого ряда причин. Во-первых, возможность такого анализа остается пока малоизвестной и абсолютное большинство исследователей

ориентируются на «основные» известные стабилометрические параметры, связанные с положением и колебаниями центра давления (ЦД) стоящего на стабилометрической платформе человека. Во-вторых, в доступной литературе имеются лишь единичные сообщения, посвященные анализу колебаний ЦД в вертикальной плоскости [Onell A., 2000; Pagnacco G., Heiss D.G., Oggero E., 2001; Conforto S. et al., 2001]. В-третьих, многие программные пакеты, предназначенные для анализа стабилометрических данных, не позволяют работать с вертикальной составляющей.

Проведенные ранее исследования рассматривают основные низкочастотные компоненты вертикальной составляющей, связанные с сердечной и сосудистой деятельностью.

Экспериментальная часть

В то же время на вертикальной составляющей проявляются и другие более высокочастотные компоненты.

По своей сути вертикальная составляющая реакции опоры стоящего на стабилометрической платформе здорового человека представляет собой, с определенным допущением, баллистограмму. Саму же стабилометрическую платформу можно уподобить баллистографу сейсмического типа. Однако кроме осцилляций имеющие отношение к сердечно-сосудистой деятельности на вертикальную составляющую влияют и другие факторы и в первую очередь мышечная активность. Разработанные НМФ «МБН» динамометрические и стабилометрические платформы имеют пользовательское программное обеспечение, позволяющее регистрировать и анализировать вертикальную составляющую реакции опоры.

Для выяснения технических особенностей регистрации вертикальных колебаний ЦД была проведена серия экспериментов с использованием диагностического варианта стабилометрической платформы. Первый эксперимент включал регистрацию вертикальных колебаний при установке на платформу груза величиной в 10 кг. В результате был получен график спектра частот колебаний, который включает однородный шум на анализируемых частотах с амплитудой столь малой, что последняя не определяется. Величина максимального пика в середине графика составляет 2 грамма (рис. 254).

После первой серии экспериментов груз был увеличен до 67 кг, в результате спектр колебаний по вертикальной составляющей не претерпел существенных изменений. По всему анализируемому спектру имеется шум с очень малой амплитудой. Величина максимального пика в центре графика достигает 8 грамм, основной спектр лежит в области 2 грамм. Таким образом, произошло незначительное увеличение амплитуды шума, но порядок его не претерпел существенных изменений.

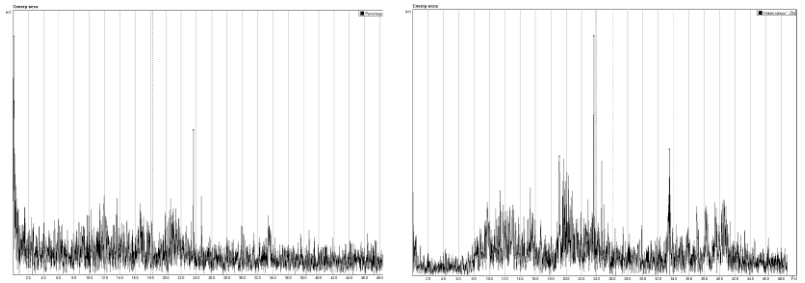


Рисунок 254. Слева — график спектра частот лежащего десяти килограммового груза на платформе. Виден однородный шум очень малой амплитуды, справа — результат нахождения на платформе груза величиной 67 кг. Амплитуда шума незначительно увеличилась.

Следующий эксперимент включал в себя серию последовательных ударов молотком по лежащему на платформе грузу в 67 кг. Полученные графики веса по вертикальной составляющей представляют собой типичные высоко упругие быстро затухающие колебания. Основной пик колебаний вызван ударом и показывает увеличение нагрузки на платформу до 79 кг. Последующие колебания вызваны совокупным ответом упругих элементов платформы (рис. 255).

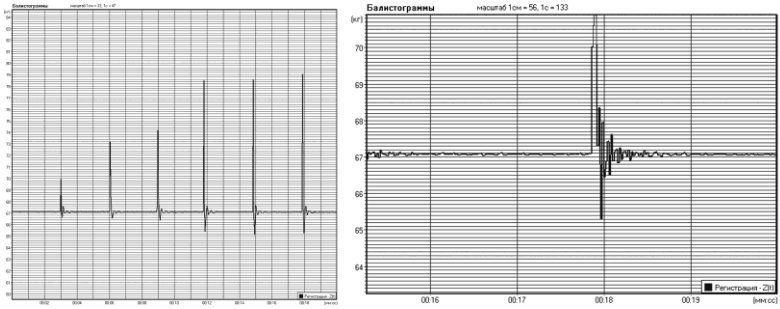


Рисунок 255. Слева — вид вертикальной составляющей после серии ударов молотком по лежащему на платформе грузу. Справа — последний из ударов на увеличенной по времени развертке. Видно, что колебания происходят на значительно большей частоте, чем это представляется на предшествующем графике.

На стендовых испытаниях было обнаружено, что не нагруженная платформа имеет собственную резонансную частоту в 1 кГц. В рабочем режиме стабилометрии частота регистрации данных составляет 100 Гц, поэтому колебания платформы от удара не могут быть зарегистрированы без потерь. На более короткой по времени развертке видно, что затухающие колебания происходят на

значительно большей частоте, чем это видно на предшествующем графике (рис. 255).

На графике спектра частот по вертикальной составляющей определяются затухающие по амплитуде колебания, которые имеют характерную форму (рис. 256).

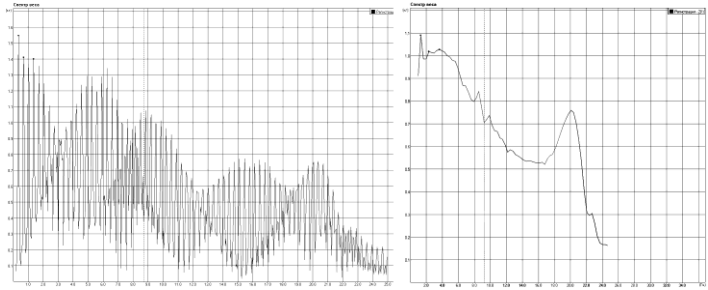


Рисунок 256. Слева — вид графика спектра частот эксперимента с ударами лежащего на платформе груза. Характерная картина серии затухающих колебаний. Справа — характеристика спектра частот единичного удара по платформе.

Выделенный одиночный удар имеет более простую картину спектра, в том числе и за счет того, что частота колебаний значительно выше частоты регистрации (рис. 256).

Именно эта форма кривой повторяется несколько раз на предшествующем графике. За пределами частоты в 25 Гц колебания, в данном случае, отсутствуют.

Так как частота регистрации данных во всех экспериментах была равна 100 Гц, то для выяснения собственной резонансной частоты были проведены эксперименты с падением металлического шарика на плоскость платформы и регистрацией сигнала непосредственно с датчика на осциллографе[1]. При этом собственная резонансная частота платформы составила 1.2 кГц, собственная резонансная частота нагруженной платформы грузом в 60 кг оказалась 200 Гц. Таким образом, оба резонансных порога оказались заведомо за пределами частоты регистрации данных.

Проведенные эксперименты показали, что используемая стабилометрическая платформа позволяет регистрировать вертикальную составляющую реакции опоры. При этом имеют место следующие факторы:

– собственный шум платформы по амплитуде находится в пределах 1-2 г,

– собственная резонансная частота как не нагруженной, так и нагруженной платформы значительно превышает частоту регистрации данных.

[1] Эксперимент проведен сотрудником НМФ «МБН» В.М.Голевым.

Сравнение с литературными данными показало, что получаемые графики спектра частот по вертикальной составляющей соответствуют опубликованным M.Schmid с соавт. (2002).

Следующий этап эксперимента — регистрация вертикальной составляющей реакции опоры здорового испытуемого. Время регистрации составило 60 с. График спектра частот по вертикальной составляющей представлен на рисунке 257.

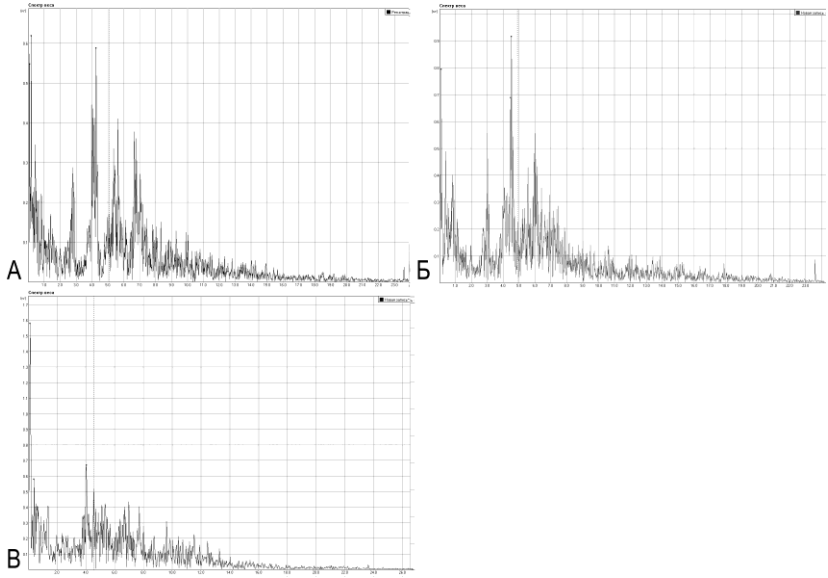


Рисунок 257. А — график спектра частот по вертикальной составляющей испытуемого. Б — тот же обследуемы с грузом в 67 кг на платформе. В — тот же обследуемый удерживает в руках груз в 28 кг. Статичная нагрузка на платформе отсутствует. Крайний слева пик частотой 0.13 Гц дыхательного генеза.

Как видно из представленного графика колебания веса тела имеют несколько отчетливых максимумов, как в низкочастотной, так и в высокочастотной части спектра. Основные из них расположены на частотах близких к 0 Гц, 2.5 Гц, 4; 5.5 и 7 Гц. Далее отчетливые максимумы отсутствуют, а амплитуда пиков резко снижается. Средние амплитуды находятся в пределах 0.3 кг. Не вдаваясь в физическую природу вертикальных колебаний веса, отметим, что значительная их часть сосредоточена в диапазоне от 4 до 7 Гц, т.е. не может находиться в зоне произвольной регуляции.

Для следующего эксперимента на платформу вместе со стоящим пациентом был установлен дополнительный груз в 67 кг (рис. 257).

В результате добавления статичной нагрузки на платформу спектр частот существенно не изменился. Можно отметить выросшую,

в среднем, амплитуду, которая имеет характер некоторого начального смещения, вызванного наличием статичной нагрузки, сравнимой по величине с весом обследуемого. Для выяснения влияния активной статичной нагрузки выполнена другая серия экспериментов. В данном случае сам обследуемый удерживал на вытянутых руках груз весом в 28 кг. Типичный график спектра частот по вертикальной составляющей приведен на рисунке 257.

В результате дополнительной нагрузки на опорно-двигательный аппарат спектр частот смещается в низкочастотную часть, хотя и относительно немного. Средняя амплитуда колебаний на частотах от 4 до 8 Гц возрастает до 0.4 кг против 0.2-0.3 кг в предшествующем эксперименте. Таким образом, влияние статичной мышечной нагрузки проявляется увеличением амплитуд колебаний, как в низкочастотной, так и в среднечастотной части спектра. При этом наибольшее удельное возрастание приходится на низкочастотную часть спектра.

Колебания в вертикальной плоскости в норме

Если рассмотреть вертикальную составляющую, увеличив масштаб по весу и времени, то на ней обнаруживаются, в первую очередь, отчетливые и самые крупные по амплитуде пики, соответствующие сердечному циклу (рис. 258).

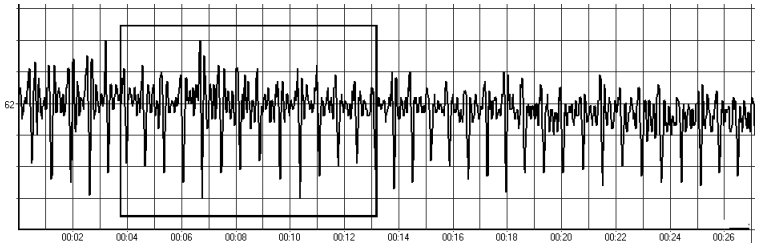


Рисунок 258. Типичный вариант развертки вертикальной составляющей реакции опоры во время стабилометрического исследования (в положении стоя, глаза открыты). Одно деление по горизонтали — 1 с, по вертикали — 0.1 кг. Выделенный фрагмент показан в более крупной развертке по времени ниже (рис. 259).

Кроме сердечного пика на средней линии видны многочисленные мелкие и средние по амплитуде колебания. Эти колебания имеют более высокую частоту. Значительное число их накладывается на основные колебания и друг на друга. Внимательный осмотр обнаруживает еще одну визуальную закономерность, выражающуюся в медленных периодических изменениях амплитуды сердечного цикла. В данном примере эти колебания происходят с частотой в 6-7 сердечных цикла. Такая периодичность связана с дыханием. Дыхательный цикл наиболее медленный из тех, которые видны на баллистограмме.

Более мелкая временная развертка показывает, что между сердечными колебаниями имеются другие, относительно низкочастотные и меньшие по амплитуде (рис. 259).

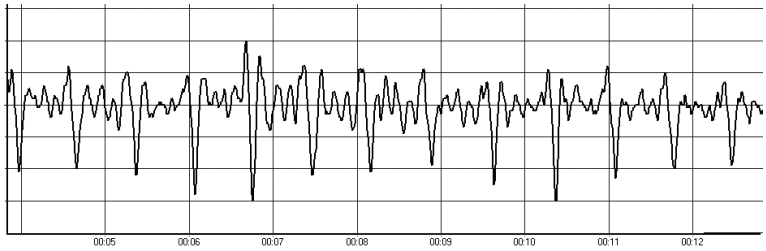


Рисунок 259. Участок из рисунка 258, показанный с более мелкой разверткой по оси времени.

Видно, что эти меньшие по амплитуде колебания отличаются своей постоянной частотой и почти постоянной амплитудой, которая, очевидно, модулируется другими более высокочастотными колебаниями. Собственно, именно эти высокочастотные колебания изменяют амплитуду. Такая картина бывает не всегда, в промежутках между сердечными циклами можно видеть отчетливые затухающие колебания, механическая природа которых не вызывает сомнения (рис. 260).

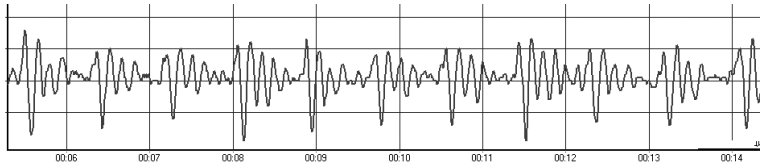


Рисунок 260. Пример затухающих колебаний. Также хорошо выражена модуляция дыхательными движениями.

Осмотр вертикальной составляющей реакции опоры показывает, что относительно средней линии, т.е. среднего уровня веса тела все имеющиеся колебания имеют два направления — отрицательное, направленное на уменьшение имеющегося веса, и положительное, направленное на его увеличение. В норме отрицательно направленные колебания имеют амплитуду, в среднем, в полтора, два раза больше, чем положительные.

Спектрограмма колебаний в вертикальной плоскости представляет собой более сложное образование, чем для колебаний во фронтальной или сагиттальной плоскости (рис. 261). Сам спектр значительно шире и может включать колебания на частотах до 10 Гц и выше. При этом в норме между 1 и 2 Гц имеется четко выраженный пик, соответствующий сердечному циклу.

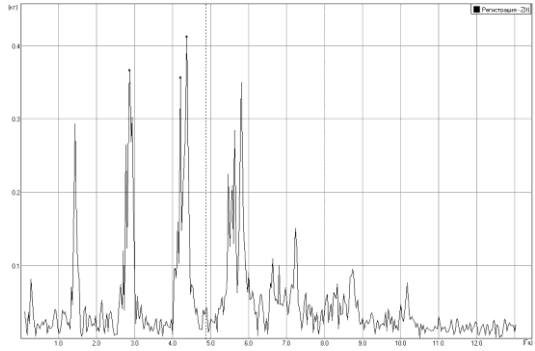


Рисунок 261. Спектр колебаний вертикальной составляющей того же обследуемого (рис. 259, 260).

В ряде случаев, он может быть выражен не очень четко (рис. 262). В любом случае, для нормы характерны колебания на частотах от 4 до 7 Гц с амплитудой не более 0.3 кг. Колебания в вертикальной плоскости такой высокой частоты, связанные с постоянным перемещением массы около 0.3 кг, скорее всего, могут быть вызваны только с деятельностью крупных мышечных массивов, активных в вертикальной стойке, каковыми являются мышцы-разгибатели нижних конечностей и туловища, т.е. антигравитационные группы мышц.

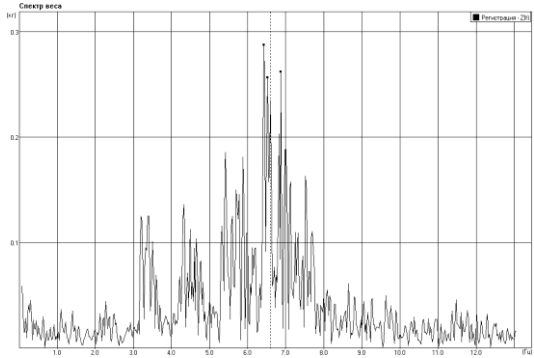


Рисунок 262. Спектр колебаний вертикальной составляющей того же обследуемого (рис. 260).

Следует особо отметить, что термин колебания в применении к вертикальной составляющей при исследовании пациента в основной стойке может подразумевать, фактически, не физические перемещения ОЦТ тела в вертикальной плоскости, а модуляцию веса тела (т.е. произведение его массы на ускорение свободного падения) собственными ускорениями других частей тела человека (групп

мышц), которые увеличивают или уменьшают общую результирующую.

Исходя из второго закона Ньютона, вес тела «P» равен произведению массы тела «M» на ускорение свободного падения «g».

$$P=Mg$$

В случае если внутри тела имеются отдельные части, которые колеблются самостоятельно, уравнение принимает вид:

$$P_y=Mg+\sum_{i=1}^{n} m_i(g+a_i), \text{ где}$$

P_y — результирующий вес в данный момент времени, m_i — массы, двигающиеся внутри основной массы тела M и a_i — ускорение этих масс, которое может иметь, как положительный, так и отрицательный знак.

Дальнейшие исследования могут быть направлены на выяснение того, какие массы, каких органов и тканей ответственны за колебания на той или иной частоте. Исходя из известных теоретических посылок можно предположить, что более крупные массы имеют колебания на низких частотах, а меньшие — на более высоких. Так, влияние дыхательной, сердечной и сосудистой деятельности в спокойном состоянии не должно распространяться выше частоты 2 Гц. Основные амплитуды в районе частоты 5 Гц, предположительно, являются суммарным результатом деятельности крупных мышечных массивов, для вертикальной стойки это мышцы-разгибатели.

В норме переменная часть веса, которая регистрируется, составляет не более 0.4% веса тела обследуемого. Как видно из представленных графиков, колебания веса происходят в достаточно широком диапазоне, который в случае патологии может расширяться до 8 Гц и более.

Поэтому условное разделение частот на спектре вертикальной составляющей в силу их изначально более высокой частоты имеет несколько другие пределы. В соответствии с видимой феноменологией их можно определить как:

- низкочастотные от 0 до 3 Гц,
- среднечастотные от 3 до 8 Гц,
- высокочастотные от 8 Гц и выше.

Для выяснения основных частотно-амплитудных компонент спектра частот было проведено стабилометрическое исследование 19 здоровых взрослых среднего возраста[1]. Исследование проводилось в положении стоя с открытыми глазами. Длительность регистрации составила 30 с. Результаты основных параметров спектра частот по вертикальной составляющей представлены в таблице 37.

[1] Совместная работа с Н.Л.Кононовой и Л.А.Лучихиным.

Как можно увидеть из таблицы максимальные по амплитуде частоты лежат в относительно высокочастотной части спектра. При этом все три частоты находятся очень близко друг от друга в области 5 Гц. Средняя величина их лежит в пределах 0.3 кг. Нужно отметить, что колебания с частотой 5 Гц весом в 0.3 кг представляют собой для организма человека весьма основательную нагрузку. Другими словами, это колебания груза в 0.3 кг частотой 5 раз в секунду. Таким образом, даже в условиях комфортной стойки здоровый взрослый человек испытывает постоянную механическую нагрузку, которая производится им самим. Если низкочастотные колебания еще могут быть подвержены произвольному контролю, то движения на частоте 5 раз в секунду, такому контролю подчинятся, не могут [Скворцов Д.В., 2000]. Зона произвольного контроля лежит в более низкочастотной части спектра. Природа этих колебаний требует своего дальнейшего исследования. В настоящее время можно лишь сделать предположение, что колебания столь высокой частоты могут иметь, вероятно, одну причину — мышечные сокращения. Суммарная активность многих мышечных волокон мышц-разгибателей, волокна которых направлены преимущественно в вертикальном направлении.

Таблица 37. Групповые результаты основных компонент спектра частот вертикальной составляющей. Даны три максимальные по амплитуде частоты и частота уровня 60% энергии спектра. Приведено среднее значение и среднеквадратическое отклонение (СКО)

Параметр	Обознач.	Среднее	СКО
Частота 1-го максимума спектра по вертикальной составляющей (Гц)	XfZ1	5.03	1.22
Амплитуда 1-го максимума спектра по вертикальной составляющей (кг)	XaZ1	0.35	0.16
Частота 2-го максимума спектра по вертикальной составляющей (Гц)	XfZ2	5.06	1.26
Амплитуда 2-го максимума спектра по вертикальной составляющей (кг)	XaZ2	0.30	0.12
Частота 3-го максимума спектра по вертикальной составляющей (Гц)	XfZ3	4.91	1.32
Амплитуда 3-го максимума спектра по вертикальной составляющей (кг)	XaZ3	0.28	0.11
Уровень 60% мощности спектра по вертикальной составляющей (Гц)	xfZ%	5.79	0.64

Один из возможных механизмов, в результате, которых мы обнаруживаем высокочастотные компоненты колебаний на вертикальной составляющей в том, что именно в этой плоскости, прижатый к опоре весом своего тела, пациент не может производить реальных колебаний значительных амплитуд без потери связи с опорой. Так, французские исследователи [Barbier F. et al., 2003] обнаружили, что колебания в основной стойке в проекции общего центра масс составляют около 1.6 мм. Колебания значительно большей

амплитуды мы видим на стабилограмме. Если на стабилограмме в сагиттальной или фронтальной плоскости регистрируются действительные перемещения проекции центра тяжести тела, то баллистограмма, в этом отношении, представляет собой колебания внутренних масс тела, но само тело обследуемого остается без существенных перемещений в вертикальной плоскости. Поскольку не имеется колебаний с большими амплитудами, то возрастает относительная доля компонент высокочастотных, которые мы и видим на баллистограмме. В данном случае работает универсальное правило — высокоамплитудные колебания имеют низкую частоту, а низкоамплитудные — высокую. Именно эту закономерность легко обнаружить при анализе колебаний на стабилограмме.

На вертикальной составляющей более отчетливо проявляются и колебания других циклов, например дыхательного. Пример модуляции колебаний в вертикальной плоскости дыхательными движениями (перемещение значительных масс грудной и брюшной полостей под действием диафрагмы) приведен на рис. 263.

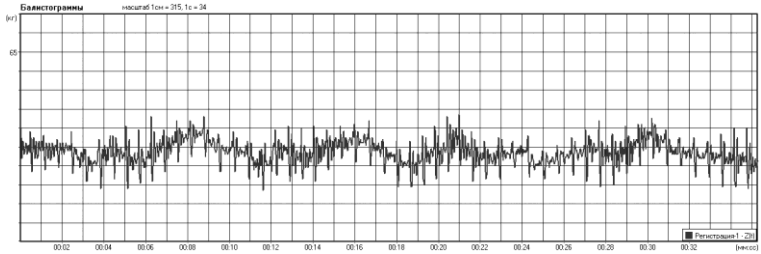


Рисунок 263. Вертикальная составляющая стабилометричекого исследования. Хорошо выражены волнообразные дыхательные движения.

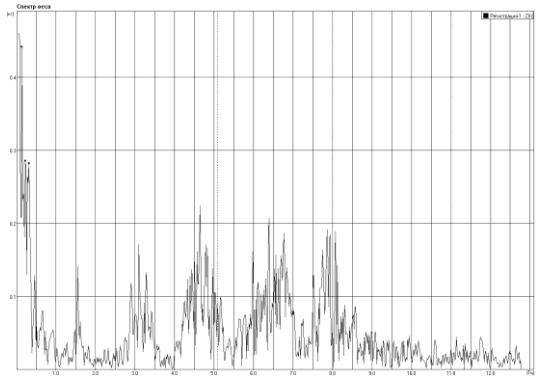


Рисунок 264. График спектра частот по вертикальной составляющей. Крайний слева пик дыхательного цикла. На 1.5 Гц — пик сердечного цикла, далее идут плотные комплексы на 3 Гц, между 4 и 5 Гц, 6, 7 и 8 Гц.

Надо отметить, что если модуляция амплитуды собственно сердечного цикла дыхательными движениями является вполне нормальным явлением, то аналогичное явление по отношению к весу тела (колебанию изолинии веса тела) уже не является нормальным. Приведенный график был получен при плановом обследовании здорового человека. Однако именно данный результат позволил заподозрить скрытую патологию, что подтверждается графиком спектра частот (рис. 264).

Отличие данного графика от аналогичных для нормы состоит в наличии выраженной амплитуды, связанной с дыханием, широких фронтов на частотах 3 Гц, между 4 и 5 Гц, 6, 7 и 8 Гц. Кроме того, имеются два пика низкой частоты (близкие к дыхательному) и так же значительной амплитуды 0.28 кг. К сожалению, в данном случае отсутствовала возможность провести дополнительные обследования и консультации специалистов для выяснения характера патологии.

Тем не менее, в норме перемещения значительных масс тела под действием диафрагмы так же компенсируются, как и сами дыхательные движения, влияющие на стабилограмму.

Влияние механической функции сердца

С целью выяснения влияния механической функции сердца на параметры вертикальной составляющей было проведено специальное исследование больных с трансмуральным и нетрансмуральным инфарктом миокарда. Для более отчетливого выявления функции сердца применено исследование в положении сидя.

Обследовано 60 больных[1]: из них мужчин — 47 человек, женщин — 13 человек. Средний возраст составил для мужчин 59.87±7.35 лет и 64.4±2.88 лет для женщин. Преобладающее большинство лиц (68%), страдающих инфарктом миокарда, было в возрасте 60-75 лет.

Диагноз острого инфаркта миокарда (ОИМ) ставился в блоке интенсивной терапии на основании характерной клинической картины, лабораторных и электрокардиографических данных в соответствии с Международной статистической классификацией болезней и проблем, связанных со здоровьем. У 30 больных, включенных в исследование, был диагностирован трансмуральный инфаркт миокарда (ИМ) и у оставшихся 30 человек — нетрансмуральный ИМ. По локализации ИМ больные распределились следующим образом: передний ИМ наблюдался в 52.2%, нижний ИМ — в 26% случаев, задний — в 8.7%, циркулярный — в 8.7%, ИМ высоких боковых отделов наблюдался в 4.4% случаев.

Все больные, включенные в исследование, относились к II-IV классу тяжести ИМ по клинической классификации функционального

[1] Соавторы данной работы: П.В.Давыдов, Н.С.Доровских, А.Н.Лобов, Г.Е.Иванова и А.В.Чоговадзе.

состояния больных на стационарном этапе реабилитации [Николаева Л.Ф., Аронов Д.М., 1988]. Все пациенты получали традиционную медикаментозную терапию.

Таблица 38. Данные компьютерной стабилометрии в положении сидя у больных ИМ

Параметр	Обоз. (ед.)	Нетрансмуральный		Трансмуральный		Контроль	
		откр. глаза	закр. глаза	откр. глаза	закр. глаза	откр. глаза	закр. глаза
Среднеквадратическое отклонение ЦД в фронтальной плоскости	x (мм)	1.03±0.5	1.02±0.67[3]	0.79±0.5	0.4±0.34	0.43±0.28	0.21±0.12[3]
Среднеквадратическое отклонение ЦД в сагиттальной плоскости	y (мм)	0.68±0.44	0.7±0.5[3]	0.67±0.59	0.36±0.27	0.2±0.16	0.1±0.07[3]
Скорость ЦД	V (мм/с)	2.62±0.51[1]	2.66±0.68	2.46±0.5[2]	2.29±0.51[5]	4.2±0.8[1,2]	3.67±0.58[5]
Частота 1-го максимума спектра по фронтальной составляющей	Ff1 (Гц)	0.3±0.19	0.33±0.25	0.37±0.28	0.39±0.24	0.33±0.18	0.45±0.3
Частота 1-го максимума спектра по сагиттальной составляющей	Sf1 (Гц)	0.35±0.19	0.26±0.05	0.32±0.22	0.24±0.06	0.48±0.39	0.26±0.05
Уровень 60% мощности спектра во фронтальной плоскости	Ff60% (Гц)	1.18±0.57	1.29±0.55	0.98±0.44	1.3±0.67	0.76±0.34	0.93±0.21
Уровень 60% мощности спектра в сагиттальной плоскости	Sf60% (Гц)	1.3±1.03	1.38±1.15	1.04±0.76	1.04±0.79	0.74±0.46	0.49±0.23

Площадь статокинезиограммы 95	S95 (мм²)	2.21±1.05	1.1±0.44	2.21±0.72	1.05±0.26	2.27±1.19	1.16±0.43
Частота 1-го максимума спектра по вертикальной составляющей	FfZ1 (Гц)	0.25±0.05[1]	0.24±0.06[4]	0.28±0.08[2]	0.24±0.06[5]	1.2±0.44[1,2]	1.37±0.49[4,5]
Амплитуда 1-го максимума спектра по вертикальной составляющей	FaZ1 (кг)	0.64±0.25	0.66±0.39	0.88±0.16	0.95±0.16[5]	0.62±0.25	0.49±0.16[5]
Уровень 60% мощности спектра по вертикальной составляющей	FfZ60% (Гц)	3.17±1.85	3.65±1.93[6]	1.33±0.7[2]	0.78±0.5[5,6]	3.78±1.37[2]	4.7±1.05[5]

[1] — Достоверные отличия между группой нетрансмуральный ИМ и контрольной группой (открытые глаза).
[2] — Достоверные отличия между группой трансмуральный ИМ и контрольной группой (открытые глаза).
[3] — Достоверные отличия между группами нетрансмуральный ИМ и трансмуральный ИМ (открытые глаза).
[4] — Достоверные отличия между группой нетрансмуральный ИМ и контрольной группой (закрытые глаза).
[5] — Достоверные отличия между группой трансмуральный ИМ и контрольной группой (закрытые глаза).
[6] — Достоверные отличия между группами нетрансмуральный ИМ и трансмуральный ИМ (закрытые глаза).

В качестве контрольной группы было обследовано 20 здоровых испытуемых в возрасте от 19 до 40 лет.

Первичное обследование больных на стабилоплатформе проводилось в среднем на 7-10 сутки пребывания в стационаре, всем пациентам, проходящим восстановительное лечение по предложенной программе. Исследование было выполнено по стандартизированной методике [Скворцов Д.В., 2000] и включало две регистрации:

– пациент находится в положении сидя: глаза открыты и глаза закрыты;

– пациент находится в положении стоя: глаза открыты и глаза закрыты.

Время исследования в каждом отдельном положении составляло 30 секунд. Для анализа использовались классические стабилометрические параметры и параметры, характеризующие частотный спектр колебаний центра давления (ЦД) во фронтальной, сагиттальной и вертикальной плоскости. Стабилометрический комплекс позволяет исследовать стабилометрическую баллистограмму — графическую регистрацию колебаний веса тела обследуемого, возникающих в результате механической работы сердечной, сосудистой, дыхательной и мышечной деятельности. Собственно баллисткардиография характеризует пропульсивную, механическую сторону сердечной деятельности [Баевский Р.М., Талаков А.А., 1971; Comforto S. et al., 2001].

Результаты исследования в положении сидя представлены в таблице 38.

Прежде всего, необходимо отметить значительно более высокую стабильность баланса в положении сидя в сравнении с положением стоя. Но это очевидный ожидаемый результат. В положении сидя фактически сравниваются значения амплитуд колебаний в сагиттальной и фронтальной плоскостях. Значительно ниже уровень и показателя скорости ЦД. Зрительный анализатор также продолжает играть активную роль в поддержании баланса. Собственно ИМ характеризуется увеличением амплитуды колебаний ЦД и снижением скорости его перемещения. По вертикальной составляющей происходит значительное снижение частоты первого максимума. Величина уровня 60% мощности спектра по вертикальной составляющей снижается, что особенно выражено для группы с трансмуральным ИМ.

Результаты исследования в положении стоя приведены в таблице 39.

Таблица 39. Данные компьютерной стабилометрии в положении стоя у больных ИМ

Параметр	Обоз. (ед.)	Нетрансмуральный		Трансмуральный		Контроль	
		откр. глаза	закр. глаза	откр. глаза	закр. глаза	откр. глаза	закр. Глаза
Среднеквадратическое отклонение ЦД во фронтальной плоскости	x (мм)	3.05±0.99	2.7±1.15	2.99±1.63	4.56±4.3	3.27±1.64	2.52±1.75

Среднеквадратическое отклонение ЦД в сагиттальной плоскости	y (мм)	9.39±3.19	14.93±4.05	24.79±23.75	21.7±12.93	9.53±5.09	20.59±15.31
Скорость ЦД	V (мм/с)	10.07±3.89	15.56±5.95	8.13±1.7	10.36±3.18	7.98±1.47	9.9±1.69
Частота 1-го максимума спектра по фронтальной составляющей	Ff1 (Гц)	0.5±0.31	0.58±0.19	0.4±0.2	0.46±0.18	0.32±0.17	0.46±0.16
Частота 1-го максимума спектра по сагиттальной составляющей	Sf1 (Гц)	0.18±0.07	0.25±0.07	0.21±0.07	0.22±0.1	0.17±0.04	0.21±0.06
Уровень 60% мощности спектра во фронтальной плоскости	Ff60% (Гц)	0.88±0.27	0.65±0.14	0.69±0.26	0.56±0.11	0.55±0.11	0.57±0.1
Уровень 60% мощности спектра в сагиттальной плоскости	Sf60% (Гц)	0.74±0.47	0.35±0.08	0.5±0.32	0.3±0.08	0.29±0.11	0.3±0.09
Площадь статокинезиограммы 95	S95 (мм²)	70.57±15.33	93.68±13.28	82.88±17.79	93.29±11.36	54.75±29.12	74.47±48.8
Частота 1-го максимума спектра по вертикальной составляющей	FfZ1 (Гц)	5.44±1.86	6.05±1.97	4.79±1.7	4.45±2.4	4.94±1.14	4.58±1.33
Амплитуда 1-го максимума спектра по вертикальной составляющей	FaZ1 (кг)	0.34±0.14	0.4±0.11	0.32±0.04	0.36±0.08	0.33±0.14	0.34±0.13

Уровень 60% мощности спектра по вертикальной составляющей	FfZ60% (Гц)	6.36±0.45	6.54±0.57	6.34±0.58	6.17±0.69	5.93±0.44	6.08±0.68

Для положения стоя, достоверных отличий между группами трансмурального и нетрансмурального ИМ и данными группами и нормой обнаружено не было. Таким образом, в положении стоя специфическая двигательная симптоматика, в том числе и связанная с механической функцией сердца демпфируется другими двигательными реакциями.

Поэтому положение сидя можно использовать, как своеобразную функциональную пробу. В этом положении более отчетливо проявляется и ритм дыхания, чем в положении стоя. В положении сидя работа мощных мышц нижних конечностей уже не оказывает своего влияния, что позволяет получить более чистые данные с вышележащих отделов тела.

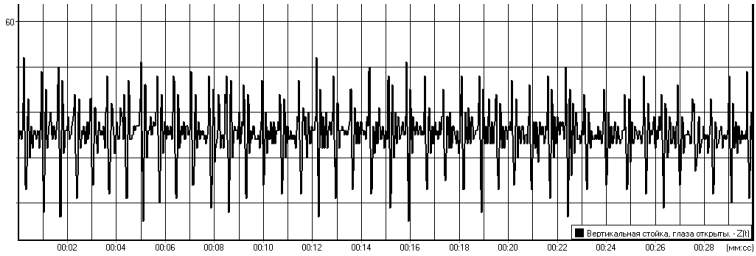


Рисунок 265. М.М.Ар-ва. Норма. Положение стоя. Вертикальная составляющая, видны сердечные и дыхательные модуляции.

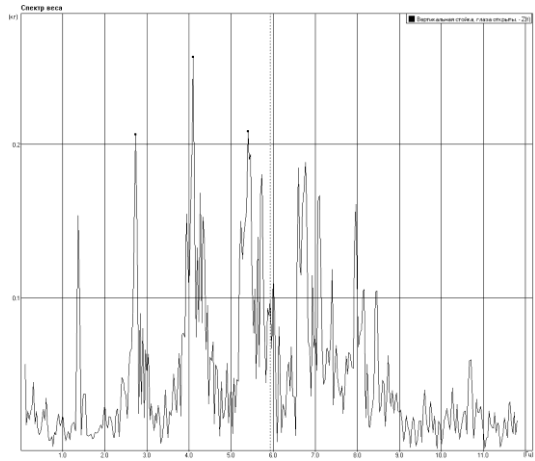


Рисунок 266. М.М.Ар-ва. Норма. Положение стоя. Спектр частот по вертикальной составляющей.

В качестве иллюстрации ниже приведено исследование из группы нормы — А-ва М.М. В положении стоя хорошо прослеживается сердечный цикл и более низкочастотные модуляции с частотой 6-7 сердечных циклов (рис. 265).

На графике спектра частот видны типичные пики сердечной и мышечной деятельности амплитудой в пределах 0.2 кг и несколько выше. Хорошо выделяется пик сердечного цикла на частоте 1.4 Гц. Более низкочастотные дыхательные модуляции имеют малую амплитуду и не выделяются существенно на общем фоне (рис. 266).

Обследование в положении сидя позволило получить существенно другую картину (рис. 267). Наряду с сердечным циклом более отчетливо видны дыхательные модуляции и колебания более высокой частоты между сердечными циклами.

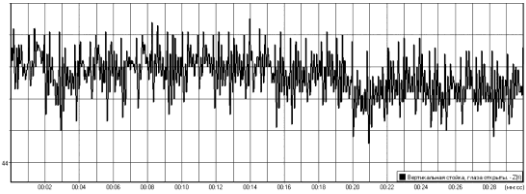


Рисунок 267. М.М.Ар-ва. Норма. Обследование сидя. Вертикальная составляющая. Дыхательные модуляции проявляются уже в виде изменения среднего уровня колебаний.

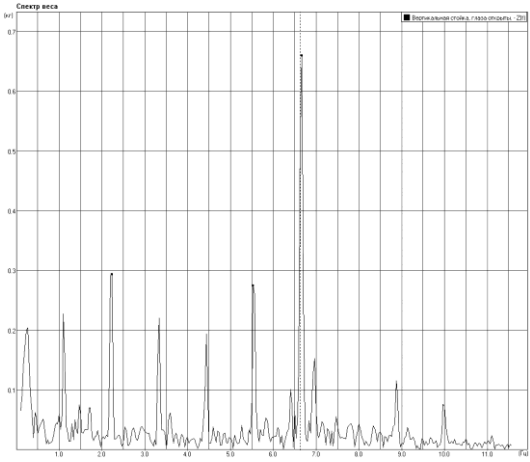


Рисунок 268. М.М.Ар-ва. Норма. Обследование сидя. Вертикальная составляющая. Спектр состоит из отдельных пиков на изолированных частотах. Крайний слева — дыхательный пик.

Спектр частот вертикальной составляющей сидящего на платформе обследуемого представляет собой уже совершенно другую картину. Присутствуют отдельные изолированные пики на частотах до 10 Гц. Их амплитуда, в целом, остается в тех же известных пределах 0.2-0.3 кг. Пик на частоте 6.6 Гц амплитудой 0.66 кг является аномальным. Крайний слева пик 0.27 Гц амплитудой 0.21 кг — это отчетливо проявившаяся дыхательная частота. Следующий за ним пик сердечного цикла (рис. 268).

Исследование нормативной группы в положении сидя показывает, что максимальные по амплитуде колебания лежат на частоте близкой к 1.2 Гц, а их амплитуда достигает 0.6 кг.

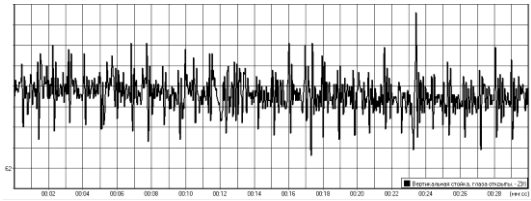


Рисунок 269. Ю.Д.В-ев. Нетрансмуральный ИМ. Вертикальная составляющая, исследование стоя. Видны сердечные циклы и многочисленные более высокочастотные колебания, частично скрадывающие сердечные, поскольку находятся в близком частотном диапазоне.

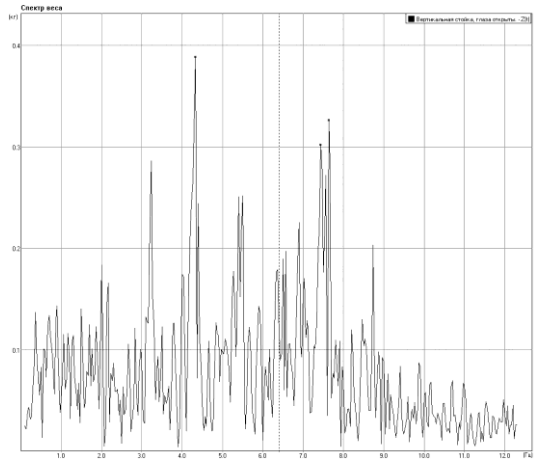


Рисунок 270. Ю.Д.В-ев. Нетрансмуральный ИМ. График спектра частот, исследование в положении стоя.

Аналогичное исследование больного с нетрансмуральным ИМ показало существенные изменения, видимые на графике вертикальной составляющей (рис. 269). Сердечный ритм еще прослеживается, но уже присутствует значительное количество колебаний, близких к нему как по частоте, так и по амплитуде.

В результате картина на графике спектра частот по сравнению с нормой существенно изменена (рис. 270). От 0.5 до 10 Гц график спектра представляет собой сплошной частокол. Это говорит о том, что колебательные процессы представлены на всем протяжении.

Еще более значительно изменена картина колебаний в вертикальной плоскости больного с нетрансмуральным ИМ в положении сидя (рис. 271). На первое место выходят хорошо видимые колебания, вызванные дыханием. Сердечные циклы так же определяются, каждый из них сопровождается значительным количеством других колебаний близких по амплитуде и частоте.

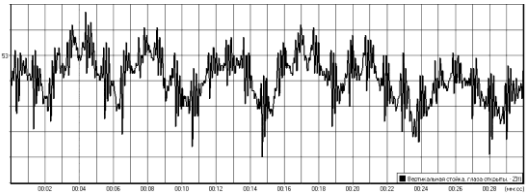


Рисунок 271. Ю.Д.В-ев. Нетрансмуральный ИМ. График вертикальной составляющей, положение сидя. Хорошо видны колебания, вызванные дыханием.

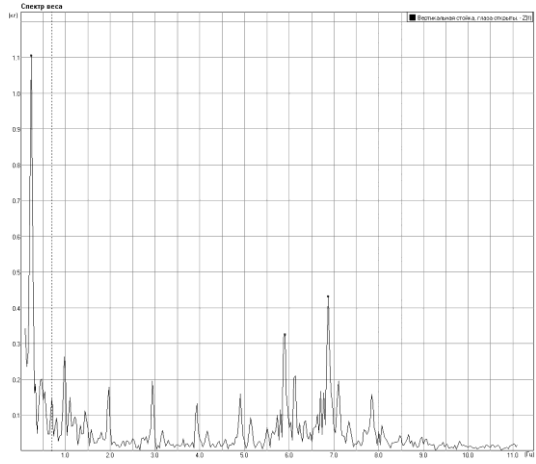


Рисунок 272. Ю.Д.В-ев. Нетрансмуральный ИМ график спектра частот в положении сидя. Крайний левый пик — колебания связанные с дыханием. Следующий за ним вправо, на частоте 1 Гц,— пик сердечного цикла.

На графике спектра частот в положении сидя (рис. 272) на первое место выходит дыхательный пик на частоте 0.23 Гц и амплитудой 1.1 кг. Остальные колебания представлены типичными изолированными пиками активности на выделенных частотах.

Результаты исследования больного с трансмуральным ИМ показали еще более глубокие изменения. На графике вертикальной составляющей (рис. 273) сердечные циклы уже не прослеживаются, присутствует постоянная активность колебаний во всех диапазонах частот.

На спектрограмме присутствуют отдельные изолированные колебания малой амплитуды в низкочастотном диапазоне (рис. 274), основная активность находится в диапазоне 6-7 Гц.

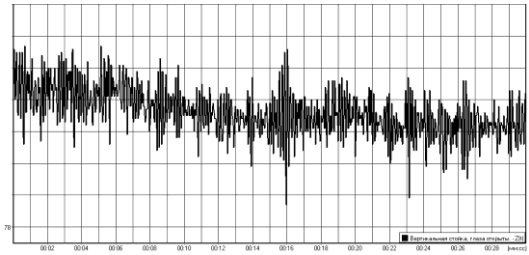


Рисунок 273. О.Н.В-ов. Трансмуральный ИМ. Вертикальная составляющая, исследование стоя.

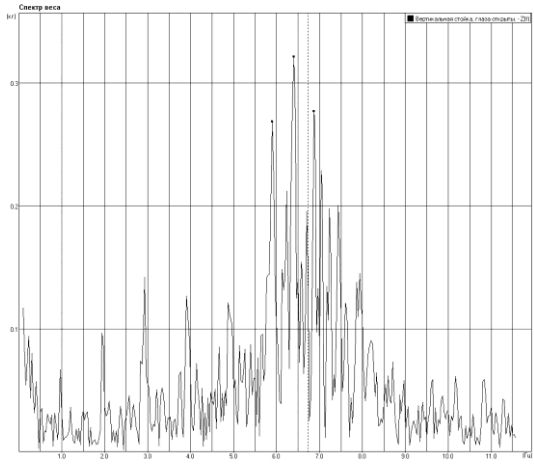


Рисунок 274. О.Н.В-о. Трансмуральный ИМ. Спектрограмма вертикальной составляющей, исследования в положении стоя.

Результат исследования данного пациента в положении сидя весьма нагляден (рис. 275). Очень четко выражены дыхательные экскурсии, на которых визуально не прослеживается сердечная активность.

В данном случае на спектрограмме основным становится низкочастотный максимум, связанный с дыхательной деятельностью (рис. 276). Колебания в области 6-7 Гц имеются, но не выражены и их амплитуда существенно ниже, что позволяет сделать вывод о том, что в их формировании значительную роль играет функция мышц нижних конечностей.

Таким образом, чем более тяжелое поражение сердечной мышцы, тем меньше механическая функция сердца проявляется на вертикальной составляющей и тем более выражены дыхательные экскурсии, что максимально проявляется в положении сидя, когда исключено влияние крупных мышц нижних конечностей.

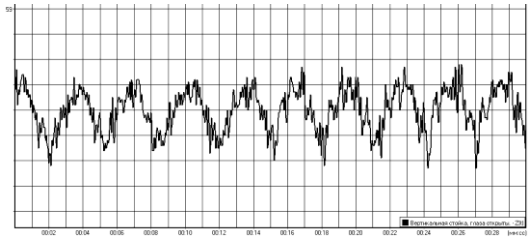


Рисунок 275. О.Н.В-ов. Трансмуральный ИМ. Вертикальная составляющая, обследование в положении сидя.

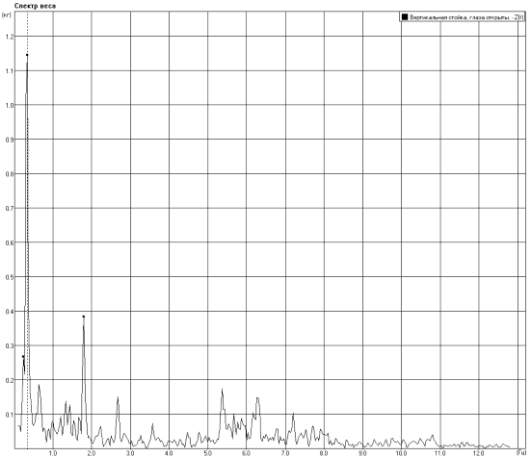


Рисунок 276. О.Н.В-ов. Трансмуральный ИМ. График спектра частот по вертикальной составляющей, исследование в положении сидя.

Результаты анализа вышеприведенных данных позволяют предложить критерий вертикализации больных с острым инфарктом миокарда. При этом основными критериями вертикализации на стационарном этапе являются: снижение частоты и амплитуды 1-го максимума спектра по вертикальной составляющей при отсутствии дыхательных вариаций баллистограммы [Давыдов П.В., 2006].

Это согласуется с данными [Gurfinkel V.S., Elner A.M., 1973], которые были получены при анализе стабилограмм.

Клинические примеры

В данном разделе представлены интересные клинические наблюдения, связанные с изменением характеристик колебаний в вертикальной плоскости.

Обследуемый И.А.К-ов, 20 лет, спортсмен, здоров, жалоб нет. На графике вертикальной составляющей виден двойной сердечный цикл (рис. 277).

Данный феномен представляет собой фактически сдвоенные колебания сердечного цикла, из которых второе имеет, соответственно такую же частоту, как и первое. Амплитуда второго колебания ниже, хотя и находится в таких же пределах как и первое. Поэтому на графике спектра частот, как отдельное образование данный пик не обнаруживается (рис. 278).

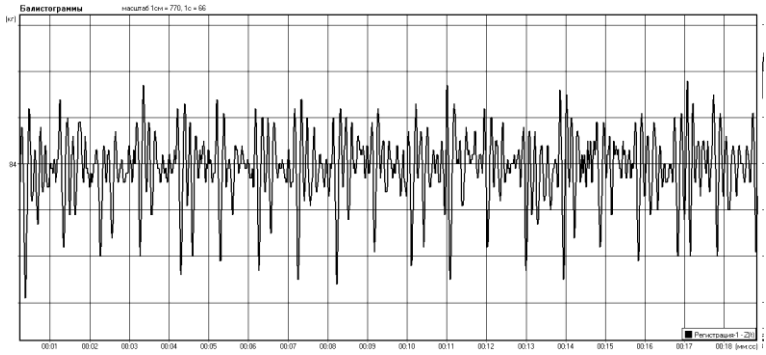


Рисунок 277. Обследуемый И.А.К-ов. На графике вертикальной составляющей виден сердечный цикл с двумя последовательными составляющими.

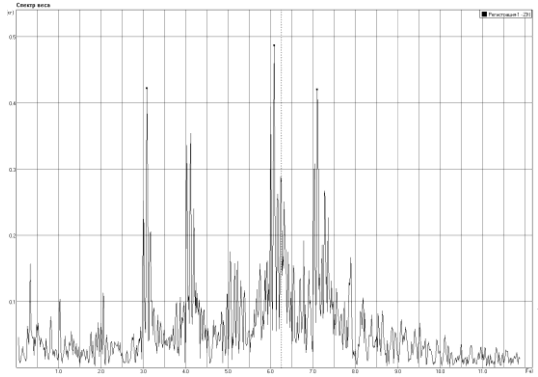


Рисунок 278. Обследуемый И.А.К-ов. График спектра частот по вертикальной составляющей.

На графике спектра частот по вертикальной составляющей обнаруживается сердечный пик на частоте 1 Гц амплитудой 0.1 кг и значительная активность на частотах 3, 4 и от 6 до 8 Гц с амплитудами более 0.4 кг.

Пациент А.А.Ан-ев. Диагноз: последствия черепно-мозговой травмы. На статокинезиограмме обращают на себя внимание частые колебания малой амплитуды в сагиттальной плоскости, которыми модулирована вся статокинезиограмма (рис. 279).

Амплитуда и частота обнаруженных высокочастотных колебаний практически не изменяется. Они остаются постоянными по всей длине статокинезиограммы. Характерно, что данные колебания имеют место только в сагиттальной плоскости. Фронтальная плоскость остается интактной. Направление колебаний практически точно соответствует сагиттальной плоскости. На графике спектра частот колебаний для сагиттальной плоскости обнаружен изолированный пик

на частоте 9.3 Гц амплитудой 0.3 мм, соответствующий данным колебаниям (рис. 280).

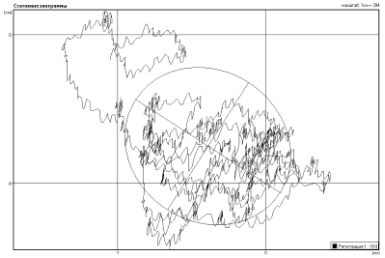


Рисунок 279. Статокинезиограмма пациента А.А.Ан-ва. Основные колебания по всей длине модулированы частыми осцилляциями в сагиттальной плоскости постоянной частоты и малой амплитуды, которая также близка к постоянной.

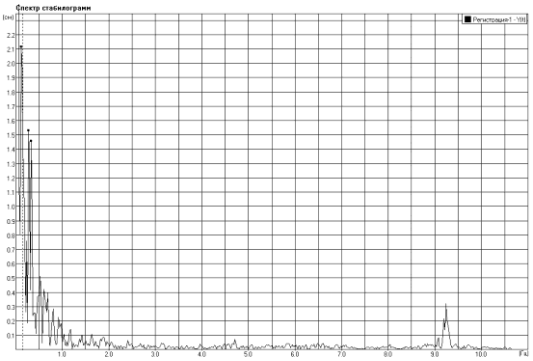


Рисунок 280. График анализа спектра частот колебаний в сагиттальной плоскости. Хорошо виден изолированный пик, соответствующий обнаруженным колебаниям на частоте 9.3 Гц.

Обращает внимание тот факт, что данные колебания:

- находятся на очень высокой частоте,
- лежат совершенно изолировано,
- имеют постоянную амплитуду и частоту.

Как можно увидеть из графика спектра частот колебаний в сагиттальной плоскости, основная стойка (глаза открыты) данного пациента характеризуется значительной амплитудой колебаний в сагиттальной плоскости в низкочастотной части спектра. Колебания интенсивно убывают и практически исчезают на частоте выше 1 Гц. Данная картина за исключением колебаний на частоте 9.3 Гц является типичной для последствий черепно-мозговой травмы. Основные балансировочные колебания модулируются мелкими высокочастотными колебаниями постоянной амплитуды и частоты. Данные колебания имеют, несомненно, центральный генез и значительно превышают по частоте колебания, характерные для

треморов. То, что они присутствуют только в сагиттальной плоскости, свидетельствует, что в этот процесс высокочастотных колебаний включены мышцы сгибатели-разгибатели. Спектрограмма колебаний во фронтальной плоскости не обнаруживает их присутствия. На вертикальной составляющей эти колебания оставили отчетливый след (рис. 281).

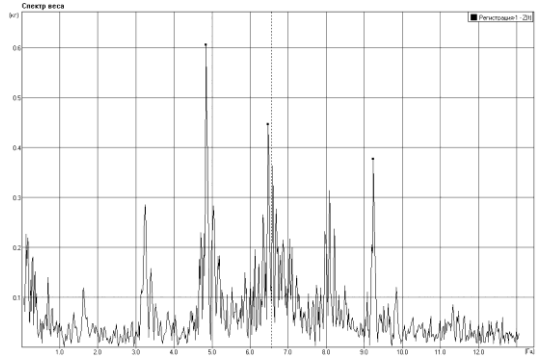


Рисунок 281. Спектрограмма колебаний веса тела обследуемого А.А.Ан-ва. Хорошо видно присутствие колебаний не только частот характерных для нормы, но и более высокочастотных. Амплитуды, характерные для нормы колебаний, существенно превышают таковые для здорового человека. Пик на частоте 9.3 Гц так же хорошо опознается (третий по амплитуде).

Данный пример показывает, что относительно высокочастотные колебания могут существовать изолированно и не только в спектре вертикальной составляющей, но и обычных стабилограмм.

Больная И.Н.М-а, состояние после перенесенного инсульта, пирамидная недостаточность. Обращает на себя внимание характерный вид вертикальной составляющей (рис. 282).

Сердечный цикл не выявляется, имеется значительное количество колебаний средней и высокой частоты амплитудой от 0.1 до 0.4 кг. Картина колебаний остается практически идентичной как при открытых, так и при закрытых глазах.

На спектрограмме при открытых и закрытых глазах (рис. 283) имеется низкоамплитудная активность в полосе спектра от 3 до 10 Гц с выраженным максимумом на частоте 6 и 7 Гц при открытых глазах и 6.3 Гц при закрытых глазах. Обращает на себя внимание наличие двух рядом расположенных пиков на высокой частоте 16.17 и 16.25 амплитудой в 0.05 кг. Данные колебания постоянны и не зависят от пробы на депривацию зрения. В данном случае мы имеем еще более высокочастотные колебания, чем в предшествующем примере. Эти высокочастотные колебания имеют место только по вертикальной составляющей, на стабилограммах они не представлены. Не вызывает

сомнений их мышечная природа (антигравитационные группы мышц). Происхождение данных колебаний, видимо, так же центральное.

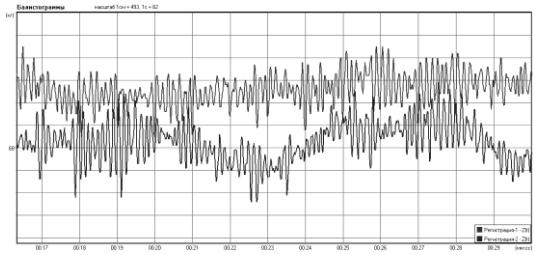


Рисунок 282. Больная И.Н.М-а. Вертикальная составляющая реакции опоры во время стабилометрического исследования (фрагмент: регистрация 1 — открытые глаза, регистрация 2 — закрытые глаза).

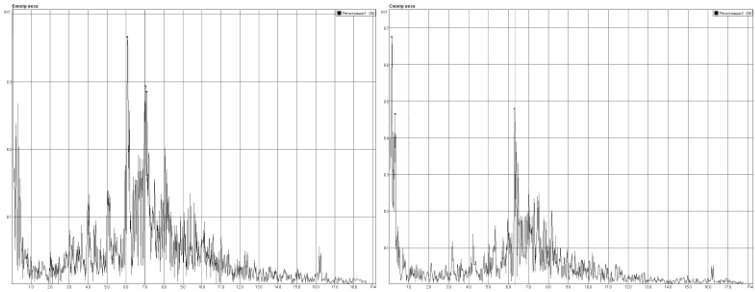


Рисунок 283. Больная И.Н.М-а. Графики спектра по вертикальной составляющей для положения с открытыми (слева) и закрытыми (справа) глазами. Обращают внимание два пика 16.17 и 16.25 Гц амплитудой в 0.05 кг.

Больной В.А.Л-ий, 59 лет, ишемический инсульт, пирамидальная недостаточность. График вертикальной составляющей реакции опоры интересен тем, что, начиная с 12 и по 35 секунду, видна выраженная высокоамплитудная и высокочастотная активность. До этого момента и после него снова прослеживается сердечный цикл (рис. 284).

Характерно, что на стабилограммах соответствующих изменений в отмеченный период не обнаруживается. Это так же изолированная активность, имеющая место только по вертикальной составляющей. График спектра частот по вертикальной составляющей при этом выглядит традиционно (рис. 285): высокая активность до частоты 0.5 Гц и от 3 до 8 Гц. Граница 60% энергии спектра находится на уровне 6.4 Гц. Колебания на частоте 6.5 Гц имеют амплитуду 0.51 кг, что соответствует высокой нагрузке на мышечную систему.

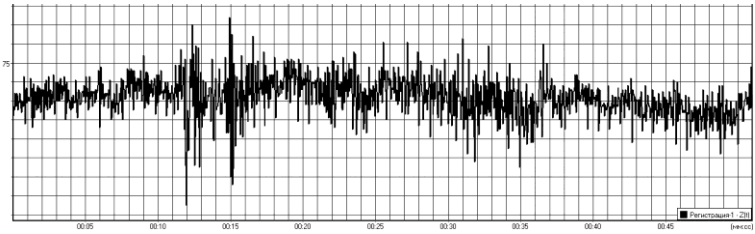


Рисунок 284. Больной В.А.Л-ий. График вертикальной составляющей. Имеется выраженная высокоамплитудная и высокочастотная активность от 12 до 35 секунды исследования.

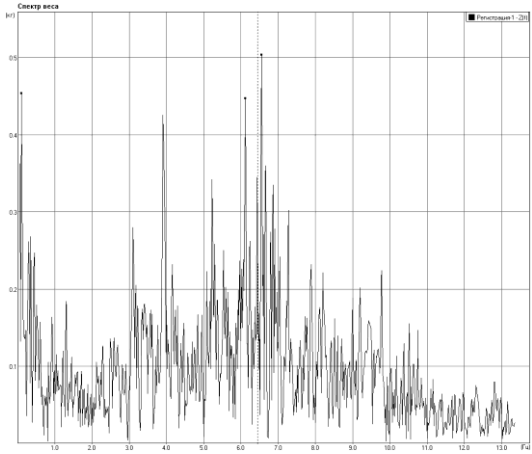


Рисунок 285. Больной В.А.Л-ий. График спектра частот по вертикальной составляющей.

Таким образом, исследование вертикальной составляющей стабилометрического обследования, в настоящее время делает только первые шаги. Абсолютное большинство симптомов и других феноменов еще требуют своего исследователя. Одним из практических вопросов является установление связи обнаруживаемых феноменов на различных частотах, особенно средних и высоких с соответствующей им патологией.

Технические основы стабилометрии

Известно большое количество методов исследования, предназначенных для изучения функции равновесия и баланса тела в основной стойке, например регистрация движений головы в горизонтальной плоскости, которые значительно коррелируют с движениями центра давления [Sakaguchi M. et al., 1995], в том числе и с

помощью безконтактных ультразвуковых датчиков [Takaguchi T. et al., 1990]. Сравнительный анализ данных стабилометрии и регистрации движений головы и туловища [Kilburn K.H., Warshaw R.H., Hanscom B., 1994] показал, что стабилометрия и регистрация движений головы дают сходный результат. Авторы утверждают, что регистрация движений головы имеет преимущества, так как в меньшей степени зависит от веса и роста. Таким образом, сокращаются проблемы нормирования итоговой информации.

Находят применение и такие, достаточно экзотичные методы регистрации колебаний тела в основной стойке, как магнитометрические [Dean E.M., Griffiths C.J., Murray A., 1995]. Группа британских авторов [FitzGerald J.E., 1993] на основании сравнения данных исследования на стабилометрической платформе и с помощью магнитометрических датчиков утверждает, что магнитометрическая методика является более чувствительной.

Из других методов исследования основной стойки применяется регистрация ускорений тела в двух или трех взаимно перпендикулярных областях [Amblard B. et al., 1985; Kamen G. et al., 1998]. Однако ведущее место занимает изучение функции баланса тела с помощью платформ с датчиками, чувствительными к вертикальной нагрузке.

Принцип действия стабилометрической платформы следующий. На жестком основании закрепляются датчики, чувствительные к силе, прилагаемой к ним по вертикали. Сверху на датчики устанавливается жесткая плита. Датчиков может быть три или четыре, в зависимости от конструкции платформы (рис. 286).

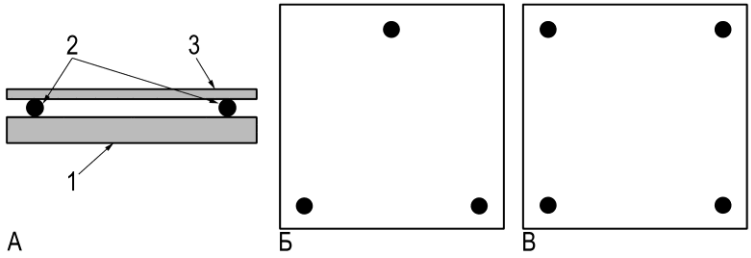


Рисунок 286. А — общая техническая схема стабилометрической платформы: 1 — основание платформы, 2 — датчики вертикальной силы, 3 — верхняя крышка платформы. Основные типы платформ: Б — трехдатчиковая, В — четырехдатчиковая.

Нетрудно понять, что вычисление равнодействующей, приложенной к платформе силы, можно произвести, используя значение ее на каждом из датчиков. При спокойном стоянии пациента на платформе равнодействующая будет показывать проекцию по вертикали на платформу общего центра тяжести обследуемого. В

случае, когда используется платформа с четырьмя датчиками, расположенными в углах ее основания, координаты равнодействующей, т.е. проекция ЦД, определяется в соответствии со схемой (рис. 287).

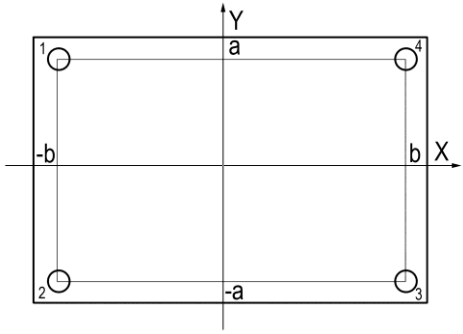


Рисунок 287. Общая схема платформы. 1-4 — датчики, расположенные в углах основания, X и Y — система координат, a и -a — значения координат по X, b и -b — значения координат по Y.

Тогда проекция ЦД по каждой координате находится в соответствии с уравнением:

$$\begin{cases} Y=a-\frac{F_1+F_3}{F}2a \\ X=b-\frac{F_1+F_2}{F}2b \end{cases}, \text{ где}$$

F равно сумме всех регистрируемых усилий на датчиках.

$$F=F_1+F_2+F_3+F_4$$

Так как основная стойка — процесс динамический, то, производя измерения с некоторой постоянной частотой (например, 20 раз в секунду), можно получить траекторию перемещения равнодействующей нагрузки, т.е. колебаний ***проекции общего центра масс*** (ОЦМ) в течение всего обследования.

Необходимо отметить, что в действительности ***центр давления*** (ЦД) не всегда может совпадать с проекцией центра тяжести [Gurfinkel V.S., 1973; Winter D.A., 1995; Смирнов Г.В., 1994].

В идеальном случае они полностью совпадают, если обследуемый совершенно неподвижен. В реальном исследовании как больного, так и совершенно здорового человека отмечаются колебания, при которых центр тяжести имеет различные ускорения. Если ОЦМ совершает колебание с частотой, превышающей 0.2 Гц, то проекции ОЦМ и ЦД могут быть различны [Gurfinkel V.S., 1973; Winter D.A., 1995]. Для решения обратной задачи получения из данных стабилометрии проекции ОЦМ тела на вертикаль используются

математические модели различной степени сложности [King D.L., Zatsiorsky V.M., 1997; Kuczinski M., 1999].

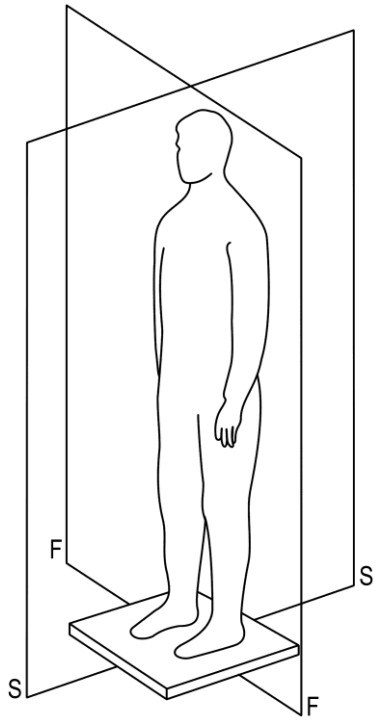


Рисунок 288. Система координат для представления стабилометрических данных: S-S — сагиттальная плоскость; F-F — фронтальная плоскость.

Для подробного рассмотрения получаемых данных необходимо определить основные понятия и системы координат, в которых производятся измерения. В стабилометрии положение и перемещение проекции общего центра масс тела на плоскость опоры (поперечную плоскость) измеряются в двух взаимно перпендикулярных плоскостях — фронтальной (F-F) и сагиттальной (S-S) (рис. 288).

Стабилометрическая платформа

Специализированный прибор для регистрации колебаний общего центра масс тела получил название ***стабилометрическая платформа*** или ***стабилометр*** (иногда, стабилограф). Стабилометрическая платформа состоит из основной плиты, на которую и встает обследуемый, и фиксированных к ней силоизмерительных датчиков, которые являются одновременно и

элементами опоры (рис. 289). Основная плита платформы, как правило, квадратной или прямоугольной формы и опирается на три или четыре силоизмерительных датчика. Усилие, приходящееся на каждый датчик, позволяет вычислять проекцию общего центра масс тела на плоскость опоры.

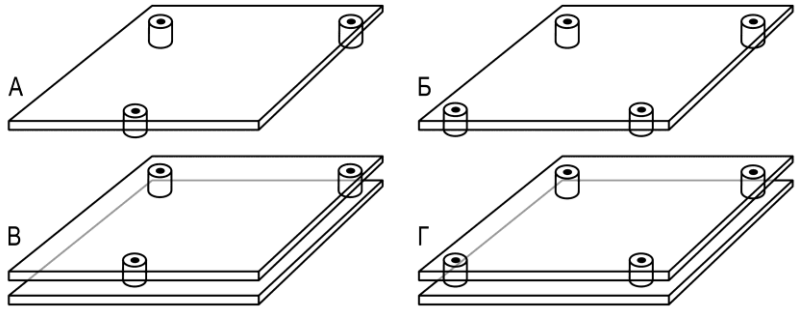


Рисунок 289. Механические схемы устройства стабилометрической платформы. А — самая простая и надежная схема. Плита платформы опирается на три опоры одновременно являющиеся датчиками силы. Б — аналогичная конструкция, но с четырьмя датчиками. В этом случае требуется обязательная регулировка опор датчиков для того, чтобы каждый из них имел плотный контакт с опорной поверхностью. В — трехдатчиковая платформа с опорной (цокольной) плитой, позволяющей повысить стабильность и точность работы платформы. Г — единственный вариант, позволяющий при наличии четырех датчиков избежать искажений координат проекции ОЦМ, посредством установки всей конструкции на опорную (цокольную) плиту.

Стандартизированные стабилометрические платформы имеют три датчика, которые чувствительны только к вертикальной составляющей нагрузки [Bizzo G. et al., 1985]. Использование трех датчиков дает устойчивый режим работы для всех датчиков, так как каждый из них имеет жесткую опору (например, стабилометрические платформы НМФ «МБН»). Точность измерения таких платформ существенно выше. Четырехдатчиковые платформы, опирающиеся пусть и на регулируемые основания в углах платформы, имеют значительно меньшую точность регистрации. Это происходит, независимо от заявляемых изготовителем параметров, поскольку при любой регулировке установленная платформа имеет жесткую опору, согласно фундаментальному правилу, только на три точки, четвертая оказывается в той или иной мере плавающей в пределах упругости конструкции самой платформы. В силу этого, даже при высокой точности датчиков итоговый результат оказывается значительно и, что важно, не прогнозируемо ниже заявленных параметров. Четырехдатчиковые или, скажем так, платформы с датчиками, расположенными в ее углах, имеют и ряд потенциальных достоинств при применении в тех областях, которые не требуют точных

измерений. Однако существуют технические решения с использованием четырех датчиков, позволяющие гарантировать точные параметры. Решается это технически посредством использования жесткого основания, на котором в результате специальной процедуры и устанавливаются датчики. Для ряда клинических задач требуется еще, и установить такую платформу на специальный забетонированный в перекрытие цоколь, как это делается для зарубежных платформ (Kistler, AMTI, Bertec и серии отечественных динамометрических платформ НМФ «МБН»).

Технические параметры платформы

Важными для стабилометра является показатель точности определения мгновенного положения ЦД (±1 мм). Такая точность является допустимой для клинических исследований и относительно легко реализуется технически.

Собственная резонансная частота платформы не должна быть ниже 40-50 Гц при условии, что частота опроса датчиков составляет 20 Гц. Реальная собственная резонансная частота платформы может быть 300-500 Гц, а нагруженной — порядка 100-200 Гц. Такая конструкция позволяет иметь заведомо более высокий резонансный порог, чем частота опроса датчиков платформы, и получать корректную информацию.

Частота опроса датчиков. Этот параметр важен для выполнения многих диагностических тестов. Колебательные движения ЦД имеют различные спектры частот. В целом, в клинических исследованиях частоты выше 10 Гц практически не представлены. Поэтому для клинического применения будет достаточно сканирования датчиков с удвоенной частотой в 20 Гц. Именно данная частота является рекомендуемой для стабилометрического исследования комитетом по стандартизации. Как зарубежные, так и отечественные разработчики проводят опрос каждого датчика с более высокой частотой 20-100 Гц.

Другое требование — жесткость верхней и нижней плиты. Их деформация под действием веса пациента и выполняемых им действий должна быть не более 2×10^5 Nm^{-1}. В противном случае платформа будет легкой по весу, но ее информация по координате будет иметь существенные погрешности.

Номинальная рабочая нагрузка платформы 20-120 кг. Такой диапазон позволяет проводить исследование абсолютного большинства населения, начиная с детского возраста, когда ребенок может выполнять все необходимые инструкции во время исследования и, заканчивая, взрослыми с антропометрическими показателями выше средних.

Из других показателей важны следующие. Нелинейность — 0.1% полной шкалы измерения. Гистерезис — 0.2% полной шкалы

измерения. Температурный эффект изменения чувствительности — менее чем 0.01% полной шкалы измерения C^{-1} (т.е. при нагружении платформы грузом в 50 кг показания координаты не должны изменяться более чем на 3 мм в течение часа). Наличие фильтра на 50 или 60 Гц (60 дБ), в зависимости от частоты переменного тока.

Как было показано [Гурфинкель В.С., Коц Я.М., Шик М.Л., 1965] каждая стабилометрическая платформа должна непременно иметь компенсацию показаний координаты в зависимости от веса. Современные стабилометрические платформы как отечественные, так и зарубежные имеют такую компенсацию либо на аппаратном, либо на программном уровне.

Датчики платформы должны регистрировать только вертикальную составляющую. Это необходимо для того, чтобы использовать платформы в различных методиках, связанных с быстрыми перемещениями ЦД, когда возможны существенные ошибки.

Кроме перечисленных условий, стабилометрическая платформа для клинических исследований должна иметь необходимые реперные точки и линии для установки стоп пациента (рис. 290).

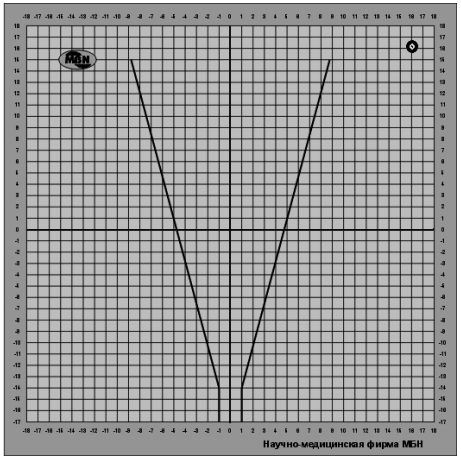


Рисунок 290. Изображение верхней поверхности стабилометрической платформы (производства НМФ «МБН», г. Москва). В правом верхнем углу находится двухкоординатный уровень для установки платформы в горизонтальной плоскости. Линия с симметричной сантиметровой шкалой (внизу) служит для установки стоп на расстоянии клинической базы (по американскому варианту). Вертикальная линия отмечает сагиттальную плоскость. Короткие параллельные прямые служат для установки пяток пациента с необходимым расстоянием (по европейскому варианту). Две расходящиеся линии предназначены для выравнивания по ним внутреннего края стопы для получения угла между стопами в 30 градусов (европейский вариант).

Требования к программному обеспечению не являются подробно разработанными. Можно выделить основные характеристики программного пакета, предназначенного для практических целей. Это, как минимум, реализация в современных графических средах, наличие собственной базы данных и автоматизированных функций для сбора и обработки информации, возможность получения всех общепринятых параметров по стандартному алгоритму.

Использование операционной среды WINDOWS стало всеобщим стандартом. Это связано не только с наличием множества различных приложений, но и с особенностями работы в данной среде (удобный обмен данными, наглядность, настройки печати и др.).

Во время исследований и реабилитационных игр на мониторе пациента идут соответствующие задачи, а на мониторе врача — первичная и обработанная информация и управление происходящим процессом. Для проведения таких методик необходима регулировка положения второго монитора (по росту пациента) с помощью специальной стойки. Общий вид современного клинического стабилометрического комплекса показан на рисунке 291.

Рисунок 291. Общий вид диагностико-реабилитационного стабилометрического комплекса.

Подсоединение к компьютеру. Все современные стабилометрические платформы, как правило, имеют прямое соединение с компьютером через стандартный порт ввода-вывода. В то же время продолжают использоваться стабилометрические платформы

с вводом информации через аналого-цифровой преобразователь, размещающийся в компьютере. В этом случае аналого-цифровой преобразователь должен быть не менее 12 разрядов, а пределы изменения сигнала 0-5 В [Bizzo G. et al., 1985].

В настоящее время стабилометрия, как метод, вышла далеко за рамки исследовательских лабораторий. Выпускаемые во всем мире коммерческие системы можно условно разделить на четыре группы.

8. Исследовательские.
9. Диагностические.
10. Реабилитационные.
11. Смешанные (универсальные).

Технические требования для каждой группы различаются [Skvortsov D.V. et al., 1999]. Для диагностического комплекса необходимо иметь стабильную платформу, высокую точность регистрации ЦД, высокую собственную резонансную частоту и частоту сканирования датчиков не ниже 20 Гц. При этом пациент не должен получать никакой информации (визуальной, аудиальной или в любой другой форме) о положении собственного центра давления.

Исследовательский комплекс — наиболее разнородная категория. Можно выделить лишь некоторые характерные особенности: наличие различных дополнительных устройств и приборов (механопривод для приведения в движение платформы или выполнения внешнего воздействия на стоящего или находящегося в другом положении человека); электромиограф; различные системы регистрации и анализа позы человека и ее изменений; стимуляторы гальванические, вибрационные и другие.

Реабилитационный комплекс предполагает, прежде всего, наличие визуальной или аудиальной стимуляции и информации для пациента о положении собственного ЦД. Аппаратура может иметь сниженную чувствительность, низкую точность и частоту сканирования датчиков. Желательно иметь возможность изменять положение платформы или даже отдельных ее компонентов, а так же регулировать параметры системы непосредственно во время проведения реабилитации. При проведении тренировок у пациентов, которые не могут самостоятельно сохранять равновесие, используются специальные средства дополнительной опоры или подвеска, напоминающая парашютную.

Имеются существенные различия и в программном обеспечении. Если для диагностического стабилометрического комплекса необходимо иметь программный пакет в стандартном интерфейсе, собственную базу данных, подробный отчет, содержащий обработанную статистически информацию непосредственно сразу после регистрации данных, то для реабилитационного комплекса все эти функции редуцируются до относительно примитивных форм. Но реабилитационный комплекс должен иметь хорошую трехмерную

графику в реабилитационных играх, качественное и разнообразное звуковое сопровождение, которое является одним из каналов обратной связи.

Исследовательский комплекс предполагает наличие изначально открытого программного пакета, в котором производится только регистрация данных. Его задача — получить массив данных необходимого объема и известного формата. Последующая обработка производится с помощью специализированных пакетов или макросов в электронных таблицах. Кроме вышеизложенного, необходимо иметь два разных изображения одно — для пациента (маркер фиксации взгляда, визуальные и аудиальные стимулы и др.), другое — для врача (информация о происходящем процессе перемещений ЦД в режиме реального времени и инструменты управления этим процессом). Тем не менее, возможность совместить эти требования в одном комплексе существует. Из зарубежных можно назвать несколько вариантов комплекса фирмы NeuroCom, Chattanooga Group Inc. (США), а из отечественных — комплекс Научно-медицинской фирмы «МБН» (г. Москва).

Требования, предъявляемые к методике исследования

Как и любая методика клинического исследования, стабилометрия имеет свои требования. Основные требования были собраны и сформулированы в рекомендациях Международного общества исследования основной стойки в 1983 г. [Kapteyn T.S. et al., 1983]. В последующие годы были опубликованы многочисленные авторские дополнения. Ниже приводится их перечень, известный к моменту написания данной монографии с учетом личного опыта автора.

Помещение и его оборудование. Для проведения стабилометрических исследований должно быть выделено специальное помещение. Минимальная площадь его не менее 3×4 м^2 для предотвращения акустической ориентации пациента в пространстве. Стабилометрическая платформа устанавливается не менее чем в 1 метре от какой-либо стены. Помещение оборудуется плотными жалюзи на окне (окнах) для регулировки потока естественного освещения, умывальником и сигнализацией для пациентов и персонала о возможности войти во внутрь в данный момент.

Во время исследования не должно быть никаких звуков, указывающих на пространственное положение тела. Общий уровень шума в комнате не может превышать 40 Дб (по ISO). Во время

исследования должны быть исключены любые резкие звуки (стук в дверь, телефонный зуммер, речь, музыка и др.).

Для корректного проведения стабилометрического исследования с открытыми глазами в комнате устанавливается нормальное диффузное освещение как минимум 40 люкс. Лучше применять лампы накаливания с цельными матовыми плафонами молочно-белого цвета. При ярком солнце необходимо приглушить световой поток с помощью жалюзи. Маркер для фиксации взгляда пациента или второй монитор компьютера не могут находиться напротив окна или быть обращены экранной поверхностью к нему.

В течение регистрации с закрытыми глазами освещение приглушается до уровня 20 люкс.

Измерение антропометрических параметров пациента. Большинство базовых параметров вычисляются с использованием антропометрических данных пациента, по ним же определяется и система координат пациента, в которой строится отчет. Все линейные параметры измеряются в миллиметрах. Перечень их приведен в таблице 40.

Таблица 40. Индивидуальные параметры обследуемого, используемые при расчете ряда стабилометрических характеристик

Параметр	Единицы	Описание
Длина стопы	мм	Длина стопы измеряется в сагиттальной плоскости как расстояние от задней поверхности пяточного бугра до ногтевой фаланги наиболее выступающего вперед пальца стопы.
Расстояние лодыжка-носок	мм	Расстояние лодыжка-носок измеряется в сагиттальной плоскости как расстояние от проекции на плоскость опоры верхушки наружной лодыжки до ногтевой фаланги наиболее выступающего вперед пальца стопы.
Ширина стопы	мм	Расстояние между наружным и внутренним краем стопы в ее наиболее широкой части (как правило, соответствует расстоянию между головками первой и пятой плюсневых костей). Измеряется в направлении перпендикулярном оси стопы. Применяется для вычисления площади опоры.
Клиническая база	мм	Расстояние между передне-верхними остями таза (измеряется акушерским циркулем).
Рост	мм	Параметр роста применяется для вычисления ряда показателей третьей группы.

Ниже приведены схемы измерения параметров: клиническая база, длина и ширина стопы, расстояние лодыжка-носок (рис. 292, 293).

Установка стоп пациента на платформе. Пациент должен устанавливаться на платформу босиком. По крайней мере, это необходимо соблюдать для клинических исследований, если задачей исследования не ставится определение влияния конкретного типа обуви или ортеза на функцию баланса. Имеются две основные установки стоп пациента на платформе. Так называемая европейская традиция (в положении пятки вместе, носки разведены на угол в 30 градусов) и американская традиция (стопы ног параллельны). Расстояние между стопами для такой установки нормировано. Нормирование предполагает привязку данного расстояния к собственным антропометрическим параметрам пациента. Ранее было предложено нормированное расстояние, получившее название ***клиническая база***, т.е. расстояние между осью баланса стопы, равное расстоянию между передне-верхними остями таза [Скворцов Д.В., 1996]. Реально это расстояние очень близко к дистанции между центрами тазобедренных суставов — истинной базой между осями нагрузки на нижние конечности.

Рисунок 292. Общая схема определения клинической базы. Это расстояние между передне-верхними остями таза (расстояние в проекции на фронтальную плоскость, а не по поверхности живота).

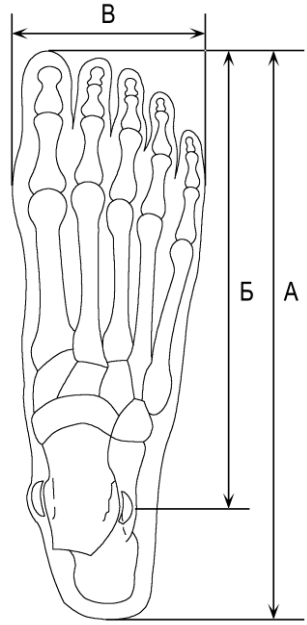


Рисунок 293. Схема определения длины стопы (А), расстояния лодыжка-носок (Б) и ширины стопы (В).

Для установки в европейском варианте пациент ставит обе стопы на платформу пятками вровень к линии с сантиметровой разметкой. Внутренние края пяток должны быть вровень с вертикальными линиями (расстояние между ними равно двум сантиметрам). Внутренний край стоп выравнивается по линиям с наклоном в 15 градусов. В результате стопы оказываются в развороте по внутреннему краю на требуемые 30 градусов с расстоянием между пятками в 2 см.

Для установки по американскому варианту стопы устанавливаются параллельно друг другу, симметрично относительно центра платформы на расстоянии клинической базы друг от друга. Для этого существует сантиметровая шкала на горизонтальной линейке. Шкала симметрична и показывает в сантиметрах расстояние до одноименных точек. Например, риска с указанием 20 см находится на расстоянии 10 см от центральной линии по обе ее стороны. Таким образом, установка одной стопы на эту риску (имеется в виду, что клиническая база гипотетического пациента равна 20 см) и другой стопы на такую же, по другую сторону, дает расстояние равное 20 см.

Основой регистрации данных является система координат самой платформы (рис. 294).

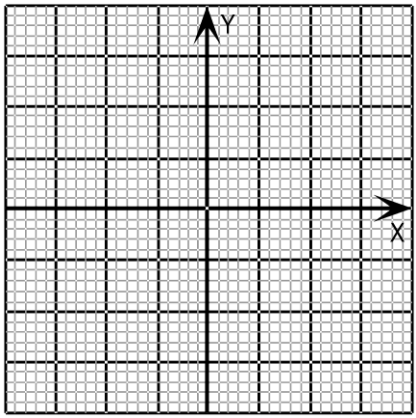


Рисунок 294. Система координат платформы. Центр системы координат совпадает с центром платформы.

Все получаемые данные сохраняются и представляются графически именно в этой системе координат. Однако использовать эту систему координат для представления итоговых данных в большинстве стандартных исследований будет неправильно, поскольку это система координат платформы, а не пациента. Таким образом, если отчет будет представлен в системе координат платформы, то это не позволит проводить сравнения (по базовым параметрам) исследования разных пациентов. Корректно будет только сравнение результатов одного и того же пациента. Для того чтобы избежать такого существенного ограничения для формирования отчета используется система координат пациента, которая отличается в зависимости от типа установки стоп пациента. Как было уже сказано ранее, существуют две наиболее распространенные традиционные установки — европейская и американская.

Европейская система координат «привязана» к положению стоп и их размеру у данного пациента (рис. 295).

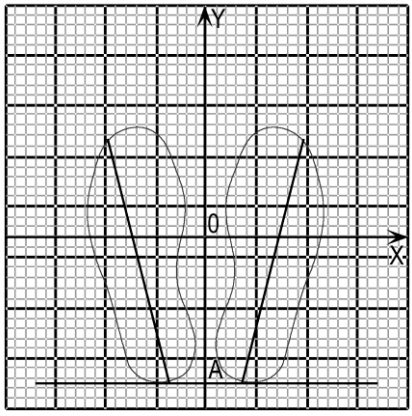


Рисунок 295. Система координат при европейской установке. Положение центра координат вычисляется по формуле: 0-A=0.59p-1.8, где расстояние 0-A определяет центр системы координат, «p» — длина стопы в сантиметрах.

Фактически, центр системы координат является производной величиной из длины стопы с применением несложных коэффициентов. С учетом симметричности положения стоп изменяется лишь место оси «X». Поэтому для выполнения исследования в данном стандарте необходимо только значение длины стопы, которое и должно быть введено в карточку исследования.

В результате все значения координаты ЦД по оси «Y» для нормы имеют отрицательные значения.

Система координат для американской установки стоп пациента имеет центр координат в точке пересечения оси «Y» и линии, соединяющей наружные лодыжки стоп, которая и образует ось «X» (рис. 296).

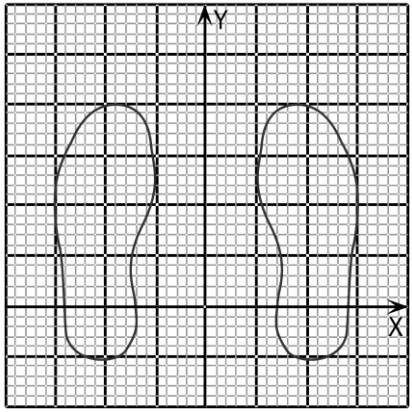


Рисунок 296. Система координат для американской установки стоп. Ось «X» соединяет наружные лодыжки стоп.

Именно для этой цели используется значение дистанции между носком стопы и наружной лодыжкой.

При этом дистанция между стопами определяется в зависимости от вида исследования двумя различными показателями. В первом случае расстояние между центрами пяток стоп равно клинической базе пациента (т.е. расстоянию между передне-верхними остями таза, измеренному акушерским циркулем). Для правильной установки на задней линии платформы имеется шкала в сантиметрах. Соответственно, дистанция в каждую сторону (левую и правую) составляет половину клинической базы и может быть установлена по имеющимся сантиметровым делениям. Данная установка обозначается, как «Американская».

Во втором случае расстояние между наружными краями стоп равно длине стопы (рис. 297).

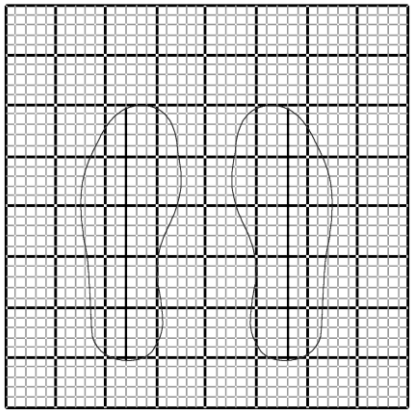


Рисунок 297. Положение стоп на платформе при установке Американская-2. Пятки устанавливаются симметрично центра платформы (как и в предшествующем варианте), но на расстояние, при котором дистанция между наружными краями стоп будет равна длине стопы.

Данная установка применяется для выполнения методик исследования стабильности или лимита стабильности и обозначена как «Американская-2». По сравнению с предшествующей установкой, эта отличается только меньшим расстоянием между стопами.

Именно американский вариант, благодаря расставленным в стороны стопам обладает большей чувствительностью к имеющимся малейшим функциональным асимметриям. Отметим, что традиционно американский вариант установки стоп оказывается дискомфортным для пациентов. В результате и на самом североамериканском континенте началось применение компромиссной установки стоп, которую можно обозначить как промежуточную. При этой постановке стопы ставятся так, чтобы расстояние между центрами пяточных бугров соответствовало половине длины стопы. При этом, стопы развернуты и их внутренние края образуют угол в 30 градусов между собой (рис. 298).

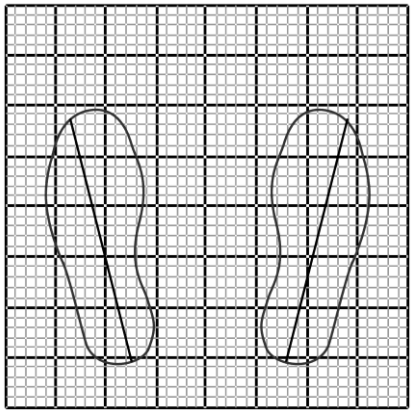


Рисунок 298. Установка стоп пациента в промежуточном стандарте. Внутренняя поверхность стоп имеет угол друг с другом в 30 градусов (как и для европейской установки). Расстояние между центрами пяточных бугров равно половине длины стопы.

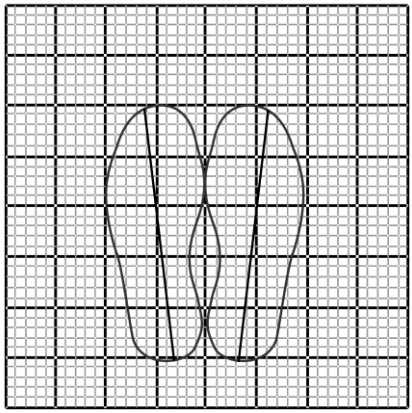


Рисунок 299. Внешний вид положения стоп на платформе (стопы вместе).

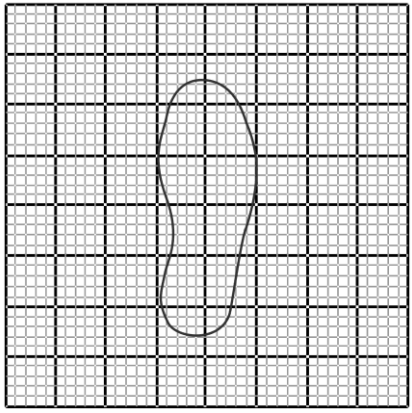


Рисунок 300. Выполняется регистрация в положении обследуемого стоя на правой ноге (установка не нормированная, поэтому может использоваться только система координат платформы).

Еще один часто применяемый вариант установки стоп — стопы вместе (рис. 299). Эта установка значительно снижает устойчивость обследуемого и позволяет более отчетливо обнаруживать отклонения, связанные с нестабильным балансом. Кроме того, данная установка проще в использовании, поскольку необходимо только поставить по заднему краю (имеющему сантиметровую шкалу) пятки стоп пациента, сомкнутые вместе и симметрично расположенные относительно центра платформы (оси «Y»).

Как можно видеть, во всех трех системах координат, представленных выше (система координат платформы, европейская и американская) изменяется значение, по сравнению с первоначальным (в системе координат платформы) только одного параметра — координаты по оси «Y». Значения по оси «X» остаются неизменными для обеих установок.

В ряде случаев используются установки обследуемого (это не всегда пациент) на одну ногу (рис. 300).

В этом случае баланс становится заведомо менее стабильным и возможно обнаружить патологию, не выявляемую при обычном исследовании. В зависимости от постановки стопы можно использовать любую из систем координат.

Для стандартных установок по умолчанию выбирается соответствующая им система координат. Для не стандартных или созданных самим пользователем установок можно использовать (теоретически) все имеющиеся системы координат: европейская, американская и система координат платформы. В реальных условиях использование первых двух систем координат ограничивается любыми, но обязательно симметричными установками стоп. Для несимметричных установок или установок на одной ноге, должна использоваться система координат платформы.

Проведение исследования. После установки стоп на платформу пациент принимает вертикальное положение, по возможности, прямо. До начала регистрации врач инструктирует пациента о том, куда направить взгляд, что нужно делать и какие действия следует исключить. В процессе регистрации с открытыми глазами пациент фокусирует взгляд на специальном маркере (круг с диаметром 5 см на дистанции 3 метра прямо перед глазами пациента). Данный маркер можно заменить соответствующим изображением на мониторе компьютера, в том числе и с более близкого расстояния, но с сохранением угловых размеров. Такая схема реализована в стабилометрическом комплексе Научно-медицинской фирмы «МБН», где изображение маркера (а так же и другие функции) помещено на втором мониторе, установленном на специальной стойке, с помощью которой производится регулировка положения монитора.

Во время исследования пациент стоит, по возможности, ровно и прямо, но в удобном для себя положении. Исключаются любые средства дополнительной опоры.

Пациент во время стабилометрического исследования должен исключить следующие действия: покашливания, почесывания, повороты головы, вопросы и вообще любую речь, изменение направления взгляда. Для структуризации времени и внимания лучше дать задание ему медленно считать про себя с частотой, примерно, один счет в секунду [Gagey P.M., Weber B., 1995].

Время регистрации, от момента готовности пациента к исследованию и до его начала должно пройти не менее 10 с [Kapteyn T.S. et al., 1983]. Исследования [Winter D.A., 1995] показали, что время выдержки должно быть не менее 20 с, для того чтобы избежать изменения параметров от переходных процессов. Аналогично определяется и собственно время регистрации, которое не должно быть меньше 20 с. Однако такое время регистрации можно рассматривать лишь как минимально возможное для получения относительно корректных результатов. Реальное время регистрации

желательно иметь не менее 30 с. От времени исследования зависит и величина ряда стабилометрических параметров. Так, длина статокинезиограммы, при прочих равных условиях растет прямо пропорционально времени исследования. Время исследования является важным параметром и для определения нормативных данных. В настоящее время применяются следующие варианты времени регистрации стабилометрических данных: 30, 60 и 51.2 с. Для французской школы время регистрации составляет 51.2 с. Такое время выбрано с целью получения четного количества значений в получаемом массиве информации с учетом частоты опроса каждого датчика. Это дробное время регистрации восходит к ранним стабилометрическим комплексам, но по причине значительной нормативной базы сохраняется в определенной конфигурации методик и в настоящее время.

С целью получения корректных данных проводится несколько повторных исследований. Потому, что различные артефакты не являются редкостью при стабилометрическом исследовании. Кроме того, имеются некоторые устойчивые эффекты для подтверждения или исключения которых требуется проведение дополнительного исследования.

Показания к проведению стабилометрического исследования.

– Диагностика: с целью определения функциональных нарушений со стороны опорно-двигательной, нервной систем, вестибулярного и зрительного анализаторов, зубочелюстной системы.

– Управление восстановительным лечением: контроль эффективности проводимых лечебных мероприятий.

– Экспертиза: обследование клинически сложных больных.

– Активная реабилитация пациентов с различными нарушениями равновесия и баланса тела.

Противопоказания к проведению стабилометрического исследования.

– Пациент не может удержать равновесие во время исследования самостоятельно (без средств дополнительной опоры).

– Пациент не может выполнить все необходимые для проведения исследования инструкции.

– Имеются визуальные, шумовые помехи или какие-либо перемещения людей или предметов во время исследования, резкие изменения яркости освещения и др.

Из других возможных противопоказаний следует отметить возраст обследуемых. Определенный рубеж, в этом смысле, имеется в раннем детском и пожилом возрасте. Например, отечественные исследователи [Осипенко Т.Н., 1997] предлагают проводить стабилометрические исследования в возрасте не моложе четырех лет. Для обеих категорий очевидно важен не сам возраст, а физические и

интеллектуальные возможности пациента к проведению исследования, к пониманию инструкций и способности к их выполнению.

Специальные и комбинированные методики

В целом стабилометрию разделяют на статическую и динамическую. ***Статическая стабилометрия*** представлена тестами на равновесие. Проводят исследования на платформе с открытыми и закрытыми глазами, а также с использованием между платформой и стопой обследуемого различных геометрических предметов, уменьшающих устойчивость (ролики, пирамиды и др.). ***Динамическая стабилометрия*** исследует основную стойку в изменяющихся внешних условиях (перемещение и наклоны платформы, движение окружающего пациента пространства). Как правило, эта методика сопровождается одновременным исследованием поверхностной ЭМГ (чаще m. tibialis anterior и m. triceps surae). Все исследования проводят у пациента с открытыми и закрытыми глазами. Динамическая стабилометрия предъявляет более высокие функциональные требования к системе контроля баланса тела, чем статическая и является более чувствительной. По исследованию Y.Watanabe, M.Assai, K.Shimizu (1999) если для больных с вестибулярными расстройствами статическая стабилометрия оказывается эффективной в 10-20% случаев, то динамическая — в 60-70%.

Кроме стандартного стабилометрического исследования имеются и другие распространенные методики исследования баланса в основной стойке при изменении различных внешних условий. К ним относятся тест Ромберга, оптокинетическая проба, тест сенсорной организации и другие.

Тест Ромберга является наиболее часто используемым. Этот тест был предложен Romberg только для качественного определения изменения проприорецепции. Обследуемый становится в положение стопы вместе, глаза закрыты. Врач визуально определяет стабильность сохранения положения тела. Типичный вариант этого теста при стабилометрии состоит в том, что пациент остается в положении основной стойки, но закрывает глаза. Регистрация стабилограммы производится далее при закрытых глазах. Смысл использования этого теста в том, что при исследовании исключается влияние зрительного анализатора. Пациент сохраняет вертикальное положение исключительно за счет проприорецепции. Отметим, что при физиологической регуляции основной стойки величина колебаний тела человека меньше порога, воспринимаемого вестибулярным аппаратом [Гурфинкель В.С., Коц Я.М., Шик М.Л., 1965; Gagey P.M., Weber B., 1995].

Традиционный клинический тест Ромберга используется для дифференциальной диагностики сенсорной и мозжечковой атаксии. В отличие от сенсорной атаксии мозжечковая может быть компенсирована и таким образом не приводит к потере баланса в положении «глаза закрыты».

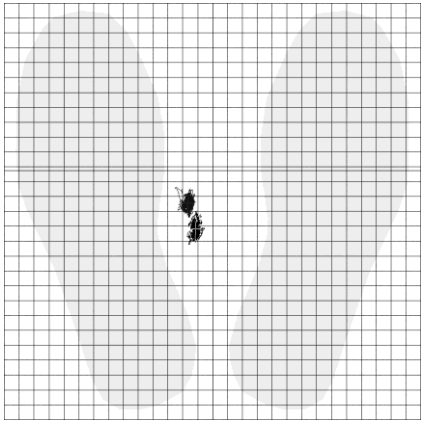


Рисунок 301. Фрагмент отчета теста Ромберга у пациента с выключением влияния зрительного анализатора на стабильность основной. При закрытых глазах ЦД смещается еще больше вперед и влево.

При проведении теста Ромберга, как и собственно стабилометрии, необходимо отметить в карточке исследования[1] два важных момента: характеристику зрения и сторону преимущественного развития (левша, правша). Нормальная реакция со стороны системы контроля баланса тела на выключение зрительного анализатора — увеличение колебаний центра давления. Это происходит только при нормальном зрении. Если обследуемый имеет существенные степени патологии рефракции, изменение поля зрения, нарушение содружественности действия глаз и другую патологию, то зрение не играет такой роли в поддержании баланса в основной стойке. В этом случае мы можем получить девиации ЦД, меньшие по амплитуде, чем при открытых глазах. Стабильность повышается за счет того, что пациент опирается преимущественно на проприорецепцию. Действие зрения, в данном случае является только возмущающим (рис. 301).

При проведении этого теста имеет значение, каким образом происходит выключение зрения. Наиболее распространенный способ, когда обследуемый просто закрывает глаза. Другой способ, когда глаза закрывают повязкой. Дело в том, что сам факт (открыты глаза или

[1] В программном обеспечении «Клинический анализ движений» НМФ «МБН» имеется карточка исследования, где можно отметить всю необходимую информацию (статус пациента в момент исследования).

закрыты) оказывает влияние на стабилограмму, даже если обследование производится в абсолютной темноте [Гурфинкель В.С., Коц Я.М., Шик М.Л., 1965].

Последующие исследования баланса здоровых испытуемых при стоянии с закрытыми и открытыми глазами показали, что существует два варианта контроля вертикальной стойки посредством зрительного анализатора — открытый и закрытый [Collins J.J., De Luca C.J., 1995]. Открытый цикл контроля позволяет уменьшить эффективность стохастической активности и уменьшить колебания ЦД в обеих плоскостях. Закрытый цикл контроля увеличивает эффективность стохастической активности только в сагиттальной плоскости. Тем не менее, оба механизма позволяют уменьшить активность мышечной системы для поддержания баланса.

В литературе описано множество вариантов проведения теста Ромберга, в основном, это касается изменения положения конечностей и тела пациента. Одним из популярных вариантов является, так называемый в западной литературе, «тандем Ромберг». При проведении этого теста обследуемый ставит стопы одну перед другой (пятка к носку) и поддержание баланса во фронтальной плоскости усложняется. Это же положение может быть использовано и при открытых глазах. Другой вариант — это стойка на одной ноге также с открытыми и закрытыми глазами.

Оптокинетическая проба. Классическая оптокинетическая проба — метод исследования функции зрительно-вестибулярного анализатора, основанный на изучении характера нистагма, возникающего при фиксации взгляда на непрерывно перемещающихся предметах, например на черных и белых полосах. Обычно для этого используется специальный вращающийся барабан или проектор. Стабилометрическая оптокинетическая проба — модификация, когда во время чередования контрастных полос производится синхронно регистрация стабилограмм, т.е. реакции сенсорно-двигательной системы на визуальную стимуляцию. По сути, это исследование реакции со стороны системы контроля баланса тела на выведение из равновесия с помощью визуальной стимуляции. Для выполнения этой пробы необходимо установить на определенном расстоянии перед глазами пациента монитор компьютера, на котором будут идти последовательно друг за другом следующие визуальные стимулы: фоновая засветка монитора голубым цветом, движение калиброванных черных и белых полос с заданной скоростью вниз, вверх, слева направо и справа налево.

Пациент при этом исследовании стоит ровно, прямо, как и при стабилометрии и смотрит в центр монитора. Важными условиями являются прямое положение головы обследуемого, положение центра монитора на уровне глаз и соблюдение заданного расстояния между глазами и монитором. Несоблюдение этих условий существенно

искажает получаемые данные. Например, изменение расстояния между глазами пациента и монитором ведет к визуальному увеличению или уменьшению угловой скорости движения полос; а изменение положения головы смещает внутреннюю систему координат пациента.

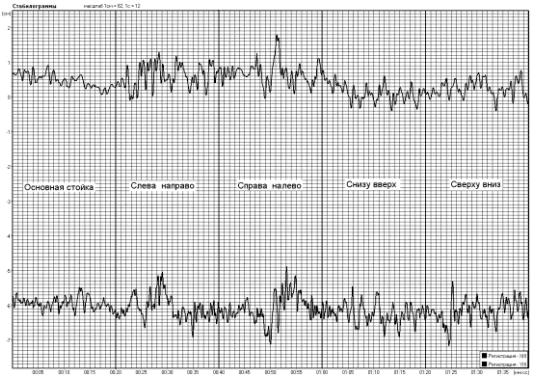


Рисунок 302. Стабилограммы во время проведения оптокинетической пробы. Хорошо заметна реакция на различную стимуляцию. По стабилограммам имеется запаздывание реакции на стимуляцию.

Таким образом, для корректного проведения оптокинетической пробы необходимо выполнение следующих условий: монитор должен иметь возможность регулировки по вертикали, для его установки строго по уровню глаз обследуемого, и по горизонтали, если платформа стационарная, для соблюдения заданного расстояния от монитора до глаз пациента. Еще одно условие — на данном мониторе не должно быть каких-либо других изображений, показывающих перемещение центра давления пациента, ибо это мешает необходимой концентрации внимания до начала исследования. Выполнение этих условий технически возможно, но требует значительных ресурсов. Например, установка, которая позволит медицинскому персоналу легко, без затрат значительных физических усилий передвигать монитор компьютера по вертикали и горизонтали, требует отдельного исполнения. Второй монитор используется также и для стабилометрии (на нем появляется изображение маркера для фиксации взгляда и, кроме того, для специальных методик тренировки с компьютерными игровыми тренажерами). Поэтому второй монитор должен быть мультимедийным, т.е. позволяющим воспроизводить и звуковые сигналы. Использование компьютерного монитора позволяет легко давать визуальную стимуляцию любого типа. Так, например, движение контрастных полос в вертикальном направлении в компьютерном варианте организуется стандартными программными средствами, в то время, как механические способы не нашли распространения ввиду трудоемкости изготовления барабана с горизонтальной осью вращения.

Пример оптокинетической пробы пациента А.С.Л-ова с черепно-мозговой травмой в анамнезе приведен на рисунке 302.

Варианты реакции на оптокинетическую стимуляцию могут быть весьма разнообразны. Вообще, данная тема требует отдельного рассмотрения. На характер и степень реакции оказывают влияние многие факторы:

– базовые индивидуальные,
– тип конституции,
– заболевания текущие и в анамнезе: неврологические, оториноларингологические, зубочелюстного аппарата, зрительного анализатора,
– временные,
– общее физическое состояние,
– эмоциональное состояние.

В зависимости от конституционального типа или вида нистагма, реакция обследуемого на движение полос может быть различна. Так, на движение полос сверху вниз обследуемый может реагировать отклонением ЦД вперед или назад, либо вообще не иметь никакой реакции.

Кроме визуального анализа можно получить статистически обработанные цифровые параметры (табл. 41).

Так можно оценить степень сложности задачи удержания равновесия при воздействии различными стимулами. Пример, показанный в таблице, характеризуется наибольшей разбалансировкой на стимуляцию движением горизонтальных полос и значительно меньшей движением полос по вертикали (параметры: V, s95, LFS95).

Тем не менее, значительно большую ценность представляют не средние параметры по каждой стимуляции, а специальные, характеризующие реакцию со стороны ЦД на стимуляцию.

Другие тесты. Кроме различного вида тестов на зрительную стимуляцию, существуют тесты на частичное снижение проприорецептивного чувства. Для этого на стабилометрическую платформу кладется коврик из мягкой пенистой резины или полимера с аналогичными свойствами. При стоянии на такой опорной поверхности снижается импульсация от механорецепторов давления на подошвенной поверхности стоп, которые имеют существенное значение для коррекции колебаний тела. В исследовании американских авторов [Chiang J.H., Ge Wu, 1997] было обнаружено, что стояние на мягком коврике изменяет условия работы механорецепторов подошвы стоп и суставных рецепторов, но не влияет на работу рецепторов мышц.

В данном случае параметры обследования показывают, что на повороты головы (глаза открыты) имеется аналогичная реакция уменьшения стабильности, как и на депривацию зрения со стороны

основных параметров (x, y, V, s95, LFS95). Так по параметру среднеквадратичного отклонения ЦД во фронтальной плоскости реакция на поворот головы влево даже более острая, чем на депривацию зрения.

Таблица 41. Некоторые цифровые параметры оптокинетического исследования

Параметр	Обозн. (ед.)	Основная стойка	Слева на право	Справа на лево	Снизу вверх	Сверху вниз
Среднеквадратическое отклонение ОЦД в фронтальной плоскости	x (мм)	3.65	9.89	9.77	5.37	4.97
Среднеквадратическое отклонение ОЦД в сагиттальной плоскости	y (мм)	2.84	10.74	14.53	7.22	9.09
Скорость ОЦД	V (мм/с)	10.67	20.52	19.13	16.46	16.52
Частота 1-го максимума спектра по фронтальной составляющей	Xfl (Гц)	0.15	0.25	0.25	0.35	0.15
Амплитуда 1-го максимума спектра по фронтальной составляющей	Xa1 (мм)	11.08	22.20	38.50	16.89	20.40
Частота 1-го максимума спектра по сагиттальной составляющей	Yf1 (Гц)	0.61	0.75	0.35	0.35	0.40
Амплитуда 1-го максимума спектра по сагиттальной составляющей	Ya1 (мм)	14.93	12.56	20.11	28.96	21.31
Уровень 60% мощности спектра во фронтальной плоскости	xf60% (Гц)	0.61	0.70	0.30	0.51	0.46
Уровень 60% мощности спектра в сагиттальной плоскости	yf60% (Гц)	0.61	0.45	0.75	0.51	0.76
Площадь статокинезиограммы 95	s95 (mm^2)	29.31	124.33	136.81	75.06	67.13
Отношение длины статокинезиограммы к ее площади	LFS95 ($мм^{-1}$)	7.20	3.30	2.79	4.34	4.87
Частота 1-го максимума спектра по вертикальной составляющей	XfZ1 (Гц)	5.11	5.66	5.21	4.81	4.65
Амплитуда 1-го максимума спектра по вертикальной составляющей	XaZ1 (кг)	0.38	0.50	0.53	0.34	0.26
Уровень 60% мощности спектра по вертикальной составляющей	xfZ% (Гц)	5.77	5.66	5.31	5.67	5.92
Показатель стабильности	Stab (%)	97.15	94.20	93.47	95.25	95.22
Максимум стандартной стабильности	Sst-max (%)	2.85	5.80	6.53	4.75	4.78

Развитие направления изучения влияния проприорецепции на функцию баланса привело к разработке клинического теста сенсорного взаимодействия и баланса [Shumway-Cook A., Horak F., 1986; Horak F., 1987]. В этом тесте производится шесть регистраций стабилограммы в следующих условиях: обследуемый стоит на платформе глаза открыты;

глаза закрыты (повязкой); глаза открыты, но на голову надет купол, оставляющий только нижнюю часть периферического поля зрения, внутри купола перед глазами имеется специальный маркер. В результате, маркер движется вместе с головой, чем достигается визуальный конфликт. Последующие три теста в тех же положениях, но на платформу кладется мягкий коврик. Тест с куполом рекомендуется для обследования пациентов, имеющих различные синдромы, связанные с нарушением функции вестибулярного аппарата, головокружением и нарушением равновесия после черепно-мозговых травм и пароксизмальным позиционным нистагмом.

Иной подход предложен известным американским исследователем. L.Nashner (1993) использует как провоцирующий момент наклоны стабилометрической платформы во время исследования со стоящим на ней пациентом и движение окружающего пространства (ширма вокруг платформы). Этот тест называется «тест сенсорной организации». Он состоит из шести последовательных исследований: первые три производятся на неподвижной платформе: окружающее пространство стабильно, глаза открыты; глаза закрыты повязкой; глаза открыты, окружающее пространство подвижно, последующие три проводятся на платформе, совершающей наклоны вперед-назад: окружающее пространство стабильно, глаза открыты, глаза закрыты, глаза открыты; окружающее пространство нестабильно.

Пробы с поворотом головы. Эта проба включает, в качестве провоцирующего момента, поворот головы в правую и левую стороны. В данный тест входит комплекс рефлекторных реакций, с включением шейно-тонического рефлекса, вестибулярного аппарата, проприорецепции зрительного анализатора (исследование проводится с открытыми и закрытыми глазами). Кроме того, значительно влияние могут оказывать окклюзионные заболевания вертебральных артерий. На стабилограмме отражается ответ системы контроля баланса на возмущающее воздействие поворота головы. Распространенность пробы с поворотом головы среди клиницистов дает основание предполагать, что этот тест может стать одним из стандартных для клинической диагностики.

Известно, что стабильность существенно нарушается при отклонении головы назад. Найдены корреляции между состоянием шейного отдела позвоночника и степенью стабильности в основной стойке. Отклонение головы назад увеличивает движения ЦД в сагиттальной плоскости [Hlavacka F. et al., 1992]. При повороте головы влево стабильность уменьшается больше, чем при повороте вправо, но эти различия недостоверны [De Benedittis G., Petrone D., De Candia N., 1991].

В качестве примера приведен тот же обследуемый с черепно-мозговой травмой в анамнезе (табл. 42).

Таблица 42. Некоторые параметры исследования пробы с поворотами головы

Параметр	Обозн. (ед.)	Последовательный тест	глаза закрыты	поворот головы влево	поворот головы вправо
Среднее положение ОЦД в фронтальной плоскости	X (мм)	-5.33	-5.38	-2.53	-1.41
Среднее положение ОЦД в сагиттальной плоскости	Y (мм)	-59.03	-64.15	-60.33	-63.22
Среднеквадратическое отклонение ОЦД в фронтальной плоскости	x (мм)	1.90	3.99	6.32	4.66
Среднеквадратическое отклонение ОЦД в сагиттальной плоскости	y (мм)	1.52	8.59	7.40	9.01
Скорость ОЦД	V (мм/с)	7.41	11.81	9.61	11.17
Частота 1-го максимума спектра по фронтальной составляющей	Xfl (Гц)	0.27	0.23	0.17	0.30
Амплитуда 1-го максимума спектра по фронтальной составляющей	Xa1 (мм)	11.00	16.72	24.98	11.04
Частота 1-го максимума спектра по сагиттальной составляющей	Yf1 (Гц)	0.30	0.10	0.10	0.37
Амплитуда 1-го максимума спектра по сагиттальной составляющей	Ya1 (мм)	11.38	26.28	37.12	16.98
Уровень 60% мощности спектра во фронтальной плоскости	xf60% (Гц)	0.50	0.43	0.20	0.43
Уровень 60% мощности спектра в сагиттальной плоскости	yf60% (Гц)	0.47	0.33	0.20	0.57
Площадь статокинезиограммы 95	s95 (mm^2)	18.86	69.93	59.55	65.67
Отношение длины статокинезиограммы к ее площади	LFS95 ($мм^{-1}$)	11.78	5.07	4.84	5.10
Частота 1-го максимума спектра по вертикальной составляющей	XfZ1 (Гц)	4.93	4.40	4.27	5.50
Амплитуда 1-го максимума спектра по вертикальной составляющей	XaZ1 (кг)	0.26	0.39	0.29	0.32
Уровень 60% мощности спектра по вертикальной составляющей	xfZ% (Гц)	5.00	5.80	5.53	5.63

В этой пробе, как и в оптокинетической, также значительную ценность представляют параметры, характеризующие переходные процессы из одного состояния в другое. Далее приведем одно из

исследований, включающее кроме проб с поворотами головы пробы с поворотом глаз, т.е. с изменением направления взгляда.

Пробы с перемещением ЦД обследуемого. Существует множество тестов, использующих различные положения тела пациента, взаимоотношений туловища и головы на платформах, которые совершают движение или остаются неподвижными с выведением обследуемого из равновесия звуковыми, визуальными и физическими раздражителями (дозированные толчки, гальванической стимуляцией, вибрацией и другими способами). Один из относительно широко используемых тестов — ***тест лимита стабильности*** — был разработан на американском континенте. Тест состоит из серии изменений положения тела обследуемым. Пациент устанавливается на платформе в соответствии с разметкой: расстояние между наружными краями стоп равно длине стопы, глаза могут быть открыты или закрыты. Положение тела во время выполнения теста стандартное — стоя прямо, руки вдоль туловища. Обследуемый инструктируется, каким образом он должен выполнять задание.

Время каждой части теста может устанавливаться произвольно, но не менее 20-30 с. Производится регистрация положения ЦД и его колебаний в следующих заданиях:

- основная стойка (спокойное стояние),
- максимальный наклон вперед,
- максимальный наклон назад,
- максимальный наклон влево,
- максимальный наклон вправо.

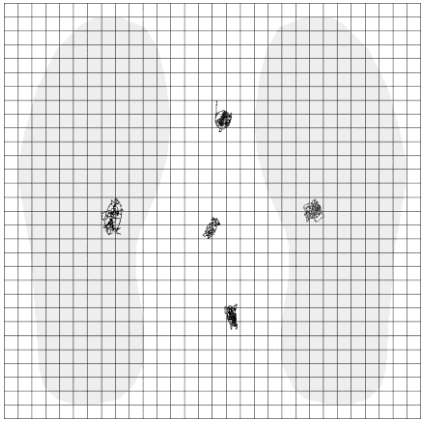


Рисунок 303. Общий вид положения ЦД и его колебания для всех заданий теста лимита стабильности.

Каждое задание выполняется из исходного положения. Тест может проводиться в состоянии сенсорной депривации с положенным

на платформу матом из толстой мягкой резины или поролона. В сочетании с закрытыми глазами он предъявляет очень жесткие требования для всех заинтересованных систем. В качестве примера приведено исследование здорового обследуемого А.М.Ф-ина, 20 лет (рис. 303).

Таблица 43. Основные параметры теста лимита стабильности

Параметр	Обозначение (ед)	Значение
Лимит стабильности	Sst (мм)	108.36
Максимальное отклонение вперед	Smax (вперед) (мм)	91.92
Максимальное отклонение назад	Smax (назад) (мм)	72.88
Максимальное отклонение вправо	Smax (вправо) (мм)	79.79
Максимальное отклонение влево	Smax (влево) (мм)	80.61
Показатель лимита стабильности вперед	LoS (вперед) (%)	84.82
Показатель лимита стабильности назад	LoS (назад) (%)	67.26
Показатель лимита стабильности вправо	LoS (вправо) (%)	73.63
Показатель лимита стабильности влево	LoS (влево) (%)	74.39

Как видно из рисунка 303, тест очень нагляден и позволяет оценить двигательно-координаторные возможности обследуемого. Тем более что по каждой отдельной регистрации можно получить количественные параметры, характеризующие стабильность в каждом функциональном положении и максимальный радиус удаления ЦД от исходного положения. Сам показатель «LoS» вычисляется по определенной формуле [Bioastronautics Data Book, NASA, 1962], включающей соотношение с нормативными показателями, что удобно для последующего анализа (табл. 43).

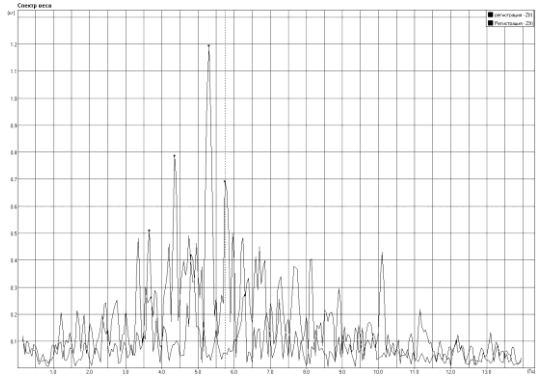


Рисунок 304. График спектра частот по вертикальной составляющей для исходного положения и для положения наклона вперед. Заметно, что в положении наклона вперед не только возрастают амплитуды, но и появляются новые колебания на более высоких частотах.

Данная функциональная проба позволяет обнаружить и другие механизмы использования различных двигательных ресурсов для поддержания функции равновесия. Например, на графике спектра частот по вертикальной составляющей (рис. 304) можно обнаружить, что в положении с наклоном вперед существенно возросли амплитуды колебаний.

Так максимальная амплитуда в исходном положении равна 0.51 кг, а в положении наклона вперед максимальная амплитуда уже достигает 1.2 кг, при этом она находится на более высокой частоте. Вообще, напряжение опорно-двигательной системы при наклоне вперед характеризуется не только большими амплитудами, но и появлением новых колебаний на высоких частотах. На данном графике видны несколько новых пиков на частотах 8, 9, 10 и 11.3 Гц.

Пробы с использованием двух платформ. В данном случае обследуемый опирается каждой ногой на отдельную платформу. Регистрация производится синхронно. Ценность данной методики состоит в том, что можно изучать парциальные данные для каждой стопы, которые существенно отличаются от результирующей. Такая методика позволяет обнаружить физиологические асимметрии и предпочтения (какая из конечностей опорная, а какая поддерживающая). На рисунке 305 приведены примеры статокинеизиограмм при использовании методики регистрации синхронно с двух платформ.

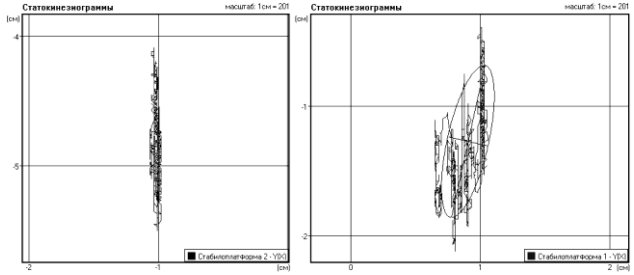


Рисунок 305. Статокинезиограммы обследуемого при опоре на две платформы. Левая нога — слева, правая — справа.

Как видно из статокинезиограмм (рис. 305), основной опорной конечностью является левая. Парциальный ЦД слева совершает колебания практически только в сагиттальной плоскости общей амплитудой не многим более сантиметра. Колебания во фронтальной плоскости фактически отсутствуют. Из других особенностей: парциальный ЦД слева смещен почти на 4 см назад относительно такового справа (см. координатную сетку по оси «Y» слева). Парциальный ЦД справа демонстрирует не только смещение вперед относительно левого, но и значительно большую амплитуду колебаний в обеих плоскостях. Вес, приходящийся на каждую из конечностей

одинаков, т.е. имеет место симметричная во фронтальной плоскости стойка с равным нагружением каждой из конечностей.

На рисунке 306 приведено два последовательных исследования. Одно исследование выполнено в нормальной основной стойке, другое — в свободной, с преимущественной опорой на правую ногу (рис. 304).

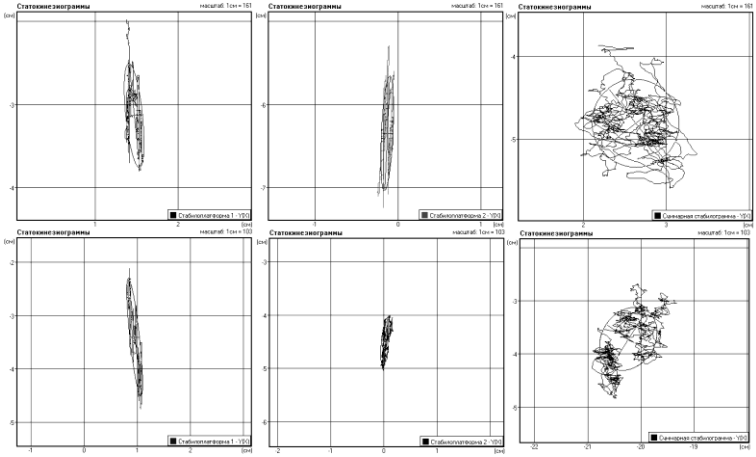


Рисунок 306. Статокинезиограммы парциальные для левой ноги (стабилоплатформа 1), для правой ноги (стабилоплатформа 2) и суммарная (крайняя справа). Вверху — симметричная основная стойка, внизу — преимущественная опора на правую ногу.

В исследовании с симметричной опорой на нижние конечности можно обнаружить, что парциальный ЦД правой ноги смещен назад более чем на три сантиметра (эта нога у обследуемого является преимущественно опорной). Характерен разворот парциальных статокинезиограмм наружу. Суммарная статокинезиограмма достаточно типична для стойки с широкой базой (в данном случае 44 см). Соотношение несколько изменяется, если опорной становится преимущественно правая нога (нижний ряд). Парциальный ЦД смещается на один сантиметр вперед, его колебания сокращаются, что особенно выражено в сагиттальной плоскости, а для левой (балансировочной) ноги изменения не столь значительны. Парциальный ЦД практически не изменяет своего положения, но колебания в сагиттальной плоскости существенно возрастают. При этом результирующая статокинезиограмма не отличается значительно от предшествующей.

Пробы с движущейся платформой и подвижным пространством. В последние годы, особенно на американском континенте, получили распространение исследования баланса в условиях моделирования различных возмущающих условий. При этом

исследовании платформа вместе со стоящим на ней пациентом может двигаться по специальным направляющим с различной скоростью, останавливаться в заданном месте, наклоняться на заданное число градусов с заданной угловой скоростью во фронтальной и сагиттальной плоскости. Все эти функции выполняются специальными приводами, которые управляются оператором или программно. Другой вариант — это платформы с изменением положения внешнего пространства. Это направление активно развивается на американском континенте, благодаря стабилометрическим комплексам фирмы NeuroCom Int. Inc. Комплексы оборудованы специальными ширмами, образующими подобие небольшой кабины-комнаты вокруг пациента. Ширма имеет привод, позволяющий производить ее наклоны на заданный угол с заданной угловой скоростью. Таким образом зрительно модулируется ситуация падения при отсутствии соответствующих сигналов от вестибулярного и проприорецептивного анализаторов. Кроме того, комплексы NeuroCom имеют и приводы для наклона платформы.

Стимуляционные способы. Одним из часто применяемых способов исследования является использование модуляции системы контроля баланса в основной стойке с помощью гальванической или вибрационной стимуляции. При этом вибрации подвергаются отдельные мышцы или все тело, если для исследования используется вибрирующая платформа. Обнаружено, что нестабильность основной стойки имеет частотную зависимость от частоты модуляции [Pyykko I., Aalto H., Starck J. et al., 1993]. При этом наибольшая чувствительность проявляется в области низких частот. Один из интересных способов стимуляции — проведение дозированных толчков в грудь обследуемому, стоящему на платформе. Разумеется, момент и сила толчка регистрируются синхронно со стабилометрическими данными [Саенко Д.Г., 2005].

Комбинация стабилометрии и других методов исследования. Проведение синхронного миографического исследования мышц нижних конечностей или туловища во время регистрации стабилограммы дает возможность обнаружить внутреннюю стратегию поддержания равновесия в основной стойке. Существует значительное количество других авторских методов исследования баланса с включением различных регистрирующих и модулирующих приборов, которые работают синхронно со стабилометрической платформой.

Представленный выше краткий обзор показывает, что, с одной стороны, стабилометрическая платформа как инструмент диагностики достигла определенной степени зрелости, когда выработаны соответствующие стандарты ее технических параметров и методические подходы. С другой стороны, идет активное развитие, особенно в области комбинированных методов исследования, включающих различные смещения платформы, окружающего

пространства, а так же с применением поверхностной электромиографии.

Стандартизация технических параметров стабилометрической платформы и методики исследования в настоящее время позволяет получать полностью сравнимые клинические данные, выполненные разными исследователями и в разных странах, что нельзя недооценить, особенно для практической лечебной работы.

Сбор анамнеза и клиническое исследование

До проведения собственно стабилометрического исследования необходимо выполнить предварительное клиническое исследование, включая сбор анамнеза и просмотр результатов других инструментальных методов.

Сбор анамнеза. До начала стабилометрического исследования необходимо собрать детальную информацию о текущем состоянии пациента и перенесенным им заболеваниям. От этого будет зависеть не только получаемый результат, но и условия проведения исследования. Чувствительность метода стабилометрии такова, что регистрируемые компоненты могут быть обнаружены в результате использования обследуемым различных ортопедических приспособлений, очков, принимаемых медикаментов и др. На изучаемые параметры влияет и эмоциональное состояние пациента на момент исследования.

При сборе анамнеза нужно выяснить имелись ли заболевания с поражением опорно-двигательного аппарата и нервной системы (деформации костного скелета, нарушения осанки, сколиоз, разная длина конечностей, деформации стоп и других отделов, последствия различных заболеваний и травм со стойкой ортопедической деформацией, перенесенные корешковые синдромы и другие симптомы остеохондроза позвоночника; последствия перенесенных инсультов, параличей, парезов, черепно-мозговых травм, интоксикаций с поражением различных отделов центральной и периферической нервной системы, имеет ли пациент различные трофические нарушения кожных покровов, например при длительном течении сахарного диабета, изменения артериального давления).

Очень важным показателем является острота зрения. В норме, при стоянии с открытыми глазами, зрение существенно используется для поддержания равновесия в основной стойке. Поэтому важно подробно узнать остроту зрения обоих глаз, имелись ли в прошлом и настоящем различные виды косоглазия, в том числе и скрытое, другие заболевания органов зрения. Если пациент постоянно носит очки, то его необходимо обследовать в этих очках или контактных линзах, но только в том случае, если он их носит постоянно, а не надевает только для чтения или вождения автомобиля.

Существенное влияние на стабильность основной стойки пациента могут оказывать различные заболевания внутреннего уха и слухового нерва, врожденные аномалии челюстно-лицевой области [Palano D. et al., 1994; Gagey P.M., Weber B., 1995; Погосян И.А., 1999], состояние прикуса, отсутствие зубов или наличие дополнительных зубов.

Из прочих индивидуальных особенностей следует отметить доминирующую сторону (правша, левша, амбидекстр). Известно, что у правшей имеется тенденция к смещению ЦД на незначительную величину в правую сторону, т.е. на сторону опорной конечности. У обследуемого нужно осведомиться принимает ли он в настоящее время какие-либо медикаменты. Если обследование не преследует специальных задач на выяснение эффекта различных лекарств, то следует избегать проводить исследование на фоне действия барбитуратов, нейролептиков, препаратов, влияющих на психоэмоциональную сферу, любых, даже незначительных доз алкоголя или наркотиков.

На регистрируемые параметры способны существенно влиять физиотерапевтические процедуры, лечебная физкультура и вообще значительная физическая или интеллектуальная нагрузка. Следует, по возможности, избегать проводить исследование пациента в неуравновешенном эмоциональном состоянии. До начала исследования нужно выяснить имеются ли у пациента какие-либо проблемы с сохранением равновесия, бывают ли падения в гололед или при других условиях[1], имеются ли различные бытовые неудобства, связанные с координацией движений и другие симптомы.

Клиническое исследование. Реально, это большая прикладная область, которая требует от врача твердых навыков проведения различных видов обследований: ортопедического, неврологического, офтальмологического, оториноларингологического, стоматологического. Однако базовыми остаются две специальности, которые вообще в медицине находятся в постоянном взаимодействии,— ортопедия и неврология. Прежде всего, при осмотре пациента необходимо обратить внимание на наличие видимых деформаций и, особенно, асимметрий между правой и левой сторонами в основной стойке (это могут быть нарушения осанки, сколиоз, анталгический сколиоз у больных с острым болевым синдромом при остеохондрозе позвоночника, измененное положение таза, плечевого пояса и головы). Эта информация позволит сделать ряд предположений относительно тех результатов, которые могут быть получены. Далеко

[1] В быту существует мнение, что периодические падения человека, т.е. потеря равновесия, является чем-то неизбежным, а потому нормальным явлением. Из быта это мнение перекочевало и во врачебную сферу. Однако следует помнить, что для взрослого, здорового, физически развитого человека потеря равновесия, сопровождающаяся падением — явление исключительное.

не всегда клинически видимые изменения могут быть адекватно прогнозированы. Часто приходится получать совершенно неожиданные результаты. Впрочем, этим и ценен метод стабилометрии.

До проведения стабилометрического исследования также нужно определить, на основании различных клинических проб на координацию движений, и способность пациента сохранять равновесие. Число применяемых сегодня проб значительно, начиная с самых простых, пальце-носовая проба, стойка на одной ноге и других. В западной медицине для этой цели применяются специальные последовательные пробы, объединенные в один тест. Один из наиболее популярных — функциональный тест оценки баланса — тест Тинетти [Tinetti M.E., 1986; Tinetti M.E., Ginter S.F., 1988]. Существует несколько разновидностей подобных тестов, которые во многом повторяют друг друга. Ценность их в том, что уже при клиническом исследовании можно будет сделать предположение, за счет какой системы проявляются двигательные нарушения и решить вопрос, с помощью каких стабилометрических методик проводить исследование пациента.

Основные термины и параметры

Стабилометрия, как клиническая и научная дисциплина, имеет свои сложившиеся понятия и терминологию. Впервые попытка стандартизации как методики, так и терминологии была предпринята международным постурологическим обществом в 1983 г. [Kapteyn T.S. et al., 1983]. Как и в любой науке, в данном случае так же существуют различные подходы, школы и традиции. С учетом того, что первая и последняя до настоящего издания монография по этой тематике на русском языке была издана в 1965 г. [Гурфинкель В.С., Коц Я.М., Шик М.Л., 1965] отображение современного состояния этой науки является не простой задачей.

Постурология — наука, занимающаяся изучением баланса тела человека в основной стойке, ходьбе и других переходных процессах. Основной метод исследования — стабилометрия. Это название происходит от читаемого по-русски слова posturology (от латинского корня posture — поза, положение[1]). Нельзя сказать, что это слово в полной мере отражает предмет данной науки, но произведенный от

[1] Англоязычный вариант названия этого общества - International Society of Posturography (1983). Последний симпозиум имеет название International Symposium Posture and Gait Research (1999). Слово Posture, имея несколько вариантов перевода (поза, осанка и др.), употребляется большей частью как обозначение человека стоящего ровно, прямо в относительно удобном положении. Это положение еще в предшествующих работах было обозначено термином основная стойка.

него и употребляемый уже десятилетия термин наполняется собственным значением по мере развития данного направления.

Стабилометрия — метод регистрации положения и колебаний проекции общего центра тяжести тела на плоскость опоры посредством специального устройства — стабилометрической платформы (стабилометра). В ряде источников употребляется еще один производный термин, связанный с тем, что метод в его современном состоянии не отделим от компьютерных технологий регистрации, обработки и сохранения полученных данных,— ***компьютерная стабилометрия*** (КС).

Стабилометр — специализированная (однокомпонентная) динамометрическая платформа, позволяющая проводить регистрацию положения и движений ЦД во время стояния на ней пациента [Kapteyn T.S. et al., 1983].

Общий центр масс (ОЦМ) — это гипотетическая точка, находящаяся на 2-3 см впереди мыса таза promontorium, соответствующая общему центру масс тела.

Центр давления (ЦД) — точка, локализующаяся на вертикальной проекции или векторе [Winter D.A., 1995] реакции опоры, т.е. ЦД — это равнодействующая, производимая массой тела и его перемещениями, на стабилометрическую или динамометрическую платформу. Таким образом, ЦД представляет собой среднее положение равнодействующей давления тела на опору в пределах площади опоры. ЦД в целом физически не зависим от ОЦМ. Тем не менее, при спокойном стоянии ЦД и ЦМ лежат на одной вертикали. С определенным допущением можно сказать, что ЦД — это вертикальная проекция ЦМ на плоскость опоры. Если одна стопа находится на опоре, то ЦД будет лежать в пределах площади опоры данной стопы. Если обе стопы на опоре, то ЦД будет лежать в некотором месте между стопами. И его положение будет зависеть от того, какой вес будет перенесен на ту или другую ногу.

Поза — термин, описывающий ориентацию любого сегмента тела относительно вектора силы тяжести [Winter D.A., 1995].

Баланс — общий термин, описывающий динамику позы для предотвращения падения. Это относится к инерциальным силам, действующим на тело и инерциальным характеристикам сегментов тела [Winter D.A., 1995]. Другими словами баланс можно определить, как способность поддерживать положение тела над его базой опоры [Berg K. 1989; Spirduso W.W., 1995].

Баланс или состояние равновесия [Becker E.L. et al., 1986] в последующем были разделены на две составляющих: ***статический баланс*** и ***динамический баланс*** [Spirduso W.W., 1995]. Состояние статического или динамического баланса определяется по базе опоры. В первом случае она неподвижна, во втором — перемещается. Подвижность и неподвижность базы опоры понимается двояко.

Человек может стоять неподвижно, но опорная поверхность с ним вместе может совершать движения, что происходит особенно явно при разгоне и торможении транспорта. В этом случае мы имеем динамический баланс, хотя положение стоп может и не измениться. При ходьбе, когда база опоры перемещается, также имеет место динамический баланс. Оба вида баланса являются условным разделением, так как тело живого человека не может быть абсолютно стабильно даже в положении лежа.

Статическая опороспособность — это термин, характеризующий опороспособность нижних конечностей (правой или левой) в основной стойке. Употребляется, в основном, при клиническом анализе данных и его корни происходят от двухвесовой пробы. Таким образом, если пораженная конечность может принять порядка 50% веса тела в основной стойке, что соответствует положению ЦД по сагиттальной линии координат, то можно говорить о сохранении статической опороспособности. В противном случае статическая опороспособность окажется снижена.

Контроль баланса и ***постуральный контроль.*** Оба термина, по сути, равнозначны и равноупотребимы. Значение их в современной литературе — удержание тела в зоне равновесия [Karlsson A., Fryktberg G., 2000]. Простое и отчетливое определение контроля баланса было дано американским ученым [Nashner L.M., 1985]: «поддержание постурального контроля означает держать центр тяжести тела, не выходя за края базы опоры». Более узкое определение, которое так же используется в литературе,— поддержание прямостояния в основной стойке [Pyykkö I. et al., 1988; Toppila E., Pyykkö I., 2000].

Основная стойка — положение, при котором стопы пациента установлены на стабилометрической или динамометрической платформе соответственно методике: ноги выпрямлены в суставах (насколько это возможно для данного пациента), туловище выпрямлено (в соответствии с возможностями обследуемого), голова держится ровно, прямо, взгляд направлен вперед, руки свободно свисают по сторонам. Положение основной стойки используется для стандартизации проведения клинической стабилометрии.

Система координат — система двухмерного графического представления данных и координат положения ЦД: внешняя система координат; система координат платформы; система координат пациента.

В соответствии с двумя традиционными установками стоп обследуемого имеются два вида применяемых систем координат. Система координат для установки стоп пациента в американской традиции представлена на рис. 307.

Для установки стоп пациента по европейской традиции система координат выглядит следующим образом (рис. 308).

Ось Y проходит строго по середине между стопами. Важный момент — расстояние между пятками. Для всех исследований и пациентов любого возраста оно равно 2 см. Ось X — фронтальная, проходит на строго определенном расстоянии 0-A для каждого пациента и рассчитывается в соответствии с размером его стопы по формуле:

0-A=0.59p-1.8, где

p — длина стопы в сантиметрах, 1.8 — вычитаемая длина в см.

Данная формула носит достаточно искусственный характер. Это просто некоторая договоренность о той системе координат, в которой будет производиться расчет и представление данных. Тем не менее,

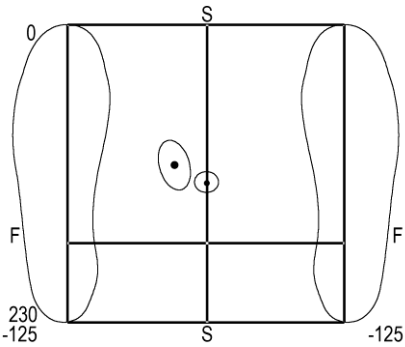


Рисунок 307. Система координат для установки пациента по американскому варианту. Линия S-S обозначает сагиттальную плоскость и проходит по середине расстояния между стопами, линия F-F фронтальную плоскость и проходит через верхушки наружных лодыжек. Пересечение линий SS и FF — центр системы координат. Расстояние между стопами равно клинической базе, устанавливается по оси баланса стопы (спереди промежуток между вторым и третьим пальцами, сзади середина пяточного бугра). Кружок на сагиттальной оси — положение ЦД и его девиации в норме. Эллипс в левой верхней части с точкой в центре — среднее положение ЦД у данного пациента и его девиации около этого положения (95% выборки).

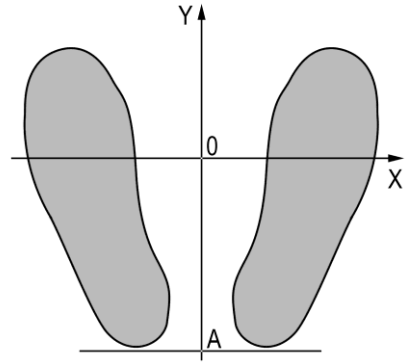


Рисунок 308. Система координат при установке стоп пациента по европейской традиции. Сагиттальная координата — по оси Y, фронтальная координата — по оси X. Расстояние 0-A определяется индивидуально для каждого пациента по размеру стопы.

нельзя уменьшать значение такой договоренности. Благодаря этому и применению стабилометрических платформ, удовлетворяющих представленным выше техническим требованиям на европейском континенте, стало возможным существенное накопление опыта, поскольку результаты различных исследований стали сопоставимы.

Впрочем, пользователям как европейских стабилометрических установок, так и пользователям стабилометрического комплекса Научно-медицинской фирмы «МБН», информация о технической процедуре расчета центра системы координат требуется только для понимания собственно данной системы координат. Все необходимые расчеты производятся автоматически программным обеспечением.

Стабилограмма — графики перемещения ЦД, представленные как функция от времени для фронтальной и сагиттальной плоскости (рис. 309). Ось времени при этом располагается горизонтально.

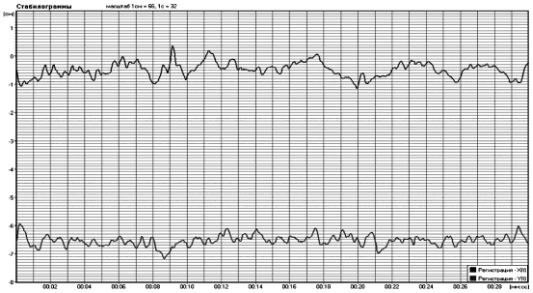


Рисунок 309. Пример графического изображения стабилограмм. Верхняя стабилограмма — колебания ЦД во фронтальной плоскости, нижняя — в сагиттальной. Справа — шкала в сантиметрах. Время исследования —30 с. Фрагмент отчета исследования программного обеспечения «Стабилометрия» НМФ «МБН».

Движения ЦД вперед и вправо имеют положительное значение по вертикальной оси. P.M.Gagey, B.Weber (1995) делают существенное дополнение: стабилограмма — это график изменения положения ЦД в сагиттальной и фронтальной плоскости во времени в системе координат, включающей положение стоп обследуемого. К пониманию этого важнейшего принципа пришли независимо друг от друга клиницисты разных школ и направлений.

Положение ЦД в клинических методиках измеряется в миллиметрах, в отличие от чисто научных, где принята метровая шкала [Winter D.A., 1995].

Статокинезиограмма — графическое представление траектории движения ЦД в проекции на горизонтальную плоскость. Может быть представлена в двух системах координат: в системе координат платформы или в системе координат пациента (рис. 310).

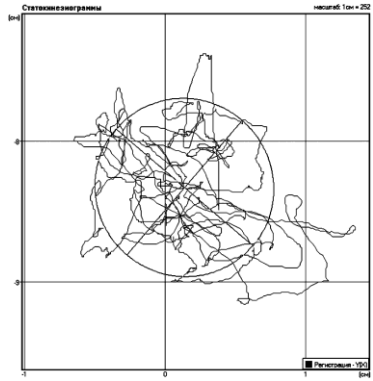


Рисунок 310. Пример графического изображения статокинезиограммы. Собственно статокинезиограмма — это траектория колебаний ЦД за время исследования. Окружность (частный случай эллипса) представляет собой 95% доверительный интервал для положения ЦД. Размерность одной клетки — 1 см.

Сама статокинезиограмма в системе координат обследуемого показывает положение ЦД относительно стоп пациента и его колебания (рис. 311).

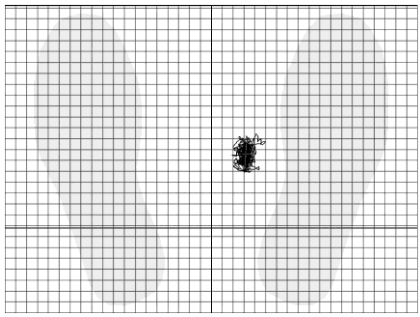


Рисунок 311. Статокинезиограмма представлена в системе координат пациента (в данном случае включает и положение стоп обследуемого), что позволяет сделать вывод о реальном положении проекции центра тяжести тела. Использована промежуточная установка стоп и американская система координат (собственно система координат показана более толстыми линиями). Величина квадрата координатной сетки — 1 см.

Клиническая база — расстояние между передне–верхними остями таза во фронтальной плоскости [Скворцов Д.В., 1995, 1996]. Это расстояние легко измеряется клинически, особенно с использованием акушерского циркуля. Данное расстояние почти соответствует расстоянию между центрами тазобедренных суставов, т.е. базе между нижними конечностями. Используя это расстояние, мы можем установить каждого пациента на платформу, при этом оси их нижних конечностей будут параллельны. Таким образом, мы получаем единые условия функционирования опорно-двигательной системы и, следовательно, на физиологическом уровне унифицируются и стандартизируются условия проведения исследования.

Время выдержки. От момента готовности пациента к исследованию и до его начала должно пройти не менее 20 с, для того чтобы избежать изменения параметров от переходных процессов. Однако это средний ориентир. В клинической практике приходится увеличивать это время, если позволяет состояние пациента. При очевидных затруднениях сохранения стабильной основной стойки у пациента, время выдержки принудительно сокращается или вообще приходится отказываться от обследования. Время выдержки необходимо давать при каждом изменении ситуации обследования. Например, при тесте Ромберга после закрывания глаз необходимо выждать до начала регистрации. В этом случае будут получены корректные данные. При необходимости (если были артефакты) исследование нужно повторить с увеличением времени выдержки. В ряде случаев, например при оптокинетической пробе, главной целью исследования являются именно переходные процессы. Тогда регистрация продолжается непрерывно. Врач может произвольно задавать момент начала регистрации и в тесте Ромберга, если его интересуют происходящие после выключения зрительного анализатора переходные процессы.

Время регистрации должно быть не менее 30 с. При использовании европейской установки пациента это время рекомендуется соблюдать строго в соответствии с программным обеспечением в 51.2 с. В любом случае время регистрации должно иметь постоянное значение, за исключением специальных методик.

Установка пациента. Этот термин применяется к обозначению положения стоп, туловища и других частей тела во время стабилометрического исследования. В более узком плане данный термин подразумевает только установку стоп пациента. В настоящее время используются следующие основные установки стоп пациента:

- европейская,
- американская,
- американская–2,
- промежуточная,
- стопы вместе,
- тандем Ромберг,
- на одной ноге,
- произвольная,
- определенная патологически.

Стабильность основной стойки характеризуется случайными передне–задними и боковыми девиациями центра тяжести относительно фиксированной базы опоры. Эти движения представляются в угловой величине относительно вертикали, как определено ориентацией гипотетической линии, соединяющей центр

тяжести с центром базы опоры. Клинически стабильность обычно определяется по площади статокинезиограммы.

Симметричность основной стойки. Имеется в виду симметричность во фронтальной стойке, т.е. такое положение тела, при котором проекция ОЦМ находится в сагиттальной плоскости. Естественно, что при этом вес тела распределяется между конечностями в пропорции 50% на 50%. Несимметричная стойка будет характеризоваться существенно отличным распределением веса тела между нижними конечностями. В зарубежной литературе применяется еще один термин для его обозначения: гармоничная и дисгармоничная стойка [Gagey P.M., Weber B., 1995].

Клинически симметричность основной стойки определяется по величине параметра положения ЦД во фронтальной плоскости «Y».

Двигательная стратегия поддержания основной стойки характеризует применяемый тип согласованных движений в голеностопном, коленном и тазобедренном суставах применительно к контролю положения центра тяжести для сагиттальной плоскости. Если проприорецептивная система не имеет патологии и для поддержания баланса требуются незначительные по амплитуде движения, то применяется голеностопная стратегия, т.е. балансировочные движения происходят только в голеностопных суставах. При необходимости производить для сохранения баланса движения быстрые или большой амплитуды балансировочные движения, включаются тазобедренные суставы (тазобедренная стратегия). Балансировочные движения ЦД в этом случае сравнимы с размерами площади опоры. Эта стратегия может быть применена, если вестибулярный аппарат не поврежден. Имеются и промежуточные стратегии с включением коленных суставов. Аналогичные стратегии обнаружены и для фронтальной плоскости.

Нестабильность. Данное понятие характеризует избыточные колебания ЦД. Соответственно, нестабильность может быть ***изолированной*** (нестабильность в одной определенной плоскости или направлении); ***общей*** (нестабильность в обеих плоскостях).

Собственно, по плоскостям имеется ***фронтальная нестабильность***, т.е. изолированная нестабильность во фронтальной плоскости и ***сагиттальная нестабильность*** — изолированная нестабильность в сагиттальной плоскости. При значительной степени нестабильности в обеих плоскостях, как правило, можно обнаружить ***вертикальную нестабильность***, которая видна по графику веса тела обследуемого.

Гиперстабильность — противоположная нестабильности ситуация, когда движения ЦД существенно меньше нормативных. Как и нестабильность, состояние гиперстабильности может иметь изолированный характер и общий. Также изолированная

гиперстабильность может иметь формы: ***фронтальная гиперстабильность*** и ***сагиттальная гиперстабильность***.

Смещение ЦД — частая находка при обследовании больных. В соответствии с системой координат пациента смещение ЦД может быть во фронтальной плоскости и сагиттальной. Во фронтальной плоскости ЦД может быть смещен вправо или влево, а в сагиттальной — вперед или назад.

Сенсорный конфликт — состояние, при котором имеется рассогласованность информации от различных органов чувств. В обычных условиях состояние сенсорного конфликта может иметь место во многих случаях. Одна из наиболее частых причин — поездка в транспорте. Если во время поездки взгляд фиксирован на объектах внутри транспортного средства или, например, человек читает книгу, то при торможениях, ускорениях, поворотах транспортного средства уже имеет место сенсорный конфликт. Вестибулярные и проприорецептивные анализаторы буду регистрировать, возникающие ускорения, при конечном их анализе в ЦНС будет иметь место противоречие между данными вестибулярного, проприорецептивного анализатора и зрительным. Именно потому, что посредством зрения никаких перемещений зарегистрировано не было (взгляд фиксирован в книгу). В норме данная ситуация безболезненно разрешается. Однако уже при незначительном различии между информацией от полукружных каналов (левого и правого) возникает явление головокружения, тошноты и других вегетативных реакций известных, как транспортное укачивание.

Классификация регистрируемых параметров

Очевидно, что информация об абсолютном положении ЦД является базовой для клинической интерпретации. Изменение положения ЦД от нормы в пределах площади опоры будет изменять и все другие характеристики (величину колебаний, площадь, длину и др.). Это связано с тем, что наступают совершенно иные взаимоотношения между сегментами тела и мышцами (при асимметричной установке) или только между мышцами (при симметричной установке). В любом случае эксцентричное положение ЦД требует затраты дополнительных энергетических ресурсов на поддержание баланса [Скворцов Д.В., 2000; Teasdale N. et al., 1993]. Собственно, положение ЦД в системе координат обследуемого и составляет первооснову клинического анализа данных.

Колебания ЦД, выраженные в различных линейных, скоростных параметрах и характеристиках спектрального анализа позволяют выявлять различные состояния, характеризующие отделы центральной и периферической нервной системы, опорно-двигательного аппарата,

органов чувств, включая вестибулярный аппарат. Для тестирования отдельных функциональных частей данных систем и органов чувств разработаны многочисленные специализированные тесты [Лучихин Л.А., 1991; Миронов В.Г., 1997; Скворцов Д.В., 2000; Palano D., 1994]. Большинство тестов представляет собой модификацию известных клинических тестов, но обладающие теперь объективными данными, в цифрах и фактах. Одним из таких тестов является тест Ромберга в его стабилометрической модификации. Регистрация положения и колебаний ЦД в положении с открытыми и закрытыми глазами позволяет относительно быстро и точно получать информацию о функциональном балансе между двумя сенсорными системами — зрительной и проприорецептивной. Существующее количество специализированных стабилометрических тестов уже с трудом поддается подсчету. Среди них присутствуют очень сложные, требующие помимо стабилометрической платформы, множество другого оборудования: механического (для передвижения платформы в различных направлениях), специализированного (осуществляющего вибрационную, гальваническую и другую виды стимуляции отделов опорно-двигательной системы, которые уже выходят за рамки данной монографии).

Все параметры стабилограмм можно разделить на две большие группы: измеряемые параметры, вычисляемые параметры.

Прямых измеряемых параметров всего три: координата ЦД по «X», координата ЦД по «Y» и величина веса тела «Z». Все три параметра изменяются во времени, их количество существенно зависит от времени исследования, а при прочих равных условиях еще и от частоты опроса датчиков платформы.

Все остальные параметры относятся к вычисляемым, т.е. производным. Сегодняшнее многообразие вычисляемых параметров стабилометрического исследования (более 100) требует их классификации и группировки в однородные совокупности. В литературе известны довольно громоздкие методы переработки и анализа данных. Следует отметить, что здесь действует известное правило для медицинских данных — чем дальше вычисляемый параметр от своей основы, тем менее он понимаем клиницистами.

В программном обеспечении пакета «МБН–Стабило» все параметры разделены на три основные группы. В первую группу входят базовые параметры стабилометрического исследования, описывающие характеристики ЦД: координаты ЦД, его среднеквадратические отклонения, скорость ЦД, площадь статокинезиограммы и некоторые другие.

Во вторую группу входят дополнительные параметры, которые также часто используются в различных методиках. В эту же группу входят параметры анализа спектра частот.

В третью группу входят нормированные параметры. Многие из них дублируют параметры первой группы, но представляют их в виде нормированных к пациенту показателей, которые легко могут подвергаться сравнению с аналогичными данными других обследований. Общая таблица наиболее используемых параметров позволяет провести сравнение (табл. 44).

Таблица 44. Стабилометрические параметры

Название параметра	Обозначение	Единицы	Группа
Среднее положение ОЦД в фронтальной плоскости	X	мм	1
Среднее положение ОЦД в сагиттальной плоскости	Y	мм	1
Среднеквадратическое отклонение ОЦД в фронтальной плоскости	y	мм	1
Среднеквадратическое отклонение ОЦД в сагиттальной плоскости	x	мм	1
Длина статокинезиограммы	L	мм	1
Скорость ОЦД	V	мм/с	1
Уровень 60% мощности спектра во фронтальной плоскости	Yx60%	Гц	1
Уровень 60% мощности спектра в сагиттальной плоскости	Xy60%	Гц	1
Площадь статокинезиограммы 95	S95	$мм^2$	1
Площадь статокинезиограммы 90	S90	$мм^2$	1
Длина эллипса	Le95	мм	2
Ширина эллипса	We95	мм	2
Отношение длины статокинезиограммы к ее площади	LFS95	$мм^{-1}$	1
Отношение длины эллипса к его ширине	Le/We		2
Угол преимущественного направления колебаний (максимальной нестабильности)	Id	град	1
Показатель стабильности	Stab		2
Максимум используемой стандартной стабильности	Sst-max		2
Минимум используемой стандартной стабильности	Sst-min		2
Максимальное отклонение ОЦД по каждому направлению (вперед, назад, влево и вправо) — тест лимита стабильности	S_{max}	mm	2
Лимит стабильности	LoS	%	2

Максимальная используемая стабильность	S_{max}%	%	2
Минимальная используемая стабильность	S_{min}%	%	2
Показатель функциональной стабильности	LoS%	%	2
Индекс равновесия	St	mm^2/c	1
Коэффициент Ромберга	QR	%	1

Расчет параметров производится в соответствии со стандартными формулами для каждого показателя (табл. 45). Ниже приводятся формулы расчета для большинства базовых и дополнительных показателей. В приводимых формулах приняты следующие обозначения:

– n — число значений данного параметра (зависит от частоты опроса датчиков платформы и времени регистрации),

– Xi — значение положения ОЦД в проекции на ось X платформы (фронтальная плоскость) в отсчете с номером I,

– Yi — значение положения ОЦД в проекции на ось Y платформы (сагиттальная плоскость) в отсчете с номером i,

– Zi — значение равнодействующей веса тела, приходящегося на платформу (вертикальная плоскость) в отсчете с номером i,

– h — рост пациента в мм (применяется для вычисления нормированных параметров).

– Al — среднее направление колебаний или направление максимальной нестабильности.

Таблица 45. Формулы вычисления основных стабилометрических параметров

$Dx=\frac{\sum_{i=0}^{n}(x_i-X)^2}{n}$	дисперсия положения ЦД в сагиттальной плоскости
$Dy=\frac{\sum_{i=0}^{n}(y_i-Y)^2}{n}$	дисперсия положения ЦД во фронтальной плоскости
$Dz=\frac{\sum_{i=0}^{n}(z_i-Z)^2}{n}$	дисперсия равнодействующей веса тела (вертикальная плоскость)
$CovXY=\sum_{i=0}^{n}(x_i-X)(Y_i-Y)$	коэффициент ковариации
$Z=\frac{\sum_{i=0}^{n}z_i}{n}$	средний вес за время регистрации
$X=\frac{\sum_{i=0}^{n}x_i}{n}$	среднее положение ЦД во фронтальной плоскости
$Y=\frac{\sum_{i=0}^{n}y_i}{n}$	среднее положение ЦД в сагиттальной плоскости
$x=\sqrt{Dx}$	среднеквадратическое отклонение ЦД во фронтальной плоскости
$y=\sqrt{Dy}$	среднеквадратическое отклонение ЦД в сагиттальной плоскости
$L=\sum_{i=0}^{n-1}\sqrt{(x_i-x_{i+1})^2+(y_i-y_{i+1})^2}$	длина статокинезиограммы
$V=\frac{L\ f_{оцифр}}{n}$	скорость ОЦД
$S_{95}=\frac{\pi Le_{95}We_{95}}{4}$	площадь статокинезиограммы с 95% доверительным интервалом
$S_{90}=\frac{\pi Le_{90}We_{90}}{4}$	площадь статокинезиограммы с 90% доверительным интервалом

$Le95=3.92\sqrt{DxCos^2(Al)+DySin^2(Al)-2Syn(Al)Cos(Al)CovXY}$ длина эллипса, построенного с 95% уровнем доверительного интервала	
$We95=3.92\sqrt{DyCos^2(Al)+DxSin^2(Al)-2Syn(Al)Cos(Al)CovXY}$ ширина эллипса, построенного с 95% уровнем доверительного интервала	
$Wed95=We95\frac{180}{h\pi}$	нормированная ширина эллипса, (для 95% уровня доверительного интервала)
$LFS_{95}=\frac{L}{S_{95}}$	отношение длины статокинезиограммы к ее площади (для 95% уровня доверительного интервала)
$LFS_{90}=\frac{L}{S_{90}}$	отношение длины статокинезиограммы к ее площади (для 90% уровня доверительного интервала)
$Lc/Wc=\frac{Lc}{Wc}$	отношение длины эллипса к его ширине
$QR=\frac{S2_{90}}{S1_{90}}100\%$	коэффициент Ромберга, где S1 — площадь статокинезиограммы при открытых глазах, S2 — площадь статокинезиограммы при закрытых глазах (оба параметра для 90% уровня доверительного интервала)
$Al=90-\frac{1}{2}arctg\frac{2CovXY}{Dx-Dy}$, если Dx>Dy	Al — среднее направление колебаний
$Al=\frac{1}{2}arctg\frac{2CovXY}{Dx-Dy}$, если Dx<Dy	Al — среднее направление колебаний
$W=\frac{\sum_{i=0}^{n} z_i}{n}$	средний вес пациента за время исследования

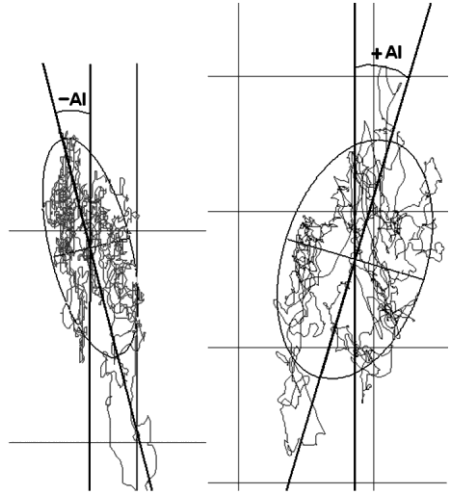


Рисунок 312. Способ определения знака преимущественного направления колебаний. Длинная ось эллипса — направление колебаний. Вертикальная линия — сагиттальная ось, -Al — отрицательный угол направления колебаний, +Al — положительный угол направления колебаний.

Параметр Al может иметь два различных знака относительно сагиттальной плоскости (вертикаль для статокинезиограммы). Положительные значения имеют колебания с направлением слева направо и отрицательные справа налево (рис. 312). В реальности данный параметр показывает наклон большей оси эллипса и не более того.

Все параметры в методиках оценки стабильности и лимита стабильности рассчитываются в соответствии с принятыми правилами [Bioastronautics Data Book, NASA, 1962].

Показатель функции равновесия[1]

Для распознавания вестибулярных расстройств и их объективной оценки при КС регистрируются колебания ЦД тела находящегося на платформе стабилометра человека. Среди многообразия методов математической обработки стабилометрического сигнала существует ряд параметров, имеющих доминирующее значение: абсолютное положение ЦД и его девиация около среднего положения, средняя скорость ЦД, площадь статокинезиограммы, показатели спектра частот, и др. Однако рассчитывать и, главное, учитывать в практической деятельности врача весь спектр параметров, определяемых при КС, крайне сложно и не

[1] Соавторы Л.А.Лучихин, Н.А.Кононова, А.В.Востоков

всегда оправдано. Поэтому вполне обоснованным представляется продолжающееся исследование информативной ценности отдельных показателей и разработка таких параметров, которые позволяют в нескольких цифрах получить экспертную оценку состояния пациента.

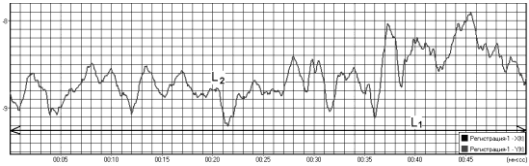


Рисунок 313. Методика определения ИУ, где L_1 и L_2 — расстояние прокрутки и длина стабилограммы (кривая линия).

Ранее, еще до внедрения в широкую практику КС, был разработан метод интегральной оценки функции равновесия с определением параметра, получившего название ***показатель функциональной стабильности*** (ПФС) системы равновесия [Лучихин Л.А., 1987]. Метод основан на сравнительной оценке результатов стабилометрии в покое, в основной стойке и при проведении серии функциональных проб, стимуляция при которых напоминает воздействия, испытываемые человеком в естественных условиях. Метод позволяет объективно представить функциональное состояние статокинетической системы человека и его изменение при различных патологических состояниях. За основу был взят универсальный показатель — ***индекс устойчивости*** человека (ИУ), который рассчитывали как частное от деления расстояния прокрутки ленты самописца во время регистрации стабилограммы (L_1), и длиной заключенного между этими точками отрезка стабилограммы (L_2) (рис. 313).

В соответствии с данной методикой ИУ рассчитывается по формуле:

$$ИУ=\frac{L_1}{L_2}100\%$$

При этом значение ИУ тем выше, чем менее выражена частота и амплитуда осцилляций стабилограммы, и наоборот. В свою очередь, частота и амплитуда стабилограммы есть производные показателя скорости (V), с которой происходит смещение проекции ЦД тела испытуемого на стабилометричекой платформе, при этом между величинами амплитуды и частоты, с одной стороны, и скоростью, с другой, определяется прямо пропорциональная зависимость.

ИУ первоначально определяли в покое, в основной стойке с открытыми глазами. Затем последовательно выполнялись функциональные пробы: с оптокинетической стимуляцией, с депривацией зрения (пациент надевал светозащитные очки), и исследование в позе Ромберга, также с выключением зрения. В

результате получали количественное выражение ИУopto, ИУдз, ИУРдз. Усилия, которые затрачены системой равновесия на сохранение заданного положения тела в пространстве при выполнении функциональных проб, отражает величина ***динамического компонента*** (ДК). Значение ДК в каждом отдельном случае рассчитывали как разницу между 1.0 (оптимальная величина ИУ) и величиной ИУ при соответствующей функциональной пробе. Тогда ПФС системы равновесия рассчитывали по формуле:

$$ПФС=\frac{ИУ_{исх}}{ДК_{ФП1}}+\frac{ИУ_{исх}}{ДК_{ФП2}}+\frac{ИУ_{исх}}{ДК_{ФП3}}, \text{ где}$$

$ДК_{ФП1}$, $ДК_{ФП2}$, $ДК_{ФП3}$ — значение динамического компонента при соответствующей функциональной пробе (оптокинетической стимуляции, депривации зрения и позе Ромберга соответственно).

С использованием данной методики были изучены возрастные особенности функции равновесия у здоровых лиц, установлены закономерности изменения функции равновесия при ряде заболеваний внутреннего уха, объективизированы результаты различных видов лечебного воздействия у больных с вестибулярными расстройствами, разработан оригинальный метод выявления гидропса лабиринта и т.д.

Применение на практике принципов компьютерной стабилометрии позволило усовершенствовать и упростить представленную методику расчета. Прежде всего, чтобы получаемые результаты были сравнимы с данными других исследователей, мы стремились к стандартизации условий, при которых осуществляется стабилометрия. Среди различных вариантов установки стоп пациента на платформе стабилометра в исходном положении был избран европейский вариант, наиболее распространенный среди исследователей Европы.

Проведенный анализ показал, что используемый ранее в наших исследованиях параметр длины «L» может быть с успехом заменен параметром скорости «V». Действительно, длина статокинезиограммы целиком и полностью зависит от того, какую скорость имеет ЦД. Анализируя значительную группу обследованных (n=120), мы получили совпадение коэффициента «t» Стьюдента при сравнении групп пациентов для этих параметров до третьего знака после запятой. Это позволяет сделать вывод о том, что так часто используемый в исследованиях параметр «L» может быть полностью заменен параметром скорости «V». Длина статокинезиограммы, таким образом, есть производный параметр от скорости ЦД. Однако в отличие от параметра скорости ЦД, «L» методически «привязана» к времени регистрации: чем оно больше, тем при прочих равных условиях больше длина статокинезиограммы. Это обстоятельство имеет очевидное неудобство. Поэтому параметр скорости ЦД является еще и первично нормированным (ко времени), что дает ему существенные

преимущества. Кроме того, размерность «L» представлена в линейных величинах (стандартно в мм), и это также является ограничением, поскольку линейные величины тесно связаны с антропометрическими параметрами пациента. Скорость ЦД таким ограничением не страдает. Размерность параметра скорости (обычные его изменения у здоровых лиц от 4-5 до 11 мм/с) делает его удобным для восприятия и это еще одно преимущество. Все это позволяет сделать вывод о возможности и целесообразности использования в КС при выполнении расчетов параметра скорости вместо производного параметра длины. Аналогичный вывод был сделан и в другой работе [Кривошей И.В., Скворцов Д.В., 2005].

В количественном выражении величина V (скорость) при проведении регистрации СГ в европейской установке стоп ни у одного из обследованных нами 100 здоровых лиц не снижалась до уровня 4 мм/с. Эту величину мы и приняли за точку отсчета, сравнивая с ней полученные при обследовании показатели. Условно принято, что при V=4 мм/с величина ИУ соответствует 100%. Тогда $ИУ_{исх}$ определяется по формуле:

$$ИУ_{исх}=\frac{4}{V_{исх}}100\%$$

Тогда ИУ для функциональных проб ($ИУ_{фп}$) определяется:

$$ИУ_{ФП}=\frac{4}{V_{ФП}}100\%$$

ДК при различных функциональных пробах определяется в процентах как разница между 100% и величиной ИУ при выполнении той или иной функциональной пробы:

$$ДК=100\%-ИУ_{ФП}$$

Тогда модернизированный ПФС, получивший название ***показатель функции равновесия*** (ПФР) рассчитываем по той же формуле, учитывающей статический и динамический компоненты функции равновесия, и его величина равняется сумме:

$$ПФР=\frac{ИУ_{исх}}{ДК_{ФП1}}+\frac{ИУ_{исх}}{ДК_{ФП2}}+\frac{ИУ_{исх}}{ДК_{ФП3}}+...$$

В окончательном варианте для ПФР были отобраны функциональные тесты, которые выполняются в строго определенной последовательности, что получило название **теста функции равновесия** (рис. 314).

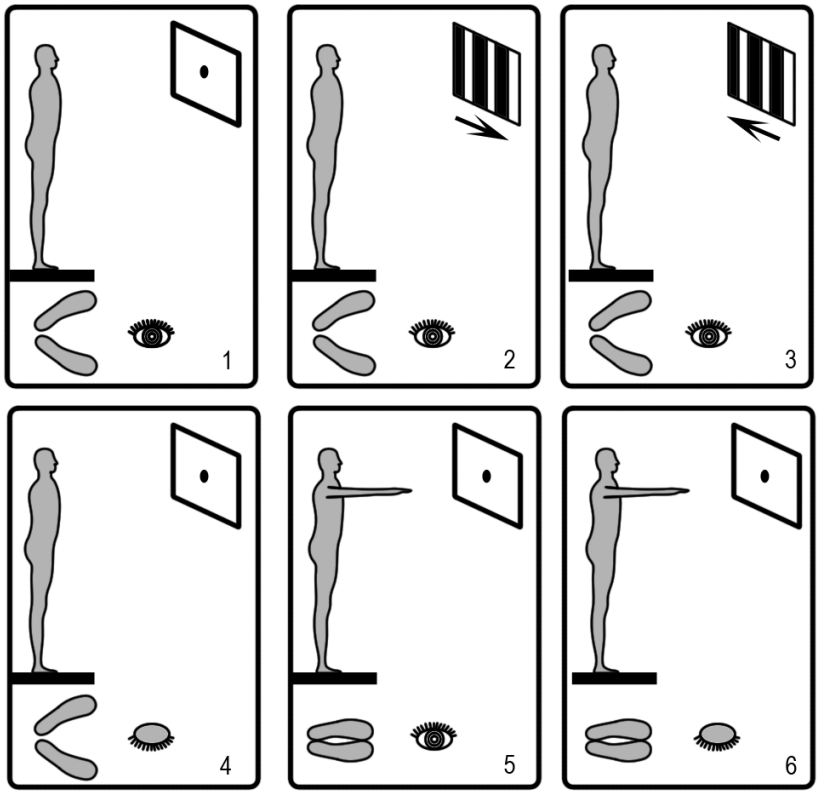


Рисунок 314. Последовательность тестов при выполнении ПФР, где 1 — основная стойка ГО, 2 — оптокинез вправо, 3 — оптокинез влево, 4 — основная стойка ГЗ, 5 — поза Ромберга ГО, 6 — поза Ромберга ГЗ.

С использованием методики, основанной на применении стабилометрии с комплексом функциональных проб, обследовано 118 практически здоровых людей различного возраста от 17 до 82 лет. У обследуемых лиц отсутствовали субъективные признаки вестибулярных расстройств (головокружение, нарушение равновесия), у них не выявлялись спонтанные расстройства лабиринтной функции. Исключалось наличие выраженных соматических и неврологических заболеваний, поражение опорно-двигательного аппарата, а также наличие черепно-мозговой травмы в анамнезе, состояние слуха соответствовало возрастной норме. Среди обследованных было 60 лиц мужского и 58 — женского пола.

Группа лиц обоего пола (18 человек) из всех обследуемых прошли повторное стабилометрическое исследование с функциональными пробами с различными интервалами от 5 до 18 дней. Оказалось, что результаты исследования характеризуются

относительным постоянством — изменением величины ПФР в пределах 3-11.5%. Сходные результаты были отмечены в свое время и при регистрации ПФС — вариабельность показателей составила 5-15%. Следует отметить, что показатели исследования зависели от психофизиологического состояния человека, времени исследования, что в последующем позволило рекомендовать оптимальное время для проведения эксперимента в утренние часы (от 10 до 12 ч).

Результаты исследования ПФР по возрастным группам представлены в таблице (табл. 46).

Таблица 46. Динамика ПФР у здоровых лиц (n=118) различного возраста и пола (Муж. — мужчины, Жен. — женщины)

Возрастная группа	Число обследованных		Средний возраст (годы)	ПФР (усл.ед.)		
	Муж	Жен		Муж	Жен	Общее
17-20 лет	5	6	18.2±0.45	3.6±1.45	4.8±1.56	4.2±1.52
21-30 лет	11	11	25.6±0.4	3.3±1.05	3.6±1.03	3.4±1.46
31-40 лет	11	9	36.2±0.34	3.1±1.91	3.5±1.78	3.3±1.85
41-50 лет	10	10	43.8±0.47	2.8±0.56	3.0±1.54	2.9±1.03
51-60 лет	10	10	56.4±0.3	2.5±0.87	1.8±0.87	2.1±0.81
61-70 лет	8	9	66.8±0.72	1.7±0.93	1.6±0.67	1.6±0.84
70-85 лет	5	3	77.4±1.46	1.6±0.6	1.4±0.44	1.5±0.52
Среднее	Всего 60	Всего 58	46.3±0.59	2.6±1.05	2.8±1.25	2.7±1.15

Значения стабилометрических показателей, отражающих статическую характеристику равновесия (ИУисх), в целом соответствовали представленным ранее для здоровых людей. Величина ИУисх оказалась высокой и стабильной в возрасте до 50 лет, далее наблюдалось его снижение, особенно выраженное у лиц женского пола.

Расчет суммарного показателя динамического компонента представил ДК минимальным в первой возрастной группе и относительно стабильным до 45-50-летнего возраста, после чего прослеживалась четкая тенденция к его росту. Анализируя соотношение величин динамических характеристик при различных функциональных пробах, очевидно, что минимальной является реакция на оптокинетическую стимуляцию, более значительная на депривацию зрения, причем у обследованных лиц в возрасте 40-50 лет $ДК_{ФП1}$ и $ДК_{ФП2}$ практически выравнивались. $ДК_{ФП3}$ во всех возрастных группах превосходил в 1.3-2 раза показатели, отражающие результаты первых двух функциональных проб. Минимальные его значения и стабильность отмечены в первых 4 возрастных группах (т.е. до 50 лет), с последующим возрастанием с каждым десятилетием. Вариабельность

значений ПФР отмечалась в каждой возрастной группе. В общей массе величина этого показателя характеризовалась наиболее высокими цифрами у лиц молодого и среднего возраста. Снижение вышеуказанного показателя начиналось с возраста 60 лет, достигая минимальных значений в группе лиц старше 70 лет.

Особое наше внимание привлек анализ показателей статического и динамического равновесия в зависимости от пола, так как выявил ряд особенностей. Так у лиц в возрасте от 17 до 40 лет (1-я и 2-я возрастные группы) статические и динамические показатели более оптимальными были у женщин, что отразилось в высоких показателях ПФР, превосходящими эту величину в 1.5 раза относительно мужчин. В 4-й возрастной группе, т.е. у лиц 40-50 лет, указанные величины выравнивались, с последующим резким снижением ПФР у женщин в возрастной группе от 50 до 60 лет. В более старшем возрасте наблюдалось сравнительное преобладание этого показателя у мужчин.

Установленные особенности в анализе индивидуальных результатов ПФР характеризуют физиологическую стабильность системы у отдельных лиц и широкие пределы этого показателя внутри каждой возрастной группы на фоне неуклонного снижения показателей ПФР с увеличением возраста обследуемых. Такое количественное разнообразие показателей, характеризующее функциональное состояние системы равновесия здоровых людей, было отмечено и при вычислении ПФС, что в свое время позволило дифференцировать подход к ее качественной оценке.

Использование ПФР в оценке состояния системы равновесия расширяет возможности исследователя, основываясь на ряде важнейших стабилометрических показателей, в том числе частоте и амплитуде движения.

Если статический компонент системы равновесия позволяет установить уровень функционирования данной физиологической системы в покое, ДК отражает усилия, направленные на ее сохранение, то анализ интегральных составляющих ПФР предположительно позволит прогнозировать топику поражения составляющих системы равновесия и осуществлять оценку функциональных возможностей организма. Данная методика позволяет выявить в раннем периоде те специфические изменения, которые присущи патологическому состоянию, сопровождающемуся изменением функционального состояния системы равновесия.

Исследование с применением описанной методики больных с периферическими, центральными и смешанными вестибулярными нарушениями показало высокую диагностическую и дифференциальную диагностическую значимость показателя ПФР [Кононова Н.А., 2006]. Проведено обследование трех групп больных: с поражением периферического отдела вестибулярного анализатора, с

центральным вестибулярным синдромом и больные со смешанным поражением вестибулярного анализатора. Первую группу составили больные с патологией:

– острый и хронический (в стадии обострения) гнойный средний отит (48.4%),

– болезнь Меньера (21.9%),

– дисциркуляторные нарушения в вертебробазилярной системе (14.1%),

– посттравматический перфоративный средний отит (10.9%),

– травматический лабиринтит (4.7%).

Вторую группа — больные с:

– дисциркуляторными нарушениями в вертебробазилярной системе: дорсопатия шейного отдела позвоночника, гипертоническая болезнь, вегето-сосудистая дистония, атеросклеротические изменения сосудов головного мозга, гидроцефалия (67.5%),

– перенесенными вирусными инфекциями (20%),

– перенесенными черепно-мозговой травмой (12.5%).

Третью группу образовали больные с:

– дисциркуляторными нарушениями (54.9%),

– арахноидитом мостомозжечкового угла (8.5%),

– болезнью Меньера (19.7%),

– черепно-мозговая травмой (16.9%).

Результаты исследования представлены в таблице 47.

Для выяснения отличий субъективного восприятия и объективным показателем ПФР в первой группе пациентов с периферическими поражениями вестибулярного аппарата больные были разделены на две подгруппы:

– подгруппа А — пациенты с жалобами на расстройство равновесия;

– подгруппа Б — пациенты, не имеющие жалоб на нарушение равновесия.

Результат такой группировки данных первой группы представлен в таблице 48.

Таблица 47. Показатели ИУ и ПФР для нормы и обследуемых групп больных с периферическими, центральными и смешанными поражениями вестибулярного аппарата. Даны: число обследуемых, $ИУ_{исх}$ — в основной стойке, $ИУ_{опто}$ — для оптокинетической пробы, $ИУ_{деприв}$ — для положения «глаза закрыты» и $ИУ_{Ромберг}$ — для исследования в позе Ромберга «глаза закрыты». Приведены среднее значение показателя и среднеквадратичное отклонение. Достоверное отличие от аналогичного показателя для нормы обозначено * —$p<0.05$, ** —$p<0.01$, *** —$p<0.001$

Группа	Число	$ИУ_{исх}$	$ИУ_{опто}$	$ИУ_{деприв}$	$ИУ_{Ромберг}$	ПФР
Норма	118	57.2±1.71	52.5±1.93	46.2±2.05	34.4±2.01	3.1±0.18
Периферические	64	50.3±2.03*	38.4±3.04**	32.5±2.07**	18.0±1.55**	2.1±0.19**

Центральные	40	43.1±1.02**	38.9±2.53**	36.1±2.86**	15.3±3.1***	1.8±0.28**
Смешанные	71	36.9±2.13**	34.4±3.27**	30.4±2.06**	14.2±1.55***	1.5±0.14**

Таблица 48. Показатели ИУ и ПФР для нормы и двух подгрупп: А — с жалобами на расстройство равновесия и Б — без таковых,— обследуемых групп больных с периферическими, центральными и смешанными поражениями вестибулярного аппарата. Даны: число обследуемых, $ИУ_{исх}$ — в основной стойке, $ИУ_{оптo}$ — для оптокинетической пробы, $ИУ_{деприв}$ — для положения «глаза закрыты» и $ИУ_{Ромберг}$ — для исследования в позе Ромберга «глаза закрыты». Приведены среднее значение показателя и среднеквадратичное отклонение. Достоверное отличие от аналогичного показателя для нормы обозначено *-p<0.05, ** -p<0.01

Группа	Число	$ИУ_{исх}$	$ИУ_{оптo}$	$ИУ_{деприв}$	$ИУ_{Ромберг}$	ПФР
Норма	118	57.2±1.71	52.5±1.93	46.2±2.05	34.4±2.01	3.1±0.18
Подгруппа А	41	48.3±1.02*	39.4±3.53**	34.8±2.86**	18.1±3.91**	2.0±0.18**
Подгруппа Б	23	52.2±2.03	37.3±3.04**	30.2±2.07**	17.9±1.55**	2.2±0.19**

При сопоставлении величины ПФР пациентов подгруппы А и Б, отмечено, что ПФР у больных с жалобами на нарушение равновесия только на 6.5% ниже, чем у пациентов, не отмечавших наличие постуральных расстройств (p>0.05). Таким образом, субъективная оценка, даваемая больным, отражает его функциональное состояние. Сам порядок отличия хотя и достоверен, но не является значительным между группами. По данному показателю группы значительно более близки друг другу, чем к группе нормы. В результате, можно сделать вывод о том, что субъективная оценка является явно недостаточной и порог ее чувствительности значительно завышен. В то же время чувствительность ПФР позволяет обнаружить отличия и в данном случае.

Нормативы

Несмотря на многообразие методов математической обработки стабилометрического сигнала существует ряд параметров, которые с точки зрения клинического анализа имеют доминирующее значение. Эти параметры используются в подавляющем большинстве клинических исследований[1], а именно:

– абсолютное положение центра давления (в системе координат пациента);
– девиации центра давления около среднего положения;
– длина статокинезиограммы;
– средняя скорость движения центра давления;

[1] В отличие от клинических, научные исследования имеют в своем составе задачи, требующие совершенно иного подхода к анализу данных, поэтому используются другие параметры.

– средняя площадь статокинезиограммы;
– показатели спектра частот.

Кроме этих параметров используются и другие производные коэффициенты, автокорреляции. Однако такого рода анализ данных остается пока мало востребованным, поскольку сложные (не прямые) способы обработки дают потерю прямого соотношения их с действиями пациента во врачебном сознании. Как отмечают [Gagey P.M., Weber B., 1995] количество простых (прямых) параметров более чем достаточно, чтобы перегрузить информацией практического врача.

Таблица 49. Среднее положение центра давления для взрослых при проведении исследования в положении основной стойки с открытыми глазами. Параметры даны в мм, среднее значение, среднеквадратическое отклонение — СКО, верхняя и нижняя границы 95% доверительного интервала

Параметры	Взрослые все		Мужчины		Женщины	
	X	Y	X	Y	X	Y
Средний	1.1	-29.2	1.3	-33.2	0.8	-25.2
СКО	5.4	14.1	5.5	13.6	5.4	13.7
+95%	11.7	-1.5	12.1	-6.6	11.4	1.6
-95%	-9.6	-57.0	-9.5	-59.8	-9.8	-52.1

Таблица 50. Среднее положение центра давления для взрослых при проведении исследования в положении основной стойки с закрытыми глазами. Параметры даны в мм, среднее значение, среднеквадратическое отклонение — СКО, верхняя и нижняя границы 95% доверительного интервала

Параметры	Взрослые все		Мужчины		Женщины	
	X	Y	X	Y	X	Y
Средний	0.3	-27.5	0.3	-31.7	0.9	-23.3
СКО	5.4	12.2	5.7	12.8	5.4	10.0
+95%	11.1	-3.6	10.8	-6.6	11.4	-3.7
-95%	-10.5	-51.4	-11.4	-56.7	-9.6	-43.0

Нормативные данные, полученные французским постурологическим обществом в 1985 г. [Normes 85, 1985] представлены в табл. 49, 50. Нормативы сгруппированы по виду параметра, возрасту и полу для положения с открытыми и закрытыми глазами. Время исследования составило 51.2 с. Кроме того, имеются подробные нормативные данные отечественных авторов.

Положение ЦД при спокойном стоянии взрослого человека с открытыми глазами в европейской системе координат описывается двумя показателями: ***координаты X*** и ***Y*** (табл. 49). Единица измерения — миллиметр [Normes 85, 1985].

Для оценки изменения регуляции баланса при тесте Ромберга эти же показатели приводятся в положении основной стойки, глаза закрыты (табл. 50).

Длина статокинезиограммы (L) — параметр, характеризующий линейную величину пути, пройденную ЦД за время исследования. Этот параметр фигурирует почти во всех исследованиях, при этом его величина существенно зависит от времени исследования. Это обстоятельство делает необходимым установку постоянного времени исследования. В литературе имеются попытки нормирования этого параметра отношением длины статокинезиограммы ко времени. Таким образом, если время исследования постоянно, то длина пути, пройденная ЦД (L) может отражать величину колебаний и их частоту одновременно (табл. 51).

Таблица 51. Длина пути центра давления за время регистрации (L). Параметры даны в мм, среднее значение, среднеквадратическое отклонение — СКО, верхняя и нижняя границы 95% доверительного интервала, с открытыми (ГО) и закрытыми (ГЗ) глазам

Параметр	Взрослые все		Мужчины		Женщины	
	ГО	ГЗ	ГО	ГЗ	ГО	ГЗ
Средний	435.3	613.1	427.4	630.5	443.3	595.8
СКО	77.1	136.2	88.7	131.0	63.2	140.4
+95%	586.4	880.1	601.3	887.4	567.2	870.9
-95%	284.3	346.2	253.5	373.7	319.3	320.7

Таблица 52. Поверхность эллипса (S), 90% обработанной статокинезиограммы. Параметры даны в мм^2, среднее значение, среднеквадратическое отклонение — СКО, верхняя и нижняя границы 95% доверительного интервала, с открытыми (ГО) и закрытыми (ГЗ) глазами

Параметр	Взрослые все		Мужчины		Женщины	
	ГО	ГЗ	ГО	ГЗ	ГО	ГЗ
Средний	99.5	258.4	96.1	260.1	102.9	257.8
СКО	42.2	145.7	39.7	142.8	44.7	150.1
+95%	182.2	544.6	174.0	539.9	190.5	552.0
-95%	16.8	-26.7	18.3	-19.7	15.3	-36.4

Площадь статокинезиограммы (S) — часть плоскости, ограниченная кривой статокинезиограммы; показатель, характеризующий поверхность, занимаемую статокинезиограммой. Измеряется в квадратных миллиметрах. Это еще один показатель, зависящий сразу от многих изолированных параметров. Статокинезиограмма может иметь очень сложную траекторию (рис. 329). Современная компьютерная техника легко справляется с вычислением площади таких поверхностей. Существует и другой подход, когда результат вычисляется как площадь статистически обработанной статокинезиограммы, т.е. эллипса. S — площадь эллипса, образуемого при математической обработке статокинезиограммы. Статистическая обработка, используемая в

данной методике, представляет 90% площади статокинезиограммы. Единица измерения — квадратный миллиметр (табл. 52).

Коэффициент LFS. Французская постурологическая школа на основе длины статокинезиограммы и ее площади предлагает комплексный коэффициент: длина пути за единицу площади (табл. 53). Как отмечают [Gagey P.M., Weber B., 1995] длина пути статокинезиограммы и ее площадь далеко не так тесно связаны, как это может показаться. Реально, коэффициент корреляции между ними составляет только 0.243. Таким образом, внутри одинаковой площади длина пути может быть разной. Именно по этой причине был предложен комплексный коэффициент LFS.

Таблица 53. Коэффициент LFS для взрослых в положении глаза открыт и закрыты. Среднее значение, среднеквадратическое отклонение — СКО, верхняя и нижняя границы 95% доверительного интервала с открытыми (ГО) и закрытыми (ГЗ) глазами

Параметр	Взрослые все		Мужчины		Женщины	
	ГО	ГЗ	ГО	ГЗ	ГО	ГЗ
Средний	1.014	1.02	0.998	1.048	1.031	0.993
СКО	0.174	0.191	0.198	0.176	0.145	0.202
+95%	1.355	1.394	1.387	1.394	1.315	1.388
-95%	0.674	0.647	0.609	0.703	0.747	0.597

Скорость перемещения ЦД (V) — величина, определяющаяся отношением длины пути ЦД за время исследования ко времени исследования. Этот параметр является комплексным. На него оказывают влияние два основных фактора: величина девиаций ЦД и частота, с которыми они происходят. Скорость перемещения ЦД является удобным сборным, зависимым параметром. В клинической практике измеряется в мм/с. При увеличении амплитуды колебаний и их частоты скорость движения ЦД будет возрастать (табл. 54).

Таблица 54. Скорость перемещения центра давления при исследовании обследуемого при открытых и закрытых глазах. Параметры даны в мм/с, среднее значение, среднеквадратическое отклонение — СКО, верхняя и нижняя границы 95% доверительного интервала, с открытми (ГО) и закрытыми (ГЗ) глазами

Параметр	Взрослые все		Мужчины		Женщины	
	ГО	ГЗ	ГО	ГЗ	ГО	ГЗ
Средний	10.6	11.5	11.4	12.6	9.7	10.4
СКО	3.7	3.4	3.8	3.2	3.3	3.3
+95%	17.7	18.2	19.0	18.8	16.1	16.9
-95%	3.4	4.8	4.0	6.4	3.3	3.9

VFY — это еще один расчетный параметр, широко используемый французской школой стабилометрии. Существует сильная корреляционная зависимость между положением ЦД в сагиттальной плоскости относительно межлодыжечной линии и

скоростью перемещений ЦД [Gagey P.M., Weber B., 1995]. Данный параметр показывает расстояние от экспериментальной кривой регрессии между координатой ЦД в сагиттальной плоскости и вариацией скорости перемещения ЦД до такового параметра пациента. Средняя величина этого показателя в норме близка к нулю. Если величина параметра положительная, напряжение трехглавой мышцы голени уменьшается; если отрицательная (смещение ЦД вперед) — напряжение этой мышцы увеличивается (табл. 55).

Таблица 55. Параметр VFY для взрослых, полученный при исследовании обследуемого с открытыми и закрытыми глазами. Параметры даны в мм, среднее значение, среднеквадратическое отклонение — СКО, верхняя и нижняя границы 95% доверительного интервала, с открытыми (ГО) и закрытыми (ГЗ) глазами

Параметр	Взрослые все		Мужчины		Женщины	
	ГО	ГЗ	ГО	ГЗ	ГО	ГЗ
Средний	0.31	0.06	0.35	0.32	0.26	-0.19
СКО	2.88	2.45	1.5	1.96	1.9	2.85
+95%	3.59	4.86	3.3	4.16	4.0	5.4
-95%	-2.61	-4.73	-2.6	-3.53	-3.4	-5.77

Коэффициент Ромберга применяется для количественного определения соотношения между зрительной и проприорецептивной системами для контроля баланса в основной стойке. В 1840 г Moritz von Romberg разработал клинический тест, названный потом его именем для диагностики сенсорных атаксий. Тест Ромберга нашел, в последующем широкое применение в клинической практике. Одно из первых сообщений об использовании стабилометрического варианта теста Ромберга относится к 1967 году [Henriksson N.G. et al., 1967]. В настоящее время Тест Ромберга в его стабилометрическом инструментальном варианте широко используется в клинической практике [Кривошей И.В. с соавт. 2006; Лучихин Л.А. с соавт. 2006; Lanska D.J., 2002].

В литературе известно несколько вариантов расчета коэффициента, показывающего разность стабилометрических показателей при открытых и закрытых глазах. Наиболее часто употребимая формула европейских исследователей представлена ниже [Gagey P.M., Weber B., 1995]:

$$QR=\frac{S_{откр}}{S_{закр}}100\%$$

Умножение на 100 производится для определения первых двух десятичных знаков.

Средние значения коэффициента Ромберга для взрослых и детей приведены в таблице 56, 57.

Таблица 56. Значения коэффициента Ромберга для взрослых. В таблице даны средние значения, среднеквадратическое отклонение — СКО, верхняя и нижняя граница 95% доверительного интервала

Параметр	Взрослые все	Мужчины	Женщины
Средний	288	304	271.7
СКО	152	165.5	136.6
+95%	677	628.6	539.6
-95%	112	-20	3.8

Существенные различия между верхней и нижней границами доверительного интервала объясняются тем, что статистическое распределение этой величины не является нормальным.

Таблица 57. Значения коэффициента Ромберга для детей. В таблице даны средние значения, среднеквадратическое отклонение — СКО, верхняя и нижняя граница 95% доверительного интервала

Параметр	Дети все	Мальчики	Девочки
Средний	155	159	152.6
СКО	58.5	57	61
+95%	270	271	272
-95%	41	46.7	33

В заключение отметим, что такие параметры как координаты ЦД, длина и площадь статокинезиограммы или девиации ЦД, выраженные в миллиметрах или других линейных единицах не являются 100% сравнимыми именно в силу того, что они выражены в абсолютных единицах. При обследовании пациентов разной конституции, роста степень сравнимости данных может подвергаться сомнению. Отечественные авторы [Гурфинкель В.С., Коц Я.М., Шик М.Л., 1965] не обнаружили какого-либо влияния роста обследуемого на получаемые параметры. Однако последующие исследования дают противоречивые результаты. Поэтому исследователи нередко прибегают к нормированию, с учетом антропометрических данных пациента. Например, девиации ЦД выражаются в градусах угла отклонения (нормирование по росту), скорость перемещения ЦД также может нормироваться с учетом роста пациента [Pai Y.C., Patton J., 1997]. Dick R.B., Bhattacharya A., Shukla R. (1990) используют нормирование с учетом роста и веса обследуемого. Данный подход особенно распространен на североамериканском континенте. В этом контексте очень интересно исследование сравнения лабораторных и клинических установок регистрации стабилограммы [Baker C.P. et al., 1998]. Оказалось, что на результаты измерения клинических стабилометрических систем влияние оказывает именно рост обследуемого, а лабораторные установки наиболее чувствительны к возрасту. Влияние роста обследуемого на регуляцию основной стойки было обнаружено и немецкими исследователями [Berger W. et al., 1992]. Американскими учеными Peterka R.J., Black F.O. (1990, 1991)

при исследовании влияния возраста на стабилометрические параметры обнаружены очень незначительные возрастные различия, обнаруживаемые только после нормирования параметров к росту пациента. Именно по причине очевидной полезности нормирования в клинической практике создатели отечественного стабилометрического комплекса НМФ «МБН» ввели наряду с общепринятыми параметрами и нормированные к росту.

Рост пациента — это одна из антропометрических характеристик, которая используется для нормирования. Другая очевидная антропометрическая величина, используемая для нормирования — длина стопы [King M.B., Judge J.O., Wolfson L., 1994]. Колебания ЦД во фронтальной и сагиттальной плоскости выражаются как отношение к длине стопы. Однако если колебания в сагиттальной плоскости могут быть отнесены к длине стопы, то фронтальные — к базе опоры. Применение нормирования к длине стопы оставляет влияние роста не скорригированным. В целом, вопрос нормирования стабилометрических параметров еще ждет своего решения.

Некоторые нормативы, полученные отечественными исследователями

Ниже представлены таблицы обработанных статистически групп нормы, сделанные в различное время и с помощью разных версий программного обеспечения производства НМФ «МБН». Версии ПО до 2003 года и после имеют в расчете параметров некоторые отличия. Например, параметр площади статокинезиограммы в ПО до 2003 года включал заведомо более значительную площадь, чем последующее новое ПО. Изменились и характеристики первичной регистрации параметров, возросла частота опроса датчиков и разрядность АЦП и ряд других характеристик.

Нормативы для установки обследуемых по американскому стандарту для ПО до 2003 г. получены С.Л.Зуевым, Д.В.Скворцовым в 2004 г. Обследовано 38 здоровых мужчин, средний возраст которых составил 42 года. Обследование проводилось 60 секунд, положение — глаза открыты (табл. 58).

Таблица 58. Основные стабилометрические параметры для американской установки (время обследования — 60 с, глаза открыты) [Зуев С.Л., Скворцов Д.В., 2004]

Параметр	X	Y	x	y	s95	V	Лев%	Прав%	УгF	УгS	Угол
Среднее	5.10	63.85	4.02	10.81	132.70	7.51	48.15	51.85	1.31	3.53	11.95
СКО	9.27	15.31	1.56	3.93	60.71	1.40	3.30	3.30	0.50	1.30	7.01
m	1.50	2.48	0.25	0.64	9.85	0.23	0.53	0.53	0.08	0.21	1.14

Нормативы для положения стопы вместе: исследование в положении стоя с открытыми глазами длительностью 30 с, ПО после 2003 года. Всего обследовано 19 человек взрослых.

Таблица 59. Стабилометрические параметры: обследование в положении стоя стопы вместе. Положение ЦД по Y дано для системы координат платформы

Парам.	X	Y	x	y	V	s95	Al	Stab	Sst-max	Sst-min
Сред.	1.06	-65.63	11.24	15.30	11.08	112.27	41.31	93.13	6.87	4.92
СКО	5.35	12.01	8.16	12.04	2.55	44.43	55.61	2.05	2.05	0.96
m	0.70	1.58	1.07	1.58	0.34	5.83	7.30	0.27	0.27	0.13

Так как данное положение не предполагает изначально заданной системы координат, то ниже приводится положение ЦД в сагиттальной плоскости для европейской системы координат — 30.6 мм и американской — 36.4 мм.

Таблица 60. Нормативные данные для европейской установки, ПО после 2003 г.

Обозн. (ед.)	Глаза открыты		Глаза закрыты	
	Среднее	m	Среднее	m
QR	217.19	20.470		
X (мм)	-6.06	0.902	-7.28	1.113
Y (мм)	-53.48	2.275	-53.33	2.469
x (мм)	4.26	0.563	7.56	1.022
y (мм)	7.59	1.014	15.70	2.259
s/f (ед.)	2.16	0.308	2.47	0.264
Ax (мм)	10.42	0.648	14.18	1.084
Ay (мм)	13.27	0.788	21.20	1.559
Axd (град.)	0.37	0.025	0.51	0.044
Ayd (град.)	0.48	0.031	0.76	0.059
V (мм/с)	6.20	0.128	9.52	0.437
Vd (град./с)	0.22	0.007	0.34	0.019
Vf (мм/с)	2.97	0.091	4.62	0.301
Vs (мм/с)	3.92	0.089	6.43	0.315
Vfd (град./с)	0.11	0.004	0.17	0.012
Vsd (град./с)	0.14	0.004	0.23	0.013
Xfl (Гц)	0.17	0.021	0.21	0.022
Xa1 (мм)	19.25	1.787	27.59	2.377
Yf1 (Гц)	0.13	0.014	0.17	0.018
Ya1 (мм)	25.60	2.457	39.68	3.491
Xf2 (Гц)	0.21	0.023	0.22	0.030
Xa2 (мм)	14.59	1.656	19.87	1.556
Yf2 (Гц)	0.19	0.017	0.19	0.021
Ya2 (мм)	16.43	1.316	29.14	2.688
Xf3 (Гц)	0.30	0.028	0.25	0.031

Xa3 (мм)	10.18	0.799	16.05	1.345
Yf3 (Гц)	0.27	0.026	0.28	0.030
Ya3 (мм)	11.54	0.869	21.98	1.768
xf60% (Гц)	0.26	0.020	0.29	0.024
yf60% (Гц)	0.20	0.014	0.27	0.019
s95 ($мм^2$)	53.59	5.312	110.59	13.338
S90 ($мм^2$)	37.98	3.764	78.38	9.452
Le95 (мм)	9.54	0.622	13.92	1.009
We95 (мм)	6.83	0.001	9.33	0.001
LFS95 ($мм^{-1}$)	7.70	0.401	6.10	0.642
Al (гр)	14.98	0.177	9.29	0.208
LFS90 ($мм^{-1}$)	10.86	8.771	8.60	6.324
XfZ1 (Гц)	1.67	14.626	0.97	13.261
XaZ1 (кг)	0.50	1.143	0.71	0.920
XfZ2 (Гц)	2.31	0.517	0.95	0.432
XaZ2 (кг)	0.42	0.047	0.54	0.062
XfZ3 (Гц)	1.77	0.596	2.12	0.404
XaZ3 (кг)	0.32	0.039	0.43	0.046
xfZ% (Гц)	4.38	0.476	3.27	0.543
Stab (%)	95.04	0.018	92.75	0.034
Sst-max (%)	4.96	0.487	7.25	0.525
Sst-min (%)	3.57	0.333	4.88	0.540
St ($мм^2/с$)	0.12	0.333	0.19	0.540
ИУ (ед.)	65.17	2.645	44.28	2.469
ДК (ед.)	34.83	0.002	55.72	0.009

Подробные нормативные данные для группы взрослых здоровых лиц 26 человек (15 мужчин и 11 женщин) для европейской установки стоп с длительностью регистрации 51 секунда (тест Ромберга) получены Е.Д.Мамичевой, Д.В.Скворцовым (неопубликованные данные). Регистрация проводилась ПО после 2003 г. (табл. 63).

Таблица 61. Таблица основных нормативных параметров (не включая положение ЦД)

Возрастная группа	V		S90		Le-We	
	м	ж	м	ж	м	ж
19-30 лет n=24	5.5±2.14	4.2±1.98	67.5±3.58	55.2±3.52	1.3±0.22	1.3±0.19
31-40 лет n=22	7.5±2.15	6.4±1.92	75.5±5.76	64.4±6.23	1.3±0.12	1.3±0.20
41-50 лет n=22	8.7±1.84	7.7±2.65	89.5±7.56	100.0±8.05	1.4±0.31	1.3±0.12
51-60 лет n=23	10.1±2.02	9.6±1.98	104.6±6.34	100.5±8.95	1.5±0.30	1.5±0.14

61-70 лет n=19	9.6±1.78	10.2±2.15	100.9±8.08	119.8±8.85	1.5±0.11	1.6±0.25
71 год и старше n=8	10.6±2.21	11.9±2.17	78.5±6.23	117.6±4.39	1.5±0.28	1.6±0.22
Среднее n=118	8.7±2.02	8.3±2.14	86.1±6.25	92.9±6.66	1.4±0.22	1.4±0.19

Основные стабилометрические показатели здоровых людей (n=118) в основной стойке в европейской установке [Лучихин Л.А. с соавт., 2006] представлены в таблице 61.

Нормативные данные (тест Ромберга) для положения стопы вместе с длительностью регистрации 51 с для 26 человек (10 мужчин и 16 женщин) получены И.В.Кривошей с соавт. (2006) (табл. 62).

Таблица 62. Нормативные данные (тест Ромберга) для положения стопы вместе

Обозн. (ед.)	Глаза открыты		Глаза закрыты	
	Среднее	m	Среднее	m
QR (%)	190.02	18.376		
X (мм)	-2.50	1.191	-0.82	0.894
Y (мм)	-28.97	2.062	-24.42	1.909
x (мм)	8.71	0.942	18.36	1.618
y (мм)	14.89	1.700	19.03	1.528
s/f (ед.)	1.95	0.242	1.19	0.144
Ax (мм)	15.76	0.758	23.16	1.074
Ay (мм)	18.30	0.973	23.96	1.154
Axd (град.)	0.55	0.028	0.80	0.038
Ayd (град.)	0.63	0.035	0.83	0.039
V (мм/с)	9.14	0.246	14.97	0.600
Vd (град./с)	0.32	0.009	0.52	0.021
Vf (мм/с)	5.53	0.207	9.62	0.491
Vs (мм/с)	5.07	0.200	8.54	0.364
Vfd (град./с)	0.19	0.007	0.33	0.017
Vsd (град./с)	0.18	0.008	0.30	0.013
Xfl (Гц)	0.16	0.025	0.20	0.022
Xa1 (мм)	28.42	2.450	44.08	2.481
Yf1 (Гц)	0.14	0.016	0.16	0.018
Ya1 (мм)	33.93	3.253	41.03	3.273
Xf2 (Гц)	0.25	0.030	0.22	0.022
Xa2 (мм)	18.00	1.432	33.69	2.148
Yf2 (Гц)	0.24	0.033	0.22	0.021
Ya2 (мм)	19.32	1.169	30.41	1.983
Xf3 (Гц)	0.39	0.046	0.29	0.031
Xa3 (мм)	14.92	1.014	25.25	1.624

Yf3 (Гц)	0.29	0.021	0.28	0.026
Ya3 (мм)	15.75	1.151	23.86	1.088
xf60% (Гц)	0.34	0.026	0.31	0.019
yf60% (Гц)	0.22	0.020	0.27	0.020
s95 ($мм^2$)	114.42	11.640	188.93	14.333
S90 ($мм^2$)	81.09	8.249	133.89	10.157
Le95 (мм)	13.78	0.800	16.46	0.693
We95 (мм)	10.11	0.560	14.13	0.607
LFS95 ($мм^{-1}$)	5.03	0.459	4.70	0.454
Le-We (ед.)	1.40	0.080	1.18	0.043
Al (гр)	23.63	9.925	45.77	10.365
LFS90 ($мм^{-1}$)	7.10	0.648	6.64	0.640
XfZ1 (Гц)	4.93	0.364	4.89	0.355
XaZ1 (кг)	0.32	0.020	0.38	0.025
XfZ2 (Гц)	4.69	0.442	5.20	0.430
XaZ2 (кг)	0.28	0.016	0.33	0.017
XfZ3 (Гц)	5.17	0.438	4.95	0.389
XaZ3 (кг)	0.26	0.014	0.30	0.016
xfZ% (Гц)	6.20	0.130	6.00	0.220
Stab (%)	93.06	0.402	91.71	0.362
Sst-max (%)	6.94	0.402	8.29	0.362
Sst-min (%)	5.11	0.296	7.11	0.304
St ($мм^2/с$)	0.18	0.005	0.29	0.012
ИУ (ед.)	0.96	0.004	0.90	0.010

Полученные нормативные данные по основным параметрам (коэффициент Ромберга, положение ЦД во фронтальной и сагиттальной плоскости, площадь статокинезиограммы и скорость ЦД) находятся в пределах, известных в литературе [Gagey P.M., Weber B., 1995; Normes 85], однако амплитуда колебаний, их скорость и положение ЦД во фронтальной плоскости имеют более высокие пределы, поскольку положение в основной стойке стопы вместе является заведомо менее устойчивым.

Принимая во внимание значения стандартного отклонения и коэффициента вариации, можно сделать вывод о том, что большинство рассматриваемых нами параметров отличается большой вариабельностью. Небольшой вариабельностью отличаются лишь скорость перемещения ЦД (коэф. вар. 13.70% для открытых и 20.43% для закрытых глаз) и значения уровня 60% мощности спектра по вертикальной составляющей (коэф. вар. 10.72 для открытых и 18.68 для закрытых глаз).

Значения же параметров, характеризующих устойчивость вертикальной позы, величина среднеквадратического отклонения ЦД в сагиттальной плоскости (y) и во фронтальной плоскости (x), площадь

статокинезиограммы (S), наоборот отличаются значительной вариабельностью и при открытых, и при закрытых глазах. Коэффициент Ромберга также значительно варьирует (коэф. вар. — 49.31%).

Полученные нами значения параметров для нормы практически не отличаются от значений нормы для европейского варианта установки стоп, описанных в литературе. Так, нормативы, опубликованные французским постурологическим обществом (1985 г) во многом близки к полученным нами результатам.

Особо следует отметить очень высокие пределы вариабельности полученных параметров, которые варьируют от 2.20% для параметров ПФС и Stab% до 243% для параметра Y. Параметры ПФС и Stab% являются интегральными, характеризующими в целом состояние стабильности в основной стойке. По нашему предположению именно в силу их характера в группе нормы они не могут значительно варьировать. Положение ЦД во фронтальной плоскости (параметр X) при установке обследуемого стопы вместе, наоборот будет существенно изменяться даже в норме из-за изначально низкой стабильности в этой стойке. При этом вариабельность самих колебаний ЦД значительно ниже 55% и 58% для x и y соответственно. Основные пределы вариабельности большинства полученных параметров находятся в рамках 30-40%. Ряд первичных и производных параметров имеют существенно меньшие пределы вариабельности. К ним относятся такой базовый параметр, как скорость ЦД V (вариабельность 13%), уровень 60% мощности спектра в сагиттальной плоскости xfZ% (вариабельность 10.72%).

Вариабельность нормативов[1]

Вариабельность нормативов в статике

Нормативы в функциональной диагностике двигательной патологии, как впрочем, и вообще в медицине, понятие относительное. Тем не менее, изложенная выше статистика требует некоторых пояснений. Не все параметры имеют статистически нормальное распределение и линейность.

Как было обнаружено в исследовании французского постурологического общества [Normes 85, 1985] нормативы имеют отличия по полу и возрасту. Исследования японского автора [Yagi K., 1989] подтверждают этот результат, при этом практически все общепринятые параметры изменяются с возрастом. Посредством кластерного анализа данных автор определил, что наиболее существенные отличия имеются для двух групп обследованных (до 40

[1] Соавтор работы И.В.Кривошей.

и после 40 лет). Различия по полу определяются для этих групп следующим образом: для молодой группы отличия идут по сагиттальной составляющей, а для старшей — по фронтальной. По данным H.H.Thyssen (1982) мужчины показывают большую вариабельность колебаний ЦД, чем женщины. Эти данные подтверждаются исследованием H.Kollegger с соавт. (1992) с той разницей, что большая вариабельность данных у мужчин обнаруживается только в среднем и старшем возрасте. Особенно это выражено для девиаций в сагиттальной плоскости, которые увеличиваются с возрастом.

Для возрастных изменений стабильности основной стойки имеются не только нейрофизиологические, но и анатомические предпосылки. J.C.Brocklehurst, D.Robertson, P.James-Groom (1982) обнаружили, что деформации скелета, характерные для старости, коррелируют с изменениями стабилометрических параметров. P.A.Hageman, J.M.Lei-bowitz, D.Blanke (1995) подтверждают данные других авторов, что с возрастом увеличивается площадь статокинезиограммы и ее длина. Таким образом, стабильность баланса ухудшается. Аналогичные результаты получены M.B.King, J.O.Judge, L.Wolfson (1994). R.W.Baloh с соавт. (1998) указывает, что скорость перемещения ЦД в основной стойке с возрастом повышается.

В целом, стабилометрические параметры довольно сильно варьируют. Однако данные одного и того же обследуемого стабильны [Geurts A.C., Nienhuis B., Mulder T.W., 1993]. При этом наиболее сильной вариации подвержена величина колебаний ЦД в сагиттальной плоскости. Стабильность параметров, характеризующих основную стойку в течение дня и день ото дня, по данным стабилометрии подтверждается и другим исследованием [Thyssen H.H., 1982]. Обследование молодых здоровых людей обнаружило незначительный устойчивый дрейф ЦД влево во время длительного исследования [Nichols D.S., Glenn T.M., Hutchinson K.J., 1995].

Исследование стабилограмм детей от двух до четырнадцати лет [Riach C.L., Hayes K.C., 1987] показало, что с возрастом длина статокинезиограммы линейно уменьшается. У мальчиков стабильность возрастает быстрее, чем у девочек. Зрение у детей принимает меньшее участие в балансе по сравнению со взрослыми. Основная энергия в спектре частот находится ниже 0.7 Гц для обоих направлений. У детей старше семи лет отличия в стратегии поддержания баланса становятся незначительными по сравнению со стратегией поддержания баланса у взрослых. Эти данные подтверждаются исследованиями Figura F. с соавт. (1991). Авторы отметили уменьшение величины колебаний и скорости перемещения ЦД с возрастом при обследовании детей 6-10 лет. Улучшение стабильности основной стойки у детей обнаружено в возрасте 4-5 лет [Foudriat B.A., Di Fabio R.P., Anderson J.H., 1993]. В целом, как и многие другие физиологические показатели,

стабилометрические показывают большую нестабильность в детском и пожилом возрасте [Hytonen M. et al., 1993]. По тем же данным визуальная система наиболее важна в старшем возрасте. Дети оказываются наиболее чувствительными к изменениям в проприорецептивной системе.

Собственные наблюдения обнаружили следующие закономерности вариации параметров стабилограммы (табл. 66).

Наименьшей вариабельностью обладают параметры, характеризующие глобально стабильность обследуемого. Один из них американский [Bioastronautics Data Book, NASA, 1962] рассчитывается по определенной формуле, где учитывается рост пациента, амплитуда его колебаний и нормативные данные. Коэффициент вариации этого параметра, обозначенного в ПО «Стабилометрия» НМФ «МБН», как Stab(%) равен 1.79%. По стабильности его превосходит только индекс устойчивости (ИУ), предложенный отечественным ученым Л.А.Лучихиным (1987, 1991). Коэффициент вариации ИУ достигает 1.12%. Новый вариант ИУ, разработанный Л.А.Лучихиным с соавт. (2006), имеет несколько большую вариабельность. Вариабельность большинства остальных параметров лежит между 30 и 60% и только базовые частоты по вертикальной составляющей имеют вариабельность свыше 100%.

Таблица 63. Таблица оценки вариабельности нормативных данных (исследование для европейской установки). В последней колонке знаком «*» помечена достоверное отличие коэффициентов вариабельности $p<0.05$, знаком «#» — достоверное отличие $p<0.001$, жирным шрифтом выделены случаи достоверного уменьшения значения коэффициента вариабельности в положении глаза закрыты

Параметр	Глаза открыты				Глаза закрыты			
	Среднее	Тренд	Коэф. наклона	Коэф вар	Среднее	Тренд	Коэф. наклона	Коэф вар
QR	217.19	268.21	-4.082	48.06				
X (мм)	-6.06	-7.22	0.093	-75.89	-7.28	-8.86	0.126	-77.97
Y (мм)	-53.48	-53.27	-0.032	-14.38	-53.33	-53.43	0.008	-16.04
x (мм)	4.26	2.16	0.167	67.39	7.56	7.88	-0.025	68.87
y (мм)	7.59	6.39	0.096	68.10	15.70	13.10	0.208	73.38
s/f (ед,)	2.16	3.06	-0.072	72.68	2.47	2.41	0.005	54.34#
Ax (мм)	10.42	7.17	0.260	31.73	14.18	13.16	0.081	38.99*
Ay (мм)	13.27	12.22	0.084	30.28	21.20	19.40	0.144	37.48*
Axd (град.)	0.37	0.25	0.009	34.07	0.51	0.47	0.003	43.50*
Ayd (град.)	0.48	0.43	0.003	33.45	0.76	0.69	0.006	39.84
L (мм)	316.44	303.41	1.043	10.50	485.50	481.63	0.310	23.43#
V (мм/с)	6.20	5.95	0.020	10.49	9.52	9.44	0.006	23.43#

Vd (град./с)	0.22	0.21	0.001	15.13	0.34	0.34	0.0004	27.92#
Vf (мм/с)	2.97	2.71	0.021	15.62	4.62	4.85	-0.019	33.25#
Vs (мм/с)	3.92	3.85	0.005	11.56	6.43	6.13	0.024	24.99#
Vfd (град./с)	0.11	0.10	0.001	19.77	0.17	0.18	-0.001	36.11#
Vsd (град./с)	0.14	0.14	0.0003	15.41	0.23	0.22	0.001	29.34#
Xfl (Гц)	0.17	0.24	-0.006	62.21	0.21	0.24	-0.003	54.12
Xa1 (мм)	19.25	14.67	0.366	47.34	27.59	23.75	0.308	43.93
Yf1 (Гц)	0.13	0.12	0.001	54.81	0.17	0.17	-0.001	56.55
Ya1 (мм)	25.60	22.75	0.228	48.93	39.68	36.88	0.223	44.87
Xf2 (Гц)	0.21	0.25	-0.003	55.21	0.22	0.27	-0.004	69.53*
Xa2 (мм)	14.59	13.14	0.116	57.87	19.87	18.29	0.126	39.93#
Yf2 (Гц)	0.19	0.24	-0.004	45.50	0.19	0.17	0.002	56.56*
Ya2 (мм)	16.43	12.45	0.318	40.85	29.14	25.51	0.290	47.03
Xf3 (Гц)	0.30	0.33	-0.002	47.51	0.25	0.23	0.001	63.36#
Xa3 (мм)	10.18	8.76	0.113	40.04	16.05	14.54	0.120	42.72
Yf3 (Гц)	0.27	0.26	0.0003	50.09	0.28	0.41	-0.010	54.67
Ya3 (мм)	11.54	9.82	0.138	38.40	21.98	21.24	0.059	41.03
xf60% (Гц)	0.26	0.35	-0.007	38.60	0.29	0.32	-0.002	41.20
yf60% (Гц)	0.20	0.24	-0.003	36.21	0.27	0.32	-0.004	36.68
s95 ($мм^2$)	53.59	37.88	1.257	50.54	110.59	96.38	1.137	61.50*
S90 ($мм^2$)	37.98	26.85	0.891	50.54	78.38	68.30	0.806	61.49*
Le95 (Мм)	9.54	8.93	0.049	33.22	13.92	12.54	0.111	36.95
We95 (Мм)	6.83	5.03	0.144	29.92	9.33	8.67	0.052	35.08
LFS95 ($мм^{-1}$)	7.70	10.45	-0.220	53.64	6.10	7.59	-0.119	54.56
Al (гр)	14.98	23.54	-0.685	298.65	9.29	3.25	0.483	347.19#
LFS90 ($мм^{-1}$)	10.86	14.75	-0.311	53.65	8.60	10.70	-0.168	54.55
XfZ1 (Гц)	1.67	2.39	-0.058	158.46	0.97	0.51	0.036	227.31#
XaZ1 (кг)	0.50	0.42	0.007	47.85	0.71	0.60	0.009	44.89
XfZ2 (Гц)	2.31	3.59	-0.102	131.41	0.95	0.74	0.017	217.92#
XaZ2 (кг)	0.42	0.38	0.003	47.35	0.54	0.46	0.006	43.73
XfZ3 (Гц)	1.77	2.38	-0.049	137.32	2.12	2.44	-0.026	130.48
XaZ3 (кг)	0.32	0.27	0.003	29.83	0.43	0.37	0.005	40.37*
xfZ% (Гц)	4.38	5.59	-0.097	56.76	3.27	4.06	-0.063	81.75#
Stab (%)	95.04	95.41	-0.030	1.79	92.75	93.55	-0.064	2.97
Sst-max (%)	4.96	4.59	0.030	34.30	7.25	6.45	0.064	37.97
Sst-min (%)	3.57	2.59	0.078	34.22	4.88	4.48	0.031	39.01
St ($мм^2$/с)	0.12	0.12	0.0004	10.89	0.19	0.18	0.0001	23.59#
ИУ_стар (ед.)	0.95	0.96	0.0004	1.12	0.89	0.89	0.0001	5.02#
ИУ (ед.)	65.17	67.79	-0.210	10.67	44.28	45.44	-0.093	23.42#

ДК (ед.)	34.83	32.21	0.210	19.95	55.72	54.56	0.093	18.61

В положении глаза закрыты ситуация меняется для всех перечисленных параметров в сторону увеличения вариабельности. Менее всего на депривацию зрения реагируют оба лидера ИУ и Stab(%), при этом последний остается более стабильным.

Из прочих параметров низкой вариабельностью отличаются скорость ЦД и положение ЦД в сагиттальной плоскости. При этом скорость ЦД является показателем, первично нормированным, и не зависит от времени исследования, что повышает его клиническую ценность.

Показатели тренда и коэффициента наклона (тангенса угла наклона прямой тренда) характеризуют полученные параметры, как обладающие существенно различной вариабельностью, которая может изменяться в достаточно широких пределах в пробе на депривацию зрения. При этом такие параметры, как: Y (мм), V (мм/с), Vd (град./с), Vsd (град./с), Yf1 (Гц), Xf2 (Гц), Xf3 (Гц), Yf3 (Гц), yf60% (Гц), Stab (%), St (мм^2/с), ИУ обладают наименьшей вариабельностью поскольку показатель тренда приближается к среднему арифметическому значению, а коэффициент наклона близок к нулю, т.е. прямая тренда практически не имеет наклона или тенденции к изменению параметра. В то же время, рассчитываемые по одной формуле, но с разным доверительным интервалом, показатели площади статокинезиограммы (s95 и S90), обладая, соответственно одинаковой вариабельностью, имеют различный показатель коэффициента наклона.

При депривации зрения возрастают не только значения параметров, но и, что следовало ожидать, их вариабельность. Это общее правило верно не для всех параметров. Из представленных 51 параметра достоверные отличия вариабельности в положении глаза закрыты имеются только у 25. При этом у двух из них вариабельность достоверно снижается. Но данные параметры не относятся к основной группе.

В целом, и в приведенной таблице 66 можно увидеть, что для большинства стабилометрических параметров характерна высокая вариабельность, которая носит различный характер от параметра к параметру. Данное обстоятельство не позволяет рассматривать нормативные параметры в качестве догматического абсолюта. Поэтому нормативные данные могут рассматриваться в качестве определенного коридора, ориентира. С другой стороны, известная чувствительность метода стабилометрии предъявляет особые требования как к методике проведения исследования, так к критериям отбора группы нормы.

В доступной литературе вопрос о вариабельности нормы также получил достаточное освещение. Так в исследовании [Geurts A.C., Nienhuis B., Mulder T.W., 1993] обнаружена значительная вариабельность параметров в норме безотносительно к используемому

тесту. Однако ни один из параметров не демонстрировал значимый тренд в течение тестов. Показатель СКО и скорости ЦД показали наибольшую вариабельность, равно как и чувствительность. Последние данные относительно показателя скорости ЦД противоречат собственным данным и ряду других источников. При этом следует отметить, что имеющиеся в литературе сведения, в целом, носят очень противоречивый характер. Если одни исследователи находят, что стабилометрическое исследование вполне может быть использовано для клинических целей [Benvenuti F. et al., 1999], то другие показывают очень низкую повторяемость, что ограничивает возможность использования нормативных параметров [Brouwer B. et al., 1998].

Другими авторами [Elliott C., Murray A., 1998] проведено исследование стабильности основной стойки посредством магнитометрии в течение нескольких дней. Было обнаружено, что СКО для длины статокинезиограммы составило 14% и 42% для площади статокинезиограммы. Не отмечено влияние на вариабельность пола и возраста. В исследовании [Nordahl S.H. et al., 2000] сделан вывод, что статическая стабилометрия является объективным и воспроизводимым тестом для здоровых взрослых. Однако при длительной серии исследований наблюдается эффект обучения. Этот эффект более выраженный, если время между повторными исследованиями сокращается, и особенно заметен в условиях зрительной и проприорецептивной депривации. Не обнаружено никаких эффектов обучения между испытуемыми разного роста и веса, а так же пола. Существенную роль может оказать на результат исследования и предварительная инструкция для обследуемого, каким образом ему следует стоять в основной стойке [Ishizaki H. et al., 1991; Nishiwaki Y. et al., 2000]. Так, если поставить задачу сохранять максимальную стабильность, то обследуемые показывают прямо противоположный результат — достоверное снижение функции баланса.

Таким образом, как собственные, так и другие исследования нормативных данных показывают, что их можно принимать лишь в качестве определенных ориентиров, не придавая им статуса догмы.

Вариабельность нормативов в динамике

При проведении повторных стабилометрических исследований с различными промежутками времени вопрос повторяемости получаемых данных не имеет однозначного разрешения. В доступной литературе имеются противоречивые сведения. Скандинавскими учеными [Thyssen H.H. et al., 1982] проведено исследование стабильности основной стойки (тест Ромберга) в течение пяти дней у 100 здоровых взрослых в возрасте от 20 до 69 лет. Никаких

значительных изменений обнаружено не было. Индивидуальные коэффициенты вариации составили от 11 до 29% (среднее 18%).

Для короткого промежутка времени (15 минут) в положении глаза закрыты J.L.Helbostad с соавт. (2004) обнаружил высокую повторяемость результатов стабилометрии для здоровых пожилых обследуемых, но недостаточную повторяемость результатов для больных, перенесших инсульт. Аналогичный результат при повторных исследованиях для здоровых испытуемых получен H.Ishizaki et al., 1991. Высокая повторяемость результатов исследования для всех сенсорных условий (комплекс «NeuroCom») была найдена L.S.Gabriel, K.Mu (2002). Для комплекса «NeuroCom» получены высокие значения повторяемости тест-ретест для детей в норме и патологии [Liao H.F., Mao P.J., Hwang A.W., 2001]. В противоположность этим результатам исследование повторяемости параметров на комплексе «Chattecx Dynamic Balance System» показали широкую вариабельность для группы здоровых обследуемых [Mattacola C.G., Lebsack D.A., Perrin D.H., 1995].

В отношении воспроизводимости результата различных параметров по данным D.Lafond с соавт. (2004) наиболее постоянные значения имеет параметр скорости ЦД. Другие исследователи [Du Pasquier R.A. et al., 2003] нашли, что наибольшей повторяемостью обладает параметр площади статокинезиограммы. Исследования проводились в этом эксперименте в сроки от 3 до 6 месяцев. Вообще, повторные обследования через значительный промежуток времени показывают, что повторяемость результата у одного и того же человека очень низкая [Brouwer B. et al., 1998]. В этом эксперименте было обследовано повторно три раза 70 здоровых испытуемых с интервалом через одну неделю. Тем не менее, и в этом эксперименте была получена высокая повторяемость, но только для параметра лимита стабильности. При использовании для регистрации колебаний центра тяжести тела трехмерного магнитного датчика при повторных исследованиях через две недели авторами получена высокая повторяемость результата [Carrera D.J. et al., 1996]. Для параметра длины статокинезиограммы при последовательной серии регистраций также имелась неудовлетворительная повторяемость [Haas B.M., Whitmarsh T.E., 1998]. Поэтому авторы рекомендуют проводить не менее трех измерений для получения повторяемого результата.

Таким образом, имеющиеся в литературе данные показывают противоречивые результаты. Опыт собственных исследований позволят предположить, что сами по себе стабилометрические параметры обладают различной чувствительностью. Последнее обстоятельство и может привести к противоречивым результатам.

Поскольку полученные нами значения вариабельности параметров достаточно высоки, то была проведена серия экспериментов с целью уточнения повторяемости получаемых данных

при повторных исследованиях в короткий промежуток времени и при повторном обследовании в течение суток.

Для первого исследования повторяемости результатов при повторных исследованиях с коротким промежутком времени проведено исследование 13 человек, проходящих стационарное лечение по поводу депрессивно-невротического синдрома. Исследование состояло из теста Ромберга в усложненном варианте (установка стопы вместе, с открытыми и закрытыми глазами, руки вытянуты вперед). Регистрация проекции центра тяжести, т.е. центра давления (ЦД) на плоскость опоры и его колебаний проводилась в течение 51 секунды в каждом положении с открытыми и закрытыми глазами. Для представления данных использовалась европейская система координат пациента. Исследование проводилось с интервалом в 3 минуты трижды за курс лечения в первый день поступления, на 15 и 30 день.

Результаты для ряда параметров представлены в таблице 64.

Как видно из представленной таблицы, в короткий промежуток времени имеется высокая повторяемость результатов стабилометрического исследования. В то же время, такие параметры, как скорость, индекс устойчивости и параметры, характеризующие спектр частот, показывают в отдельных случаях наличие достоверных отличий и для короткой экспозиции между повторными исследованиями. Данные отличия не носят систематического характера. Исходя из выше изложенного, можно сделать вывод о том, что при коротком временном интервале между обследованиями стабилометрические параметры не имеют тенденции к значительному изменению. Но параметры, отличающиеся высокой чувствительностью (скорость ЦД, спектральные показатели колебания ЦД, индекс устойчивости), могут значимо изменяться даже за короткий интервал времени. Таким образом, состояние системы контроля баланса тела у обследуемого в данный конкретный момент стабильно в своих основных параметрах. Однако использование более чувствительных показателей позволяет обнаружить незначительные модификации и при короткой экспозиции между исследованиями. Значительную роль в регистрации изменчивости стабилометрических параметров играет и чувствительность исследуемого параметра. При этом параметры, характеризующие положение и колебания ЦД, не обладают высокой чувствительностью, а параметры скорости и частотного спектра колебаний чувствительны и для изменений в коротком временном промежутке.

Таблица 64. Сравнение ряда параметров теста Ромберга для группы из 13 человек при повторном исследовании через короткий промежуток времени. Значения уровня вероятности «p», полученных при сравнении 1-го и 2-го обследований. 1-й, 15-й, 30-й — дни обследований пациентов, ГО — глаза открыты, ГЗ — глаза закрыты. Жирным шрифтом выделены «p» с уровнем достоверности p<0.05

Параметр	«p», 1-й день		«p», 15-й день		«p», 30-й день	
	ГО	ГЗ	ГО	ГЗ	ГО	ГЗ
QR (%)	0.48		0.53		0.41	
Y	0.87	0.35	0.52	0.41	0.42	0.48
X	0.43	0.91	0.56	0.71	0.35	0.11
y	0.37	0.77	0.93	0.89	0.17	0.26
V	0.04	0.05	0.62	0.06	0.29	0.37
xf60%	0.35	0.27	0.86	0.12	0.49	0.01
yf60%	0.39	0.37	0.01	0.41	0.58	0.43
s95	0.44	1.00	0.99	0.62	0.16	0.80
LFS95	0.25	0.22	0.54	0.57	0.82	0.49
xfZ%	0.77	0.24	0.51	0.46	0.89	0.05
Stab	0.33	0.44	0.57	0.70	0.96	0.51
ИУ	0.10	0.23	0.54	0.06	0.0033	0.11

Для выяснения повторяемости параметров стабилометрического исследования при длительном промежутке времени между исследованиями проведена другая серия экспериментов — регулярные обследования течение 2-3 недель здоровых испытуемых, и у больных с депрессивно-невротическими расстройствами.

Группу здоровых составили 9 испытуемых. Стабилометрическое исследование проводилось ежедневно, но не реже одного раза в 2-3 дня (включая выходные). Общее количество исследований составило от 7 до 12 по каждому испытуемому. В качестве теста использовался описанный выше усложненный тест Ромберга. Результаты вычисления коэффициента вариабельности для положения глаза открыты и глаза закрыты представлены в таблицах 65, 66.

Таблица 65. Коэффициенты вариабельности для серии повторных обследований в течение суток для 9 здоровых испытуемых, положение глаза открыты

Параметр	1	2	3	4	5	6	7	8	9
QR (%)	27.95	46.64	46.53	45.82	38.71	49.09	51.62	46.19	50.94
Y	22.30	16.20	16.24	27.03	17.45	18.77	5.18	31.98	14.75
x	36.66	53.06	78.13	62.47	44.84	30.22	35.33	65.73	40.83
y	41.19	60.00	91.21	64.71	64.12	54.16	60.83	57.36	44.55
V	7.55	4.70	11.55	10.88	13.72	8.88	9.11	31.13	9.28
xf60%	56.40	20.13	28.45	42.76	30.11	38.22	38.75	37.12	30.03
yf60%	35.82	36.41	46.45	53.86	36.66	26.43	21.29	43.67	78.23
S95	25.65	39.07	40.17	40.16	23.01	39.17	38.95	54.35	30.84
LFS95	22.15	42.53	75.17	36.79	40.32	43.47	47.46	41.23	21.58

xfZ%	2.42	2.18	8.53	3.11	8.98	5.31	4.52	7.58	3.26
Stab	1.09	4.08	3.17	2.77	2.28	2.28	2.70	1.28	2.84
ИУ	1.01	0.76	2.60	1.67	3.18	2.13	1.46	5.36	2.05

Таблица 66. Коэффициенты вариабельности для серии повторных обследований в течение суток для 9 здоровых испытуемых, положение глаза закрыты

Параметр	1	2	3	4	5	6	7	8	9
Y	29.17	13.26	28.42	39.43	21.36	79.23	9.79	48.08	16.92
x	22.01	25.33	30.49	36.22	53.83	22.64	23.82	26.11	37.70
y	33.18	49.47	78.31	31.02	53.24	27.84	40.32	42.56	28.69
V	11.00	11.68	11.92	16.21	16.51	11.72	17.95	34.27	10.29
xf60%	14.81	23.26	40.88	29.01	26.30	20.16	27.74	20.37	33.20
yf60%	36.43	16.22	44.49	27.28	23.56	36.05	36.84	24.93	26.70
s95	17.29	40.26	42.06	30.60	39.52	22.73	21.89	32.68	33.14
LFS95	19.36	23.24	34.69	35.63	26.69	18.93	26.54	14.23	36.10
xfZ%	4.43	2.19	5.12	2.29	10.21	4.94	3.44	6.64	6.02
Stab	1.56	2.58	2.47	1.57	3.26	1.63	1.24	1.63	1.76
ИУ	3.19	4.71	4.97	7.71	7.37	6.01	7.21	12.72	4.46

Из представленных таблиц видно, что повторные стабилометрические исследования одного и того же здорового испытуемого с длительной экспозицией обладают вариабельностью, сравнимой с таковой для группы нормы. Таким образом, в рассмотренной нами группе здоровых испытуемых отмечается высокая вариабельность большинства из рассматриваемых параметров. Дополнительное исследование тенденции вариабельности параметров обнаружило, что для большинства из них линия тренда практически не имеет наклона. Это свидетельствует о случайном характере их изменчивости. Таким образом, в данном исследовании зафиксирован факт наличия такой вариабельности, которая не обнаруживает системного аспекта. Тенденцией к изменчивости в большинстве случаев обладают показатели коэффициента Ромберга, площади статокинезиограммы, амплитуд колебаний ЦД, положения ЦД в сагиттальной плоскости. У этих показателей и коэффициент вариации достигает, как правило, максимальных значений. При этом тенденция изменения данных параметров имеет индивидуальный характер у каждого испытуемого. Размах колебаний одного и того же параметра у одного здорового обследуемого также может достигать значительных величин. Кроме количественных изменений состояние баланса может иметь и качественные отличия. Так, коэффициент Ромберга может принимать значения менее 100% (ведущей является проприорецептивная система) и значительно более 100% (ведущей является зрительная система). Что примечательно, такие метаморфозы

зарегистрированы у обследуемых с нормальной зрительной функцией (рис. 315).

В доступной литературе аналогичных феноменов обнаружено не было. Таким образом, полученные данные позволяют сделать вывод о том, что в норме, как результат внешних или внутренних причин может иметь место выбор физиологической стратегии поддержания баланса с преимуществом проприорецептивной или визуальной системы. В любом случае, результаты исследования констатируют факт того, что модальность ведущей сенсорной системы поддержания баланса в норме может изменяться, а не остается постоянной.

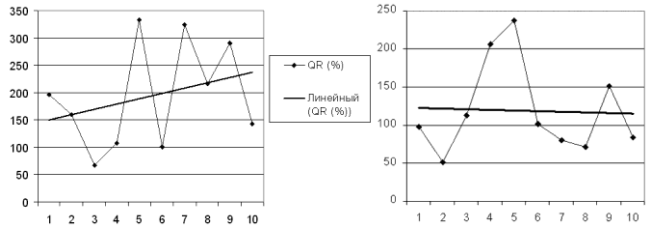


Рисунок 315. Графики изменения коэффицинета Ромберга и линия тренда. По горизонтали — номера исследований по порядку, по вертикали — значения коэффициента Ромберга. Слева — данные обследуемого Т.Н.Ш-о, справа — Л.А.К-й.

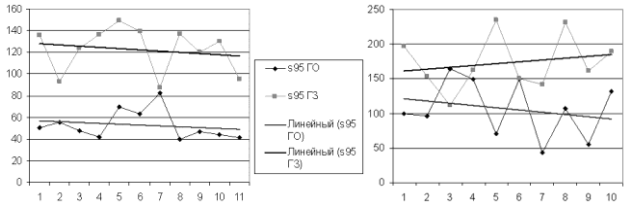


Рисунок 316. Графики изменения показателя площади статокинезиограммы для положения глаза открыты (ГО) и глаза закрыты (ГЗ) и линия тренда. По горизонтали — номера исследований по порядку, по вертикали — значения площади статокинезиограммы в мм^2. Слева — данные обследуемого Т.Н.Ш-о, справа — Н.К.Г-о.

Величина коэффициента Ромберга зависит в соответствии с известной формулой от площади статокинезиограммы в положении глаза открыты и глаза закрыты. Данные параметры не имеют содружественной вариабельности, что подтверждается приведенными примерами (рис. 316).

Как видно из представленных графиков, изменения площади статокинезиограммы не обнаруживают системного характера. Так, для обследуемого Н.К.Г-о можно отметить, что вариабельность площади статокинезиограммы при закрытых глазах имела большие пределы, чем для открытых.

Показатели, обладающие невысокой вариабельностью (скорость ЦД, показатель стабильности, Stab, индекс устойчивости, показатель уровня 60% мощности энергии спектра по вертикальной составляющей), не обнаруживают статистической тенденции к изменению. Это свидетельствует об их более высокой стабильности. Показатели 60% мощности энергии спектра во фронтальной плоскости и в сагиттальной плоскости, LFS отличаются достаточно высокой вариабельностью, значения, которого для них находятся в интервале от 15% до 78%, при этом максимальные значения характерны для показателей, зарегистрированных при открытых глазах. Наряду с такой высокой вариабельностью эти параметры отличаются очень высокой стабильностью, коэффициент наклона линии тренда для них стремится к 0. В результате, все исследованные параметры, не обладают вариабельностью, носящей неслучайный характер.

Важно отметить и тот факт, что вариабельность рассматриваемых нами параметров в нормативной группе не отличается от вариабельности этих же параметров, полученных в результате регулярных ежедневных обследований у одного и того же лица.

Аналогичное исследование суточной вариабельности стабилометрических параметров произведено для 15 больных с депрессивно-невротическими расстройствами. Коэффициенты вариабельности для положений глаза открыты и глаза закрыты представлены в таблицах 67 и 68.

Результат исследования вариабельности стабилометрических параметров у обследованных больных показывает такой же ее порядок, как и в группе нормы. Имеются, как более вариабельные (коэффициент Ромберга, среднеквадратическое отклонение ЦД в сагиттальной плоскости и во фронтальной плоскости, площадь статокинезиограммы, положение ЦД в сагиттальной плоскости), так и менее вариабельные (скорость ЦД, показатель стабильности (Stab), индекс устойчивости, показатель уровня 60% мощности энергии спектра по вертикальной составляющей). При этом более вариабельные параметры имеют тенденцию к изменению и эта характеристика неспецифична и индивидуальна. Получены аналогичные результаты и для смены ведущей сенсорной модальности (ни у одного из пациентов не было отмечено патологии зрения). Таким образом, такие высоко вариабельные показатели как площадь статокинезиограммы, среднеквадратическое отклонение ЦД в сагиттальной и во фронтальной плоскостях, положение ЦД в сагиттальной плоскости, коэффициент Ромберга, могут быть использованы для оценки состояния испытуемого на момент обследования. Тогда как такие показатели как индекс устойчивости и показатель стабильности могут использоваться для экспертной оценки функционального состояния системы контроля баланса тела.

Таблица 67. Коэффициенты вариабельности для серии повторных обследований в течение суток для 9 здоровых испытуемых, положение глаза открыты

Параметр	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15
QR (%)	65.13	48.15	44.13	48.17	71.58	47.80	59.99	54.46	47.94	61.99	30.99	60.88	38.73	35.92	31.17
Y	18.06	23.25	28.71	35.84	55.78	70.66	48.67	97.83	9.20	31.40	42.20	13.31	29.91	41.11	23.02
x	48.46	20.03	107.1	63.04	60.50	72.97	56.35	19.63	38.25	54.44	46.50	68.10	38.44	62.11	25.94
y	77.51	53.45	42.83	43.82	76.38	66.39	95.49	59.65	70.45	69.16	35.44	112.6	48.36	46.55	47.98
V	15.00	9.11	12.12	15.70	10.53	24.26	10.65	8.49	14.40	8.47	10.53	14.29	15.73	23.11	7.48
xf60%	41.28	23.73	40.56	66.22	60.94	58.01	34.77	23.70	25.77	68.83	41.65	36.55	32.62	47.96	34.87
yf60%	46.03	72.95	17.44	48.06	43.48	27.50	25.90	33.75	37.73	45.83	41.79	65.24	49.54	38.93	39.46
s95	40.39	34.51	28.01	38.95	48.63	50.67	73.13	38.69	42.35	38.80	23.24	63.08	27.88	31.23	27.56
LFS95	38.46	35.91	47.39	27.22	61.17	53.09	52.35	44.57	33.41	40.95	28.92	47.43	26.18	29.92	25.31
xfZ%	12.89	8.29	9.43	12.60	8.03	3.99	4.57	8.67	10.16	5.21	4.33	9.29	6.09	8.16	2.72
Stab	3.62	3.92	2.38	1.25	1.76	2.15	2.77	1.41	2.27	2.48	1.29	3.79	1.79	0.95	0.72
ИУ	3.81	3.02	1.32	4.42	2.61	6.13	1.60	2.81	4.04	2.08	5.17	3.12	4.60	6.61	1.88

Таблица 68. Коэффициенты вариабельности для серии повторных обследований в течение суток для 9 здоровых испытуемых, положение глаза закрыты

Параметр	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15
Y	14.17	37.93	50.61	31.15	61.29	102.9	55.81	101.9	16.87	25.12	55.97	37.49	37.97	33.04	16.10
X	43.00	38.05	104.6	64.73	19.91	115.4	59.63	48.97	44.63	25.38	29.18	55.07	25.48	31.04	41.51
Y	63.22	34.26	39.98	114.1	23.32	48.05	53.94	54.07	46.87	32.47	35.22	32.33	19.12	34.69	38.42
V	17.76	11.77	15.94	13.88	26.25	16.17	10.02	10.28	14.81	11.47	24.40	13.14	11.16	16.70	10.91
xf60%	34.85	34.24	45.46	39.05	21.02	28.51	21.65	22.99	41.28	32.59	25.73	28.95	23.78	27.72	20.45
yf60%	53.90	23.34	26.91	49.12	38.99	25.33	14.45	24.74	22.22	33.37	25.01	25.30	27.87	28.42	32.99
s95	51.62	24.68	32.24	84.41	12.81	35.70	46.14	37.63	35.94	32.01	30.36	26.99	20.38	31.58	29.22
LFS95	42.59	26.35	16.09	56.94	23.50	36.71	36.88	31.15	28.91	27.59	23.84	31.47	26.66	25.41	32.79
xfZ%	8.59	10.61	9.59	8.53	8.19	2.45	11.72	24.72	10.41	5.91	7.34	7.79	7.70	9.14	6.57
Stab	4.12	2.16	2.86	6.42	1.78	5.58	1.75	2.39	2.58	1.88	1.92	2.09	2.06	1.24	2.01
ИУ	9.19	8.06	2.90	7.57	10.93	10.41	2.72	6.20	10.00	6.90	20.31	8.26	7.85	9.03	5.40

Таким образом, можно сделать следующие выводы.

Стабилометрические параметры можно разделить на две категории: обладающие высокой индивидуальной вариабельностью и относительно стабильные.

Вариабельность стабилометрических параметров при последовательных исследованиях носит случайный характер.

Стабилометрические параметры при последовательных исследованиях одного и того же испытуемого с короткой экспозицией показывают высокую повторяемость данных, которая ниже для высоко чувствительных показателей.

Стабилометрические параметры при последовательных исследованиях одного и того же испытуемого с длительной экспозицией обладают высокой индивидуальной вариабельностью, сравнимой с таковой для группы нормы.

Модальность ведущей сенсорной системы может изменяться с течением времени у одного и того же как здорового, так и больного человека.

Возможные артефакты

Во время исследования внимание врача должно быть попеременно направлено и на пациента и на информацию, отображаемую на мониторе компьютера. Пациент может совершать непроизвольные действия, которые с учетом чувствительности методики могут исказить результаты. Достаточно часто наблюдаются следующие действия: движения пальцами и кистями рук, проглатывание слюны, сопровождающееся движениями всего тела, нарушение фиксации взгляда, повороты головы и вопросы пациента. Существенное влияние оказывают различного рода резкие звуки и действия, перемещение людей и предметов во время исследования, резкое изменение освещения (например, во время переменной облачности). Во всех этих случаях исследование следует повторить. Если перечисленные явления не имели места, исследование закончено, то врач уделяет основное внимание анализу кривых на экране своего монитора, с целью исключения артефактов.

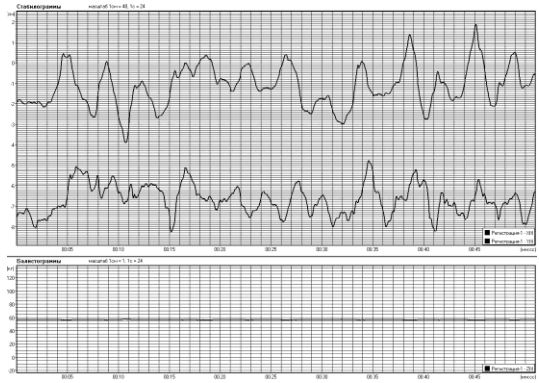


Рисунок 317. Стабилограммы и кривая изменения веса. Сверху вниз: стабилограмма изменения положения ЦД во фронтальной плоскости, стабилограмма изменения положения ЦД в сагиттальной плоскости, кривая изменения веса тела. Слева — шкала в сантиметрах, снизу — в секундах.

Показанные кривые (рис. 317) соответствуют критериям правильно проведенного исследования. А именно:

– кривая веса тела имеет незначительные колебания и приближается к прямой, которая не имеет обрывов или западений (резкие изменения веса могут быть только при уходе с платформы или использовании дополнительной опоры, а также приседаниями, подъемом пациента на носки и др.);

– стабилограммы движений ЦД в обеих плоскостях имеют относительно ровные по амплитуде колебания;

– колебания, в целом, происходят около некоторого среднего положения;

– на стабилограммах отсутствуют значительные по амплитуде апериодические зубцы и изменения среднего положения.

Наиболее часто встречаемые артефакты: дрейф ЦД; спонтанный «уход» ЦД; переступания, частичная опора на платформу.

Дрейф ЦД — постоянное смещение фронтальной или сагиттальной компонент стабилограммы с постоянной скоростью (рис. 318). Дрейф ЦД является частой находкой во время исследования. Как правило, это результат того, что до начала регистрации не было выдержано время в 20 с и более. Таким образом, мы начинаем регистрировать стабилограмму пациента с еще не установившимися реакциями в новом для него положении. В этом случае нужно повторить исследование с большей выдержкой до начала регистрации.

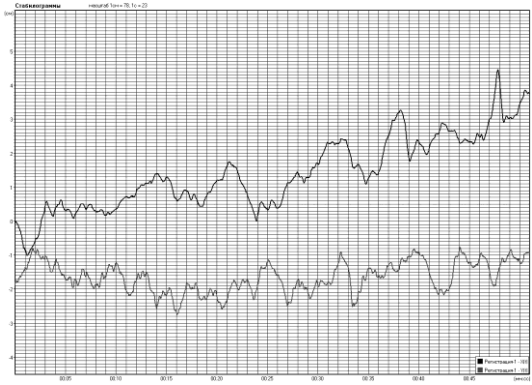


Рисунок 318. Пример дрейфа постоянного смещения ЦД по фронтальной составляющей. Средняя величина дрейфа определяется по разности положений между крайними значениями.

Необходимо внимательно наблюдать за действиями пациента: в установившейся стойке обследуемый стабилен, взгляд фиксирован, видимые движения как всего тела, так и конечностей отсутствуют. Особое значение имеет величина дрейфа ЦД. Отчетливый дрейф, величиной более трех-четырех миллиметров требует повторного выполнения исследования. Величина дрейфа определяется по миллиметровой шкале справа.

Могут встречаться случаи, когда из раза в раз дрейф ЦД повторяется, хотя все остальные критерии соблюдены. В данном случае, мы имеем дело с истинным дрейфом ЦД, как одним из симптомов имеющейся у пациента патологии. Характерные особенности этого дрейфа: постоянное направление, постоянная скорость.

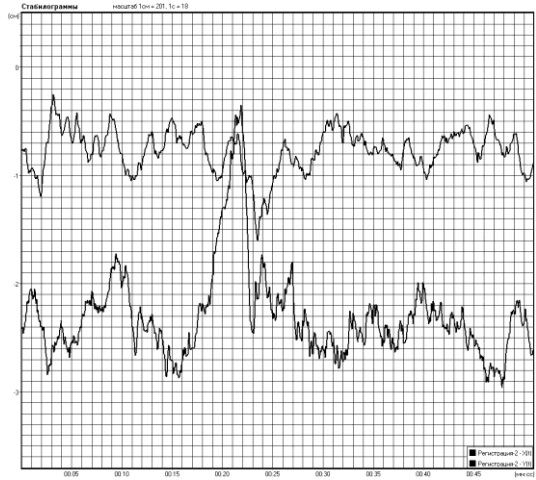


Рисунок 319. Спонтанный «уход» ЦД. Видно, что на протяжении почти всего исследования ЦД имел относительно ровные колебания около среднего положения как в сагиттальной, так и во фронтальной плоскости. На 19 секунде исследования стабилограмма в сагиттальной плоскости показывает значительную, по сравнению с исходным уровнем, амплитуду смещения ЦД, которая сопровождается аналогичным смещением меньшей амплитуды и во фронтальной плоскости.

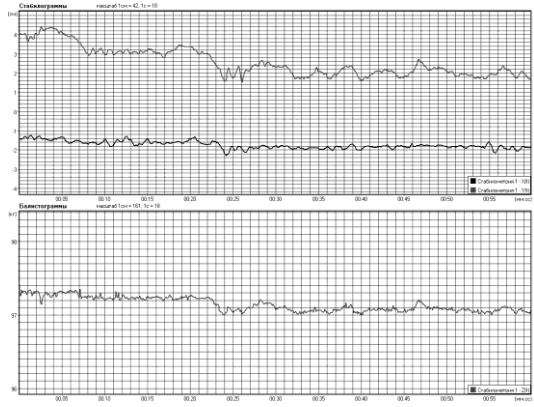


Рисунок 320. Переступание пациентом, совершенное на 23 секунде исследования. Видно, что именно в этот момент произошли синхронные изменения в стабилограммах, отмечается стойкое перемещение ЦД во фронтальной плоскости.

Спонтанный «уход» ЦД представляет собой быстрое перемещение ЦД в другое положение по одному или обоим направлениям с последующей «фиксацией» в этом положении (рис. 319).

Переступания, частичная опора на платформу относятся к грубым артефактам. Кроме больших смещений в стабилограммах главным симптомом является изменение показаний в последнем графике веса тела (рис. 320).

Перечисленные выше артефакты не исчерпывают всего их многообразия. Они являются ориентирами для исключения наиболее часто встречаемых ошибок при проведении исследований и приобретения личного опыта.

Не всегда можно избежать артефактов при регистрации. Для тяжелых больных они будут неизбежны. Поэтому при анализе данных необходимо воспользоваться соответствующими инструментами, позволяющими выбрать для конечной обработки отдельные участки стабилограмм.

В других случаях то, что принято считать артефактом, является важной и специфичной диагностической информацией (рис. 321).

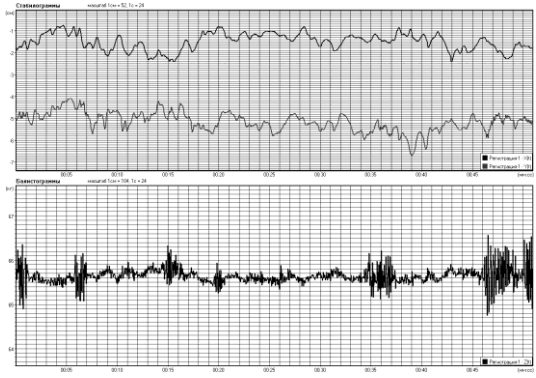


Рисунок 321. Исследование пациента А.А.С-ва, последствия ишемического инсульта. По вертикальной составляющей имеются множественные участки отчетливых колебаний в вертикальной плоскости — результат тетанообразной активности крупных мышц-разгибателей. Частота колебаний по вертикальной составляющей равна 7 Гц.

Таким образом, вопрос о наличии артефактов стабилометрического исследования является относительным. Далеко не во всяком случае они оказываются дефектом исследования. Иногда, то, что мы склонны понимать как артефакт, может оказаться симптомом специфичным для исследуемого состояния.

Общие принципы клинического анализа стабилометрических данных

Стабилометрия — это еще и метод функциональной диагностики двигательной и сенсорной патологии. Отличие ее от других видов состоит в том, что она позволяет исследовать различные системы и органы, а не является моновалентной, как, например, ЭКГ, ЭЭГ, РВГ и др., и в том, что в стабилометрии используется в качестве исследуемого процесса баланс вертикальной стойки. Информация, получаемая с помощью исследования какой-либо функции организма, как правило, не дает оснований к прямой постановке клинического диагноза в том понимании, к которому врач привык. Такие специальности как ортопедия-травматология, неврология, оториноларингология, офтальмология и некоторые другие не избалованы функциональными методами. Это связано с тем, что в данных специальностях большое значение имеет двигательная функция, для которой адекватные клинические методы исследования появились только в последние 20 лет. Поэтому восприятие функциональной информации связано с различными трудностями. Типичные из них — ошибки восприятия. Параметры, характеризующие двигательную функцию, воспринимаются как технические дубликаты распространенных клинических тестов, а не как самостоятельный функциональный метод. Типичное восприятие таково, что часто ожидаются параметры, из которых непосредственно следует клиническая формулировка диагноза. Однако это может быть не так часто. В основном параметры используются для постановки функционального диагноза.

Действительно, существующая система образования не дает необходимых функциональных знаний, но это связано только с тем, что в отличие от стран центральной и западной Европы или северной Америки данные методики в России пока остаются в рамках научно-исследовательских лабораторий. Отсутствие функциональной информации (за исключением довольно примитивных клинических тестов) приводит к тому, что в клиническом мышлении практически нет функциональных категорий.

Наличие компьютера в комплексе приводит некоторых врачей к мысли, что компьютер должен выдавать врачебное заключение или, по меньшей мере, клинический диагноз. Издержки высокой скорости технического прогресса.

В действительности, после проведения стабилометрического исследования мы получаем функциональные параметры, характеризующие состояние различных систем организма. Но, это совершенно иные, новые для врача функциональные параметры, не

похожие ни на один из тех, которые клиницист привык использовать в своей практике.

В целом, основой клинического анализа являются нормативные данные. Они оказывают существенное влияние при оценке динамики изменения обнаруженных симптомов. Изучение того, в какую сторону произошло изменение параметров (улучшение или ухудшение), может помочь в решении многочисленных вопросов лечебной тактики и эффективности выполненного воздействия (медикаментозного, физическими методами, лечебной физкультурой, мануальной терапией, назначением приспособлений для коррекции зрения и т.д.). Однако не всегда просто определить общую тенденцию, так как изменения могут быть разнонаправленные.

Абсолютное положение центра давления

Абсолютное положение центра давления (ЦД) — характеристика положения ЦД в системе координат базы опоры (или в системе координат пациента). Абсолютное положение ЦД относится к основным параметрам и показывает глобальные характеристики баланса тела (смещение нагрузки влево или вправо, вперед или назад от нормального положения). Так как ЦД имеет постоянные колебания около некоторого среднего положения, то при расчете абсолютного положения ЦД имеет смысл давать его среднее положение во время исследования. Естественно, что абсолютное положение ЦД информативно только в системе координат, включающей стопы обследуемого.

Система координат, представленная на рисунке 307, построена в соответствии с рекомендациями по стандартизации [Bizzo G. et al., 1985] и принятым сегодня подходам. Сагиттальная плоскость S-S проходит посередине расстояния между стопами. Фронтальная плоскость F-F — через межлодыжечную линию. Фактически это соответствует положению оси голеностопного сустава, т.е. проекции линии, через которую происходит передача нагрузки с голени на стопу. Пересечение линий соответствует нулевой отметке. Положение ЦД впереди фронтальной (межлодыжечной) линии соответствует положительным значениям ЦД в предне–заднем направлении, т.е. в сагиттальной плоскости S-S. Позади нее — отрицательным. Для фронтальной плоскости все положения ЦД справа от средней линии S-S будут иметь положительные значения, слева — отрицательные. Измерение абсолютного положения ЦД в данной системе координат производится в миллиметрах. Положение ЦД во фронтальной плоскости обозначается заглавной буквой F, а в сагиттальной — S.

Первое условие, значительно влияющее на клинические проявления и большинство остальных стабилометрических

параметров,— это положение ЦД в системе координат пациента. При этом нормативные данные далеко не всегда могут являться ориентиром.

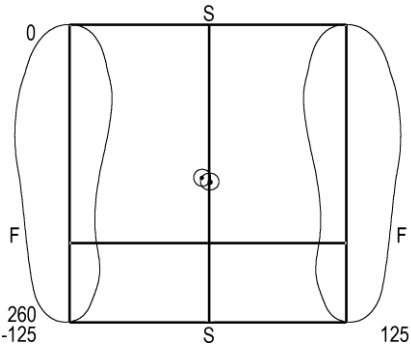


Рисунок 322. Положение ЦД пациента (немного левее нормального) и его девиации.

Положение ЦД во фронтальной плоскости. Положение ЦД во фронтальной плоскости отражает асимметрию нагружения конечностей, вызванную различной патологией, от подошвенной поверхности стопы до головы включительно. Рассмотрим клинический пример. Вы обследовали пациента, с какой-либо острой патологией, выраженной преимущественно с одной стороны (болевой синдром, корешковый синдром, суставная патология или др.). Получен следующий результат (рис. 322).

Данный результат: положение ЦД и его девиации практически соответствуют норме, но его нельзя интерпретировать как норму или отсутствие патологии. Больной имеет клинически выраженную степень патологии. Предположим, односторонний патологический очаг у данного пациента слева. Что означает показанный выше результат? При левостороннем процессе физиологическим механизмом компенсации будет разгрузка больной стороны. Таким образом, правильная работа компенсаторных механизмов должна дать результат, аналогичный показанному на рисунке 323.

При левостороннем болевом синдроме происходит смещение ЦД на правую сторону и, таким образом, достигается разгрузка больной стороны. Степень разгрузки может быть различной. Для острой патологии характерна значительная разгрузка больной стороны до 30 и менее процентов веса тела на больную сторону. Поэтому в рассматриваемом нами случае (рис. 322) можно предположить, что естественный физиологический механизм разгрузки больной стороны нарушен.

Следующий этап — поиск причины срыва компенсаторных реакций, направленных на разгрузку больной стороны. Опишем лишь

наиболее общие подходы. Первое, что может дать результат,— это клиническое исследование и сбор анамнеза о существующих у обследуемого заболеваниях. Причиной изменения компенсаторных реакций могут быть различные ортопедические заболевания: сколиоз, разная длина конечностей, заболевания суставов правой нижней конечности, сопровождающиеся болями непосредственно в период обследования. Другая возможная патология, например пяточная шпора правой стопы, т.е. различные состояния, не позволяющие полноценно нагружать правую ногу. Аналогичный результат может быть получен у больного, перенесшего в прошлом полиомиелит, закончившийся недостаточностью правой нижней конечности, нейродистрофические процессы, вследствие корешковых расстройств, последствия инсульта и другой патологии.

При отсутствии в анамнезе диагностируемой патологии, не по основному заболеванию, результат, показанный выше (рис. 322), можно с определенной долей риска отнести к тому, что у данного пациента произошел срыв естественных физиологических механизмов разгрузки больной стороны. Поэтому следует обратить внимание на то, какое лечение данный пациент получает. Например, при поясничном остеохондрозе назначение корсета далеко не всегда приводит к объективному снижению симптоматики, в том числе диагностируемой и с помощью стабилометрии.

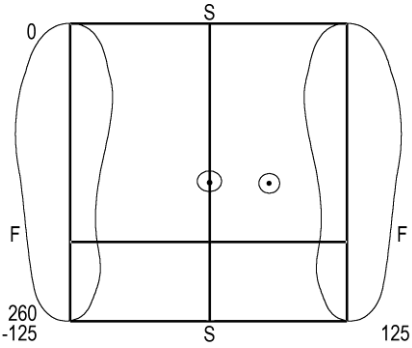


Рисунок 323. Возможное положение ЦД при левосторонней патологии и включении физиологических механизмов разгрузки больной стороны. Фрагмент отчета программного пакета «Клинический анализ движений» НМФ «МБН» (г. Москва).

Применение различных физических и медикаментозных воздействий может нарушить естественные саногенетические реакции организма. При этом можно получить обратный результат, диагностируемый объективно с помощью стабилометрии (рис. 324).

В данном случае происходит перегрузка больной стороны. Естественно, что априори терапевтические мероприятия могут иметь

меньший эффект, в отличие от того, если бы имелся физиологический компенсаторный механизм разгрузки.

Приведенный выше пример показывает относительность параметра при его интерпретации. Укладывающийся в пределы нормы параметр может означать существенную патологию. В свою очередь, далеко выходящий за рамки нормативов показатель может являться свидетельством естественного саногенетического процесса.

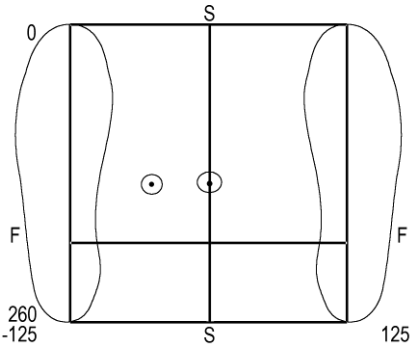


Рисунок 324. Пример парадоксальной реакции: смещение ЦД в сторону больной конечности. Фрагмент отчета программного пакета «Клинический анализ движений» НМФ «МБН» (г. Москва).

В силу чувствительности метода особое значение имеет динамика перемещений ЦД во фронтальной плоскости. В целом, можно придерживаться простого правила: изменение положения ЦД в сторону центра расценивать как положительную динамику и, соответственно, движение последнего от центра — как отрицательную. Данный принцип не является однозначным. Рассмотрим динамику изменения ЦД на том же примере. Первое исследование (рис. 322) и повторное исследование (рис. 323). Динамика может расцениваться как положительная (при левостороннем болевом синдроме), а тактика лечения — как правильная. Таким образом, положительной динамикой будет любое изменение, изначально направленное на включение естественных компенсаторных реакций, и затем постепенное приведение к центру.

Положение ЦД в сагиттальной плоскости. Положение ЦД в сагиттальной плоскости во многом показывает стабильность стойки и применяемую двигательную стратегию. Рассмотрим пример (рис. 324).

Положение ЦД под цифрой 2 (рис. 325) соответствует нормальному. Возможности сохранения баланса в этом положении максимальны. Используется голеностопная стратегия поддержания баланса.

Положение ЦД, обозначенное цифрой 1 (рис. 325), отличается только тем, что имеется смещение вперед относительно нормального.

В этом положении возможность поддержания баланса ограничена. При любом смещении вперед ЦД может быстро достичь гипотетической линии, соединяющей головки плюсневых костей. Далее в процесс поддержания баланса будут вовлекаться пальцы стоп, что уже является крайней формой и очень не выгодно энергетически. В любом случае сохранение основной стойки в таком положении длительное время невозможно. Однако при данном положении ЦД (если при девиациях не достигается линия головок плюсневых костей) сохраняется физиологический механизм поддержания основной стойки: балансировка в голеностопных суставах за счет работы трехглавой мышцы голени.

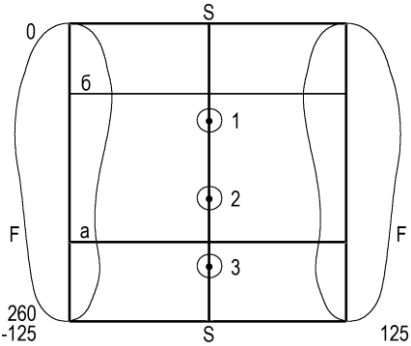


Рисунок 325. Три различных положения ЦД в сагиттальной плоскости: 2 — нормальное положение ЦД, 1 — смещение вперед, 3 — абсолютное смещение назад; а — межлодыжечная линия, б — линия, соединяющая головки плюсневых костей.

Смещение ЦД вперед может обусловливаться многими причинами. Обозначим лишь основные направления поиска: болезненность пяточной области (пяточная шпора, трофические расстройства и др.), эквинусная деформация стоп, контрактура голеностопных суставов в положении разгибания[1], различные виды деформаций позвоночника, сопровождающиеся недостаточностью компенсации наклона туловища вперед за счет нижних конечностей и других отделов опорно-двигательного аппарата, неврологические расстройства, сопровождаемые изменениями в проприорецепции, афферентной иннервации и другими изменениями.

Положение ЦД, обозначенное цифрой 3 (рис. 325), существенно отличается от предшествующих тем, что при смещении ЦД назад за межлодыжечную линию невозможно использовать физиологическую

[1] В данной монографии периодически используется система обозначения, приведенная в предшествующей книге (Д.В.Скворцов, Клинический анализ движений, анализ походки, 1996). В обычной медицинской литературе обсуждаемое положение чаще всего называется подошвенным сгибанием.

голеностопную стратегию поддержания баланса. Независимо от причин вызвавших эту ситуацию трехглавая мышца голени должна быть выключена из процесса поддержания равновесия, т.к. ее действие может окончательно нарушить баланс с опрокидыванием пациента назад. Таким образом, смещение ЦД назад может иметь два физиологически разных типа. Первый — смещение ЦД до уровня межлодыжечной линии обозначим как ***смещение ЦД назад***, а второй вариант — смещение в положение сзади межлодыжечной линии как ***абсолютное смещение ЦД назад***. Смещение ЦД назад всегда обозначает, что ЦД находится в положении, в котором возможно[1] осуществление физиологической стратегии поддержания основной стойки, а абсолютное смещение ЦД назад характеризует положение, при котором осуществление физиологического механизма балансировки заведомо невозможно.

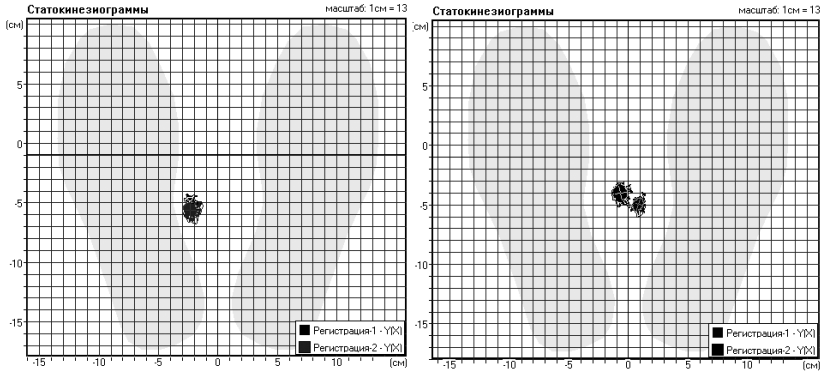


Рисунок 326. Положение ЦД в системе координат пациента. Слева — до лечения, справа — после окончания курса лечения. Видно изменение положение ЦД из асимметричного на симметричное, центральное.

[1] Это значит, что при данном положении ЦД не всегда может применяться голеностопная стратегия.

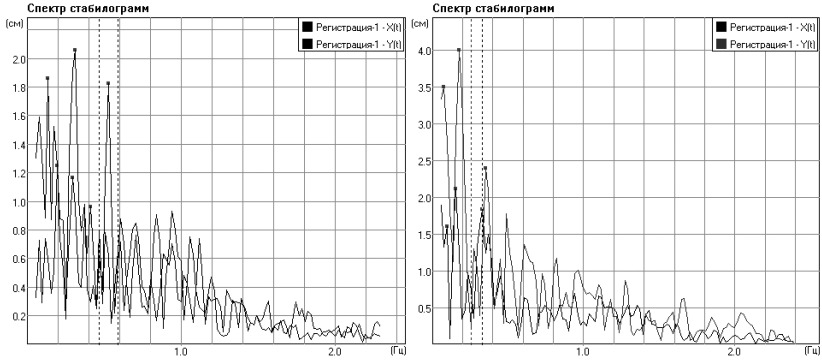


Рисунок 327. Графики спектра частот в сагиттальной и фронтальной плоскостях для положения глаза открыты. Слева — до лечения, справа — после проведенного лечения. Имеется общее снижение частоты колебаний.

Абсолютное смещение ЦД назад при всей его нефизиологичности не является редкой находкой. Наиболее часто это положение ЦД приходилось наблюдать у больных с поясничной дорсопатией в острой и подострой стадии течения [Скворцов Д.В., 1996; Батышева Т.Т. с соавт., 2003]. Такой же эффект могут вызвать стойкие деформации позвоночника, например сколиоз и заболевания стоп различного генеза с нарушением опороспособности переднего отдела стоп, различные неврологические синдромы, сопровождающиеся нарушением равновесия.

Оценка динамики изменения положения ЦД включает один важный момент — направление движения. Если движение происходит в сторону нормального положения ЦД, то такая динамика оценивается как положительная. Если расстояние между ЦД и его нормативным положением увеличивается, то это — отрицательная динамика и, соответственно, необходимо изменить тактику лечения.

Клинический пример. Пациент И.Н.Д-о, 50 лет, ишемический инсульт, правосторонний гемипарез 3 степени. Положение ЦД в системе координат пациента до и после лечения представлено на рисунке 326.

Таблица 69. Некоторые стабилометрические параметры пациента И.Н.Д-о

Параметр	Обозн. (ед.)	До лечения		После лечения	
		ГО	ГЗ	ГО	ГЗ
Коэффициент Ромберга	QR (%)	217.99		197.45	
Среднее положение ОЦД в фронтальной плоскости	X (мм)	-22.68	-23.32	8.44	-6.54
Среднее положение ОЦД в сагиттальной плоскости	Y (мм)	-49.20	-56.24	-49.53	-40.05
Среднеквадратическое отклонение ОЦД в фронтальной плоскости	x (мм)	8.69	9.29	5.59	10.86

Среднеквадратическое отклонение ОЦД в сагиттальной плоскости	y (мм)	6.11	13.08	9.34	15.22
Скорость ОЦД	V (мм/с)	11.22	16.19	13.01	20.44
Уровень 60% мощности спектра во фронтальной плоскости	xf60% (Гц)	0.59	0.35	0.33	0.33
Уровень 60% мощности спектра в сагиттальной плоскости	yf60% (Гц)	0.47	0.45	0.25	0.67
Площадь статокинезиограммы 90	S90 (mm^2)	43.21	94.20	53.70	106.02

Как видно из представленных иллюстраций до начала лечения ЦД имел стойкое смещение влево (более 20 мм) и, что не является типичным для постинсультного больного, назад. Амплитуда колебаний ЦД умеренно увеличена (табл. 69). Смещение ЦД влево имеет компенсаторный характер, как механизм разгрузки паретичной правой стороны. В результате реабилитационных мероприятий статическая опороспособность правой ноги восстановлена настолько, что положение ЦД приходит в нормальное. При этом в положении глаза открыты ЦД смещен незначительно вправо, т.е. имеется полная компенсация и только при депривации зрения ЦД «уходит» влево, но незначительно (8 мм против 23 до лечения). Таким образом, можно уверенно отметить позитивную динамику у данного пациента. Это подтверждается и данными анализа спектра частот колебаний в сагиттальной и фронтальной плоскости (рис. 327).

До начала лечения имелся значительно больший компонент колебаний на частотах превышающих 0.5 Гц, что подтверждается уровнем 60% энергии спектра (табл. 69). В положении «глаза закрыты» произошло увеличение высокочастотных компонет колебаний, в результате данный показатель достиг величины 0.67 Гц. Однако депривация зрения остается для этой категории больных сложным функциональным состоянием. В условиях использования зрительного анализатора частота колебаний после проведенного лечения значительно снизилась. По фронтальной плоскости в положении глаза открыты было 0.59 Гц, стало — 0.33 Гц; для сагиттальной — 0.47 Гц и 0.25 Гц соответственно. Так как, в данном случае, полное функциональное восстановление не является возможным, то можем отметить, что, в целом стабильность пациента не изменилась (показатель S90), но при этом значение зрительного анализатора незначительно снизилось (уменьшение коэффициента Ромберга).

Полученные объективные данные позволяют признать динамику лечения данного больного положительной, что нельзя сказать о другом пациенте. Больной А.А.Ф-а, 63 года; геморрагический инсульт перенесен 3 года назад. В настоящее время имеется правосторонний спастический гемипарез 3 ст. с очень высоким тонусом. Данные исследования до и после лечения представлены на рисунке 328.

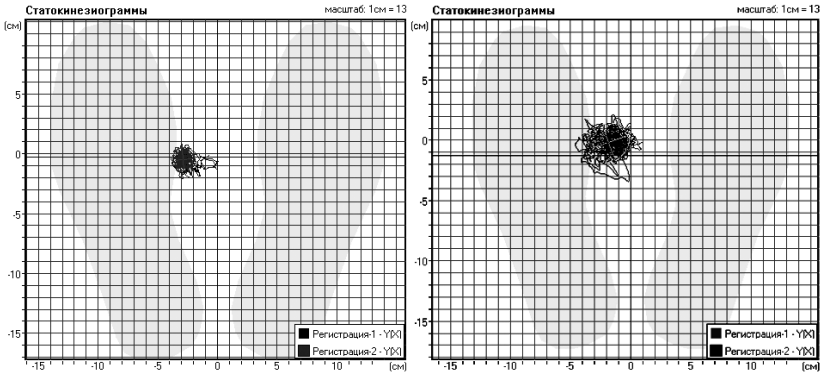


Рисунок 328. Положение ЦД в системе координат пациента. Слева — до лечения, справа — после проведенного лечения. По окончании лечения ЦД имеет смещение еще больше вперед, смещение влево осталось практически неизменным, существенно возросла нестабильность.

Уже беглый взгляд на положение ЦД и его колебания позволяет сделать вывод о наличии отрицательной динамики лечения в данном случае. До лечения ЦД имел смещение на здоровую левую сторону и типичное для постинсультных больных смещение вперед относительно нормального значения. Колебания ЦД, как при открытых, так и при закрытых глазах избыточны для обеих плоскостей (табл. 70). В результате лечения ЦД сместился еще больше вперед, амплитуда колебаний значительно выросла, что особенно заметно в положении глаза закрыты. В результате многократно увеличилось значение коэффициента Ромберга (506% против 144%). Это позволяет утверждать, что функциональные возможности проприоцептивной системы существенно снизились (площадь статокинезиограммы в положении глаза открыты осталась неизменной). Скорость ЦД также значительно возросла при обследовании в положении глаза закрыты.

Таблица 70. Некоторые стабилометрические параметры пациентки А.А.Ф-ной (тест Ромберга) до и после проведенного лечения

Параметр	Обозн. (ед.)	До лечения		После лечения	
		ГО	ГЗ	ГО	ГЗ
Коэффициент Ромберга	QR (%)	143.93		506.47	
Среднее положение ОЦД в фронтальной плоскости	X (мм)	-25.89	-28.53	-6.37	-18.63
Среднее положение ОЦД в сагиттальной плоскости	Y (мм)	-6.56	-4.68	-3.22	-1.85
Среднеквадратическое отклонение ОЦД в фронтальной плоскости	x (мм)	24.21	19.55	17.18	92.24
Среднеквадратическое отклонение ОЦД в сагиттальной плоскости	y (мм)	16.57	26.32	12.98	69.49
Скорость ОЦД	V (мм/с)	15.80	29.89	16.11	46.87
Уровень 60% мощности спектра во фронтальной	xf60%	0.25	0.43	0.39	0.53

плоскости	(Гц)				
Уровень 60% мощности спектра в сагиттальной плоскости	yf60% (Гц)	0.59	0.65	0.73	0.73
Площадь статокинезиограммы 90	S90 (mm^2)	133.89	192.70	123.25	624.25

Спектр частоты колебаний в обеих плоскостях также имеет выраженные изменения (рис. 329).

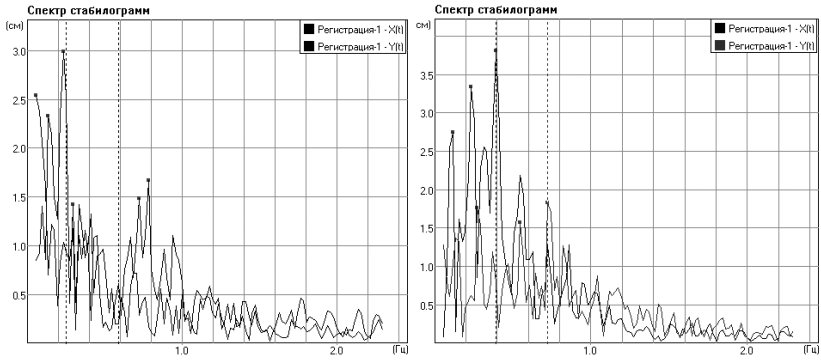


Рисунок 329. Графики спектра частот в сагиттальной и фронтальной плоскостях для положения глаза открыты. Слева — до лечения, справа — после проведенного лечения. Наряду с увеличением амплитуд, возросла и частота колебаний ЦД.

Возросла одновременно и амплитуда и частота колебаний, появились новые высокоамплитудные колебания (например, на частоте 0.4 Гц). Увеличилось значение параметра 60% энергии спектра по каждому направлению для обоих положений (табл. 73).

В данном случае, отсутствует предмет дискуссии на тему: лучше стало больному или хуже. Объективные данные стабилометрического исследования показывают, что состояние пациента значительно ухудшилось. Это особенно касается его проприорецептивной сферы. Изменения стабилометрических параметров, в отличие от предшествовавшего примера, однонаправленные, т.е. к ухудшению.

Колебания центра давления

Колебания ЦД — параметры, характеризующие колебания ЦД во фронтальной или сагиттальной плоскости. Математически девиации ЦД в соответствии с рекомендациями [Bizzo G. et al., 1985] и общепринятыми правилами выражаются в среднеквадратическом отклонении от среднего положения. Для клинических целей важно представить не только количественное значение девиаций ЦД, но и дать представление о пределах колебаний ЦД на базе опоры. Добавление нормативных параметров позволяет провести

качественную визуальную оценку стабильности основной стойки обследуемого.

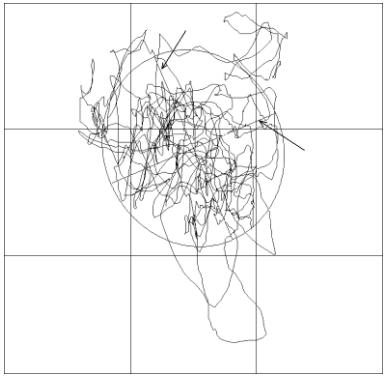


Рисунок 330. Пример статокинезиограммы с математической обработкой колебаний ЦД и построением эллипса с 95% уровнем достоверности. Линия неправильной формы внутри и вне эллипса — статокинезиограмма. Стрелками указана линия продольной и поперечной оси эллипса. Перекрестье осей эллипса показывает среднее положение ЦД. Сторона клетки равна 1 см.

Математическая обработка колебаний ЦД и последующее графическое построение пределов его колебаний с 95% уровнем достоверности, т.е. включающим 95% всех вероятных колебаний, в соответствии с теорией статистики, дает эллипс. Как правило, эллипс вытянут в переднее–заднем направлении. В силу того, что колебания происходят в различных направлениях, а не только строго во фронтальной или сагиттальной плоскости, эллипс может иметь наклон вправо или влево в зависимости от преимущественного направления колебаний.

Измерение девиаций ЦД производится в миллиметрах для обеих плоскостей. Реализация этого подхода показана на рисунке 330.

Обычно в отчете приводится значение одного среднеквадратического отклонения.

Динамика изменений величины девиаций ЦД оценивается по изменению относительно предшествующего значения и норматива. Например, если при первом исследовании значение девиаций, превышающих норму в два раза, а при последующем, через три дня, измерении величина девиаций составила величину 1.5 раза от нормы, то мы имеем положительную динамику. Если же величина девиаций увеличилась — динамика явно отрицательная и требуется пересмотр лечебных мероприятий. Возможен и обратный результат, когда величина девиаций будет меньше нижней границы нормы. Девиации могут не превышать 1.5-2 мм. Такая стабильность у обычного человека, не имеющего специальной тренировки, как например, спортсмены-стрелки, не является положительной симптоматикой.

Такие результаты можно видеть при болевых синдромах, в том числе, связанных с остеохондрозом позвоночника, которые сопровождаются выраженным защитным мышечным дефансом. Однако при утомлении величина девиаций будет неуклонно возрастать.

Так как величина девиаций указывается в миллиметрах, т.е. в абсолютной величине, может встать вопрос о правомочности такого подхода. Возможна ли зависимость девиаций ЦД от различных условий и, прежде всего, от антропометрических показателей обследуемого? С механических позиций наиболее вероятным будет предположение о том, что абсолютная величина девиаций увеличивается с повышением роста обследуемого. На этот вопрос есть несколько точек зрения. Отечественные исследователи [Гурфинкель В.С., Коц Я.М., Шик М.Л., 1965] не отмечают существенной корреляционной связи величины девиаций и роста обследуемого. В то же время известный американский исследователь L.Nashner применяет нормализованный к росту параметр девиаций в градусах. Таким образом, абсолютная величина переводится в относительную, нормированную к росту.

Вообще, положение ЦД и его девиации в значительной степени оказываются ответственными за стабильность баланса в основной стойке. Если ЦД не выходит за определенную нормативную зону, то это — ***стабильный баланс***, при выходе за границы нормы в сторону увеличения — ***нестабильный баланс***. Ориентировочно эту зону можно определить как эллипс (рис. 331).

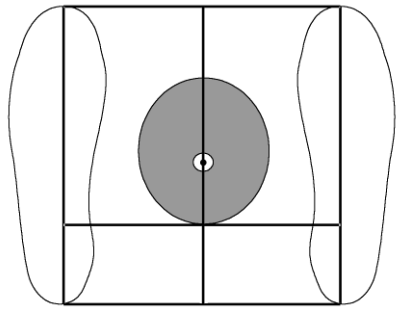


Рисунок 331. Ориентировочные границы стабильности перемещения ЦД (отмечены заштрихованным эллипсом).

Внутри зоны, показанной эллипсом, движения ЦД (его девиации с учетом его положения) не приводят к нарушению баланса. Если же ЦД выходит за границы данной зоны, то мы имеем дело с нестабильным балансом. Физиологически неблагоприятный нестабильный баланс появляется, если ЦД перемещается периодически или постоянно за межлодыжечную линию.

Параметр длины статокинезиограммы

Длина статокинезиограммы — параметр, характеризующий величину пути, пройденную ЦД за время исследования. На величину этого параметра оказывает влияние величина и частота девиаций. Соответственно, увеличение значения длины статокинезиограммы говорит о возрастании величины девиаций или смещение спектра частот в более высокочастотную область (если величина девиаций осталась прежняя) или об изменении обоих параметров. Тем не менее, длина статокинезиограммы определяется, при прочих равных условиях, скоростью ЦД. О том, что данный параметр устарел и потерял свое значение, приведена информация в соответствующих разделах.

Анализ спектра частот

Анализ спектра частот (АСЧ) — способ математической обработки колебаний ЦД, определения основных частот и амплитуд колебаний ЦД. Любая стабилограмма состоит из хорошо видимых крупных волн, медленных изменений положения ЦД и накладывающихся на них колебаний средней и малой величины (рис. 332).

В спектральном анализе стабилограммы частоты измеряются в Герцах, амплитуды — в миллиметрах (рис. 333).

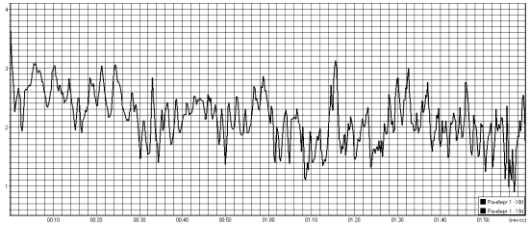


Рисунок 332. Пример хорошо видимых колебаний различной частоты. Имеются медленные периоды колебаний (до 10 секунд), колебания быстрые (с периодом 1-3 секунды) и более быстрые (с периодом менее 1 секунды).

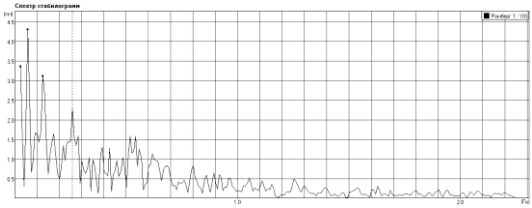


Рисунок 333. Пример графика спектра частот (сагиттальная составляющая). По вертикали — амплитуда в см, по горизонтали — частота в Гц. Вертикальная пунктирная линия отсекает 60% энергии спектра. Как видно из графика, колебания в сагиттальной плоскости, чаще всего, сходят на нет к частоте в 1 Гц.

Различные колебания ЦД в основной стойке можно условно разделить по частоте на несколько типов. Медленные (как правило, высокоамплитудные), в полосе частот 0-0.3 Гц [Gagey P.M., Weber W., 1995] представлены базовыми движениями ЦД, установочными, коррекционными и др. Немаловажно, что низкочастотные колебания могут легко контролироваться сознательно.

Средние колебания в полосе 0.5-1.5 Гц в большей степени представляют результаты сокращений больших групп мышц и значительно менее подвержены сознательному контролю. Колебания ЦД свыше 2 Гц определяются, как высокочастотные. У здорового человека компоненты этих частот представлены мало, но у больных, особенно с различной неврологической патологией, могут иметься значимые компоненты с частотами выше 3 Гц и более.

Надо отметить, что регистрируемый частотный спектр колебаний существенно зависит от технических параметров платформы, на которой производится исследование и частоты опроса ее датчиков. Так, если сама платформа имеет низкую собственную резонансную частоту, то регистрация компонент колебаний вблизи или за пределами резонансной частоты будет иметь недопустимые ошибки. Также невозможно полноценно регистрировать колебания ЦД, которые составляют ½ и выше от частоты опроса датчиков платформы (в соответствии с теоремой Котельникова [Котельников В.А., 1933; Nyquist H.,

Таблица 71. Основные параметры спектра частот колебаний ЦД для фронтальной, сагиттальной и вертикальной плоскости (программный пакет «МБН-Стабило» НМФ «МБН»)

Название параметра	Обозначение и единицы измерения
Частота 1-го максимума спектра по фронтальной составляющей	Xfl (Гц)
Амплитуда 1-го максимума спектра по	Xa1 (мм)

фронтальной составляющей	
Частота 1-го максимума спектра по сагиттальной составляющей	Yf1 (Гц)
Амплитуда 1-го максимума спектра по сагиттальной составляющей	Ya1 (мм)
Частота 2-го максимума спектра по фронтальной составляющей	Xf2 (Гц)
Амплитуда 2-го максимума спектра по фронтальной составляющей	Xa2 (мм)
Частота 2-го максимума спектра по сагиттальной составляющей	Yf2 (Гц)
Амплитуда 2-го максимума спектра по сагиттальной составляющей	Ya2 (мм)
Частота 3-го максимума спектра по фронтальной составляющей	Xf3 (Гц)
Амплитуда 3-го максимума спектра по фронтальной составляющей	Xa3 (мм)
Частота 3-го максимума спектра по сагиттальной составляющей	Yf3 (Гц)
Амплитуда 3-го максимума спектра по сагиттальной составляющей	Ya3 (мм)
Уровень 60% мощности спектра во фронтальной плоскости	xf60% (Гц)
Уровень 60% мощности спектра в сагиттальной плоскости	yf60% (Гц)
Частота 1-го максимума спектра по вертикальной составляющей	XfZ1 (Гц)
Амплитуда 1-го максимума спектра по вертикальной составляющей	XaZ1 (кг)
Частота 2-го максимума спектра по вертикальной составляющей	XfZ2 (Гц)
Амплитуда 2-го максимума спектра по вертикальной составляющей	XaZ2 (кг)
Частота 3-го максимума спектра по вертикальной составляющей	XfZ3 (Гц)
Амплитуда 3-го максимума спектра по вертикальной составляющей	XaZ3 (кг)
Уровень 60% мощности спектра по вертикальной составляющей	xfZ% (Гц)

1928; Shannon C.E., 1949]). Поэтому любое разделение колебаний по частотам [Soames R.W., Atha J., 1982] в конкретном эксперименте необходимо «привязать» к соответствующим техническим параметрам платформы и методики регистрации.

Естественно, что для анализа спектра частот необходимы не только графики, но и количественные показатели (амплитуда и частота) основных экстремумов для данной плоскости колебаний. Поскольку колебаний на различных частотах может быть значительное количество, то стандартно указываются колебания наибольшей амплитуды. Ниже приведена таблица параметров спектра частот и их обозначений из программного пакета «МБН-Стабило» НМФ «МБН» (табл. 71).

Кроме амплитудно-частотных параметров используются и комбинированные: граница 60% энергии спектра частот по данному направлению. Этот параметр позволяет в одной цифре оценить, в целом, какие компоненты частот преобладают среди колебаний в данной плоскости.

Человеческое тело в основной стойке имеет собственную частоту колебаний, которая составляет 0.3 Гц [Gagey P.M., Weber B., 1995]. Если система контроля баланса тела не справляется и не компенсирует (гасит) колебания тела, то эта частота начинает появляться как доминирующая в спектре частот. Как отмечают указанные ранее авторы, это отчетливый признак патологии, даже если все остальные показатели будут в норме. В норме наиболее значительный по амплитуде пик спектра частот имеет частоту в пределах 0.17 Гц для фронтальной плоскости и 0.13 Гц для сагиттальной. Дискуссия насколько эти колебания связаны с дыхательными движениями, все еще идут [Gagey P.M., Weber B., 1995]. На сегодня имеется достаточно доказательств, что в норме дыхательные экскурсии не имеют прямой репрезентации на стабилограммах. Кроме того, обнаружены и более медленные волны, которые связаны с изменением во времени самого среднего положения ЦД — его миграции в пределах своего нормального положения и ряд других медленно текущих процессов.

Колебания, с частотой один раз в минуту, по исследованию японских авторов, являются механизмом, обеспечивающим функцию насоса для венозной крови нижних конечностей. Эти колебания вызываются действием треглавой мышцы голени и синхронизируются с соответствующими движениями ЦД [Imamura K., Mano T., Iwase S., 1990]. В целом, основные колебания ЦД в норме находятся в области ниже 1 Гц. При исследовании стабилограммы здоровых людей японским ученым Taguchi K. (1977) было предложено классификационное деление вариантов нормы по спектру частот на три группы. Однако все три группы показали результаты ниже 1 Гц. В норме спектр частот смещается в более высокочастотную область, если обследование проводится с закрытыми глазами [Jansen R.D., Nansel D.D., Szlazak M.J., 1990]. В этом случае увеличение энергии регистрируется в частотах от 0.14 до 0.66 Гц. Вообще, проба на

депривацию зрения приводит к смещению спектра частот в более высокочастотную область.

Значительные изменения спектра в сторону увеличения энергии низких частот обнаружены у пациентов с болезнью Меньера [Ishizaki H., 1991]. Основные компоненты лежали в области ниже 0.5 Гц. Сделано предположение о том, что данный порог является патогномоничным для вестибулярного анализатора. Другое исследование японских авторов [Asahina M. et al., 1994] показало, что различные клинические формы наследственной атаксии имеют разные компоненты доминирующих частот в спектре. Форма, характеризующаяся слабыми мозжечковыми симптомами и отсутствием соматосенсорных афферентных симптомов, показала выброс энергии спектра в области 3 Гц. Другая форма, имеющая сенсорные нарушения и сниженные рефлексы показала максимум энергии спектра в области 1 Гц, хотя некоторые из них имели его в области 3 Гц.

Итальянские исследователи [Giacomini P. et al., 1998] обнаружили, что при периферической диабетической нейропатии пациенты показывают максимальные значения при исследовании с открытыми и закрытыми глазами в области частот выше 1 Гц для обеих плоскостей. Группа пациентов с диабетической нейропатией продемонстрировала ограниченные высокочастотные (выше 1 Гц) колебания только для сагиттальной плоскости. И группа пациентов с чистой периферической вестибулопатией характеризовалась высокочастотными колебаниями во фронтальной плоскости.

Германские исследователи [Schaefer K.P. et al., 1990], обследуя контрольную группу и группу больных с различными психическими заболеваниями, обнаружили, что в контрольной группе 60% энергии спектра частот находится в области ниже 0.3 Гц. В группе пациентов, находящейся на длительном лечении высокими дозами нейролептиков, обнаружено, что 60% энергии спектра находится в области ниже 0.2 Гц. Девиации ЦД в этой группе были снижены, как и скорость, и длина статокинезиограммы. Исследования больных с хроническим алкоголизмом показали разнородные результаты, но отмечено, что основные спектры частот лежали в области 0.5 Гц и выше 2 Гц. В группе пациентов с психотическими синдромами также обнаружены границы спектра частот в области высоких значений, при этом тяжесть состояния коррелировала с данными стабилометрии.

Отечественный автор [Храмцов П.И., 1993] предлагает для диагностики нарушений осанки у детей применять критерий 50% рубежа спектральной плотности в диапазоне частот 0.05-0.15 Гц. У детей с нарушениями осанки спектральная плотность в данном диапазоне больше 50%, а у детей без патологии — меньше 50%.

Анализ спектра частот обладает очень высокой чувствительностью к различным воздействиям на человека.

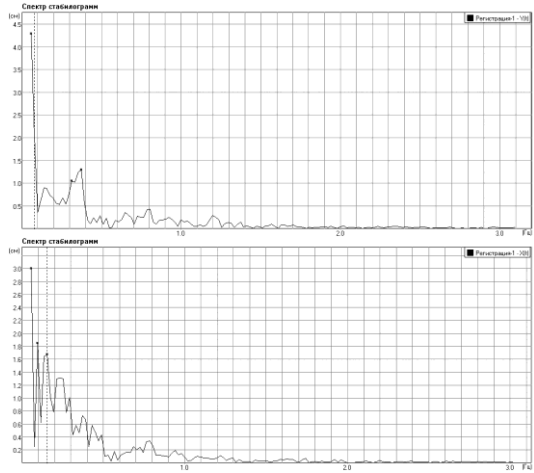


Рисунок 334. Графики спектра частот (по X и Y) обследуемого А.И.Р-ко. Колебания относительно большой амплитуды — 3-4 мм в низкочастотной части спектра. К частоте 0.4 Гц по Y колебания практически исчезают.

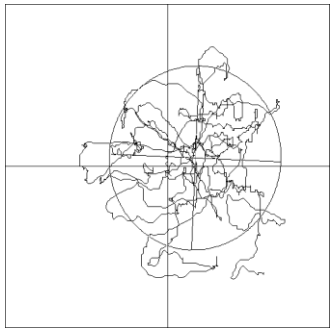


Рисунок 335. Статокинезиограмма обследуемого А.И.Р-ко: медленные колебания в пределах 1 см^2. Размер клетки разметки 1 см.

При оценке спектра частот следует всегда учитывать величину девиаций ЦД. Большие колебания ЦД выражаются в смещении в сторону низких частот. Малые девиации ЦД характеризуются большим количеством высокочастотных колебаний. На рисунке 334 приведен пример графиков спектра частот стабилограмм здорового человека. Спектр колебаний во фронтальной и сагиттальной плоскости практически полностью сосредоточен в области низких частот и состоит из отдельных групп колебаний. Амплитуда сагиттальных колебаний незначительно выше фронтальных, а их спектр представлен, соответственно, более низкочастотными колебаниями, чем фронтальные. Статокинезиограмма этого же испытуемого имеет характерный вид (рис. 335) и состоит из плавных (закругленных)

медленных движений ЦД. При этом вся статокинезиограмма «укладывается» в квадрат со стороной в 1 см.

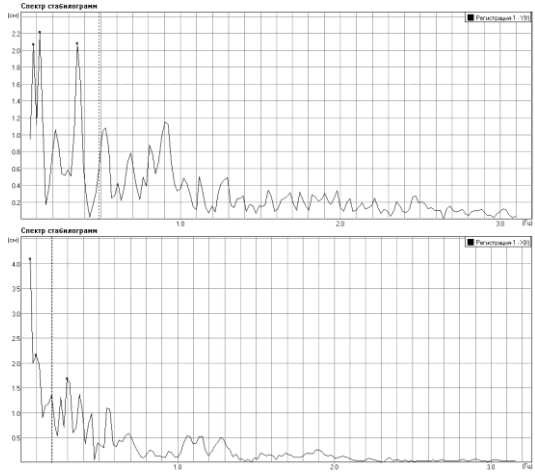


Рисунок 336. Пример графика спектра частот для сагиттальной плоскости (У) и фронтальной (Х) пациента С.А.С-ва: медленные колебания амплитуды, близкой к нормальной, с дополнительными колебаниями в низкочастотной части спектра. Характерный высокоамлитудный пик колебаний на частоте 0.35 Гц по У. На более высоких частотах (2-3 Гц) имеются колебания незначительной амплитуды.

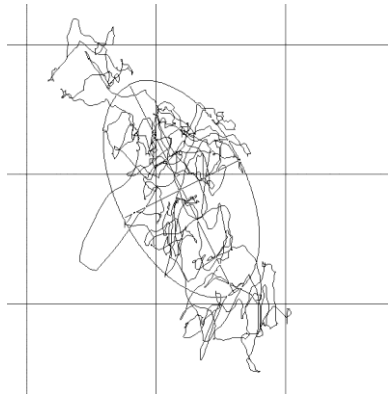


Рисунок 337. Статокинезиограмма пациента С.А.С-ва. Размер клетки разметки — 1 см.

Пример наличия большего количества колебаний, по сравнению с нормой. Пациент А.А.С-ев, ишемический инсульт, легкий левосторонний спастический гемипарез, мозжечковая атаксия. Графики спектра частот в сагиттальной и фронтальной плоскостях имеют совершенно другой вид (рис. 336).

В данном случае (рис. 336) на графике спектра частот по сагиттальной составляющей можно видеть дополнительные патологические колебания на частоте 0.35 Гц и ряд других колебаний на более высоких частотах (например, 0.9 Гц и амплитудой 1.15 см). Фронтальная составляющая осталась при этом практически интактной.

Статокинезиограмма данного больного уже имеет видимые отличия не только по амплитуде колебаний, которые в сагиттальной плоскости превышают 1 см., но и по их направлению, наличию многочисленных амплитудных выходов за пределы эллипса (рис. 337), более остроконечным траекториям движения ЦД.

Однако не только сагиттальная составляющая может увеличивать частоту колебаний. При увеличении амплитуды и частоты колебаний во фронтальной плоскости спектральная картина продолжает уплотняться, равно, как и статокинезиограмма. Клинический пример. Пациент М.М.В-ов, последствия закрытой черепно-мозговой травмы, ушиба головного мозга и грудной клетки (рис. 338).

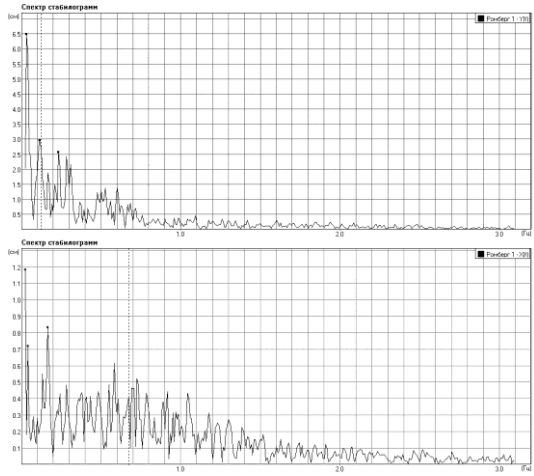


Рисунок 338. Пример графика спектра частот для сагиттальной плоскости (У) и фронтальной (Х) пациента М.М.В-ова. На спектре частот колебаний в сагиттальной плоскости имеются дополнительные колебания в низкочастотной части на частотах 0.12, 0.23, 0.29, 0.32 Гц. Основная по амплитуде частота достигает 65 мм. На графике колебаний во фронтальной плоскости многочисленные колебания в области низких и средних частот уровень 60% энергии спектра достигает значения 0.68 Гц.

В данном случае «реагируют» обе составляющие. Так, в сагиттальной плоскости колебания основной амплитуды достигают 6.5 см, что значительно превышает норму. Имеются дополнительные колебания в низкочастотной части на частотах 0.12, 0.23, 0.29, 0.32 Гц. За счет высокоамплитудного основного колебания параметр 60%

спектра (вертикальная пунктирная линия) остался в пределах нормы. Таким образом, высокоамплитудные колебания могут маскировать (если опираться только на параметр 60% энергии спектра) наличие более высокочастотных, но малоамплитудных колебаний.

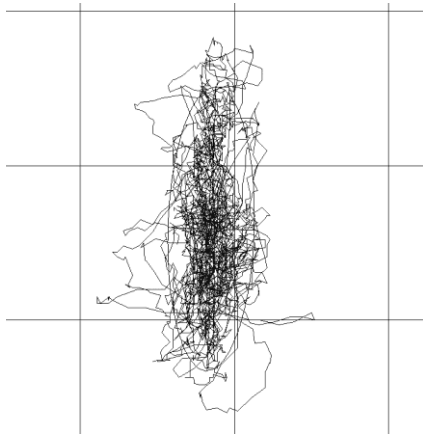


Рисунок 339. Статокинезиограмма пациента М.М.В-ова. Площадь статокинезиограммы существенно увеличена, плотность заполнения высокая.

Более интересна характеристика колебаний во фронтальной плоскости. Они незначительны по амплитуде, но колебания продолжаются за границу уровня 1 Гц. Параметр 60% энергии спектра имеет значение в 0.68 Гц, что значительно превышает нормативное.

Статокинезиограмма при таких колебаниях принимает характерный вид (рис. 339).

Плотность траектории такой статокинезиограммы значительно превышает представленные ранее.

Таким образом, величина колебаний может в некоторой степени определять спектрограмму. Если пациент делает произвольные или непроизвольные колебания низкой частоты[1], то они могут маскировать высокочастотные компоненты. Это — эффект, подобный статическим гиперкинезам, когда тремор исчезает во время движения и возвращается в покое.

В целом, вышеизложенное является фундаментальной характеристикой механического маятника. Согласно ***правилу соотношения амплитуды и частоты колебаний*** высокоамплитудные колебания являются низкочастотными, а низкоамплитудные — высокочастотными.

При нормальной свободной стойке повторяемость результатов спектрального анализа у одного и того же испытуемого высокая

[1] Произвольно производить колебания высокой частоты (2 Гц и более) практически недоступно для обычного человека.

[Liu S.H., Lawson D., 1995]. По нашему опыту характеристика спектра является устойчивой у данного человека, однако именно эта часть анализа является наиболее чувствительной к изменению состояния обследуемого.

Фундаментальная закономерность колебаний центра давления

При анализе амплитуд и частот колебаний в сагиттальной и фронтальной плоскостях для групп нормы по данным анализа основных частот колебаний ЦД можно отметить одну фундаментальную закономерность. Чем ниже частота колебания, тем больше его амплитуда и, соответственно, чем выше частота колебания, тем ниже его амплитуда. Данное правило подтверждается графиком спектра частот здорового человека (рис. 340).

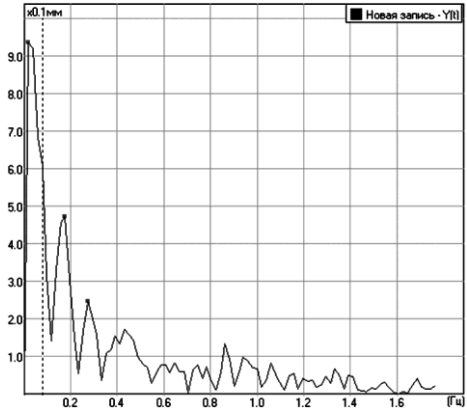


Рисунок 340. Типичный график спектра частот по сагиттальной составляющей (обследуемый И.И.С-ин). Колебаний низких частот имеют максимальные амплитуды, а высоких — минимальные.

С целью проверки предположения о наличии такой закономерности для двух групп нормы (с установкой стоп по Европейскому стандарту и с установкой стопы вместе) проведен анализ первых трех по величине амплитуд колебаний и их частот для сагиттальной и фронтальной плоскости (таблица 60, 62).

В обеих группах нормы отмеченная выше закономерность строго соблюдается. Колебания, имеющие более высокую частоту, показывают меньшую амплитуду, что видно на графиках зависимости частоты колебаний первых трех по величине амплитуд (рис. 341, 342).

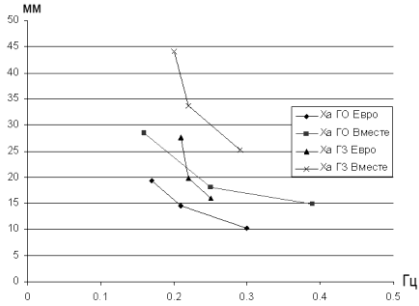


Рисунок 341. Графики зависимости амплитуды колебаний (мм) от их частоты (Гц) для группы нормы с установкой стоп по европейскому стандарту и стопы вместе для первых трех максимальных амплитуд. Ха ГО Евро — колебания во фронтальной плоскости в положении глаза открыты для установки стоп по европейскому стандарту, Ха ГЗ Евро — то же для положения глаза закрыты, Ха ГО Вместе и Ха ГЗ Вместе — аналогичные данные для положения стоп вместе.

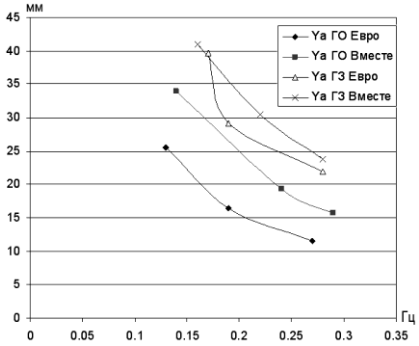


Рисунок 342. Графики зависимости амплитуды колебаний (мм) от их частоты (Гц) для группы нормы с установкой стоп по европейскому стандарту и стопы вместе для первых трех максимальных амплитуд. Ya ГО Евро — колебания в сагиттальной плоскости в положении глаза открыты для установки стоп по европейскому стандарту, Ya ГЗ Евро — то же для положения глаза закрыты, Ya ГО Вместе и Ya ГЗ Вместе — аналогичные данные для положения стоп вместе.

Именно по нисходящей происходит изменение амплитуд колебаний с увеличением частоты. Данная закономерность проявляет себя, как очень жесткое правило, которое продолжает соблюдаться и в случае патологии (рис. 343).

С целью статистической проверки данного предположения проведен анализ первых трех по величине амплитуд и соответствующим им частот колебаний в группах больных с правосторонним гемипарезом и больных контрольной группы с

пограничной психической патологией (первое обследование при поступлении). Итоговые данные представлены в таблицах 72, 73.

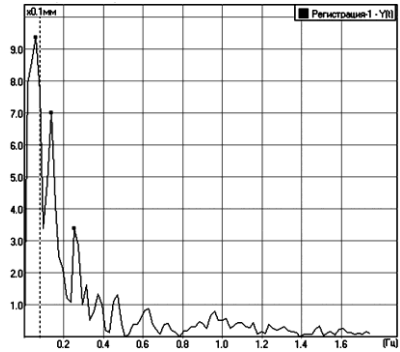


Рисунок 343. Стабилометрическое исследование больной Г.И.Б-ва (последствия гемморагического инсульта, правосторонний гемипарез). Представлен график спектра частот в сагиттальной плоскости. По вертикали — амплитуда (мм), по горизонтали — частота (Гц).

Таблица 72. Результаты анализа амплитуд и частот колебаний группы больных с правосторонним гемипарезом для положений глаза открыты (ГО) и глаза закрыты (ГЗ). Даны среднее значение и ошибка среднего (m)

Параметр	ГО		ГЗ	
	среднее	m	среднее	m
Xfl (Гц)	0.14	0.02	0.22	0.02
Xa1 (мм)	36.32	3.95	50.35	4.99
Yf1 (Гц)	0.18	0.02	0.23	0.02
Ya1 (мм)	34.07	2.28	42.78	2.73
Xf2 (Гц)	0.25	0.01	0.23	0.02
Xa2 (мм)	24.05	2.07	35.64	2.97
Yf2 (Гц)	0.26	0.03	0.28	0.03
Ya2 (мм)	22.83	1.46	35.54	2.61
Xf3 (Гц)	0.27	0.02	0.36	0.03
Xa3 (мм)	19.96	1.83	28.52	2.29
Yf3 (Гц)	0.34	0.02	0.31	0.03
Ya3 (мм)	18.97	1.18	30.83	2.24

Результат исследования спектра частот колебаний в сагиттальной и фронтальной плоскостях групп больных с правосторонним гемипарезом и пограничной психической патологией также подтверждает строгое соответствие амплитудно-фазовых характеристик колебаний отмеченной выше закономерности.

Таблица 73. Результаты анализа амплитуд и частот колебаний контрольной группы больных с пограничной психической патологией (первое исследование до начала лечения) для положений глаза открыты (ГО) и глаза закрыты (ГЗ). Даны среднее значение и ошибка среднего (m)

Параметр	ГО		ГЗ	
	среднее	m	среднее	m
Xfl (Гц)	0.17	0.02	0.21	0.02
Xa1 (мм)	30.50	1.71	57.96	3.41
Yf1 (Гц)	0.14	0.01	0.19	0.01
Ya1 (мм)	35.77	2.89	51.36	3.69
Xf2 (Гц)	0.29	0.03	0.23	0.02
Xa2 (мм)	19.89	1.09	39.46	2.33
Yf2 (Гц)	0.24	0.02	0.22	0.02
Ya2 (мм)	21.42	1.46	38.13	2.35
Xf3 (Гц)	0.37	0.03	0.33	0.03
Xa3 (мм)	15.34	0.57	31.24	1.56
Yf3 (Гц)	0.31	0.02	0.33	0.02
Ya3 (мм)	16.45	0.91	30.61	1.86

Таким образом, анализ полученных данных как в группах нормы, так и в группах больных позволяет сделать следующее заключение. Колебания ЦД в сагиттальной и фронтальной плоскости подчиняются фундаментальной закономерности — высокоамплитудные колебания являются низкочастотными, а низкоамплитудные — высокочастотными. Данная закономерность базируется на физической природе процесса колебаний сложного многосоставного объекта.

Как уже было отмечено выше, частота и амплитуда колебаний идеального механического маятника определяются длиной его плеча. Если бы колебания в основной стойке соответствовали модели простого однозвенного маятника, то частота колебаний могла быть только одна, определяемая формулой. Однако модель колебаний стоящего человека описывается посредством многозвенной модели, в которой число звеньев и величина их плеч постоянно изменяются, что в итоге, дает спектр колебаний. В соответствии с фундаментальной теоремой о равномерном распределении энергии по степеням свободы (теорема Больцмана): для тела находящегося в равновесии энергия распределяется равномерно между всеми степенями свободы.

Аналогичная закономерность для амплитуд и частот колебаний при исследовании движений сегментов верхней конечности была обнаружена B.A.Kay, E.L.Saltzman, J.A.Kelso (1991), D.Delignieres,

L.Lemoine, K.Torre (2004). Наличие такой закономерности для колебаний общего центра масс тела стоящего человека отмечено в исследовании C.Maurer, R.J.Peterka (2005).

Данное явление представляет собой фундаментальную закономерность поведения любых флуктуирующих систем в биологии [Браже А.Р., 2006], механике, электронике, социологии. Такие хаотические флуктуации в технике получили название шум. Шум основной закономерностью, которого является обратная пропорциональность амплитуды к частоте в физических науках принято обозначать, как 1/f-шум. Другое часто употребимое названиие такого шума «фликкерный шум» [Бочков Г.Н., Кузовлев Ю.Е., 1983] (от английского flicker — мерцание, трепетание, дрожание). В общем виде данная закономерность описывается формулой:

$$P_{(f)} = \frac{1}{f}, \text{ где}$$

$P_{(f)}$ — спектр энергии, f — частота колебаний.

Основное отличие фликкерного шума от других видов шумов — обратно пропорциональная зависимость спектральной плотности мощности от частоты, т.е. с увеличением частоты колебаний уменьшается их амплитуда. В соответствии с законом 1/f происходят флуктуации многих параметров, которые характеризуют динамику процессов в физико-химических системах и живых организмах. Объединяющим для всех процессов, протекающих по закону 1/f, является то, что такие системы имеют значительное количество различных элементов, способных накапливать энергию и высвобождать ее по достижении определенного порога. Такой системой является и человек. Состояние баланса стоящего вертикально человека реально определяется многозвенной механической моделью, включающей все суставы, кости, связки, мышцы и сухожилия, кроме того, на баланс оказывают влияние и внутренние органы грудной и брюшной полостей. Поэтому если на такую систему отсутствуют внешние или внутренние воздействия, то выделение энергии, в данном случае для обеспечения процесса баланса подчиняется закону 1/f. Несмотря на общую шумовую картину сигнала фликкер шум имеет отличия — это наличие ритмических изменений, которые связаны, как с внутренними процессами, так и с внешними воздействиями. Такие ритмы хорошо заметны и на стабилограмме.

В отношении собственно колебаний ЦД во фронтальной и сагиттальной плоскостях. Поскольку разделение колебаний на низко и высокочастотные является лишь условным, то на практике это обозначает, что на графике спектра частот колебания более высокой амплитуды должны иметь меньшую частоту, чем колебания с меньшей относительно них амплитудой. В контексте колебаний ЦД человека, стоящего вертикально эта закономерность является, как можно

убедиться из исследования групп нормы и групп больных, физиологической постоянной процесса баланса. Если для групп нормы такой характер колебаний является физиологичным, то для больных исследованных групп, где баланс изначально не является нормальным, обнаруженная последовательность колебаний и их частот может иметь место в случае успешной, физиологичной компенсации. Такое состояние имеет место далеко не всегда. Поэтому, если колебания ЦД не следуют описанной выше закономерности, то такое состояние можно рассматривать как нарушение естественных компенсаторных процессов. В качестве примера приведен график спектра частот колебаний больного Е.В.Б-ва с последствиями ишемического инсульта и правосторонним гемипарезом (рис. 344).

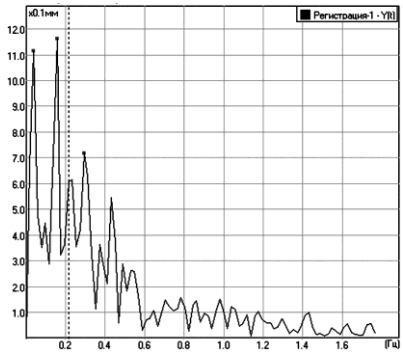


Рисунок 344. График спектра частот колебаний в сагиттальной плоскости больной Е.В.Б-ва (последствия ишемического инсульта, правосторонний гемипарез). По вертикали — амплитуда (мм), по горизонтали — частота (Гц).

В данном клиническом случае общая закономерность следования амплитуд и частот остается соответствующей описанному фундаментальному правилу, но при этом некоторые амплитуды, имея более высокую частоту, характеризуются и большей по сравнению с соседними амплитудой. Аналогичные изменения имеются и в другом случае. На рисунке 345 видно, что после первой максимальной амплитуды колебаний имеется группа из трех колебаний меньшей амплитуды, после которых следует пик на частоте 0.3 Гц, превышающий амплитуду последних.

Более показательный случай представлен на рисунке 346. В данном случае наибольшую амплитуду имеют колебания с частотой 0.28 Гц, после которых какие-либо другие колебания практически отсутствуют. Таким образом, строгая последовательность убывания амплитуд с увеличением частоты колебаний в этом случае нарушена, что можно рассматривать, как изменение физиологической механики балансировочных колебаний принудительно с внесением помех в виде

колебаний на частоте 0.28 Гц посредством центральных патологических механизмов.

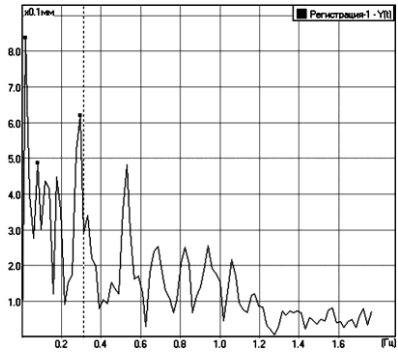


Рисунок 345. График спектра частот колебаний в сагиттальной плоскости больного И.Н.Д-ко (последствия ишемического инсульта, правосторонний гемипарез). По вертикали — амплитуда (мм), по горизонтали — частота (Гц).

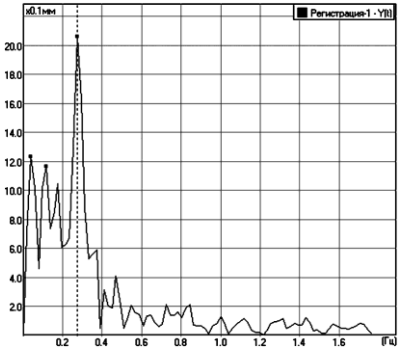


Рисунок 346. График спектра частот колебаний в сагиттальной плоскости больного В.Я.С-ко (последствия черепно-мозговой травмы, правосторонний гемипарез, левосторонняя пирамидная недостаточность, атаксия). По вертикали — амплитуда (мм), по горизонтали — частота (Гц).

Поскольку обнаруженная закономерность соотношения амплитуды и частоты колебаний носит физический, фундаментальный характер, то данное обстоятельство может быть использовано для анализа данных стабилометрического исследования. Прежде всего, при анализе спектра частот колебаний подчинение спектра закону — величина амплитуды обратно пропорциональна значению частоты — говорит о том, что имеющиеся колебания носят свободный характер. В отличие от этого изменение данного соотношения колебаний и их амплитуд может носить только вынужденный характер, например, за счет неконтролируемого сознательно сокращения мышц (треморы, клонусы) или при изменении чувствительности сенсорного поля и

других причин. При этом свободные колебания, как можно было убедиться из результатов исследования групп нормы и больных с правосторонним гемипарезом и пограничной психической патологией могут иметь место, как в норме, так и при патологии.

Таким образом, колебания во фронтальной и сагиттальной плоскостях ЦД здорового и отчасти больного человека в положении основной стойки подчиняются фундаментальному закону 1/f. Соответствие спектра частот колебаний данному закону у больного можно рассматривать, как физиологически компенсированное состояние и декомпенсированное при отсутствии такового.

Распределение веса тела между нижними конечностями

Распределение веса тела **—** нагрузка на каждую нижнюю конечность, выражающаяся в процентах от веса тела (ВТ). Этот параметр не является, по сути, стабилометрическим. Он остался нам с времен, когда стабилометрии не было и многие доктора проводили исследования на сдвоенных весах. Встречались и более сложные конструкции, включающие четверо напольных весов. Тем не менее, эти сооружения не могли заменить стабилометрию, хотя давали простые и объективные показатели распределения веса тела между нижними конечностями. В силу распространенности такого подхода и простоте его клинической интерпретации показатели распределения веса тела между нижними конечностями остаются и в перечне показателей стабилометрического комплекса производства НМФ «МБН». С целью нормирования нагрузка на каждую конечность рассчитывается в процентах от веса тела. В отношении нормативов распределения веса тела известно, что у здоровых людей нагрузка на каждую из конечностей практически равны. По нашим данным, в среднем, имеется незначительное смещение ЦД влево, поэтому нагрузка на левую ногу составляет 51%, а на правую 49% веса тела. Данные литературы этому противоречат. Незначительное повышение нагрузки обнаружено у 54% правшей на преобладающую сторону тела [Murray P. et al., 1973]. Разность составляла в среднем 7.3-7.4%ВТ.

Ниже будет показано, что распределение веса между нижними конечностями — весьма грубый и приблизительный показатель, непригодный для точной диагностики, но он может быть хорошим клиническим ориентиром для пациентов, проходящих реабилитацию после травм нижних конечностей.

Среднее направление колебаний

Среднее направление колебаний ЦД — это параметр, показывающий средне арифметическую плоскость, в которой происходят колебания ЦД. В норме основные колебания происходят в сагиттальной плоскости, т.е. в передне–заднем направлении. Величина отклонения среднего направления колебаний в норме зависит, как и многие другие параметры, от постановки стоп, но в среднем не превышает величины 10-15 градусов в обе стороны. Фактически этот показатель характеризует плоскость, в которой преимущественно происходят колебания ЦД.

Данный параметр, несмотря на его очевидность, довольно сложно вычисляется, так как колебания в каждый момент времени (более правильно между двумя моментами времени) имеют существенно отличающееся направление. Поэтому под средним направлением колебаний необоснованно принимается направление большой оси эллипса (рис. 347).

Рисунок 347. Статокинезиограмма. Жирной линией выделена большая ось эллипса ее, направление относительно сагиттальной плоскости составляет (12о). Положительное значение указывает на то, что линия имеет наклон вправо.

Угол среднего направления колебаний не является общепринятым параметром, хотя направление колебаний имеет клиническое значение. Например, нестабильность основной стойки пациента во фронтальной плоскости может быть обнаружена по девиациям ЦД, но только в случае, когда последние имеют значение, существенно превосходящее норму. Угол среднего направления колебаний позволяет обнаружить данный симптом на ранней стадии, так как при малых девиациях колебания будут совершаться

преимущественно во фронтальной плоскости, и данный параметр будет принимать значения близкие к -90º или 90º. В отдельных случаях этот показатель является очень чувствительным индикатором.

При решении каких-либо экспертных вопросов пациент с таким результатом, выходящим за пределы нормы, может быть подвергнут тщательному обследованию не только с привлечением других методик стабилометрии, но и ортопедическому, неврологическому и оториноларингологическому обследованию. При ортопедическом исследовании следует уделить особое внимание состоянию позвоночника, наличию врожденных и приобретенных деформаций.

Классификация стабилометрических параметров с клинической точки зрения

Для краткого описания обнаруженных изменений основных стабилометрических характеристик в ходе простого стабилометрического исследования приводится соответствующая классификация.

Положение ЦД	В сагиттальной плоскости	Смещен вперед
		Смещен назад
	Во фронтальной плоскости	Смещен вправо (на больную, здоровую конечность)
		Смещен влево (на больную, здоровую конечность)
	Нормативное (не смещен)	
Колебания ЦД	В целом	Нормальная стабильность
		Нестабильность (общая (сагиттальная и фронтальная), изолированная (или сагиттальная, или фронтальная))
		Гиперстабильность (общая (сагиттальная и фронтальная), изолированная (или сагиттальная, или фронтальная))
	В сагиттальной плоскости	Стабильность не изменена
		Нестабильность
		Гиперстабильность
	Во фронтальной плоскости	Стабильность не изменена
		Нестабильность
		Гиперстабильность
	Соотношение сагиттальных колебаний к фронтальным	Норма
		Превалируют сагиттальные (при нормальных фронтальных), фрональные (при нормальных сагиттальных)
		Недостаточны сагиттальные (при нормальных фронтальных),

		фронтальные (при нормальных сагиттальных)
Стратегия	Голеностопная	
	Тазобедренная	
Скорость ЦД	Норма	
	Высокая	
	Низкая	
Плотность статокинезиограммы (параметр LFS)	Норма	
	Низкая	
	Высокая	
Спектр колебаний	В целом	Норма
		Смещен в высокочастотную часть
		Смещен в низкочастотную часть
	Сагиттальная плоскость	Норма
		Смещен в высокочастотную часть
		Смещен в низкочастотную часть
	Фронтальная плоскость	Норма
		Смещен в высокочастотную часть
		Смещен в низкочастотную часть
	Наличие изолированных пиков колебаний	Имеются (амплитуда, частота), отсутствуют
Соотношение амплитуд колебаний к частотам	Физиологичное (частоты соответствуют амплитудам)	
	Нефизиологичное (частоты не соответствуют амплитудам	Частоты колебаний превышают соответствующие значения для имеющихся амплитуд (высокие амплитуды и высокие частоты)
		Частоты колебаний не достают до значений соответствующих амплитудам (низкие амплитуды и низкие частоты)
Вертикальная составляющая	Сердечные циклы	Выражены
		Отмечаются
		Не прослеживаются
	Дыхательные циклы	Не прослеживаются
		Отмечаются
		Выражены
	Наличие дополнительных колебаний	Имеются (частота, амплитуда)
		Отсутствуют
	Общая амплитуда колебаний	В пределах нормы
		Превышает норму
		Ниже нормы
	Максимум основных амплитуд	В пределах нормы
		Превышают норму
		Ниже нормы
Коэффициент Ромберга	В норме для данного состояния зрения	
	Дисбаланс зрительного и проприорецептивного анализатора	Преобладание зрительного анализатора (недостаточность проприорецептивного)
		Преобладание проприорецептивного анализатора (недостаточность зрительного)
		Относительное преобладание зрительного анализатора (функция проприорецептивного в пределах

		нормы)
		Относительное преобладание проприорецептивного анализатора (функция зрительного в пределах нормы)

Данная классификация не является законченной, а только намечает основные действия для клинической оценки статического стабилометрического исследования и только по основным его параметрам. Расширение возможностей с включением других более сложных методов стабилометрического исследования остается за будущим.

При проведении клинического анализа стабилометрических данных представляется очень существенным выделить значимые для данного заболевания или состояния симптомы и общие симптомы нарушения стабильности, которые не являются специфичными именно в данном случае. В отношении неспецифичных симптомов для различных патологических состояний характерным является нарушение стабильности. Нестабильность основной стойки проявляется типичным симптомокомплексом:

- увеличение амплитуды колебаний ЦД,
- увеличение скорости движения ЦД,
- смещение частоты колебаний в низкочастотную часть спектра.

Данный симптомокомплекс неспецифической нестабильности, как правило, может иметь место при самых различных как патологических, так и физиологических состояниях. В то же время, дополнительные симптомы, сопровождающие данное состояние будут являться специфичными для диагностируемого заболевания, такие как смещение ЦД во фронтальной или (и) сагиттальной плоскости, изменение соотношений амплитуды колебаний во фронтальной и сагиттальной плоскостях, появление в спектре колебаний, не свойственных нормальному балансу частот (особенно в высокочастотной части спектра) и др. Фактически идет речь о детализации функционального характера нестабильности.

Примеры клинического использования стабилометрии

Последние отечественные диссертационные работы также подтверждают далеко не исчерпанные возможности использования метода стабилометрии в практической работе с различным контингентом больных. Так, в диссертации Н.А.Кононовой (2006) был разработан метод интегральной оценки статокинетической системы,

позволяющий количественно оценить эффективность системы равновесия в норме и при различных патологических состояниях. Определены возрастные особенности баланса здорового человека. Данное исследование позволило обнаружить, что наиболее высокие показатели баланса имеются у лиц молодого и среднего возраста. После 50 лет качество равновесия начинает быстро снижаться, достигая минимальных значений к возрасту 70 лет. Обнаружены и половые особенности баланса. Так в возрасте от 19 до 40 лет статические и динамические показатели функции равновесия у женщин были выше, чем у мужчин. В возрасте 40-50 лет указанные величины выравнивались с последующим резким снижением функции равновесия у женщин в возрасте от 50 до 60 лет. При исследовании больных с вестибулярной дисфункцией обнаружено, что при периферическом поражении спектр частот колебаний смещается в область низких частот (от 0.1 до 0.5 Гц), и в область более высоких частот (от 0.3 до 2.0 Гц) при поражении центральных отделов анализатора. При смешанном поражении обнаруживались колебания как в области низких, так и высоких частот (от 0.2 до 1.6 Гц). Определены патогномоничные стабилометрические признаки поражения периферического и центрального отделов вестибулярного анализатора. Так, для больных с периферическим поражением вестибулярного анализатора, статокинезиограмма имеет характерную форму и вытянута во фронтальном направлении (т.е. фронтальные колебания больше чем сагиттальные). Для больных с центральным поражением характерна статокинезиограмма в виде круга. При смешанной патологии могут наблюдаться иные картины статокинезиограммы, но общим для данного контингента является то, что нарушение функции баланса носит максимально выраженный характер.

В диссертационной работе Д.Г.Саенко (2005) обнаружены патологические изменения баланса и коррекционных ответов постуральной системы, развивающиеся в результате нахождения обследуемого в условиях реальной или модельной невесомости. Основные постуральные наруения связаны с глубокимиизменениями функции двух ведущих гравитационно-зависимых сенсорных систем опорной и вестибулярной. В опорной системе происходит снижение тонуса постуральных мышц с развитием в последующем атрофических процессов в мышцах. Наступающие изменения в вестибулярной системе вызывают нарушения точностного контроля позных коррекций.

Диссертация Н.А.Юнищенко (2005) позволила найти, что при стабилометрическом исследовании больных с различными стадиями болезни Паркинсона — в начальных стадиях болезни возрастает нестабильность преимущественно во фронтальной плоскости. Для больных с третьей и четвертой стадиями увеличение амплитуды

колебаний захватывает и сагиттальную плоскость. При этом величина площади статокинезиограммы коррелировала с продолжительностью заболевания, с выраженностью ригидности. В положении глаза закрыты имелась нормальная реакция увеличения амплитуды и скорости перемещения ЦД.

Работа Е.Л.Кононовой (2004) обнаружила при стабилометрическом исследовании больных с различными формами органической патологии головного мозга факт, что степень нарушения баланса зависит не только от локализации, но и от общего объема пораженной ткани мозга. Постуральная дисфункция наиболее выражена при структурных изменениях в лобно-теменных отделах полушарий большого мозга, правой гемисфере мозжечка, что характеризуется увеличением параметров скорости и площади статокинезиограммы более чем на 70% от заданных нормативов. При цереброваскулярных заболеваниях нарушения статики развиваются при поражении как вертебрально-базилярной, так и каротидной систем кровоснабжения. Увеличение стабилометрических показателей более чем на 35% от нормативных данных и тяжесть клинической симптоматики соответствуют выраженности регионарной недостаточности мозгового кровообращения. Наиболее высокие (более 70% от нормы) стабилометрические параметры, сочетающиеся с выраженными клиническими проявлениями астазии, получены при изменениях артерий каротидного бассейна. На нарушения равновесия при органической патологии головного мозга влияет степень выраженности сопутствующих расстройств интеллектуально-мнестической сферы, приводящих к неадекватной произвольной регуляции вертикальной позы. При этом происходит нарастание значений площади статокинезиограммы и скорости ЦД в последовательно проводимых стабилометрических исследованиях примерно в 1.5 раза по сравнению с исходными данными. Показатель скорости ЦД характеризует напряженность работы компенсаторных звеньев, а показатель площади статокинезиограммы соответствует клиническим проявлениям нарушений статики.

Исследование, выполненное И.В.Кирпичевым (2005) показало, что приспособление организма к сколиотическим изменениям позвоночника проявляется тремя типами: при первом типе регистрируется смещение ЦД во фронтальной плоскости в противоположную сторону от направления дуги деформации при С-образных сколиозах или в сторону меньшей дуги при S-образных сколиозах, увеличивающиеся при закрытых глазах; при втором типе наблюдается отклонение ЦД во фронтальной плоскости в направлении дуги деформации при С-образных сколиозах или в сторону основной дуги деформации при S-образных сколиозах, при закрытых глазах положение центра давления приближается к нормальному; третий тип характеризуется смещением ЦД в сторону направления дуги

деформации при С-образных сколиозах или в сторону основной дуги при S-образных сколиозах, при закрытых глазах отклонение центра давления несколько увеличивается. В динамике сколиотической болезни возможен переход одного типа в другой. Сопряженность изменений стабилометрических и электромиографических параметров указывает на общность механизмов, регулирующих приспособительные функции при сколиозах, у детей с третьим типом стабилометрических изменений наблюдаются минимальные, со вторым — умеренные, с первым типом — выраженные нарушения в согласованной работе паравертебральных мышц. Их работа находится под контролем зрительного анализатора.

Исследование П.В.Давыдова (2006) позволило предложить критерии вертикализации у больных, перенесших инфаркт миокарда. Данная работа принципиально открывает возможность использования стабилометрии не только для больных ортопедо-неврологического или оториноларингологического профиля, но и терапевтического.

Докторская диссертация Т.Т.Батышевой (2005) посвящена системе реабилитации больных с двигательной патологией. В данной работе установлено, что биомеханическое, в целом, и стабилометрическое, в частности, исследования являются обязательными диагностическими процедурами для уточнения характера патологических изменений, определения реабилитационного диагноза, выбора стратегии и тактики реабилитационного лечения, больных рассеянным склерозом, ишемическим инсультом, дорсопатией. В работе определены специфические биомеханические синдромы двигательных нарушений при данных заболеваниях. Для больных рассеянным склерозом характерны: высокая степень нестабильности баланса в основной стойке в сагиттальной плоскости проприорецептивного генеза с преимущественным увеличением площади статокинезиограммы. Для пациентов, перенесших ишемический инсульт,— высокая асимметрия баланса в основной стойке со смещением ЦД в сторону здоровой конечности. Для больных с дорсопатией найдены критерии декомпенсации состояния. Выявлены общие биомеханические симптомы двигательных нарушений у неврологических больных. Установлено, что технология и алгоритмы реабилитации двигательных нарушений у неврологических больных в условиях специализированной поликлиники должны строиться при рассеянном склерозе с учетом: коррекции баланса в основной стойке за счет формирования нового (зрительного) механизма биологической обратной связи. При лечении последствий ишемического инсульта одной из основных задач становится стабилизации баланса. При дорсопатии — необходимость перевода патологического статического двигательного стереотипа в физиологический (разгрузка пораженной стороны).

В докторской диссертации И.А.Погосян (2007) посредством стабилометрического исследования детей с врожденной челюстно-лицевой патологией удалось обнаружить, что данные больные характеризуются минимальными изменениями вестибулярной функции, но значительными асимметриями во фронтальной и сагиттальной плоскостях. Дети с сурдологической патологией показали нарушения как вестибулярного, так и проприорецептивного анализаторов и значительные отклонения ЦД в сагиттальной плоскости. Дети, занимающиеся фигурным катанием, имеют смещение ЦД вперед и влево при устойчивости вестибулярного и проприорецептивного анализаторов. В данной работе были впервые проанализированы клинико-биомеханические параллели, развивающиеся при мультифакторной ортопедической патологии. Предложена система диагностики, лечения и прогнозирования.

Неврологические заболевания

Это очень большая группа заболеваний человека, многие из которых сопровождаются теми или иными нарушениями двигательной сферы, в том числе и равновесия.

Чувствительность стабилометрического метода и качество получаемой информации позволяют использовать этот метод для определения текущего функционального состояния пациента не только при заболеваниях непосредственно связанных с двигательной сферой, хотя именно последние дают наиболее яркую картину, но и при болезнях других систем и органов. Например, при обследовании большой группы пациентов старше 60 лет с различными неврологическими расстройствами [Ojala M., Matikainen E., Juntunen J., 1989] обнаружено, что длина статокинезиограммы и девиации ЦД были у этой группы больше по сравнению с контрольной. В то же время, анализ спектра частот, коэффициент Ромберга не дали существенных корреляций между группами. Последний результат можно признать закономерным. Анализ спектра частот относится к тонким методам анализа. Когда выборка больных планируется только по одной или нескольким нозологиям, без учета множества других соматических факторов, отсутствие корреляции — естественный результат. Тем более что в старшем возрасте, как правило, имеются сопутствующие заболевания.

В другом исследовании [Schaefer K.P. et al., 1990] пациентов с болезнью Паркинсона или индуцированным медикаментозными средствами паркинсонизмом имелось увеличение длины статокинезиограммы. К сожалению, авторы ограничились исследованием незначительного количества параметров. Опыт других авторов показал, что стабилометрические тесты могут использоваться

как дифференциально-диагностические от различных форм паркинсонизма [Trenkwalder C. et al., 1995]. При исследовании такой глобальной патологии как церебральный паралич посредством динамической стабилометрии у больных обнаружено увеличение в двигательный ответ мышц-анатагонистов и уменьшение активации мышц туловища [Burtner P.A., Qualls C., Woollacott M.H., 1998]. Для действия мышц оказалось одинаково важно как состояние центральной нервной системы, так и механические условия (взаиморасположение между суставами).

Отечественные авторы [Сологубов Е.Г., Яворский А.Б., Кобрин В.И., 1996] успешно внедрили статическую стабилометрию в клиническую практику для выяснения особенностей статики больных церебральным параличом и воздействия различными лечебными факторами, в том числе костюмом «Адель».

Исследования группы пациентов с черепно-мозговой травмой [Geurts A.C. et al., 1996] показало, что колебания ЦД у этой группы более чем на 50% выше как для фронтальной, так и для сагиттальной плоскости, скорость ЦД на 20% ниже, чем в контрольной группе. Необходимо отметить, что французская школа постурологии выделяет синдром последствия сотрясения головного мозга, который регистрируется посредством статической стабилометрии. Характерным стабилометрическим симптомом его является увеличение площади статокинезиограммы свыше 200 мм^2. У всех больных с этим синдромом площадь статокинезиограммы превышает уровень 95% нормы. При этом часто выявляется увеличение девиаций в сагиттальной плоскости [Rubin A.M. et al., 1995].

Значительное место в современных исследованиях больных с различной патологией мозжечка занимает стабилометрия и некоторые производные тесты. Тест Ромберга позволяет быстро обнаружить возросшую роль зрения в поддержании баланса, например у больных со спиноцеребреллярной дегенерацией [Ohashi N., Nakagawa H., Asai M., 1993]. Для мозжечковых расстройств оказалось более характерным увеличение девиаций во фронтальной плоскости [Saling M. et al., 1991].

Стабилометрическое исследование позволяет определить дифференциально-диагностические признаки различных форм наследственных атаксий [Asahina M. et al., 1994]. Авторами найдены стабилометрические критерии двух форм наследственной атаксии по величине девиаций ЦД и данным спектрального анализа. В другом случае, больные с патологией передней доли мозжечка при стоянии показали специфический тремор с частотой 3 Гц в передне–заднем направлении. Во фронтальной плоскости девиации были незначительны с доминирующей частотой 0.5 Гц, что было так же отмечено у больных спинальной атаксией [Mauritz K.H., Dichgans J., Hufschmidt A., 1979].

Далеко не всегда стабилометрия может выступать как дифференциально-диагностический инструмент. Врач может столкнуться с различной клинической патологией, имеющей близкие функциональные нарушения. В этих случаях стабилометрическое исследование несет функциональную информацию, указывающую на изменение в той или иной системе. Так, больные с односторонней вестибулярной гипофункцией и пароксизмальным позиционным головокружением показывают аномальные стабилометрические результаты в 50% случаев. При этом обнаруживается дефицит компенсации вестибуло-спинального уровня [Norre M.E., Forrez G., 1986].

Значительную ценность имеют данные стабилометрии у больных, перенесших инсульт головного мозга [Черникова Л.А. с соавт., 1999; Lee M.Y. et al., 1998].

A.C.Geurts с соавт. (1992) обследовал пациентов с наследственной нейропатией двух форм. Больные показали уменьшение возможности сохранения баланса в обоих направлениях. Автоматические функции баланса не были изменены.

Barrett R. с соавт. (1988) обследовал детей с мышечной дистрофией Дюшена. Девиации ЦД у данной категории больных были увеличены. После проведения ортезирования ЦД возвращался в положение ближе к нормальному, но девиации его во фронтальной плоскости оставались высокими, также как и частоты колебаний в обеих плоскостях.

В отличие от нейропатии Дюшена, диабетическая нейропатия характеризуется увеличением скорости ЦД и его девиаций [Boucher P. et al., 1995]. Тяжесть изменений коррелировала с клиническими проявлениями полинейропатии.

Травмы и заболевания нижней конечности

Значительное количество современных стабилометрических исследований посвящено спортивной травме. Это не случайно. В спорте предъявляются повышенные функциональные требования к опорно-двигательному аппарату, а стабилометрия позволяет проводить диагностику функциональной недостаточности нижних конечностей на ранних этапах. В связи с этим, применяются пробы с большей функциональной нагрузкой на опорно-двигательный аппарат, (например, стабилометрия стоя на одной ноге) [Friden T. et al., 1989].

Исследование при стоянии на одной ноге баскетболистов с закрытыми частичными повреждениями связок голеностопного сустава выявило большие значения девиаций на стороне поражения и большую площадь статокинезиограммы [Leanderson J., Wykman A., Eriksson E., 1993]. В то же время, другое исследование, проведенное в аналогичных

условиях для спортсменов и не спортсменов после травмы голеностопного сустава, обнаружило, что в группе спортсменов различий не было обнаружено. Для нетренированных был зафиксирован результат, показывающий худшую, по сравнению со спортсменами, устойчивость [Goldie P.A., Evans O.M., Bach T.M., 1994]. Если последний результат не является неожиданностью, то первый — явно противоречит предшествующему исследованию. В основе различия лежит принцип формирования групп, противоречащий исследованиям других авторов [Golomer E., Dupui P., Bessou P., 1994], которые при аналогичном исследовании спортсменов с односторонней травмой голеностопного сустава обнаружили увеличение длины статокинезиограммы и энергии в спектре частот 2-20 Гц на стороне поражения, по сравнению со здоровой стороной. Традиционное стабилометрическое исследование при стоянии на двух ногах показывает иной результат.

Группа шведских исследователей [Tropp H., Ekstrand J., Gillquist J., 1984], обследуя футболистов, имевших и не имевших повреждения голеностопных суставов в анамнезе, обнаружили, что первая группа спортсменов не имеет признаков нестабильности основной стойки. Таким образом, у спортсменов в обычной стойке имеется полноценная компенсация. В то же время, спортсмены имеют значительно больший риск получения травмы голеностопных суставов, если результаты стабилометрическского исследования показывают выход параметров за пределы двух среднеквадратичных отклонений от нормы. В результате, предшествующие травмы голеностопных суставов не увеличивают нестабильность основной стойки, но нестабильность как таковая увеличивает риск их повреждения.

Для спортивных травм крестообразных связок коленного сустава [O'Connel M., George K., Stock D., 1998] исследования показали достоверное ухудшение баланса при стоянии с закрытыми глазами на поврежденной ноге по сравнению со здоровой.

Если спортсмены в период активных тренировок демонстрируют полноценную компенсацию, то чистые клинические случаи имеют более манифестную симптоматику. Нарушения баланса после ампутации или облитерирующих заболеваний нижних конечностей имеют двойную природу: нарушение двигательной и проприорецептивной функции. При исследовании двух групп пациентов после ампутации одной конечности на уровне голени и больных с поражением артериальных сосудов нижних конечностей обнаружено, что после ампутации возрастает амплитуда колебаний преимущественно в сагиттальной плоскости, а больные с сосудистыми расстройствами характеризовались увеличением колебаний во фронтальной плоскости, относительно контрольной группы [Hermodsson Y. et al., 1994]. Тяжелые травмы нижних конечностей оставляют симптомы, регистрируемые стабилометрически в

отдаленные сроки после травмы. Например, после перелома бедренной кости стабилометрическое исследование показывает уменьшение стабильности баланса в основной стойке, симптомы которого сохранялись по прошествии двух лет после травмы [Jarnlo G.B., Thorngren K.G., 1991].

Интоксикации и курение

Очень полезным оказалось стабилометрическое исследование при регистрации функциональных изменений в результате интоксикаций, и воздействия различными лечебными препаратами. Например, очень чувствительным метод оказался для определения алкогольной интоксикации. Обнаружено, что изменения баланса регистрируются, начиная с концентрации алкоголя в крови от 0.6 мг/мл [Thyssen H.H., Brynskov J., Jansen E.C., 1981]. Проведенное исследование [Kubo T. et al., 1989] показало, что среди всех параметров, включая биохимические, наиболее чувствительные — стабилометрические. Из них наиболее чувствителен показатель — площадь статокинезиограммы, которая увеличивалась соответственно концентрации алкоголя в крови, при этом коэффициент Ромберга оставался прежним. Корреляционные коэффициенты были также высокими для площади статокинезиограммы, девиаций в обеих плоскостях с концентрацией алкоголя в крови. Обследование больных с хроническим алкоголизмом показало, что девиации ЦД у них не отличаются от нормы, но длина статокинезиограммы была значительно выше. У большей части больных на спектральном анализе имеются основные частоты в области 0.5 Гц, число больных, основной спектр частот которых превышал 2 Гц, было также значительно [Schaefer K.P. et al., 1990]. Аналогичный результат был получен [Itoh A., Sakata E., 1996]. Длина статокинезиограммы достоверно больше у больных хроническим алкоголизмом. Однако это отличие исчезает при исследовании с открытыми глазами. Данные по спектру частот в этом исследовании значительно отличаются от предшествующего. Спектр частот тяготеет к величине 0.2 Гц. При закрытых глазах основной спектр частот в сагиттальной плоскости находится в пределах 2-3 Гц.

Другая популярная интоксикация, курение, имеет свои маркеры, связанные с нарушениями регуляции баланса в основной стойке. Оказалось, что интенсивность никотиновой интоксикации существенно коррелирует со средней скоростью ЦД. На симптоматику в результате курения не оказывает влияния возраст, но имеется достоверная зависимость от стажа или интенсивности курения. Существенное различие было обнаружено между группами некурящих и средне и много курящих [Iki M. et al., 1994].

Производственные интоксикации — другая сторона нарушений баланса. Существенное ухудшение баланса в основной стойке обнаружено у рабочих, имеющих хроническую производственную интоксикацию свинцом [Chia S.E. et al., 1994]. Основные параметры, включая положение ЦД и его девиации, площадь статокинезиограммы и др., выходили за пределы нормы. Другое исследование подростков, имеющих хроническую интоксикацию свинцом [Bhattacharya A., Linz D.H., 1991] показало, что колебания ЦД у интоксицированных больше чем в контрольной группе, при этом физическое и неврологическое исследование не обнаружило никакой специфики их состояния, объясняющей этот факт. Таким образом, можно сделать вывод о существенной, по сравнению с обычными клиническими исследованиями, чувствительности стабилометрии.

Другое исследование [Yokoyama K. et al., 1997] обнаружило патогномоничный признак наличия отравления — изменение функционирования вестибулярного аппарата в спектре частот 0.5-2 Гц в сагиттальной плоскости при исследовании с открытыми глазами.

Производственная интоксикация пестицидами имеет другую симптоматику [Sack D. et al., 1993]: обнаруженные изменения имели проприорецептивный характер и корректировались за счет зрения.

Японским авторами [Yokoyama K. et al., 1998] проведено стабилометрическое исследования женщин, ставших жертвами отравления боевым отравляющим веществом в Токийском метро, через 6-8 месяцев после события. Результаты показывают, что площадь статокинезиограммы у обследованной группы при открытых глазах значительно превышает этот показатель, определенный при проведении обследования при закрытых глазах. Основной спектр колебаний лежит в зоне 0-1 Гц, кроме того, данное исследование показало, что (возможно) женщины являются более чувствительными к примененному отравляющему веществу, чем мужчины.

Другое исследование этих авторов [Yokoyama K. et al., 1997] обнаружило, что рабочие обувной фабрики, постоянно имеющие контакт с производственными ядовитыми жидкостями, имеют девиации ЦД при исследовании с открытыми глазами, значительно превышающими показатели контрольной группы, в обеих плоскостях. Основные компоненты спектра частот колебаний ЦД лежат в области 2-4 Гц. Аналогичный результат показало исследование и с закрытыми глазами, однако спектр частот в этом случае смещался в низкочастотную область 0-1 Гц.

Собственные наблюдения также показывают значительное и разнообразное влияние интоксикации, вызванной курением на функцию баланса. Один из примеров такой реакции приведен ниже. Обследуемый Я.В.С-ко. Исследование (тест Ромберга) до курения (рис. 348).

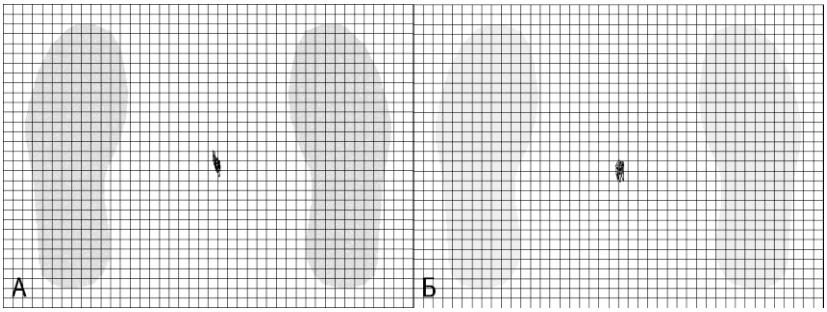


Рисунок 348. Обследуемый Я.В.С-ко. Положение ЦД и его колебания. Исследование до курения слева и после него справа.

До курения можно отметить незначительное смещение ЦД вперед и вправо. Смещение хоть и невелико, но выходит за рамки нормы. Колебания во фронтальной плоскости меньше нормы, а в сагиттальной — существенно ее превышают. Кроме того, колебания имеют направление справа налево. Площадь статокинезиограммы значительно ниже нормы и составляет всего 17 мм^2 (табл. 74). В поддержании основной стойки имеется компонент преобладания зрительного анализатора (коэффициент Ромберга 318%). Уже перечисленные симптомы позволяют сделать вывод о том, что у обследуемого имеется патологическое состояние баланса, характеризующееся напряжением мышц, обеспечивающих равновесие во фронтальной плоскости и нестабильностью в сагиттальной плоскости.

Исследование, проведенное через 10 минут после одной выкуренной сигареты, показало значимые изменения. Положение ЦД в норме по средней линии, остается лишь смещение вперед, которое также уменьшилось (табл. 74). Возросла амплитуда колебаний во фронтальной плоскости, при этом колебания в сагиттальной плоскости остались без изменений. Соотношение зрительного и проприорецептивного анализаторов изменилось в сторону проприорецептивного (коэффициент Ромберга 141%, изменившиеся значениям площади статокинезиограммы).

Таблица 74. Стабилометрические параметры обследуемого Я.В.С-ко до и после курения

Параметр	Обозн. (ед.)	До		После	
		ГО	ГЗ	ГО	ГЗ
Коэффициент Ромберга	QR (%)	317.91		141	
Среднее положение ОЦД в фронтальной плоскости	X (мм)	10.91	7.85	3.12	0.94
Среднее положение ОЦД в сагиттальной плоскости	Y (мм)	77.10	78.39	74.37	69.91
Среднеквадратическое отклонение ОЦД	x (мм)	0.85	2.49	2.95	1.83

в фронтальной плоскости					
Среднеквадратическое отклонение ОЦД в сагиттальной плоскости	y (мм)	7.58	28.19	8.07	25.34
Скорость ОЦД	V (мм/с)	6.33	10.70	9.39	10.78
Частота 1-го максимума спектра по фронтальной составляющей	Xfl (Гц)	0.50	0.55	0.15	0.30
Амплитуда 1-го максимума спектра по фронтальной составляющей	Xa1 (мм)	6.26	3.83	17.85	8.08
Частота 1-го максимума спектра по сагиттальной составляющей	Yf1 (Гц)	0.17	0.20	0.45	0.15
Амплитуда 1-го максимума спектра по сагиттальной составляющей	Ya1 (мм)	19.85	23.05	13.01	36.99
Уровень 60% мощности спектра во фронтальной плоскости	xf60% (Гц)	0.50	0.60	0.20	0.50
Уровень 60% мощности спектра в сагиттальной плоскости	yf60% (Гц)	0.33	0.55	0.55	0.30
Площадь статокинезиограммы 95	s95 (mm^2)	16.79	53.51	57.43	80.96
Отношение длины статокинезиограммы к ее площади	LFS95 ($мм^{-1}$)	6.82	4.00	3.27	2.66
Среднее направление колебаний	Al (гр)	-15.15	-13.81	6.67	-2.47
Частота 1-го максимума спектра по вертикальной составляющей	XfZ1 (Гц)	0.50	3.95	5.80	3.65
Амплитуда 1-го максимума спектра по вертикальной составляющей	XaZ1 (кг)	0.37	0.27	0.48	0.34
Уровень 60% мощности спектра по вертикальной составляющей	xfZ% (Гц)	3.54	4.85	5.45	5.85

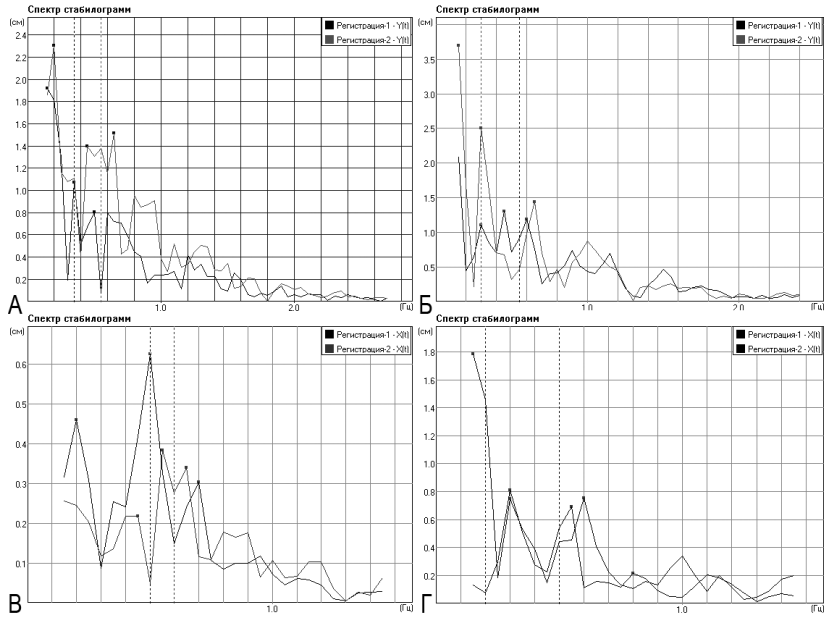


Рисунок 349. Графики спектра частот обследуемого Я.В.С-ко до курения (А, В), после курения (Б, Г). А, Б — графики по У для ГО и ГЗ, В, Г — по Х для ГО и ГЗ.

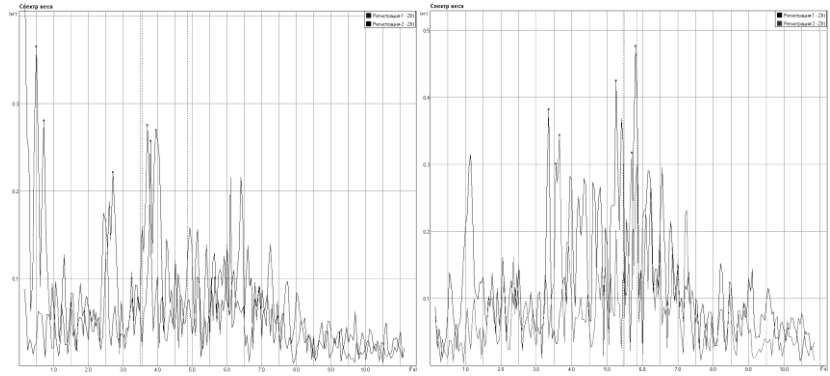


Рисунок 350. Графики спектра частот по вертикальной составляющей пациента Я.В.С-ко до курения (слева) (положения ГО и ГЗ) и после курения (справа) (положения ГО и ГЗ).

Характерные изменения можно увидеть и со стороны спектра частот колебаний (рис. 349). По сагиттальной составляющей до курения имелись колебания в низкочастотной части спектра с выраженным акцентом в промежутке 0.4-0.6 и 0.8-1.0 Гц при закрытых глазах. Второе исследование показывает практическое исчезновение

колебаний на этих частотах (именно широким фронтом), при этом значения 60% энергии спектра изменяются незначительно (табл. 74).

Более значимые изменения спектрограммы произошли по фронтальной составляющей. До курения имелся отчетливый максимум колебаний на частоте 0.5 Гц, что не является нормой. Величина показателя 60% энергии спектра также превышает норму, так как практически отсутствуют свободные амплитудные колебания, характерные для физиологичного состояния. После курения колебания на этой частоте остаются, практически прежней амплитуды, но значительную часть спектра уже занимают низкочастотные высокоамплитудные колебания, свойственные для нормальной основной стойки. Поэтому показатель 60% энергии спектра для положения глаза открыты оказался в привычной зоне 0.2 Гц. При депривации зрения его значение возрастает до 0.5 Гц, что лишний раз доказывает временный характер наблюдаемых изменений.

Несколько иного плана происходят изменения на графике спектра частот по вертикальной составляющей (рис. 350).

Если до курения существенный компонент вносили низкочастотные дыхательные колебания особенно выраженные для положения глаза открыты, то после данные колебания практически выпали из спектра, что соответствует более физиологичному состоянию. Но параллельно с этими изменениями произошло увеличение амплитуд во всем спектре и, особенно, в его высокочастотной части 4-8 Гц. Такая активность колебаний с амплитудами до 0.48 кг требует значительных энергетических затрат.

Патология вестибулярного аппарата

Хотя вестибулярный аппарат и не оказывает (в норме при спокойной стойке) влияния на контроль баланса в основной стойке, в случае патологии стабилометрические исследования являются очень полезным инструментом для выяснения различных аспектов нарушения функций.

Одним из первых попытался провести классификацию типов девиаций ЦД по данным спектрального анализа K.Taguchi (1979) при заболеваниях вестибулярного аппарата. Им обнаружены три типа девиаций и два типа характерных спектров частот.

Японский исследователь K.Yagi (1989) использовал площадь статокинезиограммы, ее длину, девиации ЦД, скорость и ускорение ЦД и среднюю частоту колебаний для разделения больных с периферическими и центральными вестибулярными нарушениями по функциональным группам.

Другие японские авторы [Yoneda S., Tokumasu K., 1986] использовали данные спектрального анализа стабилограммы для

дифференциальной диагностики пациентов с болезнью Меньера, пароксизмальным позиционным головокружением и вестибулярным невритом. Еще один японский автор H.Ishizaki (1991) обнаружил характерные колебания ЦД у пациентов с болезнью Меньера, которые идут по диагонали сзади–слева вперед–направо.

Для исследования вестибулярного аппарата большое значение приобретают специальные пробы: Ромберга, оптокинетическая, с поворотами головы и др. Например, P.Ghilardi с соавт. (1990) предложил для исследования пациентов с односторонним вестибулярным дефицитом тесты с качанием головой и откидыванием ее назад.

Некоторые заболевания вестибулярной системы имеют характерные особенности, хорошо видимые на стабилограмме. Пациенты с двусторонней пониженной возбудимостью лабиринтов показывают скрытую быструю периодичность движений в сагиттальной плоскости, нерегулярные движения во фронтальной плоскости [Tokita T. et al., 1989]. Другие исследователи [Redfern M.S., Furman J.M., 1994] обнаружили существенно большую длину статокинезиограммы с применением специального теста Flow у больных с вестибулярными расстройствами. Авторы предполагают, что контроль основной стойки у этой категории больных производится в значительной степени зрительно. К такому же выводу пришла группа авторов [Umemura K. et al., 1989] при обследовании пациентов с вестибулярными расстройствами на стабилометрической платформе с применением пробы Ромберга. Впрочем, этот факт является общеизвестным. Однако [Gagey P.M., Weber B., 1995] при обследовании 182 пациентов с вестибулярным невритом с применением пробы Ромберга обнаружили, что 60% обследованных не использовали визуальную информацию для стабилизации положения.

Обследование большого количества пациентов с различными формами посткоммоционного синдрома и периферической вестибулярной дисфункцией [Woolley S.M. et al., 1993] показало, что стабилометрические данные различны между группами и каждая имеет характерные отличия от нормы. Отмечено, что измерение девиаций в передне–заднем направлении показывает наибольшие различия.

В качестве эксперимента проводятся и такие исследования, как влияние гипервентиляции на баланс больных с двусторонним отсутствием вестибулярной функции [Sakellari V., Bronstein A.M., 1997]. Увеличение длины статокинезиограммы и девиаций ЦД не явилось неожиданным результатом. Примечательно, что скорость ЦД остается практически неизменной.

Влияние звука на стабильность стойки у больных с различной патологией внутреннего уха исследовалось [Pyykko I. et al., 1993]. Использование клинического теста сенсорного взаимодействия и баланса позволило обнаружить у больных с головокружением

результаты существенно отличающиеся от обычных клинических [Kantner R. et al., 1991]. Показатели имели существенные отличия в зависимости от клинического диагноза. Пациенты с периферической или центральной дисфункцией имели большие девиации, чем другие категории особенно при закрытых глазах или при тесте с куполом на голове и стоянии на мягкой поверхности. Результаты показывают, что центральная и периферическая вестибулярные дисфункции могут быть дифференцированы статистически, если применены исследования при закрытых глазах или с куполом и мягкой поверхностью на платформе. Контрольная и психогенная группы не могут быть дифференцированы статистически, кроме одного теста — стабилометрия при открытых глазах и на мягкой поверхности. При этом тесте у психогенной группы отмечаются большие девиации в сагиттальной плоскости.

Оториноларингологическая патология

Особое значение приобрели в последние годы стабилометрические исследования в области диагностики и реабилитации оториноларингологической патологии. Такие заболевания, как болезнь Меньера (БМ), средний отит и другие, являются факторами, значительно нарушающими баланс тела в основной стойке и при различных локомоциях. Так, исследователи M.Havia, E.Kentala, I.Pyykko (2004) провели стабилометрическое обследование 180 больных с БМ. Регистрировали скорость ЦД. Не обнаружено достоверных отличий среди больных с различной длительностью заболевания. По мере увеличения продолжительности заболевания количество пациентов с нормальной скоростью ЦД падает с 78% до 38%, но данная находка не получила статистического подтверждения. В целом, у 58% обследованных имелась нормальная скорость ЦД при открытых глазах и у 55% при закрытых. При исследовании слуха обнаружено, что для группы с тоном 41-70 дБ скорость ЦД была выше ЦД для обоих положений (ГО и ГЗ), чем для пациентов в группе ниже 25 дБ. Другая группа исследователей из Нидерландов [El-Kahky A.M. et al., 2000] обнаружила, что значительные индивидуальные вариации стабилопараметров являются существенным ограничивающим фактором. Обследования были проведены на грани индивидуального лимита стабильности при изменяющихся сенсорных условиях, т.е. при тесте сенсорной организации ТСО. Всего обследовано 97 здоровых и 107 больных из них 25 с травматическим поражением, БМ — 28, острая форма головокружения — 28 и прогрессирующая форма головокружения — 26. И для пациентов и для здоровых в группе контроля положение с закрытыми глазами сопровождалось максимальными колебаниями, то же было и при использовании вибрационной стимуляции ахилловых

сухожилий. Другие возмущающие факторы были менее эффективны. Комбинации возмущающих воздействий уменьшала баланс больше чем отдельно взятые. В среднем группа здоровых показала, что зрение имеет примерно 37% влияния, проприорецепция — 26%, лабиринтный аппарат — 44%, на контроль баланса. Но это верно только для условий теста. Исследование [Fukuoka Y. et al., 1999] показало, что визуальный контроль обладает значительным временным отставанием. Таким образом, только за счет визуальной системы сохранять равновесие очень трудно. Значительная вариабельность также была обнаружена. Контроль баланса любой из групп пациентов был меньше, чем у здоровых во всех сенсорных условиях и не слишком отличался для каждой группы. Таким образом, данный тест оказался с низкой специфичностью для этих групп пациентов. Что очень важно - результат баланса не коррелировал с клиническим, выполненным посредством стандартного вестибулярного исследования. Это противоречит данным [Soto A. et al., 2004]. В данном случае использован также ТСО и обследовано 75 больных с БМ. Обнаружены достоверные корреляции между данными аудиального исследования и баллами на ТСО. В исследовании [Niam S. et al., 1999] обнаружено, что результаты исследования по клинической шкале баланса коррелируют с параметром скорости ЦД и частотой его колебаний в передне-заднем направлении. Другие исследователи [Pyykko I. et al., 1999] обследовали 93 пациента с БМ, которые принимали курс лечения гентамицином посредством интратимпанальных инъекций. До лечения 47 пациентов показали отчетливую постуральную нестабильность. После лечения только 19 пациентов. Начальная скорость ЦД была 27 мм/с, через две недели после лечения скорость еще увеличилась до 33 мм/с, после чего медленно стала убывать и достигла 31 мм/с через два года после лечения. В целом стабильность пациентов через два года после лечения значительно увеличилась. В данном исследовании за счет длительного срока наблюдения обнаружена достаточно сложная и не прямая зависимость изменения скорости ЦД от проводимого лечения и других факторов.

Интересный результат получен M.Lacour с соавт. (1997) который обследовал 50 больных с односторонним синдромом Меньера. Проанализирован баланс до и после хирургического лечения (вестибулярная невротомия). Данные сравнивались с 26 здоровыми испытуемыми. До невротомии пациенты показывали значительное увеличение площади статокинезиограммы при ГО — +52% и при ГЗ — +93%. Как среди больных, так и среди здоровых 54% при ГЗ увеличивали амплитуду и площадь колебаний ЦД. Остальные 46% не имели изменений. Данный результат статистически подтвержден. Таким образом, в обеих группах были две подгруппы одна с визуальной стратегией, другая — с проприорецептивной стратегией. В группе здоровых % различий площади статокинезиограммы +36% для

обследуемых с визуальной стратегией и 6.2% — с проприорецептивной. Аналогично 45% и -4.2% — для группы больных. У всех пациентов площадь статокинезиограммы при ГО увеличивалась в ранние сроки после невротомии (1-2 недели) и возвращалась к преоперативным значениям позднее. В противоположность, площадь статокинезиограммы, равно как и процент различия были отличными в обеих подгруппах пациентов при ГО в течение ранних стадий восстановления. Пациенты с проприорецептивной стратегией имели большую степень нестабильности, в то время как пациенты с визуальной стратегией — меньшую степень нестабильности ГЗ. Это говорит о том, что пациенты изменяли стратегию с условием их дооперационного состояния.

Патология вестибулярного аппарата другой этиологии также приводит к нарушению контроля баланса. В исследовании 20 больных с односторонним вестибулярным невритом [Alessandrini M. et al., 2003] в сравнении с нормой, обнаружено, что у пациентов с отсутствием головокружений, используются для компенсации нарушений баланса механизмы, управляемые ЦНС. Интересное исследование проведено J.Hegeman с соавт. (2005). Больным с полной двусторонней потерей вестибулярных каналов проведено протезирование данной функции на основе БОС, осуществляемой по слуховому каналу. В результате, при звуковой обратной связи площадь статокинезиограммы становилась меньше, чем без БОС. Несмотря на то, что после тренировок БОС, имелось значительное улучшение баланса, последнее не достигало нормы. Другое исследование [Magnusson M. et al., 1995] семи пациентов для последующей кохлеарной имплантации и в качестве контроля 21 здоровый испытуемый. Стабилометрическое исследование проводилось при различных провокациях: вибрация, гальваническая стимуляция вестибулярных нервов и др. Обнаружено, что у данных обследуемых гальваническая стимуляция не вызывала значимых изменений по сравнению с нормой. Японскими исследователям была сделана попытка выяснить роль различных рецепторов в контроле баланса [Yasuda T. et al., 1999]. Было проведено стабилометрическое исследование с закрытыми глазами (10 пациентов с билатеральной патологией лабиринтов, 9 — с проприорецептивной патологией и 10 здоровых с выключенными подошвенными рецепторами за счет гипотермии). Пациенты с лабиринтной патологией показали, что площадь статокинезиограммы увеличивается больше чем ее длина. С проприорецептивными поражениями длина увеличивается больше чем площадь. У здоровых при использовании анестезии увеличивается площадь больше чем длина. Это позволяет сделать вывод, что лабиринт выполняет роль монитора площади колебаний, а проприорецепция является монитором скорости ЦД. Подошвенные механорецепторы также мониторируют площадь колебаний, но в меньшей степени, чем лабиринт.

Особое значение имеет функция лабиринтного аппарата при движениях головы, поэтому при его патологии исследуется влияние произвольного поворота головы на функцию баланса [Koceja D.M., Allway D., Earles D.R., 1999]. Обследовано 10 молодых добровольце и 10 пожилых. Исследования проводились в положениях: стоя глаза открыты, стоя глаза закрыты, стоя с поворотом головы глаза открыты, стоя с поворотом головы глаза закрыты. Измерялись колебания в мм: ЦД, стандартное отклонение в сагиттальной и фронтальной плоскостях и частота колебаний. Стоя (без поворотов) молодые показали меньшие колебания ЦД, чем пожилые как с открытыми, так и с закрытыми глазами. У пожилых увеличивались боковые колебания при открытых глазах и передне–задние — при закрытых. По частоте колебаний не было обнаружено различий для обеих групп. При повороте головы пожилые показали значительное увеличение амплитуды и уменьшение частоты колебаний. Молодые и в этом тесте не показали существенных различий.

H.Suarez с соавт. (2000) обследованы пациенты с различными вестибулярными заболеваниями. Регистрировалась площадь статокинезиограммы и скорость ЦД без стимуляции со стимуляцией синусоидальным током 0.2 Гц и с оптокинетической стимуляцией. У пациентов с центральными вестибулярными расстройствами имелось достоверное увеличение площади и скорости статокинезиограммы для всех трех тестов по сравнению с нормой. Пациенты с односторонними периферическими поражениями не показали значимых отличий. Для контрольной группы (норма) наибольшие колебания имелись в передне–заднем направлении и по частоте ниже 0.4 Гц. Пациенты с центральными поражениями и поражениями мозжечка показали увеличение колебаний в обоих направлениях.

Вообще в исследованиях вестибулярных функций очень часто используется регистрация площади и скорости статокинезиограммы [Baloh R.W. et al., 1998]. Значительные нарушения функции баланса происходят у больных со средним отитом [Casselbrant M.L. et al., 1998]. Так, исследование детей с данной патологией показало значительное повышение скорости ЦД, чем в норме. Предварительные данные свидетельствуют, что дети со средним отитом более зависимые визуально с точки зрения баланса, чем здоровые. Это особенно заметно при визуальной стимуляции на частоте 0.25 Гц. Наибольшее значение для диагностики различной патологии, в том числе и ЛОР, имеют значение функциональные пробы, которые позволяют в условиях соответствующей провокации обнаружить более отчетливые изменения, чем обычное клиническое исследование [Guerraz M. et al., 2001]. Обследован 21 пациент с визуальной дизориентацией. Для 17 из них было диагностировано визуальное вестибулярное расстройство, 16 пациентов с двусторонней лабиринтопатией и 25 здоровых, в качестве группы контроля. По клиническому опроснику группы не имели

существенных различий. Не обнаруживалось существенных отличий и по клиническим данным. Стабилометрическое исследование выявило, что на визуальную вертикальную зрительную стимуляцию пациенты показали существенное смещение ЦД. Стабилизационный эффект зрения (т.е. коээфициент Ромберга) увеличивался для больных с лабиринтопатией, но не возрастал для больных с визуальным головокружением. Дестабилизационный эффект зрения увеличивался для больных с визуальным головокружением, но не имел такого эффекта для больных с лабиринтопатией. Близкие данные показало и другое аналогичное исследование [Querner V. et al., 2002]. В качестве функциональных проб используются и заведомо менее устойчивые положения, например тандем-Ромберг и исследование на резиновой подушке [Querner V. et al., 2000]. Однако некоторые результаты могут быть парадоксальными. Были обследованы 17 пациентов с фобическим головокружением и 15 здоровых. В нормальной стойке пациенты показали увеличение активности колебаний на частотах 0.1-19 Гц. В наиболее сложном положении тандем-Ромберг, при закрытых глазах не обнаружено отличий у больных и здоровых. Нашли применение и особые методики стимуляции посредством вибрации, которая позволяет увеличить отличия в исследуемых параметрах [Holmberg J. et al., 2003].

Стабилометрическое исследование позволяет исследовать и непосредственный эффект проводимого лечения, что особенно интересно для таких случаев, как репозиционный маневр, проводимый при позиционном головокружении. Авторами [Giacomini P.G., Alessandrini M., Magrini A., 2002] обследовано методом стабилометии 20 пациентов с позиционным головокружением. Пациенты обследованы через час после диагностики и через 3 дня и 12 недель после репозиционного маневра. Исследование обнаружило существенно увеличенные колебания ЦД в обеих плоскостях. Репозиционный маневр позволил уменьшить боковые колебания ЦД, но сагиттальные остались без изменений. Через 12 недель после лечения была обнаружена нормализация и передне–задних колебаний.

Сколиоз

Исследования баланса тела при сколиотической болезни показывает, что равновесие при юношеском идиопатическом сколиозе существенно отличается от такового у здоровых [Sahlstrand T., Ortengren R., Nachemson A., 1978]. Различия более существенны в условиях, когда предъявляются большие требования к проприорецепции. Пациенты с изгибом позвоночника влево показали большие количественные реакции, чем пациенты с искривлением вправо. При исследовании пациентов с меньшим искривлением (которые только наблюдались, а

не проходили лечение) были зарегистрированы значительно увеличенные колебания ЦД, чем у пациентов с большим искривлением. Другие авторы [Sawatzky B., Tredwell S., Sanderson D., 1997] отмечают, что у больных сколиотической болезнью имеются два вида нарушений баланса ввиду механических причин и изменения проприорецепции. Авторами обследованы больные сколиотической болезнью с преимущественным проприорецептивным нарушением баланса до оперативной имплантации корректора и в течение одного года после нее. Установлено, что в первые полгода после операции нарушение баланса усиливается и возвращается к прежнему или более высокому уровню не ранее чем через один год. Группой шведских исследователей [Lidstrom J., 1988] были обследованы три группы детей: больных сколиотической болезнью, их родных братьев и сестер, контрольная группа. Результаты показали, что родные братья и сестры больных сколиотической болезнью имеют существенные отличия от других групп: девиации ЦД в этой группе меньше, чем в других, но положение ЦД значительно более асимметрично, чем в группе сколиозов и контрольной. Интересно, что обследование людей, имеющих разность длины нижних конечностей не менее 9.5 мм, показало, что эта группа имеет такие же характеристики стабильности, как и контрольная [Murrell P., Cornwall M.W., Doucet S.K., 1991].

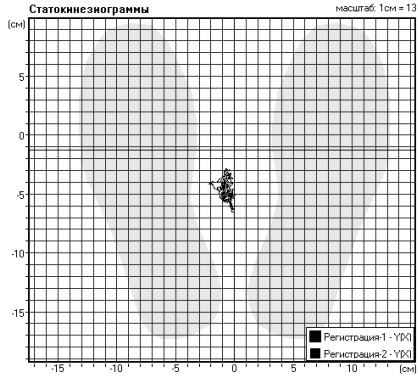


Рисунок 351. Стабилометрическое исследование больного Д.Ш-ов. Асимметричное положение ЦД — декомпенсированная форма сколиотической болезни.

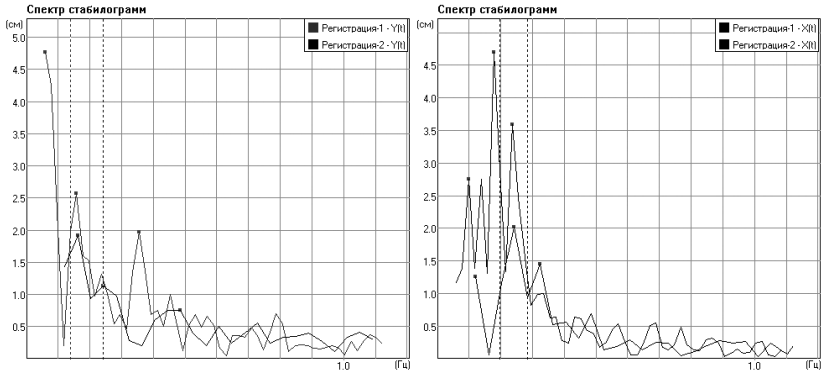


Рисунок 352. Графики спектра частот колебаний. Исследование больного Д.Ш-ова.

Таблица 75. Стабилометрические параметры больного Д.Ш-ов

Параметр	Обозн. (ед.)	Регистрация-1	Регистрация-2
Среднее положение ОЦД в фронтальной плоскости	X (мм)	-6.80	-6.82
Среднее положение ОЦД в сагиттальной плоскости	Y (мм)	-37.37	-27.05
Среднеквадратическое отклонение ОЦД в фронтальной плоскости	x (мм)	12.43	5.00
Среднеквадратическое отклонение ОЦД в сагиттальной плоскости	y (мм)	20.79	22.96
Скорость ОЦД	V (мм/с)	9.06	4.66
Частота 1-го максимума спектра по фронтальной составляющей	Xfl (Гц)	0.18	0.24
Амплитуда 1-го максимума спектра по фронтальной составляющей	Xa1 (мм)	46.98	20.15
Частота 1-го максимума спектра по сагиттальной составляющей	Yf1 (Гц)	0.06	0.16
Амплитуда 1-го максимума спектра по сагиттальной составляющей	Ya1 (мм)	47.66	19.11
Частота 2-го максимума спектра по фронтальной составляющей	Xf2 (Гц)	0.24	0.32
Амплитуда 2-го максимума спектра по фронтальной составляющей	Xa2 (мм)	35.95	14.55
Частота 2-го максимума спектра по сагиттальной составляющей	Yf2 (Гц)	0.16	0.24
Амплитуда 2-го максимума спектра по сагиттальной составляющей	Ya2 (мм)	25.74	11.28
Частота 3-го максимума спектра по фронтальной составляющей	Xf3 (Гц)	0.10	0.12
Амплитуда 3-го максимума спектра по фронтальной составляющей	Xa3 (мм)	27.57	12.56
Частота 3-го максимума спектра по сагиттальной составляющей	Yf3 (Гц)	0.35	0.49
Амплитуда 3-го максимума спектра по сагиттальной составляющей	Ya3 (мм)	19.70	7.57
Уровень 60% мощности спектра во фронтальной плоскости	xf60% (Гц)	0.20	0.28
Уровень 60% мощности спектра в сагиттальной плоскости	yf60% (Гц)	0.14	0.24
Площадь статокинезиограммы 95	s95 (mm^2)	119.55	105.55
Частота 1-го максимума спектра по вертикальной составляющей	XfZ1 (Гц)	0.18	7.20
Амплитуда 1-го максимума спектра по вертикальной составляющей	XaZ1 (кг)	0.57	0.55
Частота 2-го максимума спектра по вертикальной составляющей	XfZ2 (Гц)	2.99	7.48
Амплитуда 2-го максимума спектра по вертикальной составляющей	XaZ2 (кг)	0.51	0.52
Частота 3-го максимума спектра по вертикальной составляющей	XfZ3 (Гц)	0.24	7.73
Амплитуда 3-го максимума спектра по вертикальной составляющей	XaZ3 (кг)	0.45	0.46
Уровень 60% мощности спектра по вертикальной составляющей	xfZ% (Гц)	5.57	7.44

Некоторые типичные варианты стабилометрической симптоматики сколиотической болезни будут рассмотрены на клинических примерах.

Клинический пример больного со сколиотической болезнью. Обследуемый Д.Ш-ов, 23 года, S-образный сколиоз 1-2 ст. Обследуемый жалоб не предъявляет. При стабилометрическом исследовании обнаруживается смещение ЦД во фронтальной плоскости влево (декомпенсированная форма сколиоза) и существенное снижение стабильности (рис. 351).

Спектр частот колебаний ЦД больного сколиотической болезнью также существенно отличается от нормального, амплитуды колебаний выше нормы, при этом в сагиттальной плоскости имеются дополнительные аномальные колебания с наибольшей амплитудой на частоте 0.35 Гц, а во фронтальной — в пределах 0.2 Гц (рис. 352).

Характерной особенностью баланса данного больного является то, что в положении глаза закрыты значительно падает скорость ЦД, которая становится ниже нормативного значения (табл. 75). Несмотря на снижение скорости ЦД при закрытых глазах в этом положении происходит общее увеличение частот колебаний как в сагиттальной и фронтальной плоскостях, так и в вертикальной плоскости. Это является подтверждением того, что проприорецептивная система испытывает избыточное напряжение, в случае если к ней предъявляются большие функциональные требования.

Другой клинический случай. Пациент Т.Р.А-ва, 33 года, сколиоз позвоночника 2-3 степени, болевой синдром. В данном случае форма сколиоза близка к компенсированной, однако имеется существенная нестабильность, которая уменьшается в положении глаза закрыты. ЦД в положении глаза закрыты смещается вправо, что позволяет поставить вопрос о возможном наличии асимметрии проприорецептивной чувствительности (рис. 353). В остальном, положение ЦД соответствует нормативному. С чем связана значительно более высокая степень нестабильности в положении глаза открыты требует отдельного исследования (зрение — норма). В данном случае мы можем зафиксировать сам факт наличия этого симптома.

Для спектральной составляющей колебаний в сагиттальной плоскости характерны значительные амплитуды и наличие изолированных колебаний с максимумом на частоте 0.38 Гц (рис. 354). Для фронтальной составляющей основными по амплитуде становятся колебания на частоте 0.5 Гц, что является одним из проявлений болевого синдрома. В результате происходит постоянный перенос центра тяжести тела с одной стороны на другую, который совершается в автоматическом режиме, в данном случае на частоте 0.5 Гц.

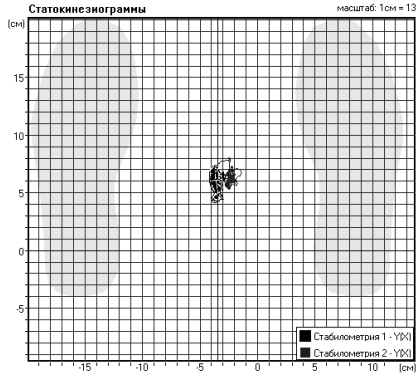


Рисунок 353. Стабилометрическое исследование больного Т.Р.А-ва. Положение ЦД и его колебания для исследования с открытыми глазами (стабилометрия 1) и закрытыми (стабилометрия 2).

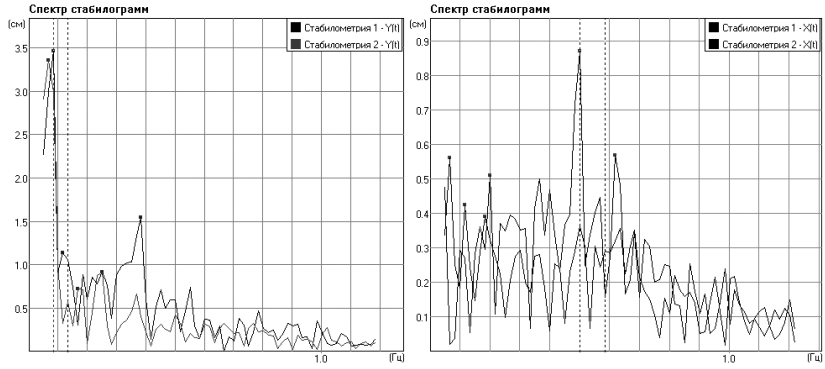


Рисунок 354. Графики спектра частот колебаний больного Т.Р.А-ва для положения с открытыми глазами (стабилометрия 1) и закрытыми (стабилометрия 2) слева — для колебаний в сагиттальной плоскости, справа — для колебаний во фронтальной плоскости.

Характерно то, что у данного больного не происходит увеличения или уменьшения скорости ЦД в положении глаза закрыты. При этом ее значение выходит далеко за пределы нормы (табл. 76).

Продемонстрированные клинические случаи показывают, что сколиотическая болезнь имеет свою симптоматику изменения баланса тела в основной стойке. С точки зрения прогноза течения в детском и пубертатном возрасте наиболее важным представляется диагностика возможной декомпенсации и самым чувствительным методом для решения этих клинических вопросов является стабилометрия.

Таблица 76. Некоторые стабилометрические параметры больной Т.Р.А-ва

Параметр	Обозн. (ед.)	Регистрация 1	Регистрация 2
Коэффициент Ромберга	QR (%)	42.25	
Среднее положение ОЦД в фронтальной плоскости	X (мм)	-1.09	10.66
Среднее положение ОЦД в сагиттальной плоскости	Y (мм)	61.08	61.81
Среднеквадратическое отклонение ОЦД в фронтальной плоскости	x (мм)	8.45	3.65
Среднеквадратическое отклонение ОЦД в сагиттальной плоскости	y (мм)	39.23	14.16
Скорость ОЦД	V (мм/с)	16.13	16.69
Площадь статокинезиограммы 95	s95 (mm^2)	200.15	84.56
Отношение длины статокинезиограммы к ее площади	LFS95 ($мм^{-1}$)	4.82	11.82
Частота 1-го максимума спектра по фронтальной составляющей	Xfl (Гц)	0.50	0.07
Амплитуда 1-го максимума спектра по фронтальной составляющей	Xa1 (мм)	8.71	5.61
Частота 1-го максимума спектра по сагиттальной составляющей	Yf1 (Гц)	0.08	0.07
Амплитуда 1-го максимума спектра по сагиттальной составляющей	Ya1 (мм)	34.59	33.55
Частота 2-го максимума спектра по фронтальной составляющей	Xf2 (Гц)	0.62	0.12
Амплитуда 2-го максимума спектра по фронтальной составляющей	Xa2 (мм)	5.68	4.26
Частота 2-го максимума спектра по сагиттальной составляющей	Yf2 (Гц)	0.38	0.25
Амплитуда 2-го максимума спектра по сагиттальной составляющей	Ya2 (мм)	15.42	9.15
Частота 3-го максимума спектра по фронтальной составляющей	Xf3 (Гц)	0.20	0.18
Амплитуда 3-го максимума спектра по фронтальной составляющей	Xa3 (мм)	5.11	3.92
Частота 3-го максимума спектра по сагиттальной составляющей	Yf3 (Гц)	0.12	0.17
Амплитуда 3-го максимума спектра по сагиттальной составляющей	Ya3 (мм)	11.35	7.25

Уровень 60% мощности спектра во фронтальной плоскости	xf60% (Гц)	0.50	0.58
Уровень 60% мощности спектра в сагиттальной плоскости	yf60% (Гц)	0.13	0.08

Контроль эффективности лечебных воздействий

Чувствительность метода стабилометрии позволяет осуществлять эффективный контроль за влиянием, которое оказывают различные лечебные факторы.

Стабилометрия оказалась полезной в мониторинге антиэпилептической терапии у детей [Franzoni E. et al., 1995].

Robin D.W. с соавт. (1991) применил с успехом стабилометрическое исследования для контроля действия триазолама (бензодиазепиновый ряд). Получен результат, показывающий зависимость площади статокинезиограммы от дозы (при увеличении дозировки площадь увеличивалась). Стабилометрическое исследование не только достоверно отражает действие медикамента, но и может использоваться для определения дозировки лекарства у людей с различными нарушениями, для контроля баланса в основной стойке, например у пожилых.

Успешно была применена стабилометрия для оценки резидуальных эффектов внутривенных анестетиков [Korttila K. et al., 1981].

Также успешно может быть осуществлен контроль за действиями различных физических факторов. При обследовании больных с односторонней ампутацией до и после реабилитации зарегистрировано улучшение контроля баланса с открытыми глазами, уменьшение визуальной зависимости, что свидетельствует о начале процесса соматосенсорной реинтеграции [Geurts A.C. et al., 1992].

Эффект шейного корсета на стабильность баланса у женщин изучали [Burl M.M., Williams J.G., Nayak U.S., 1992]. Исследование показало, что шейный корсет не изменяет баланса у здоровых женщин.

Другое исследование позволило выяснить влияние различных видов трости на баланс больных с гемиплегией [Milczarek J.J. et al., 1993]. Обнаружено, что при применении стандартной трости ЦД перемещается в сторону, на которой она используется, уменьшаются существенно девиации в обеих плоскостях. Положение ЦД в сагиттальной плоскости не меняется. Достоверно установлено, что трость с четырьмя опорными ножками не имеет преимуществ в разгрузке больной стороны перед обычной тростью. Ниже приводится ряд работ, посвященных оценке различных лечебных воздействий: медикаментозных, ЛФК, БОС посредством метода стабилометрии.

Показатели стабилометрии при некоторых психических заболеваниях[1]

Больные с различными вариантами депрессивно-невротического синдрома являются одними из превалирующих среди пациентов с пограничной патологией, поступающих для стационарного лечения. Анализ данных государственной статистической отчетности свидетельствует о том, что зарегистрированная психиатрической службой России заболеваемость пограничными психическими расстройствами возросла со 109.9 на 100 тыс. населения в 1985 г. до 268.2 в 1999 г. (в 2.4 раза). Эти данные статистики значительно ниже показателей истинной распространенности, полученных в результате эпидемиологических исследований. По данным Ю.А.Александровского (2001) показатели заболеваемости пограничными психическими расстройствами за 1991-1999 г.г. постоянно возрастали. Так, показатель заболеваемости неврозами вырос на 23.8% и достиг к 1999 г. 347.1 больного на 100 тыс. населения, психосоматическими расстройствами — на 60.8% (46.8 на 100 тыс. населения), последствиями заболеваний сосудов головного мозга — на 36.5% (94.3 на 100 тыс. населения), последствиями других органических поражений ЦНС — на 83.8% (272.8 на 100 тыс. населения). Объективизация клинического статуса таких больных является сложной проблемой в силу известных причин. Для оценки состояния больных используются клинико-психопатологический метод (включает непосредственное наблюдение больного, описание симптомов и синдромов, установление последовательности формирования и их динамики, установление факторов, способствующих их образованию или редукции), клинико-катамнестический метод (позволяет проследить динамику клинических особенностей заболевания, закономерности течения и исхода болезни, оценить результаты проведенного лечения). В современной психиатрии для анализа динамики в состоянии больного используются диагностические и психометрические оценочные шкалы (шкала депрессии Гамильтона, шкала CGI (очень значительное и значительное улучшение), шкалы самооценки Бека, Цунга). Изучая методы оценки ремиссии в психиатрии, А.С.Аведисова (2004) отмечает неудовлетворенность исследователей использованием психометрических шкал для оценки эффективности лечения. Так, несмотря на появление все новых и новых психотропных препаратов, общая эффективность терапии классическими и современными антидепрессантами, традиционными и атипичными нейролептиками одинакова. Более того, в некоторых исследованиях выявляется отсутствие различий между эффективностью плацебо и

[1] В соавторстве с И.Л.Кривошей, Н.Н.Шинаев, Е.А.Таламбум

антидепрессанта. Исходя из этого, автором [Аведисова А.С., 2004] была предложена оценка состояний ремиссии, которая заключается в использовании нескольких шкал, каждая из которых отражает определенные аспекты состояния больного. Этими шкалами чаще всего являются шкала депрессии Гамильтона (HAMD), шкала общего клинического впечатления (GGI) и субъективная шкала (например, Бека).

Но состояние больного, как известно, определяется не только психическим статусом, но и сопутствующими соматическими изменениями, при которых следует обратить внимание на двигательные функции. Имеющиеся в клинической практике методы исследования двигательной функции обычно ограничиваются анализом походки, основной стойки (стабилометрия) и произвольных циклических двигательных актов [Скворцов Д.В., 2000, 2004]. Походка и произвольные двигательные акты относятся в целом к макродвижениям, где при пограничных психических расстройствах трудно ожидать существенных изменений. И в этом отношении большой интерес представляют функциональные двигательные изменения на микроуровне [Скворцов Д.В., 2000].

Возможность регистрировать их представляет метод стабилометрии. Однако в доступной литературе нами было обнаружено только два таких исследования [Laghrissi-Thode F. et al., 1995; Mamo D.C., Pollock B.G., Mulsant B., 2002]. Так, американскими учеными [Laghrissi-Thode F. et al., 1995] было проведено исследование больных депрессией на стабилометрической платформе до начала курса медикаментозного лечения и несколько раз во время его проведения. В этом исследовании значимые изменения стабилометрических параметров обнаружены не были. В другой работе [Mamo D.C., Pollock B.G., Mulsant B., 2002] не было выявлено влияния антидепрессантов на стабильность баланса в основной стойке у больных с депрессивным синдромом.

Целью настоящей работы являлось получение стабилометрических характеристик пациентов с различными психическими заболеваниями пограничного характера.

Данная работа проводилась на базе СКБ№8 им. З.П.Соловьева «Клиники неврозов». Обследовали 49 пациентов (39 мужчин и 10 женщин). Средний возраст больных составил 37.5 лет (от 20 до 50 лет). Критерием отбора были: возраст (не старше 50 лет); заболевание (принадлежность к классам F4, F3 по МКБ-10); отсутствие хронических соматических заболеваний в стадии обострения, грубой ортопедической и неврологической патологии. Не включались в данную группу также пациенты, принимающие на момент 1-го обследования психотропные препараты. Изначально группа обследованных пациентов была больше (58 человек), в нее входили также и пациенты с диагнозами, относящихся к классам F0 (8 ч), F6

(1 ч). Но пациенты с органической патологией и личностными изменениями были исключены из данной группы. Распределение больных по нозологической принадлежности представлено в таблице 77.

Состояние больных определялось во всех случаях расстройствами непсихотического уровня.

Находясь в стационаре, больные получали лечение, состоящее из комплексной психотерапии, лечебной физкультуры, гипербарической оксигенации, физиотерапевтических процедур, аутотренинга, медикаментозного лечения. Лекарственная терапия состояла из нейролептиков, антидепрессантов, транквилизаторов, ноотропов, нормотимиков, симптоматической терапии.

Таблица 77. Распределение больных по нозологическим формам

Заболевания	Шифр по МКБ-10	Число обследованных
Умеренный депрессивный эпизод	F32.1	12
Рекуррентное депрессивное расстройство, текущий эпизод умеренной тяжести	F33.1	9
Паническое расстройство	F41.0	5
Смешанное тревожное и депрессивное расстройство	F41.2	7
Ипохондрическое расстройство	F45.2	14
Агорафобия с паническим расстройством	F41.01	1
Биполярное аффективное расстройство, текущий эпизод мании без психотических симптомов	F31.1	1
Всего:		49

Стабилометрическое исследование за время нахождения пациентов в клинике проводилось трижды. Первое — в день поступления, до начала лекарственной терапии; второе — на 15-й день лечения и третье — на 30-й день, непосредственно перед выпиской.

Контрольную группу составили 26 здоровых человек (6 мужчин и 20 женщин), средний возраст которых составил 34 года.

Стабилометрическое исследование проводилось с помощью комплекса «МБН-Стабило» (НМФ «МБН», г. Москва) и заключалось в усложненном тесте Ромберга: установка стопы вместе, с открытыми и закрытыми глазами, руки вытянуты вперед. Регистрация проекции центра тяжести, т.е. центра давления (ЦД) на плоскость опоры и его колебаний проводилась в течение 51 секунды в каждом положении — с открытыми и закрытыми глазами. Для представления данных использовалась Европейская система координат пациента.

Статистическая обработка проводилась стандартными средствами вариационной статистики с использованием парного и непарного коэффициента t Стьюдента средствами электронного табличного процессора Microsoft Excel.

Стабилометрические параметры основной группы, полученные при последовательных 3-х обследованиях и контрольной группы, представлены в таблице 78.

Большинство стабилометрических параметров обследуемой группы во всех трех исследованиях статистически достоверно отличаются от аналогичных показателей контрольной группы (табл. 78). ЦД смещен вперед (Y). Это смещение является устойчивым и обнаруживается во всех трех исследованиях, как с открытыми, так и с закрытыми глазами. Колебания ЦД во фронтальной и сагиттальной плоскостях имеют амплитуду больше чем в контрольной группе. Эти изменения достоверны и только показатель (s) в первом обследовании, превышая по амплитуде значение контрольной группы, не имеет достоверных отличий. Такие параметры как L, s95, V существенно превышают значения контрольной группы (показатель площади статокинезиограммы (s95) в первом обследовании превышает значение в контрольной группе, но достостоверно не отличается от него). Это остается верным и для положения с закрытыми глазами. Значения параметров в положении с закрытыми глазами показывают более выраженные изменения стабильности основной стойки, чем для положения с открытыми глазами, что подтверждается достоверным увеличением коэффициента Ромберга (QR) для всех трех исследований.

Таблица 78. Стабилометрические параметры обследованной группы в сравнении с нормой. 1, 2, 3 — номер обследования, ГО — глаза открыты, ГЗ — глаза закрыты, «Контр» — контрольная группа. Звездочкой обозначено достоверное отличие показателя от аналогичного для контрольной группы ($p<0.05$), знаком $^{\#}$ обозначено достоверное отличие показателя от аналогичного в первом обследовании, знаком $^{\&}$ обозначено достоверное отличие показателя от аналогичного во втором обследовании

Параметры	*QR*	*Y*	*x*	*y*	*L*	*V*	*s95*
1-ГО		-59.88*	12.21*	17.94	554.98*	10.88*	136.04
2-ГО		-64.96*	19.06$^{*\#}$	30.12$^{*\#}$	594.55*	11.66*	200.86$^{*\#}$
3-ГО		-65.61$^{*\#}$	12.05$^{*\&}$	24.64*	585.70*	11.48*	170.44*
Контр ГО		-75.14	8.71	14.89	466.00	9.14	114.42
1-ГЗ	277.94*	-53.19*	31.07*	34.11*	1289.85*	25.29*	343.86*
2-ГЗ	243.11*	-58.80*	38.56*	35.53*	1153.24*	22.61*	376.03*
3-ГЗ	268.32*	-58.07*	42.99*	42.16*	1185.14*	23.24*	410.01*
Контр ГЗ	190.02	-70.59	18.36	19.03	763.38	14.97	188.93

Во 2-м обследовании (глаза открыты) отмечается достоверный рост значений таких параметров как площадь статокинезиограммы (s95), амплитуд колебаний во фронтальной и сагиттальной плоскостях (y, x). Отмечается также и смещение ЦД назад (к норме), что имеет место и для третьего обследования, но отличие является достоверным только в третьем исследовании. Кроме того, к 3-му обследованию происходит достоверное уменьшение амплитуд колебаний во фронтальной плоскости при сравнении с аналогичными значениями во 2-м обследовании, при этом достоверных отличий значений данного показателя между 1-м и 3-м обследованиями нет.

Достоверных отличий в параметрах 3-х последовательных регистраций в положении с закрытыми глазами не обнаружено.

Следующим этапом анализа полученных результатов было разделение данной группы на две подгруппы. В качестве основного критерия мы использовали принадлежность заболевания к определенному классу по МКБ-10 — F3 или F4.

В подгруппу А вошли пациенты (22 человека) с аффективными расстройствами настроения (F3), в подгруппу В — (27 человек) — пациенты, имеющие невротические, связанные со стрессом и соматоформные расстройства (F4). Основные стабилометрические параметры больных из подгруппы А, полученные при 3-х последовательных обследованиях представлены в таблице 79.

Таблица 79. Стабилометрические параметры обследованной подгруппы А в сравнении с нормой и подгруппой В. 1, 2, 3 — номер обследования, ГО — глаза открыты, ГЗ — глаза закрыты. Знаком * отмечены параметры, достоверно отличающиеся от аналогичных в норме; знаком # отмечены параметры, достоверно отличающиеся от аналогичных в первом обследовании; знаком $ отмечены параметры, достоверно отличающиеся от аналогичных для пациентов группы В

Параметры	QR	Y	x	y	L	V	s95
А-1 ГО		-61.53*	14.54*$	18.88	585.40*	11.48*	156.63*
А-2 ГО		-66.95*#	19.37*	31.86*	629.19*	12.34*	202.49*
А-3 ГО		-66.83*	12.46*	25.46*	632.93*	12.41*	180.40*
Контр ГО		-75.14	8.71	14.89	466.00	9.14	114.42
А-1 ГЗ	259.82*	-53.08*	37.44*$	36.61*	1535.85*	30.12*	395.47*
А-2 ГЗ	282.46*	-62.93*	46.65*	39.42*	1195.53*	23.44*	440.09*
А-3 ГЗ	267.56*	-61.19*	56.37*	51.97*	1323.33*	25.95*	498.61*
Контр ГЗ	190.02	-70.59	18.36	19.03	763.38	14.97	188.93

Результаты, полученные в данной подгруппе, почти без исключений совпадают с результатами в основной группе. ЦД достоверно смещен вперед. В процессе лечения происходит его

постепенное смещение назад (достоверно отличается его значение только во 2-м обследовании от аналогичного в 1-м), но к значениям нормы данный параметр не приходит. Коэффициент Ромберга превышает норму. Превышают норму и значения таких параметров как площадь статокинезиограммы (s95), скорость перемещения ЦД (V), амплитуды колебаний ЦД в сагиттальной (кроме 1-го обследования при открытых глазах) и во фронтальной плоскостях. За время лечения достоверных отличий в параметрах 3-х последовательных регистраций в положениях с открытыми и закрытыми глазами не обнаружено (кроме указанного выше смещения ЦД назад во 2-м обследовании). В 1-ом обследовании колебания во фронтальной плоскости при открытых, и при закрытых глазах выше в рассматриваемой подгруппе, чем в подгруппе «В». Это единственное отличие между данными подгруппами на момент 1-го обследования. В процессе лечения оно исчезает, и к 3-му обследованию отличий между рассматриваемыми подгруппами не обнаруживается.

Таблица 80. Стабилометрические параметры подгруппы В в сравнении с нормой. 1, 2, 3 — номер обследования, ГО — глаза открыты, ГЗ — глаза закрыты. Знаком * отмечены параметры, достоверно отличающиеся от аналогичных в норме, знаком # отмечены параметры, достоверно отличающиеся от аналогичных в первом обследовании, знаком % отмечены параметры, достоверно отличающиеся от аналогичных во втором обследовании

Параметры	QR	Y	x	y	L	V	s95
В 1 ГО		-58.53*	10.31	17.17	530.20*	10.40*	119.26
В-2 ГО		-63.33*	18.81*#	28.70*#	566.33*	11.11*	199.53*#
В-3 ГО		-66.83*	12.46%	25.46*	632.93*	12.41*	180.40*
Контр ГО		-75.14	8.71	14.89	466.00	9.14	114.42
В-1 ГЗ	292.70*	-53.28*	25.87*	32.07*	1080.40*	21.36*	301.82*
В-2 ГЗ	211.06#	-55.43*	31.98*	32.36*	1118.78*	21.94*	323.84*
В-3 ГЗ	267.56*	-55.53*	32.09*	34.15*	1072.55*	21.03*	337.81*
Контр ГЗ	190.02	-70.59	18.36	19.03	763.38	14.97	188.93

В таблице 80 представлены стабилометрические параметры больных из подгруппы «В» (3 последовательных обследования) и контрольной группы.

В подгруппе В в первом обследовании (глаза открыты) значения параметров, характеризующих стабильность основной стойки, площадь статокинезиограммы, амплитуды колебаний во фронтальных и сагиттальных плоскостях (s95, x, y) не отличаются от нормы (для положения открытые глаза). Однако и в этой группе имеется смещение ЦД вперед. Во втором обследовании значения параметров (s95, x, y)

достоверно возрастают по сравнению с первым. Соответственно во втором исследовании уже все параметры достоверно отличаются от нормы. Данное состояние сохраняется и в третьем обследовании за исключением параметра (x), значение которого возвращается в пределы нормы.

В положении с закрытыми глазами в 1-м обследовании, как и в последующих, значения параметров достоверно отличаются от нормы, превышая ее. Коэффициент Ромберга достоверно превышает норму для первого и третьего исследования. В остальном характер изменений изучаемых показателей совпадает с изменениями в общей группе.

Достоверных отличий в параметрах обеих подгрупп и основной группы ни в одной из регистраций обнаружено не было.

Полученные данные свидетельствуют о том, что обследуемая группа больных статистически достоверно отличается от нормы. Основные отличия — снижение стабильности баланса тела в основной стойке и смещение ЦД вперед. Смещение ЦД вперед незначительно по амплитуде, но достоверно как для основной группы, так и для подгрупп А и В. По нашему мнению, это симптом напряжения системы контроля двигательного баланса. Свидетельством этого напряжения является достоверное увеличение колебаний ЦД как в сагиттальной, так и во фронтальной плоскостях (параметры x и y). Оба симптома отражают повышение порога проприорецептивной чувствительности. Поэтому увеличение значения параметра S^2 нельзя рассматривать как нечто самостоятельное, так как он зависит от первичных параметров x и y. Собственно, смещение ЦД вперед является механизмом, который увеличивает сенсорную и механическую нагрузку на основной стабилизатор ЦД — трехглавую мышцу голени. Высокие значения коэффициента Ромберга являются подтверждением того, что проприорецептивная система работает в значительно меньшей степени, чем это требуется в норме. Поэтому больший удельный вес в поддержании баланса тела приобретает зрительная система. Необходимость увеличения сенсорной нагрузки подтверждается тем, что в положении с закрытыми глазами ЦД смещается еще больше вперед, чем при открытых глазах.

Обращает на себя внимание и тот факт, что установленные функциональные параметры незначительно изменяются в связи с терапией, оставаясь неизменными и по ее окончании. Исключение составляет только достоверное смещение ЦД назад в положении с открытыми глазами для подгруппы А во втором исследовании и основной группы в третьем исследовании. В данном случае имеется тенденция к нормализации значения данного параметра в процессе лечения, но значений нормы положение ЦД в сагиттальной плоскости не достигает. В то же время, больные группы В поступают в клинику с нормальными показателями стабильности в положении глаза открыты, ЦД имеет смещение вперед и скорость его колебаний увеличена. Но

выписываются они с показателями, не отличающимися от группы А и основной группы.

Назначение медикаментозной терапии не вызывает существенных изменений в состоянии двигательно-координаторной функции. Коррекции уже отмеченного симптома снижения порога сенсорной чувствительности не происходит. Несмотря на кажущуюся парадоксальность, наши данные согласуются с результатами, приводившихся ранее зарубежных исследований [Laghrissi-Thode F. et al., 1995; Mamo D.C., Pollock B.G., Mulsant B., 2002]. Кроме того, необходимо отметить, что все обнаруженные изменения относятся к положению с открытыми глазами. В положении глаза закрыты патологическая симптоматика остается стабильной. Таким образом, состояние проприорецептивной системы в процессе лечения не изменяется, а все обнаруженные изменения происходят за счет трансформации зрительно-моторных реакций.

Анализируя полученные результаты в подгруппе больных, имеющих аффективные расстройства настроения, можно отметить, что данная подгруппа полностью совпадает с общей группой по характеру изменений рассматриваемых стабилометрических параметров. Больные же с невротическими, связанными со стрессом и соматоформными расстройствами характеризуются б*о*льшей стабильностью в положении с открытыми глазами, амплитуды колебаний ЦД в обеих плоскостях и, соответственно площадь статокинезиограммы, до начала лечения не превышают нормы. Однако последние возрастают, уменьшая стабильность в процессе лечения. К 30-му дню лечения происходит нормализация показателя амплитуд колебаний, но только во фронтальной плоскости. Коэффициент Ромберга превышает норму уже в 1-м обследовании, что свидетельствует о превалировании зрительного контроля над проприорецептивной системой в поддержании баланса тела. ЦД смещен вперед, что также является характерным признаком для всей группы в целом. От больных с аффективными расстройствами (депрессивными) данные пациенты отличаются лишь большей стабильностью во фронтальной плоскости до начала лечения.

Достоверных отличий от основной группы больных в рассматриваемых отдельно подгруппах мы не обнаружили. Это позволяет сделать вывод, что, несмотря на описанные выше особенности динамики отдельных стабилометрических параметров, у больных с рассмотренными психическими расстройствами непсихотического уровня имеются общие функциональные изменения, характеризующиеся снижением стабильности в основной стойке, и снижением порога проприорецептивной чувствительности.

Следует отметить также закономерность, которая имеет общий характер. Параметры L и V до определенной степени тоже можно рассматривать как производные от x и y. Длина статокинезиограммы

полностью определяется скоростью движений ЦД, так как время исследования постоянно и составляет 51 с. В данном исследовании мы получили совпадение коэффициента t Стьюдента при сравнении групп пациентов для этих параметров до третьего знака после запятой. Естественно, что коэффициент корреляции между этими параметрами равен 1. Таким образом, можно сделать вывод о том, что так часто используемый в стабилометрических исследованиях параметр L может быть с успехом заменен параметром скорости V. Действительно, длина статокинезиограммы целиком и полностью зависит от того, какую скорость имеет ЦД. Поэтому параметр L является производным от параметра V. Однако, в отличие от параметра скорости ЦД, длина статокинезиограммы методически «привязана» к времени регистрации. Чем оно больше, тем, при прочих равных условиях, больше длина статокинезиограммы. Излишне говорить, что это обстоятельство имеет очевидное неудобство. Поэтому параметр скорости ЦД является еще и первично нормированным (ко времени), что дает ему существенные преимущества. Кроме того, размерность L представлена в линейных величинах (стандартно в миллиметрах), что так же является ограничением, поскольку линейные величины тесно связаны с антропометрическими параметрами пациента. Скорость ЦД таким ограничением не страдает. Размерность параметра скорости тоже имеет свои преимущества. Обычные его изменения от 5 до 20 мм/с, что удобно для восприятия. Параметр длины при использовании стандартных методик колеблется от нескольких сотен до полутора-двух тысяч миллиметров. Таким образом, появление и использование производного параметра L не является практически обоснованным и его следует заменить параметром V.

Таким образом, функциональное состояние обследованных больных характеризуется снижением стабильности в основной стойке, смещением ЦД вперед и повышением порога проприорецептивной чувствительности. Данное состояние не изменяется в связи с лечением психотропными препаратами, но при этом отмечается тенденция к нормализации положения ЦД в сагиттальной плоскости. Больные с невротическими и соматоформными расстройствами до начала лечения имеют нормальные параметры стабильности в основной стойке, которые достоверно ухудшаются в процессе лечения. При дальнейших исследованиях целесообразно стабилометрический параметр длины статокинезиограммы L заменить параметром скорости ЦД V.

Эффективность коррекции пограничной психической патологии методами двигательной биологической обратной связи и ЛФК[1]

Состояние больных некоторыми пограничными психическими состояниями характеризуется как изменением психического статуса, так и наличием сопутствующих соматических нарушений, в том числе и изменением их двигательных функций. Функциональное состояние нервной системы оказывает влияние на способность к удержанию статического равновесия (вертикальной позы человека). Так, В.С.Гурфинкель с соавт. (1965) наблюдал значительное изменение стабилометрических параметров (амплитуды колебаний, их частоты) при изменении функционального состояния нервной системы под воздействием некоторых фармакологических средств (в частности, хлоралгидрата), алкоголя, гипоксии, утомляемости. Е.П.Ильин (1976) исследовал способность к удержанию статического равновесия (в позе Ромберга) у лыжников с различными типологическими особенностями нервной системы. Неустойчивыми оказались лица со слабой нервной системой и с преобладанием возбуждения по «внешнему» и «внутреннему» балансам.

Для диагностики функционального состояния системы контроля баланса тела в основной стойке является метод стабилометрии. В доступной литературе нами было обнаружено два исследования, проводившихся у подобного контингента больных. В одном из них [Lagrhrissi-Thode F., Pollock B.G., Miller M.C. et al., 1995] при обследовании больных депрессией до начала лечения и в его процессе значимых изменений стабилометрических параметров не было обнаружено. В другом исследовании [Mamo D.C., Pollock B.G., Mulsant B., 2002] не удалось установить влияния антидепрессантов на стабильность баланса в основной стойке у больных с депрессивным синдромом. Авторами также было проведено исследование [Кривошей И.В. с соавт., 2005; 2006], целью которого стало изучение стабилометрических характеристик пациентов с различными пограничными психическими расстройствами (депрессия, невротические, связанные со стрессом и соматоформными расстройствами). В ходе работы нами было установлено, что функциональное состояние данного контингента больных характеризуется снижением стабильности в основной стойке, повышением порога проприорецептивной чувствительности. На основании полученных результатов нами была предпринята попытка коррекции выявленных изменений в системе контроля баланса тела у таких больных. Для реализации поставленных задач были

[1] Совместно с И.В.Кривошей

использованы метод стабилографического тренинга с биологической обратной связью (БОС) и специализированная лечебная гимнастика (ЛГ).

Биологическую обратную связь можно представить как метод, посредством которого информация о функциональных параметрах тренируемого собирается, обрабатывается и представляется снова для контроля его органами чувств (как правило, зрение и слух), так что он получает дополнительную возможность контроля [Everli G.S., Rosenfeld R., 1981]. Данный метод лечения подразумевает активное участие пациента в этом процессе восстановления, его стремление достичь определенных результатов, закрепить их, использовать приобретенные навыки, что, безусловно, оказывает благоприятное воздействие и на психическое состояние больного. В настоящее время в восстановительной медицине используются разнообразные методы с использованием принципа биологической обратной связи: электромиографическая обратная связь, температурная биообратная связь, электроэнцефалографическая биообратная связь, электрокожная биообратная связь, стабилографическая биообратная связь.

Целью работы явилось изучение стабилотренинга с биологической обратной связью и специализированной лечебной гимнастики для коррекции постуральных изменений у больных с пограничными психическими состояниями, а так же оценка вероятности изменения в психическом статусе у данных больных в результате применяемых методик.

Работа проводилась на базе клинической больницы №8 им. З.П.Соловьева «Клиники неврозов».

В соответствии с задачами исследования было обследовано в общей сложности 123 человека. Сравнительную группу составили 26 здоровых лиц — сотрудники клиники в возрасте от 19 до 55 лет (средний возраст — 36.5 лет), среди которых были 6 мужчин и 20 женщин. В качестве контроля нами было обследовано 49 пациентов (39 мужчин и 10 женщин, средний возраст — 37.5 лет). По нозологической принадлежности больные распределялись следующим образом: 22 человека с аффективными расстройствами настроения и 27 человек с невротическими, связанными со стрессом и соматоформными расстройствами. Состояние больных определялось во всех случаях расстройствами непсихотического уровня. Находясь в стационаре, больные получали лечение, состоящее из комплексной психотерапии, лечебной физкультуры, физиотерапевтических процедур, аутотренинга, медикаментозного лечения. Лекарственная терапия состояла из нейролептиков, антидепрессантов, транквилизаторов, ноотропов, нормотимиков, симптоматической терапии.

В основную группу БОС вошло 27 больных. Из них 6 женщин и 21 мужчина, средний возраст составил 31.4 года. В данной группе было

14 человек с аффективными расстройствами настроения и 13 — с тревожными и соматоформными расстройствами. У этих больных наряду с общепринятой терапией использовали стабилографический тренинг с биологической обратной связью (БОС). Курс состоял не менее чем из 10 занятий, в среднем — 12.

В основную группу ЛГ вошел 21 больной в возрасте от 21 до 60 лет, средний возраст составил 39.76±2.57 лет. Из них мужчин — 9, женщин — 12. В этой группе больных было 7 человек с аффективными расстройствами настроения и 14 — с тревожными и соматоформными расстройствами. Больные помимо базовой терапии проходили курс специализированной лечебной гимнастики (ЛГ). Количество занятий от 6 до 26, в среднем — 13 занятий.

Критериями включения больных в исследование были: возраст не старше 60 лет; принадлежность заболевания к классам F3, F4 по МКБ-10; отсутствие хронических соматических заболеваний в стадии обострения, грубой ортопедической и неврологической патологии, миопия высокой степени.

В нашей работе для оценки изменений в психическом статусе у обследуемых больных мы использовали, наряду с клиническими методами, диагностические и психометрические шкалы. Шкала М.Гамильтона для оценки степени выраженности депрессии (HDRS) [Hamilton M., 1960, 1967] и госпитальная шкала тревоги и депрессии (HADS). Однако, наряду с изменением психологического статуса, такие больные имеют сопутствующие соматические изменения, среди которых имеются и нарушения в двигательной системе. Поэтому в данном исследовании мы использовали метод стабилометрии для оценки динамики функциональных двигательных параметров, который способен регистрировать функциональные изменения на микроуровне [Скворцов Д.В., 2000].

Стабилометрическое исследование в основных группах БОС и ЛГ проводилось дважды: 1-е до начала курса занятий и 2-е по его окончании. Исследование выполнено с помощью комплекса «МБН-Стабило» (НМФ «МБН», Россия). Использовался тест Ромберга в усложненном варианте: стопы вместе с открытыми и с закрытыми глазами, руки вперед. Регистрация проекции центра тяжести, т.е. центра давления (ЦД) на плоскость опоры и его колебаний проводилась в течение 51 секунды в каждом положении с открытыми и закрытыми глазами. Для представления данных использовалась Европейская система координат пациента. Анализировались следующие стабилометрические параметры: коэффициент Ромберга (QR) — отношение площади статокинезиограммы (s95) при закрытых глазах к аналогичному значению при открытых глазах; координата ЦД сагиттальной (Y) плоскости; величина среднеквадратического отклонения ЦД во фронтальной (x) и в сагиттальной (y) плоскостях (все величины в миллиметрах); скорость перемещения ЦД (V) в мм/с;

площадь статокинезиограммы (s95) в мм^2, спектр частот по фронтальной и сагиттальной составляющим (xf 60%, yf 60%, Гц).

В курсе балансотерапии использовали специализированные тренажеры равновесия, разработанные специалистами Научно-медицинской фирмы «МБН». Наиболее целесообразным авторы сочли использование тренажера «Мишень», и тренажера «Пчела». Занятие строилось следующим образом.

1. «Мишень» от 3-х до 5-ти минут.
2. «Пчела» от 5-ти до 10-ти минут.
3. «Мишень» от 3-х до 5-ти минут.

Основная идея тренажера «Мишень» — удержание ЦД в заданной зоне (мишени) на экране монитора пациента. Критерием успеха служит набранное количество «выбитых» очков. Тренажер «Пчела» более сложный тренажер, в процессе работы с которым больной должен выполнять более тонкие координаторные задачи. Идея в том, что больной, «управляя» пчелой, должен собрать мед с распускающихся цветов, отнести его в улей. В процессе полета мед расходуется самой пчелой, т.е. для более быстрого выполнения задания тренирующимся важно хорошо скоординировать свои движения, построить двигательную стратегию, чтобы с минимальными затратами выполнить задание.

В комплексе специализированной лечебной гимнастики основное внимание уделялось упражнениям, нацеленным на тренировку вестибулярного аппарата, глазодвигательных мышц, равновесия. Для увеличения воздействия на проприорецептивную систему ряд упражнений больные выполняли стоя на высоких (20 см) мягких ковриках.

Статистическая обработка проводилась стандартными средствами вариационной статистики с использованием коэффициента t Стьюдента.

Основные результаты, полученные в группе БОС представлены в таблице 81.

Таблица 81. Результаты в группе БОС в сравнении с нормой и контрольной группой. Представлены средние значения, ГО — глаза открыты, ГЗ — глаза закрыты. 1, 2 — номера обследований. Знаком $ обозначены параметры, достоверно отличающиеся от аналогичных, определенных до начала БОС терапии. Знаком * обозначены отличия показателей в группе БОС и в контрольной группе от аналогичных в норме. Знаком & обозначены отличия показателей в группе БОС от аналогичных в контрольной группе

Параметры	БОС-1	Контроль-1	БОС-2	Контроль-2	Норма
QR (%)	313.27*	271.26*	399.76*&	258.24*	190.02
Y ГО	-32.12	-25.97	-38.98*&$	-31.48	-28.97
x ГО	11.94	11.89*	12.50	11.30	8.71

y ГО	18.95	16.77	14.48	23.78	14.89
V ГО	10.13	10.59*	11.43*$	11.08*	9.14
xf60% ГО	0.34	0.30	0.38	0.37	0.34
yf60% ГО	0.25	0.24	0.31*&	0.24	0.22
s95 ГО	138.81	131.05	119.16	162.40*	114.42
Stab ГО	92.78	92.64	92.99	91.69	93.06
Y ГЗ	-23.23	-19.23	-30.33$	-23.86	-24.42
x ГЗ	38.96*&	28.78*	38.47*	36.99*	18.36
y ГЗ	36.49*	31.41*	40.49*	36.06*	19.03
V ГЗ	23.91*	22.66*	22.76*	21.87*	14.97
xf60% ГЗ	0.35	0.33	0.31	0.34	0.31
yf60% ГЗ	0.36*	0.37*	0.36*	0.35*	0.27
s95 ГЗ	387.49*	314.45*	400.84*	338.18*	188.93
Stab ГЗ	89.03*	89.69*	88.31*	89.51*	91.71

По окончании курса БОС-терапии у данных больных имелись изменения некоторых параметров при открытых глазах. Возросло значение коэффициента Ромберга, не достигнув 5%-го уровня значимости. ЦД сместился назад и при открытых, и при закрытых глазах. Достоверно возросла скорость колебаний ЦД. При этом отмечалась тенденция к уменьшению значений амплитуд колебаний ЦД в сагиттальной плоскости и площади статокинезиограммы. При закрытых глазах достоверных изменений стабилометрических параметров в обследуемой группе не обнаружено, за исключением положения ЦД в сагиттальной плоскости, о чем было сказано выше.

От контрольной группы больные в группе БОС до начала курса тренировок достоверно отличались несколько большей амплитудой колебаний ЦД во фронтальной плоскости при закрытых глазах. От нормы данная группа больных до начала БОС-терапии достоверно отличалась бо́льшим коэффициентом Ромберга. Отметим, что выше среднего значения нормы были амплитуды колебаний в сагиттальной и во фронтальной плоскостях, показатель площади статокинезиограммы, скорости перемещения ЦД. Но полученные результаты недостоверны.

При закрытых глазах группа БОС достоверно отличались от нормы по нескольким показателям. Превышали значение нормы амплитуды колебаний ЦД во фронтальной и в сагиттальной плоскостях, площадь статокинезиограммы, скорость колебаний ЦД, уровень 60% мощности спектра частот в сагиттальной плоскости. Достоверно ниже нормы при закрытых глазах было значение показателя стабильности Stab. Аналогичные отличия от нормы имелись и у больных в контрольной группе.

Итак, группа БОС до начала стабилотренинга практически не отличалась от контрольной группы по рассматриваемым нами

стабилометрическим параметрам. Исключение составили бо́льшие амплитуды колебаний во фронтальной плоскости при закрытых глазах. От нормы данная группа больных отличалась по большинству параметров в положении «глаза закрыты».

Результаты в группе ЛГ представлены в таблице 82.

Из таблицы 82 видно, что в обследуемой группе больных в результате курса ЛГ значимых изменений стабилометрических параметров в положении глаза открыты обнаружено не было. Но имелась тенденция к повышению стабильности, так как незначительно снизились амплитуды колебаний во фронтальной и в сагиттальной плоскостях, значение площади статокинезиограммы. Коэффициент Ромберга несколько снизился, но 5%-го уровня значимости данное отличие не достигло. Это можно расценить как тенденцию возрастания роли проприорецептивной системы в процессе поддержания вертикального положения.

При закрытых глазах важно отметить достоверное уменьшение площади статокинезиограммы в обследуемой группе больных. Также достоверно возросло значение показателя стабильности Stab.

От нормы группа ЛГ до начала курса отличалась большим значением коэффициента Ромберга. Достоверных отличий рассматриваемых стабилометрических параметров до начала курса ЛГ при открытых глазах мы не обнаружили. По окончании курса ЛГ возросло значение скорости ЦД, превысив значение нормы. Учитывая тенденции к уменьшению колебаний ЦД и площади статокинезиограммы, возрастание скорости ЦД можно расценить как отражение процесса адаптации системы контроля баланса к новым условиям ее работы.

В положении глаза закрыты до начала курса ЛГ в данной группе больных имелись следующие отличия. Достоверно превышали значения нормы показатели среднеквадратического отклонения ЦД во фронтальной и в сагиттальной плоскостях, площадь статокинезиограммы, скорость ЦД. Меньше нормы был показатель стабильности Stab. По окончании курса лечебной гимнастики достоверно уменьшилось значение площади статокинезиограммы, но значения нормы не достигло. Показатель стабильности возрос в результате курса ЛГ, но также не достиг значения нормы. Поэтому, несмотря на положительную динамику в группе ЛГ, при закрытых глазах все приведенные параметры продолжают достоверно отличаться от нормы.

Таблица 82. Результаты в группе ЛГ в сравнении с нормой и контрольной группой. Представлены средние значения, ЛГ — лечебная гимнастика, ГО — глаза открыты, ГЗ — глаза закрыты. 1, 2 — номера обследований. Знаком $ обозначены параметры, достоверно отличающиеся от аналогичных, определенных до начала курса ЛГ. Знаком * обозначены отличия показателей в группе ЛГ и в контрольной группе от аналогичных в норме. Знаком & обозначены отличия показателей в группе ЛГ от аналогичных в контрольной группе

Параметры	ЛГ-1	Контроль-1	ЛГ-2	Контроль-3	Норма
QR (%)	324.46*	271.26*	273.67*	258.24*	190.02
Y ГО	-30.38	-25.97	-32.35	-31.48	-28.97
x ГО	9.76	11.89*	8.13	11.30	8.71
y ГО	19.45	16.77	17.69	23.78	14.89
V ГО	10.11	10.59*	10.70*	11.08*	9.14
xf60% ГО	0.37	0.30	0.35	0.37	0.34
yf60% ГО	0.21	0.24	0.26	0.24	0.22
s95 ГО	131.91	131.05	118.32	162.40*	114.42
Stab ГО	92.19	92.64	92.70	91.69	93.06
Y ГЗ	-22.13	-19.23	-23.65	-23.86	-24.42
x ГЗ	39.57*&	28.78*	29.51*	36.99*	18.36
y ГЗ	34.50*	31.41*	28.18*	36.06*	19.03
V ГЗ	20.94*	22.66*	20.28*	21.87*	14.97
xf60% ГЗ	0.31	0.33	0.30	0.34	0.31
yf60% ГЗ	0.35	0.37*	0.31	0.35*	0.27
s95 ГЗ	400.56*	314.45*	297.41*$	338.18*	188.93
Stab ГЗ	87.75*&	89.69*	89.67*$	89.51*	91.71

От контрольной группы до начала курса группа ЛГ достоверно отличалась большей величиной показателя среднеквадратического отклонения ЦД во фронтальной плоскости и меньшим значением показателя стабильности Stab при закрытых глазах. В процессе курса ЛГ несколько уменьшились амплитуды колебаний ЦД во фронтальной плоскости при закрытых глазах у данных больных, возросло и значение показателя стабильности, в результате отличия от контрольной группы не обнаруживается по окончании курса.

Динамика психического статуса больных обследованных групп представлены в таблице 83.

Таблица 83. Результаты тестирования в группах БОС и ЛГ до начала курса (1) лечения и по окончании его (2) в сравнении с контрольной группой. Результаты представлены в баллах. HADS-A — подшкала «тревога», HADS-D — подшкала «депрессия». Знаком * обозначены показатели, отличающиеся от контроля, $p \leq 0.05$. Знаком & обозначены показатели по окончании лечения, отличающиеся от аналогичных до его начала, $p \leq 0.05$

Параметры	Контрольная группа	Группа БОС	Группа ЛГ
Шкала Гамильтона-1	19.37	17.12	17.82
Шкала Гамильтона-2	10.52[&]	9.00[&]	7.73[&]
HADS-A-1	10.41	10.44	11.41
HADS-A-2	10.78[&]	8.44[*&]	7.86[*&]
HADS-D-1	6.74	5.48	5.50
HADS-D-2	7.70[&]	5.16[*]	4.27[*&]

Из таблицы 86 видно, что в процессе лечения в рассматриваемых группах больных отмечалась положительная динамика их психического статуса как при оценке его врачом, так и в результате самооценки. По шкале Гамильтона, достоверных отличий в группах БОС и ЛГ от контрольной группы не обнаружилось ни до, ни после лечения. При субъективной оценке своего статуса больные достоверно отмечали большее снижение уровня тревоги и депрессии после курса лечения в группах БОС и ЛГ в сравнении с контрольной группой.

По окончании курса балансотерапии с БОС нами были получены следующие результаты. Коэффициент Ромберга достоверно выше аналогичных показателей и в норме, и в контрольной группе. Это подтверждает возросшую роль зрительного анализатора в процессе удержания равновесия в вертикальном положении и возрастании роли зрительно-моторных связей.

По окончании курса занятий произошло достоверное смещение ЦД назад и при открытых, и при закрытых глазах. В ходе нашей работы первоначально возникло предположение о том, что у данной категории больных ЦД смещен вперед. Но в результате наших дальнейших исследований была выявлена его ошибочность. Однако одной из задач балансотерапии с БОС было смещение ЦД назад у данных больных. Эта задача была реализована в ходе стабилотренировок. Таким образом, целенаправленная балансотерапия с БОС позволяет активно изменять положение ЦД.

В процессе балансотерапии с биологической обратной связью обнаружена тенденция к уменьшению амплитуд колебаний ЦД, площади статокинезиограммы при открытых глазах. Но данные изменения не достоверны.

Возрастание скорости колебаний ЦД и показателя уровня 60% мощности спектра частот в сагиттальной плоскости при открытых глазах можно охарактеризовать как реакцию со стороны системы контроля баланса тела на уменьшение амплитуд колебаний.

При закрытых глазах существенной динамики изучаемых параметров в группе БОС не наблюдалось, что также подтверждает

доминирующую роль в процессе удержания равновесия в вертикальном положении зрительного анализатора.

Таким образом, в ходе стабилотренинга с БОС возросла роль в поддержании баланса зрительно-моторных связей. Возросли по сравнению с контрольной группой и нормой частоты колебаний в сагиттальной плоскости при открытых глазах, возросла скорость перемещения ЦД при открытых глазах по сравнению с нормой, что является подтверждением механического характера колебаний ЦД у данных больных, сформировавшегося в результате тренировок.

Специализированная лечебная гимнастика, применявшаяся нами для коррекции функциональных двигательных изменений у данной категории больных, также дала свои результаты.

По окончании курса занятий специализированной лечебной гимнастики у данных больных отмечалось повышение стабильности при закрытых глазах, о чем свидетельствовало уменьшение площади статокинезиограммы и повышение показателя стабильности Stab. Это свидетельствует о возрастании роли проприорецептивной системы в процессе поддержания равновесия в вертикальном положении.

По окончании курса ЛГ возросло значение скорости колебаний ЦД при открытых глазах и превысило значение нормы. Так как в группе ЛГ отмечалась тенденция к уменьшению амплитуд колебаний ЦД во фронтальной и в сагиттальной плоскостях, площади статокинезиограммы, то увеличение скорости колебаний ЦД — результат процесса адаптации системы контроля баланса к новым условиям ее работы.

Нами были проанализированы результаты, полученные в группах БОС и ЛГ, в сравнении между собой. До начала курса ЛГ и курса БОС данные группы не обнаруживали отличий ни по одному из рассматриваемых параметров. По окончании проводимых курсов коррекции в данных группах обнаружилось отличие по коэффициенту Ромберга. Он был достоверно меньше в группе ЛГ. В процессе курса ЛГ незначительно (недостоверно) снижалось значение коэффициента Ромберга, в процессе же балансотерапии его значение возрастало. В результате по окончании курсов коррекции появилось достоверное отличие по этому показателю.

Итак, в результате курса специализированной лечебной гимнастики достоверно возросла роль проприорецептивной системы в регуляции вертикального положения в рассматриваемой группе больных, поскольку значимые изменения параметров обнаружились при закрытых глазах.

Помимо изменений в системе контроля баланса в рассматриваемых нами группах, происшедших в результате ее коррекции, нами была обнаружена и положительная динамика в психическом статусе больных. Больные в группах БОС и ЛГ отличались от контрольной группы субъективной оценкой своего

состояния, характеризующейся меньшим уровнем тревоги и депрессии. Что, несомненно, является положительным моментом проводимых нами методов, которые не только вносит коррекцию в функциональные двигательные изменения у данной категории больных, но и оказывает психотерапевтическое воздействие, снижает ощущение тревоги, уменьшает депрессию у них, ориентируя их на выздоровление.

Данное исследование позволило сделать следующие выводы.

Балансотерапия с БОС и специализированная лечебная гимнастика позволяют изменить параметры стабильности у данного контингента больных и обладают психотерапевтическим эффектом.

Стабильность основной стойки в группе больных, получавших балансотерапию, возросла за счет увеличения роли зрительно-моторных связей.

Целенаправленная балансотерапия позволяет оптимизировать положение ОЦД.

Увеличение частоты колебаний и возрастание скорости колебаний ЦД при открытых глазах у данных больных свидетельствует о механическом характере колебаний ЦД.

В результате курса специализированной лечебной гимнастики достоверно возрастает роль проприорецептивной системы в регуляции вертикального положения у больных.

Различие с группой БОС по коэффициенту Ромберга свидетельствует о доминировании различных механизмов (проприорецепции и зрительно-моторных связей) в регуляции вертикального положения в рассматриваемых группах больных.

Характеристика постуральных реакций в остром периоде инсульта[1]

Восстановления двигательных возможностей человека после таких тяжелых поражений центральной нервной системы, как инсульт, остается по-прежнему сложным процессом, где очень часто врачу приходится идти буквально на ощупь. Одна из актуальных проблем раннего реабилитационного периода — это восстановление возможности управлять балансом тела. Известно, что система контроля баланса включает в себя различные сенсорные и реализующие движения структуры [Гурфинкель В.С. с соавт., 1965; Bronstein A., Brandt T., Woollacott M., 1996; Gagey P., Weber B., 1995]. При этом значительное влияние имеют сложные рефлекторные реакции, связанные с взаимным положением частей тела, головы и участием органов чувств [Bronstein A., Brandt T., Woollacott M., 1996; Gagey P., Weber B. 1995]. Первые движения, которые применяются в комплексе

[1] Совместно с Г.Е.Ивановой, Б.А.Поляевым, А.Ю.Суворовым

ранней реабилитации для постинсультных больных по схеме PNF, являются движения глаз (вправо-влево) и повороты головы. При этом первое вертикальное положение, требующее самостоятельного баланса,— положение сидя. Однако в доступной литературе мы не обнаружили исследований, посвященных теме влияния направления взгляда и поворотов головы на сохранение баланса тела в положении сидя и стоя в норме или у постинсультных больных. В силу этого нами было предпринято самостоятельное исследование. Данная работа является продолжением ранее опубликованной [Батышева Т.Т., Скворцов Д.В., Труханов А.И., 2005].

В контрольную группу вошли 50 пациентов от 45 до 75 лет (30 женщин и 20 мужчин), находившихся на лечении в I и II терапевтических отделениях. Средний возраст обследуемых больных контрольной группы мужского пола составил 67.35±2.78 года, женского пола — 64.5±5.21 года соответственно.

У пациентов контрольной группы были выявлены следующие заболевания:

- атеросклероз сосудов,
- ИБС, стенокардия,
- остеохондроз позвоночника,
- гипертоническая болезнь,
- нарушения ритма.

Атеросклеротическое поражение сосудов мозга и сердца встречается у 42 (84%) пациентов, гипертоническая болезнь — у 50 (100%), ИБС: стенокардия — у 40 (80%) пациентов, нарушения ритма — у 25 (50%) пациентов, дегенеративно-дистрофические изменения позвоночника — у 35 (70%) пациентов. Стабилометрическое исследование в контрольной группе проводилось, в среднем, на 19-20 сутки госпитализации, по достижению стабильного состояния сердечно-сосудистой системы. Обязательным условием для проведения исследования являлось отсутствие жалоб у пациента.

Опытная группа.

В основу работы положены результаты динамического наблюдения за 110 больными обоего пола в возрасте от 45 до 79 лет (из них 61 женщина и 49 мужчины) в остром периоде церебрального полушарного ишемического инсульта в бассейне внутренней сонной артерии, находившихся на лечении в неврологическом отделении ГКБ №55. Средний возраст обследуемых больных мужского пола составил 64.14±5.52 года, женского пола — 65.5±6.46 года соответственно.

Этиологическим фактором развития церебрального ишемического инсульта у обследованных больных явилась различная патология сердечно-сосудистой системы. У подавляющего большинства заболевание развилось на фоне атеросклеротического поражения сосудов мозга — 88 (80%), гипертонической болезни — 102

(92.7%), ишемической болезни — 42 (38.2%), нарушений ритма — 39 (35.5%). 5 больных отмечали в анамнезе острое нарушение мозгового кровообращения. В 100% случаев у обследованных больных до развития церебрального ишемического инсульта отмечались признаки дегенеративно-дистрофических процессов позвоночника. Исследование характера жалоб, предъявляемых обследованными больными в начале работы, было проведено 110 (100%) больным. Пациенты жаловались на головную боль — 13.6%; головокружение — 7.7%; тошноту и рвоту — 3.6%; на слабый контроль и затруднения движений в пораженных конечностях: 12.5%— в ноге, 16.3%— в руке, 71.2%— в обеих конечностях; на боли возникающие при движениях в плечевых суставах — 5.4%; на боли в тазобедренных суставах — 21.6%; на слабость — 21%; на нарушения речи — 40%; на нарушения чувствительности — 56.4%; на снижение зрения — 57.7%; на нарушения глотания — 17%; на плохой сон — 97%; на раздражительность — 35%.

Первичное исследование больных на стабилометрической платформе проводилось, в среднем, на 5-7-е сутки в положении сидя и 7-10-е сутки в положении стоя с момента госпитализации. Этот срок определялся стабилизацией состояния пациентов, длительностью их обследования и верификацией диагноза, эффективностью реабилитационных мероприятий, способствующих приобретению возможности активно поддерживать вертикальное положение тела.

Результаты стабилометрического исследования контрольной группы в положении сидя представлены в таблице 84. Показатели координат ЦД были исключены, поскольку данное положение не является стандартизированным.

Как можно видеть, стабильность вертикального положения сидя значительно превышает таковое для положения стоя. В положении глаза открыты значительному снижению подверглись все параметры, кроме частотных, которые возросли. На поворот глаз вправо реакция практически отсутствует. При повороте глаз влево достоверно уменьшается амплитуда колебаний в обеих плоскостях, площадь статокинезиограммы, скорость ЦД. Частота фронтальных колебаний уменьшается, а сагиттальных возрастает. Поворот головы вправо также не приводит к существенным изменениям параметров. Поворот головы влево приводит лишь к незначительному достоверному снижению частоты колебаний во фронтальной плоскости и ее увеличению для сагиттальной. При этом большинство показателей для обоих положений поворота головы достоверно отличаются друг от друга.

Для положения глаза закрыты очевидно увеличение стабильности, а функциональные пробы приводят к увеличению амплитуды колебаний, площади и скорости ЦД. При этом частота колебаний изменяется преимущественно для сагиттальной плоскости.

Таблица 84. Средние показатели стабилограммы в контрольной группе в положении сидя с открытыми глазами (ГО) и закрытыми глазами (ГЗ) (M±m). Знак * показывает достоверные отличия между данным функциональным положением и начальным сидя прямо, # — достоверные отличия между положением с поворотом головы вправо, & — достоверные отличия между положением с поворотом глаз вправо (соответственно для ГО для ГО и ГЗ для ГЗ)

(n=50)	x	y	s95	V	xf60%	yf60%
Основное положение ГО	1.86±0.15	1.43±0.20	9.14±1.54	2.83±0.08	2.00±0.08	2.48±0.15
Поворот глаз вправо ГО	1.38±0.10*	1.90±0.21	10.02±2.14	2.88±0.10	1.98±0.09	2.42±0.14
Поворот глаз влево ГО	1.70±0.14*	1.34±0.12*	7.06±0.81*	2.74±0.07*	1.89±0.06*	2.44±0.15*
Поворот головы вправо ГО	2.87±0.23	2.75±0.30	26.81±4.51	3.47±0.17	1.76±0.08	2.20±0.13
Поворот головы влево ГО	2.06±0.21#	1.87±0.22#	15.90±4.01#	2.96±0.11#	1.81±0.05*	2.05±0.15*#
Основное положение ГЗ	1.10±0.06	1.09±0.14	4.41±0.87	2.47±0.07	2.10±0.07	2.78±0.12
Поворот глаз вправо ГЗ	1.59±0.20*	1.52±0.30*	12.48±4.68*	2.63±0.06*	1.98±0.06	2.30±0.19*
Поворот глаз влево ГЗ	1.26±0.13	1.69±0.40*	11.58±4.32*	2.51±0.06&	2.02±0.05	2.47±0.17*
Поворот головы вправо ГЗ	3.54±0.81*	1.90±0.25*	39.57±15.42*	3.29±0.11*	2.10±0.09	2.16±0.15*
Поворот головы влево ГЗ	1.97±0.27*#	1.57±0.15*#	12.64±3.30*#	2.96±0.08*#	1.86±0.04*#	2.26±0.16*

Таблица 85. Средние показатели стабилограммы в контрольной группе в положении стоя с открытыми глазами (ГО) и закрытыми глазами (ГЗ) (M±m). Знак * показывает достоверные отличия между данным функциональным положением и начальным сидя прямо, # — достоверные отличия между положением с поворотом головы вправо, & — достоверные отличия между положением с поворотом глаз вправо (соответственно для ГО для ГО и ГЗ для ГЗ)

Параметр	X	Y	x	y	s95	V	xf60%	yf60%
Основная ГО	-0.75±2.22	50.77±2.26	4.14±0.31	10.19±0.74	140.06±19.00	6.74±0.41	1.15±0.04	1.03±0.07
Поворот глаз вправо ГО	0.55±1.79	50.81±2.90	5.03±0.48*	9.76±0.43	164.01±19.58	6.41±0.24	1.29±0.04*	1.03±0.11
Поворот глаз влево ГО	-0.39±1.24	55.32±2.29*&	4.83±0.41	12.89±0.75*&	213.11±27.99*&	8.43±0.43*&	1.16±0.06	1.01±0.09
Поворот головы вправо ГО	-0.90±1.31	47.71±1.64*	6.35±0.46*	13.74±0.67*	290.06±32.74*	8.04±0.39*	1.38±0.13*	1.15±0.06
Поворот головы влево ГО	-1.69±1.77	47.19±2.00	5.10±0.23*#	13.60±0.77*	220.43±18.40*	8.62±0.28*	1.32±0.09	1.04±0.07
Основная ГЗ	-0.60±2.11	44.21±2.62	4.01±0.22	12.42±0.50	157.05±11.24	8.00±0.44	1.13±0.05	0.98±0.04
Поворот глаз вправо ГЗ	-1.82±1.87	46.40±3.11	4.75±0.68	10.87±0.65	159.85±19.16	6.74±0.27*	1.18±0.07	0.87±0.04
Поворот глаз влево ГЗ	0.10±1.31	47.15±2.34*	4.40±0.38	13.36±0.88	206.99±28.38	7.37±0.42*	1.18±0.08	0.96±0.07
Поворот головы вправо ГЗ	3.16±1.28*	44.86±1.87	6.41±0.57*	12.55±0.95&	281.25±37.39*&	7.94±0.34&	1.24±0.06	1.25±0.07*
Поворот головы влево ГЗ	1.83±1.78	45.04±1.72	6.57±0.59*	17.78±1.49*#	396.15±54.76*#	8.78±0.33*#	1.18±0.09	1.03±0.05#

Результаты исследования контрольной группы в положении стоя приведены в таблице 85.

Параметры основной стойки находятся в пределах соответствующей нормы (табл. 85). Однако колебания в сагиттальной плоскости и площадь статокинезиограммы незначительно ее превышают. В положении глаза открыты поворот глаз вправо приводит к незначительному, но достоверному увеличению колебаний и их частоты во фронтальной плоскости. Поворот глаз влево приводит к достоверному смещению ЦД вперед, увеличению колебаний ЦД в сагиттальной плоскости, площади статокинезиограммы и скорости ЦД. Достоверное отличие между показателями при повороте глаз влево и вправо обнаруживаются только для параметров Y, y, s95 и V, которые превышают таковые для положения поворота глаз вправо. Поворот головы вправо сопровождается смещением ЦД назад, увеличением амплитуды колебаний во фронтальной и сагиттальной плоскостях, скорости ЦД и увеличением частоты колебаний во фронтальной плоскости. Поворот головы влево характеризуется аналогичным результатом за исключением смещения ЦД назад.

В положении глаза закрыты стабильность основной стойки незначительно снижается, что проявляется в увеличении значений x, y, s95 и V. Поворот глаз вправо сопровождается только достоверным снижением скорости ЦД, а поворот глаз влево — смещением ЦД вперед и уменьшением скорости ЦД. Поворот головы вправо приводит к смещению ЦД вправо, увеличению колебаний во фронтальной плоскости, площади статокинезиограммы и частоты колебаний в сагиттальной плоскости. Поворот головы влево дает увеличение колебаний ЦД во фронтальной и сагиттальной плоскости, площади статокинезиограммы и скорости ЦД. При этом имеются достоверные отличия между двумя данными положениями по параметрам y, s95, V, yf60%.

Результаты исследования больных после перенесенного инсульта с поражением правого полушария головного мозга в положении сидя представлены в таблице 86.

Стабильность баланса у данной группы больных в положении сидя имеет заведомо худшее качество, чем в контрольной группе, в основном за счет увеличения колебаний в сагиттальной плоскости и площади статокинезиограммы. Как можно убедиться из таблицы 89 функциональные пробы приводят к существенному уменьшению стабильности, как в положении глаза открыты, так и в положении глаза закрыты. При этом положение с поворотом глаз влево имеет худшую стабильность, чем с поворотом глаз вправо. Для поворотов головы наименьшая стабильность имеется при повороте вправо. Данная закономерность сохраняется и в положении глаза закрыты. Группа также демонстрирует лучшую стабильность в положении глаза закрыты.

Показатели группы с левополушарной локализацией поражения в положении сидя представлены в таблице 87.

Таблица 86. Средние показатели стабилограммы в основной группе больных с правополушарной локализацией очага поражения в положении сидя с открытыми глазами (ГО) и закрытыми глазами (ГЗ) (M±m). Знак * показывает достоверные отличия между данным функциональным положением и начальным сидя прямо, # — достоверные отличия между положением с поворотом головы вправо, & — достоверные отличия между положением с поворотом глаз вправо (соответственно для ГО для ГО и ГЗ для ГЗ)

(n=36)	x	y	s95	V	xf60%	yf60%
Основная стойка ГО	1.59±0.03	3.10±0.35	14.74±1.66	2.62±0.02	1.40±0.03	1.90±0.15
Поворот глаз вправо ГО	3.11±0.12*	3.91±0.43*	37.94±5.04*	2.97±0.07*	1.56±0.08	1.87±0.15*
Поворот глаз влево ГО	3.06±0.16*	4.23±0.45*&	45.16±6.09*	2.75±0.05*&	1.70±0.03*&	1.89±0.06
Поворот головы вправо ГО	3.99±0.13*	3.62±0.18	48.65±3.90*	3.20±0.11*	1.45±0.03	1.35±0.04*
Поворот головы влево ГО	3.15±0.44*	2.23±0.33*#	36.64±8.11*	3.05±0.11*#	1.77±0.06*#	2.04±0.10#
Основная стойка ГЗ	2.03±0.11	1.42±0.16	9.25±0.94	2.59±0.05	1.57±0.04	1.95±0.14
Поворот глаз вправо ГЗ	1.56±0.06*	1.98±0.19*	8.94±0.79	2.73±0.04*	1.67±0.04	2.03±0.07
Поворот глаз влево ГЗ	2.30±0.09&	2.27±0.20*	15.03±1.42*&	2.81±0.04*&	1.95±0.05*&	2.17±0.11*&
Поворот головы вправо ГЗ	4.78±0.69*	3.53±0.36*	76.93±15.82*	3.79±0.17*	1.30±0.06*	1.92±0.17
Поворот головы влево ГЗ	3.94±0.26*	5.77±0.55*#	61.04±5.53*	3.55±0.09*	1.42±0.04*#	2.00±0.07*

Таблица 87. Средние показатели стабилограммы в основной группе больных с левополушарной локализацией очага поражения в положении сидя с открытыми глазами (ГО) и закрытыми глазами (ГЗ) (M±m). Знак * показывает достоверные отличия между данным функциональным положением и начальным сидя прямо, # — достоверные отличия между положением с поворотом головы вправо, & — достоверные отличия между положением с поворотом глаз вправо (соответственно для ГО для ГО и ГЗ для ГЗ)

(n=74)	x	y	s95	V	xf60%	yf60%
Основная стойка ГО	2.84±0.02	2.31±0.17	20.67±1.52	2.71±0.05	1.56±0.06	1.94±0.04
Поворот глаз вправо ГО	1.98±0.08*	2.39±0.34	17.88±3.24	2.78±0.15	1.54±0.02	2.30±0.11*
Поворот глаз влево ГО	1.91±0.05*	1.12±0.07*&	7.35±0.59*&	2.75±0.06	1.44±0.01&	2.21±0.12&
Поворот головы вправо ГО	1.88±0.07*	2.00±0.29	12.89±1.93*	2.79±0.05	1.35±0.03*	1.96±0.07
Поворот головы влево ГО	2.04±0.15*	2.50±0.30#	17.34±1.63#	2.92±0.05*#	1.41±0.03*	1.86±0.02
Основная стойка ГЗ	1.38±0.06	1.04±0.05	4.79±0.38	2.70±0.06	1.37±0.03	1.80±0.09
Поворот глаз вправо ГЗ	5.05±0.45*	2.61±0.04*	41.88±3.90*	3.42±0.13*	1.36±0.07	1.83±0.07
Поворот глаз влево ГЗ	2.20±0.28*&	1.64±0.07*&	13.24±2.38*&	2.77±0.10&	1.52±0.02*&	1.82±0.09
Поворот головы вправо ГЗ	2.79±0.04*	2.65±0.20*	24.38±1.99*	2.94±0.07*	1.62±0.03*	1.92±0.06
Поворот головы влево ГЗ	3.09±0.29*	1.97±0.17*#	20.32±1.79*#	2.91±0.14*	1.78±0.06*#	2.34±0.08*#

Показатели баланса у больных с поражением левого полушария в положении сидя отличаются в сторону меньшего ухудшения

равновесия по сравнению с предшествующей группой. В положении глаза открыты имеется менее выраженная реакция на поворот глаз вправо, которая характеризуется увеличением стабильности. Поворот глаз влево приводит к значительному увеличению стабильности, которая становится сравнима с контрольной группой и превосходит ее. Положение с поворотом головы вправо также показывает лучшую стабильность, чем в исходном положении, но не достигает таковой для поворота глаз влево. В положении поворота головы влево стабильность незначительно снижается.

Для положения глаза закрыты больные данной группы демонстрируют существенно лучшую стабильность, чем для положения глаза открыты. При функциональных пробах стабильность заметно снижается, что наиболее выражено для положения с поворотом глаз вправо и поворота головы вправо.

Результаты исследования группы с поражением правого полушария в положении стоя приведены в таблице 88.

Таблица 88. Средние показатели стабилограммы в основной группе больных с правополушарной локализацией очага поражения в положении стоя с открытыми глазами (ГО) и закрытыми глазами (ГЗ) (M±m). Знак * показывает достоверные отличия между данным функциональным положением и начальным стоя прямо, # — достоверные отличия между положением с поворотом головы вправо, & — достоверные отличия между положением с поворотом глаз вправо (соответственно для ГО для ГО и ГЗ для ГЗ)

Параметр	X	Y	x	y	s95	V	xf60%	yf60%
Основная ГО	27.04±1.54	62.80±2.70	10.30±0.38	14.07±0.74	431.19±5.89	14.11±0.14	1.04±0.03	1.04±0.07
Поворот глаз вправо ГО	21.95±0.96*	57.93±2.06*	15.73±0.91*	17.58±0.94*	798.37±14.09*	13.12±0.43*	0.84±0.03*	0.96±0.08*
Поворот глаз влево ГО	15.88±1.78*&	71.31±2.15*&	27.03±2.23*&	19.71±0.23*&	1618.86±124.0*&	23.30±0.92*&	0.93±0.02*&	0.87±0.02*
Поворот головы вправо ГО	18.91±2.61*	62.34±2.28	19.97±1.29*	19.70±0.69*	1272.58±97.09*	16.79±1.13*	1.19±0.05*	1.41±0.09*
Поворот головы влево ГО	11.65±3.33*#	61.99±0.81	20.03±0.32*	20.65±0.72*	1305.82±55.41*	24.82±0.89*#	0.90±0.01*#	1.06±0.05#
Основная ГЗ	36.80±2.04	71.62±2.30	11.61±1.14	22.11±0.47	1013.11±32.72	19.92±0.78	0.86±0.01	0.93±0.02
Поворот глаз вправо ГЗ	28.14±1.09*	61.63±2.73*	11.06±0.69	17.34±0.40*	584.57±29.36*	14.94±0.64*	0.91±0.02	1.03±0.02*
Поворот глаз влево ГЗ	29.11±2.42*	72.66±1.51&	15.00±1.11*&	25.54±0.46*&	1145.88±63.70*&	24.59±1.23*&	0.94±0.03&	1.02±0.04*
Поворот головы вправо ГЗ	27.82±4.81*	70.81±3.02	15.24±0.4*	17.66±0.73*	870.76±52.83	18.33±0.66*	0.78±0.0*	1.20±0.09*
Поворот головы влево ГЗ	28.38±3.95*	68.05±1.64*	14.37±0.7*	22.28±0.47#	1048.51±71.31	26.06±1.82*#	1.14±0.07*#	1.17±0.03*

В положении стоя данная группа демонстрирует заведомо худшую стабильность в положении глаза открыты и существенно нестабильную основную стойку в положении глаза закрыты. Для положения глаза открыты нестабильность достоверно возрастает в положении поворота глаз вправо и значительно больше для положения поворота глаз влево. Аналогичные результаты имеются и для поворотов головы.

В положении глаза закрыты функциональная проба поворота глаз вправо приводит к значительному улучшению стабильности, а поворот глаз влево к дальнейшему увеличению нестабильности выше исходного положения. Аналогичные результаты имеются и для поворотов головы.

Результаты исследования больных с локализацией очага поражения в левом полушарии в положении стоя представлены в таблице 89.

Как видно из таблицы 89 больные с локализацией поражения в левом полушарии имеют заметно лучшую стабильность, чем таковые с локализацией в правом полушарии. В положении глаза открыты функциональные пробы приводят к возрастанию нестабильности, что больше выражено для поворота глаз влево и поворота головы влево.

Таблица 89. Средние показатели стабилограммы в основной группе больных с левополушарной локализацией очага поражения в положении стоя с открытыми глазами (ГО) и закрытыми глазами (ГЗ) (M±m). Знак * показывает достоверные отличия между данным функциональным положением и начальным стоя прямо, # — достоверные отличия между положением с поворотом головы вправо, & — достоверные отличия между положением с поворотом глаз вправо (соответственно для ГО для ГО и ГЗ для ГЗ)

Параметр	X	Y	x	y	s95	V	xf60%	yf60%
Основная ГО	-8.97±1.18	46.87±1.46	7.14±0.09	14.34±0.70	316.86±13.88	10.36±0.24	1.09±0.03	0.65±0.04
Поворот глаз вправо ГО	-2.95±1.77*	47.20±1.81	8.50±0.36*	16.85±0.63*	476.77±34.69*	12.26±0.23*	1.11±0.03	1.03±0.02*
Поворот глаз влево ГО	-6.65±1.35	48.89±2.34	9.86±0.76*	17.71±0.36*	602.84±56.42*	16.54±0.52*&	1.06±0.03&	0.87±0.02*&
Поворот головы вправо ГО	-4.78±1.72*	48.02±2.02	9.68±0.67*	15.16±0.69	502.84±49.18*	14.09±0.28*	0.98±0.06	1.00±0.05*
Поворот головы влево ГО	-4.48±1.76*	57.42±2.54*#	12.55±0.90*#	17.67±0.06*#	690.99±47.51*#	18.50±0.82*#	0.97±0.04*	1.05±0.02*
Основная ГЗ	-7.77±1.79	51.00±1.76	9.75±0.34	17.28±0.39	530.07±21.60	17.87±0.25	0.73±0.02	0.68±0.00
Поворот глаз вправо ГЗ	3.62±1.41*	52.55±2.53	6.83±0.65*	13.44±0.52*	323.68±39.15*	11.63±0.25*	1.06±0.07*	0.83±0.02*
Поворот глаз влево ГЗ	-3.22±1.63&	53.97±2.98	12.10±1.11&	17.01±0.66&	760.05±93.53*&	16.70±0.38*&	1.05±0.01*	0.98±0.02*&
Поворот головы вправо ГЗ	0.10±1.55*	54.45±2.70*	12.27±1.30*	13.20±032*	568.41±69.89	13.06±0.21*	0.85±0.03*	1.04±0.03*
Поворот головы влево ГЗ	-0.52±1.32*	62.43±3.23*#	14.54±1.14*#	17.65±0.54#	888.61±91.13*#	18.26±0.58#	0.81±0.06*	1.04±0.01*

В положении глаза закрыты стабильность незначительно снижается. Функциональная проба поворота глаз вправо приводит к достоверному увеличению стабильности, а поворота глаз влево к уменьшению по сравнению с исходным положением. Аналогичная ситуация сохраняется и для поворотов головы.

Значительная стабильность в положении сидя перед положением стоя не является новостью. Это очевидный и ожидаемый результат. Еще W.T.Dempster (1955) указывал на то, что с уменьшением количества степеней свободы стабильность будет повышаться, в том числе и в положении сидя. Увеличение частоты колебаний в положении сидя также доказывает их механическую природу. В более позднем исследовании [Hendriks H.M. et al., 2006] это положение подтверждено на экспериментальном материале для сидящего человека.

В положении глаза закрыты обнаружено увеличение стабильности, что имеет противоположную направленность реакции, чем в основной стойке. В данном случае, имеются основания рассматривать этот результат, как то что зрение имеет дестабилизирующее влияние для сохранения баланса в положении сидя. Но это предположение может быть принято только для исследованной контрольной группы, которая не эквивалентна нормальной, что подтверждается результатом стабилометрического исследования в основной стойке, где отличия стабильности в аналогичных положениях незначительны, что не соответствует норме. Таким образом, в контрольной группе в основной стойке обнаружено незначительное стабилизирующее влияние зрительного анализатора, а в положении сидя его влияние отчетливо дестабилизирующее.

В отношении реакции на функциональные пробы в положении сидя имеется очевидная асимметрия. В положении глаза открыты поворот глаз или головы вправо не обнаруживает влияния на стабильность, а аналогичные действия влево увеличивают стабильность баланса. Объяснение данной функциональной асимметрии требует отдельного исследования. В данной работе мы фиксируем сам факт такой функциональной асимметрии. В доступной литературе нам не удалось обнаружить аналогичных исследований. Однако имеются отдельные работы, посвященные постуральной стабильности в положении сидя здоровых старшего возраста и больных после перенесенного инсульта [Harley C. et al., 2006]. Данная публикация подтверждает наш результат, что группа больных менее стабильна. Аналогичные результаты получены и B.C.Bennett, M.F.Abel, K.P.Granata (2004).

Для положения стоя контрольная группа показала относительно удовлетворительную стабильность. Реакция на повороты глаз в основной стойке отличается от таковой для положения сидя. Если при повороте глаз вправо происходит незначительное уменьшение стабильности во фронтальной плоскости, то поворот глаз влево приводит к значительному изменению стабильности. В этом отношении мы получаем качественно близкую реакцию к обнаруженной в положении сидя. Однако и для поворота глаз вправо стабильность изменяется своеобразно. Во фронтальной плоскости

одновременно имеют место два противоречивых друг другу процесса — увеличение амплитуды колебаний и ее частоты. Для нормального механического колебания согласно фундаментальному правилу увеличение амплитуды приводит к снижению частоты колебаний. В данном случае, мы имеем обратную зависимость, что говорит о возможной патофизиологической природе привнесенных колебаний на более высокой частоте. Что касается реакции на поворот головы, то имеется симметричный ответ снижения стабильности при повороте головы в ту и другую сторону.

Положение глаза закрыты в основной стойке характеризуется минимальной и симметричной реакцией на поворот глаз, а повороты головы приводят также к симметричному снижению стабильности.

Полученные результаты не позволяют сделать однозначного вывода о механизме данных реакций, что и не ставилось задачей настоящего исследования. Это данные для сравнения реакций на функциональные пробы групп больных с правосторонним и левосторонним поражением полушарий головного мозга.

В нашем исследовании контрольная группа не является группой здоровых лиц и это уже вносит очевидные коррективы. В доступной литературе нами обнаружено только одно исследование с аналогичными функциональными пробами [Koceja D.M., Allway D., Earles D.R., 1999]. Авторы исследовали влияние произвольного поворота головы на функцию баланса в основной стойке. Было обследовано 10 молодых добровольце и 10 здоровых пожилых испытуемых. Каждый исследовался в положении стоя глаза открыты и глаза закрыты с поворотом головы. Стоя (без поворотов) группа молодых показала меньшие колебания ЦД, чем пожилые как с открытыми, так и с закрытыми глазами. У пожилых обследованных увеличивались боковые колебания в положении глаза открыты и передне–задние в положении глаза закрыты, что не подтверждается нашими данными. По частоте колебаний не было обнаружено отличий для обеих групп. При повороте головы группа пожилых показала значительное увеличение амплитуды и уменьшение частоты колебаний. В нашем исследовании, частота колебаний увеличилась наряду с амплитудой. Молодые в этом тесте не обнаружили существенных различий. Таким образом, имеющиеся отличия можно отнести именно за счет наличия сопутствующей патологии в контрольной группе. Косвенно это подтверждается тем, что в упомянутом исследовании группа пожилых наряду с увеличением амплитуды колебаний показала и сопутствующее уменьшение их частоты, что характерно для нормальных движений механического маятника. В нашем исследовании в контрольной группе имеется обратная заведомо патологическая закономерность. Данные нашего исследования также не подтверждают находки [Bouisset S., Duchene J.L., 1994], что длина статокинезиограммы больше в

положении сидя, т.к. скорость ЦД в этом положении была существенно ниже.

Характеристики параметров, полученные в группе постинсультных больных, показывают типичные изменения для этой категории, которые не отличаются от известных в литературе [Васильев А.С. с соавт., 2001; Устинова К.И. с соавт., 2000; Черникова Л.А. с соавт., 2000; Bronstein A., Brandt T., Woollacott M., 1996]. Данная группа имеет исходные отличия как от нормы, так и от контрольной группы, характеризующиеся смещением ЦД в боковом направлении и вперед. Такое положение ЦД предъявляет повышенные требования к опорно-двигательной системе и системе контроля баланса, что уже само по себе является причиной снижения стабильности. Смещение ЦД во фронтальной плоскости происходит, как правило, в сторону здоровой конечности, таким образом, производится разгрузка больной стороны. Смещение ЦД вперед выражено в меньшей степени. Причина его — повышение нагрузки на трехглавую мышцу голени здоровой стороны, которая теперь в основном ответственна за баланс в сагиттальной плоскости.

Больные с поражением правого полушария демонстрируют в положении сидя меньшую стабильность, чем контрольная группа, что показывает изменение регуляции вертикальной позы и со стороны мышц туловища. Положение глаза закрыты в этой группе также является более стабильным, как и в контрольной группе. Функциональные пробы уменьшают стабильность в обоих положениях, однако имеется выраженная асимметрия. Данная асимметрия является специфичной именно для поражения правого полушария головного мозга и проявляется тем, что максимальная нестабильность имеет место при повороте глаз влево и головы вправо, т.е. при повороте глаз в противоположную сторону (от стороны поражения), а головы в сторону поражения.

Группа больных с поражением левого полушария показывает лучшую стабильность в положении глаза закрыты, более того, данная группа, хотя и имеет меньшую стабильность, чем контрольная, но существенно отличается от группы с поражением правого полушария в сторону заметно большей стабильности. Таким образом, имеются основания сделать вывод о более благоприятном функциональном результате в случае поражения левого полушария и более тяжелом для поражения правого. Полученные нами данные противоречат результатам Y.Laufer с соавт. (2003), которые не нашли отличий в функции баланса между больными с левосторонним и правосторонним гемипарезом. Тем не менее, данный результат был получен у тех больных, которые могли самостоятельно стоять через 1 месяц после перенесенного инсульта. Боле того, авторы делают предположение, что больные с правосторонним гемипарезом лучше способны к восстановлению баланса. Другое исследование [Titianova E.B.,

Tarkka I.M., 1995] подтверждает наши данные. При обследовании авторами ходьбы и основной стойки больные с поражением правого полушария показали худшие результаты, чем больные с поражением левого. Принципиально отличаются и реакции на функциональные пробы. При пробе с поворотом глаз стабильность возрастает, а для поворота глаз в сторону поражения превышает показатели контрольной группы. Аналогичная реакция наблюдается при повороте головы вправо, а при повороте головы в сторону поражения стабильность незначительно снижается. В положении глаза закрыты при функциональных пробах стабильность снижается, что имеет максимальное выражение для поворота глаз и головы в сторону противоположную поражению.

Полученные результаты подтверждают то, что механизмы регуляции баланса у больных после перенесенного инсульта существенно отличаются от таковых пациентов, не имеющих очаговой симптоматики. Взаимовлияние на функцию баланса проприорецептивного поля, зрительного анализатора, глазодвигательных, вестибулярных и шейно-тонических рефлексов представляет собой сложный комплекс взаимодействия различных систем, которое имеет характерные особенности для поражения правого и левого полушарий головного мозга. По нашему представлению, проанализированные результаты по обследованным группам не являются конечными, поскольку в усредненном массиве маскируются индивидуальные варианты реакции больного на использованные функциональные пробы, которая может зависеть от итогового влияния каждой из сенсорных систем на стабильность баланса. Положение сидя характеризуется значительно более высокой стабильностью, чем положение стоя.

Проведенное исследование позволяет сделать следующие выводы.

1. Постинсультные больные характеризуются значительным снижением влияния зрительного анализатора на стабильность баланса в положении сидя.

2. При поражении правого полушария головного мозга происходят более значительные функциональные изменения баланса, чем при поражении левого.

3. У больных с цереброваскулярной патологией головного мозга без очаговой симптоматики имеется снижение влияния зрительного анализатора на стабильность основной стойки как в положении сидя, так и в положении стоя, а функциональные пробы снижают стабильность, что особенно выражено для проб с поворотами головы.

4. Больные с поражением правого полушария показывают уменьшение стабильности при функциональных пробах, при этом худшая стабильность имеется при повороте глаз в сторону, противоположную поражению, а головы — в сторону поражения в

положении сидя и в противоположную — в положении стоя. При закрытых глазах в положении стоя поворот глаз в сторону поражения приводит к значительному улучшению стабильности, а в противоположную сторону — к ее значительному снижению.

5. Больные с поражением левого полушария в положении сидя с открытыми глазами, демонстрируют лучшую стабильность при функциональных пробах, что особенно выражено для поворота глаз в сторону поражения. В положении глаза закрыты при функциональных пробах имеется существенно сниженная стабильность, что наиболее выражено для поворота глаз и головы в сторону, противоположную поражению. В положении стоя с открытыми глазами, худшая стабильность имеется при повороте глаз и головы в сторону поражения, а при закрытых глазах при повороте глаз и головы в сторону, противоположную поражению, увеличивает стабильность.

6. Механизмы регуляции стабильности баланса больных после перенесенного инсульта зависят от степени взаимовлияния сенсорных систем.

Больные с правосторонним гемипарезом. Две стороны функциональной точки зрения[1]

Работ, посвященных характеристике постурального баланса у больных с правосторонним гемипарезом, в доступной литературе имеется ограниченное количество. Опубликованные результаты исследований достаточно противоречивы. Так, исследование E.B.Titianova, I.M.Tarkka (1995) показало, что функция баланса страдает в большей степени при наличии правостороннего поражения, чем левостороннего. Более поздняя работа [Laufer Y. et al., 2003] не обнаружила отличий в функции баланса между больными с левосторонним и правосторонним гемипарезом. Однако данный результат был получен у тех больных, которые могли самостоятельно стоять через 1 месяц после перенесенного инсульта. Авторы делают предположение, что больные с правосторонним гемипарезом лучше способны к восстановлению баланса. Исследование отечественного автора [Суворов А.В., 2006] убедительно показало наличие значительного ухудшения баланса у больных с правосторонним гемипарезом, чем для больных с левосторонним поражением. В этом же исследовании были выявлены отличия между данными группами и по выполнению специальных постуральных проб. Полученные результаты и собственные наблюдения позволили предположить, что функционально больные с правосторонним гемипарезом могут представлять собой неоднородную группу.

[1] Совместно с Е.Д.Мамичевой и В.М.Шкловским

Всего было обследовано 54 человека. По результатам исследования все больные были разделены на несколько групп по клиническим и функциональным признакам.

Клинические группы были определены по характеру биомеханических нарушений при ходьбе. Наиболее многочисленную группу составили больные, имеющие типичный синдром Вернике-Манна — группа ВМ. Вторую группу составили больные, характеризующиеся тем, что в пораженной нижней конечности практически отсутствовали активные движения, т.е. имело место акинезия — группа АК. Третья группа имела при ходьбе постоянное незначительное сгибание в тазобедренном, коленном и голеностопном суставах больной стороны в течение всего цикла шага — группа тройное сгибание ТС. Четвертая группа также имела синдром тройного сгибания суставов, который сопровождался отсутствием дополнительного сгибания коленного сустава в периоде переноса — группа ТСК. Все больные характеризуются нарушением кровообращения в бассейне средней мозговой артерии слева. Более подробные данные характеризующие выделенные группы приведены в таблице 90.

Таблица 90. Характеристика больных в клинических группах. Приведены: возраст, давность заболевания, морфология и данные нейропсихологического исследования. Зоны головного мозга: СМ — сенсомоторная, ТВ — теменно-височная, ТЗ — теменно-затылочная, ДФ — диффузное, ВИ — височная зона.

Параметры	ВМ	АК	ТС	ТСК
Количество	23	12	11	8
Возраст	50.6	38.2	49.1	35.1
Давность	3.3	2.6	3.5	2.9
Морфология	Киста	Киста, рубцы	Киста	Киста
Нейропсихолог.	СМ, ТВ	ДФ	СМ, ВИ	СМ, ТЗ

Таблица 91. Характеристика больных в функциональных группах. Даны: возраст, давность заболевания, морфология и данные нейропсихологического исследования. Зоны головного мозга: СМ — сенсомоторная, ТВ — теменно-височная, ТЗ — теменно-затылочная, ДФ — диффузное, ВИ — височная зона.

Параметры	ОГ	ЦП	ПБС	ГПС
Количество	33	10	4	7
Возраст	44.6	46.1	48	47
Давность	2.8	2.9	2.2	2.3
Морфология	Киста, рубцы	Киста	Киста	Киста
Нейропсихолог.	СМ, ТЗ	ДФ	СМ	СМ, ВИ

Функциональные группы были определены по характеру постуральных нарушений. Основную группу (ОГ) составили пациенты, имеющие наиболее характерные симптомы: смещение ЦД на здоровую

сторону и вперед, значительное увеличение площади статокинезиограммы и скорости перемещения ЦД. Вторую группу образовали больные, имеющие центральное положение ЦД в сагиттальной плоскости — группа ЦП. Остальные постуральные симптомы данной группы были аналогичны группе ОГ. Третью группу составили больные, имеющие положение ЦД на больной конечности, т.е. перегрузку больной стороны — группа ПБС. И четвертую группу сформировали больные, характеризующиеся гиперстабильностью основной стойки (для данного состояния) — группа ГПС. Более подробные клинические характеристики выделенных функциональных групп приведены в таблице 91.

Стабилометрическое исследование проводилось на комплексе «МБН-Стабило» производства НМФ «МБН» (г. Москва). Использовался тест Ромберга с установкой стоп по европейскому стандарту, длительность исследования как с открытыми, так и с закрытыми глазами составила 51 секунду. В качестве контрольной группы проведено исследование 26 человек (15 мужчин и 11 женщин) средний возраст — 40.65 лет (от 19 до 56 лет). Анализу подвергались следующие параметры: координаты центра давления (ЦД) во фронтальной (X) и сагиттальной (Y) плоскости в миллиметрах (положительное значение X соответствует отклонению вправо, отрицательное — влево). Величина среднеквадратического отклонения для этих же плоскостей (x) и (y) соответственно, также в миллиметрах; площадь статокинезиограммы (S90) в мм^2, средняя скорость движения ЦД (V) в мм/с, xf60% и yf60% — граница частоты, до которой находится 60% энергии спектра (соответственно по X или У) и плотность статокинезиограммы — LFS90.

Таблица 92. Значения стабилометрических параметров в клинических группах и в группе нормы. Даны значение среднего (M) и его ошибка (m)

Параметры	ВМ		АК		ТС		ТСК		Норма 26	
	M	m	M	m	M	m	M	m	M	m
X ГО	-14.30	2.82	-22.16	4.77	-10.98	5.21	-14.61	4.30	-6.06	0.90
Y ГО	-55.01	3.78	-54.30	4.72	-66.41	4.73	-70.97	5.62	-80.67	2.27
x ГО	21.28	6.18	32.15	11.63	11.31	3.11	13.78	2.35	4.26	0.56
y ГО	13.94	2.58	17.73	5.13	12.50	4.38	18.40	3.25	7.59	1.01
V ГО	11.83	0.99	14.82	1.55	13.03	2.38	11.01	0.89	6.20	0.13
xf60% ГО	0.24	0.02	0.34	0.04	0.30	0.03	0.32	0.03	0.26	0.02
yf60% ГО	0.30	0.03	0.39	0.07	0.35	0.05	0.26	0.03	0.20	0.01
S90 ГО	109.52	22.28	138.08	36.35	75.44	18.89	101.27	19.02	37.98	3.76
LFS90 ГО	7.66	0.98	9.45	1.86	11.50	1.90	6.47	0.78	10.86	1.14
X ГЗ	-15.47	3.75	-22.42	4.29	-10.40	5.66	-18.10	4.42	-7.28	1.11
Y ГЗ	-54.42	4.18	-49.26	4.78	-64.16	3.54	-64.10	3.87	-78.52	2.47
x ГЗ	38.91	7.19	49.02	18.09	16.67	3.41	27.47	6.16	7.56	1.02

y ГЗ	35.12	6.58	45.73	15.38	14.11	1.53	27.92	4.20	15.70	2.26
V ГЗ	23.56	2.69	24.60	4.24	15.67	1.50	19.45	2.67	9.52	0.44
xf60% ГЗ	0.42	0.04	0.39	0.05	0.26	0.02	0.34	0.03	0.29	0.02
yf60% ГЗ	0.44	0.04	0.43	0.06	0.43	0.06	0.40	0.03	0.27	0.02
S90 ГЗ	258.60	42.80	253.19	79.34	113.90	18.04	167.05	30.62	78.38	9.45
LFS90 ГЗ	6.03	0.72	8.82	1.58	8.50	1.42	6.54	0.50	8.60	0.92

Статистическая обработка проводилась стандартными методами вариационного анализа и парного и непарного критерия Стьюдента t.

Результаты стабилометрического исследования для групп больных по характеру биомеханических нарушений при ходьбе (табл. 92).

Четыре клинические группы характеризуются значительными статистическими отличиями параметров стабилометрического исследования от нормы. При этом наибольшее количество отличий отмечено для самой многочисленной группы ВМ. В данной группе только два параметра в положении ГО xf60% и LFS90 не имеют статистически достоверных отличий от нормы. Для остальных групп можно отметить отсутствие достоверных отличий преимущественно для второстепенных параметров. Так группа АК отличается от предшествующей только тем, что отсутствуют достоверные отличия для вышеприведенных параметров в положении ГЗ. В отличие от них группа ТС характеризуется нормативным положением ЦД во фронтальной плоскости (параметр X) и уменьшением колебаний ЦД в сагиттальной плоскости до величины близкой к нормальной. В этой группе площадь статокинезиограммы в положении ГЗ также не отличается существенно от таковой для нормы. Последняя группа ТСК отличается нормативным положением ЦД в сагиттальной плоскости, но только для положения ГО. При закрытых глазах происходит смещение ЦД значительно вперед, что вообще характерно для большинства обследованных больных.

При статистическом сравнении стабилометрических параметров между клиническими группами нами обнаружено, что данные отличия имеются только по единичным параметрам. Так группа ВМ и группа АК таковых отличий практически не имеет. Группы ВМ и ТС имеют статистически достоверные отличия для положения ГЗ ($p<0.05$). Поскольку в группе ТС параметры, характеризующие колебания ЦД и его скорость (x, y, V) значительно меньше, чем для первой группы. Отличия между первой и четвертой группами (ВМ и ТСК) имеются по параметру положения ЦД в сагиттальной плоскости в положении ГО. Такое отличие имеет место потому, что параметр У в группе ТСК не имеет отличий от нормативного. Группа АК имеет отличия от группы ТС по тому же параметру для положения ГЗ, который значительно ближе находится к нормативному положению, чем в группе АК. Группа АК отличается от группы ТСК только по положению ЦД в

сагиттальной плоскости, которое для группы ТСК не отличается от нормативного. И, наконец, при сравнении групп ТС и ТСК получено достоверное отличие только по параметру y, которое для группы ТС не отличается от нормы.

Стабилометрические параметры для групп, выделенных на основе анализа типичных постуральных нарушений представлены в таблице 93.

Все четыре функциональные группы имеют существенные отличия от нормы по большинству параметров. При этом наибольшие отличия имеет основная функциональная группа ОГ, где только один параметр xf60% ГО не имеет достоверных отличий от нормы. Группа с центральным положением ЦД не имеет достоверных отличий от нормы по параметрам положения ЦД при открытых глазах X ГО и Y ГО. Для положения глаза закрыты в пределах нормы остается только параметр X ГЗ. Группа ПБС, с положением ЦД на больной стороне показала отсутствие достоверных отличий от нормы по параметрам y и S90 как в положении ГО, так и в положении ГЗ. И группа ГПС, характеризующаяся гиперстабильностью, показала отсутствие отличий от нормы по показателям y ГО и S90 ГО, а для положения с закрытыми глазами — x, y и S90 ГО.

Таблица 93. Значения стабилометрических параметров в функциональных группах и в группе нормы. Даны значение среднего (M) и его ошибка (m)

Параметры	ОГ		ЦП		ПБС		ГПС		Норма 26	
	M	m	M	m	M	m	M	m	M	m
X ГО	-20.82	1.89	-5.17	2.99	10.18	2.85	-13.94	6.11	-6.06	0.90
Y ГО	-56.86	3.40	-56.60	5.72	-61.60	8.97	-68.37	4.47	-80.67	2.27
x ГО	32.43	8.69	16.21	3.09	9.59	5.13	10.75	5.02	4.26	0.56
y ГО	16.52	2.22	19.28	4.98	10.14	3.43	12.72	6.94	7.59	1.01
V ГО	13.48	0.70	14.56	2.63	8.95	1.53	13.41	3.90	6.20	0.13
xf60% ГО	0.30	0.02	0.30	0.03	0.23	0.05	0.31	0.04	0.26	0.02
yf60% ГО	0.34	0.03	0.33	0.05	0.25	0.07	0.39	0.06	0.20	0.01
S90 ГО	140.23	22.80	105.47	19.94	56.07	21.29	66.42	27.42	37.98	3.76
LFS90 ГО	7.68	0.86	8.00	1.02	10.37	3.36	14.24	2.51	10.86	1.14
X ГЗ	-22.40	1.92	-4.56	3.21	13.44	5.89	-18.66	5.78	-7.28	1.11
Y ГЗ	-51.61	2.96	-57.81	5.79	-62.02	9.98	-65.60	3.62	-78.52	2.47
x ГЗ	38.66	6.74	42.75	12.96	14.23	4.86	11.32	4.12	7.56	1.02
y ГЗ	37.68	6.20	31.60	8.14	13.95	2.66	8.64	1.70	15.70	2.26
V ГЗ	23.82	1.79	23.10	3.78	14.27	3.99	12.21	1.83	9.52	0.44
xf60% ГЗ	0.39	0.03	0.27	0.03	0.30	0.06	0.34	0.08	0.29	0.02
yf60% ГЗ	0.44	0.03	0.49	0.06	0.32	0.09	0.43	0.07	0.27	0.02
S90 ГЗ	249.66	34.90	214.93	45.90	99.65	23.21	70.43	21.05	78.38	9.45
LFS90 ГЗ	6.78	0.72	6.94	1.14	7.95	2.16	10.87	1.48	8.60	0.92

При сравнении между собой функциональные группы показали значительно меньшие отличия. Так группа ОГ отличается от группы ЦП только по параметру X как для положения ГО, так и ГЗ. Аналогичное отличие имеется и для группы ПБС. В этой группе также существенно меньше параметр скорости ЦД ($p<0.05$). Группа ПБС также отличается от группы ГПС только по параметру X для обоих положений ГО и ГЗ. С группой ГПС, группа ОГ имеет отличия только в положении ГЗ для параметров Y, y и S90, которые в группе ГПС значительно ближе к нормативному значению. Группы ЦП и ПБС, соответственно отличаются друг от друга только по параметру X. От группы ГПС группа ЦП отличается только для положения ГЗ по параметрам X, y, V и S90.

Более подробный анализ постуральной устойчивости у больных с правосторонним гемипарезом показал, что имеющиеся изменения не являются однозначными, как это описано в более ранних публикациях [Батышева Т.Т. с соавт., 2004; Васильев А.С. с соавт., 2001; Черникова Л.А. с соавт., 2000; Устинова К.И. с соавт., 2000; Bronstein A., Brandt T., Woollacott M., 1996; Laufer Y. et al., 2003; Titianova E.B., Tarkka I.M., 1995]. Известные в литературе данные, характеризующие изменения баланса в основной стойке, происходящие в результате гемипареза можно определить следующими основными симптомами:

– смещение ЦД на здоровую сторону и вперед,

– увеличение амплитуды колебаний как в сагиттальной, так и во фронтальной плоскостях,

– увеличение скорости перемещения ЦД.

В соответствии с данными нашего исследования подавляющее большинство больных имеет именно описанные выше симптомы расстройства функции равновесия. Однако наряду с типичными изменениями в исследуемой группе обнаружены симптомы не только не являющиеся таковыми, но и которые можно отнести к парадоксальным. В доступной литературе нами не были обнаружены аналогичные описания таких постуральных симптомов. Необычный для больных с правосторонним гемипарезом постуральный баланс характеризуется несколькими независимыми друг от друга функциональными состояниями:

– гиперстабильность, сопровождающаяся типичным смещением ЦД на здоровую сторону,

– смещение ЦД на больную сторону, сопровождающееся гиперстабильностью баланса,

– нормальное положение ЦД во фронтальной плоскости, сопровождающееся его смещением вперед.

Иллюстрация основных отличий среднего положения ЦД и его колебаний около среднего положения для групп, выделенных на основании приведенных выше критериев, приведена на рисунке 355.

Наиболее интересны больные с гиперстабильностью и смещением ЦД на больную сторону, которое также сопровождается гиперстабильностью. Действительно обе группы ПБС и ГПС демонстрируют стабильность, не значительно превышающую таковую для группы нормы. При этом даже и скорость ЦД в группе ПБС находится в пределах нормы. Однако другие клинические данные не позволяют сделать вывод о том, с чем может быть связана такая специфика обеих групп. В отличие от них другая парадоксальная группа — ЦП, отличается только центральным положением ЦД во фронтальной плоскости, имеет одно существенное отличие по результату нейропсихологического исследования — диффузное поражение гемисферы, что практически не встречается в других группах. Однако эта находка пока не дает право считать, что причиной особенности постурального баланса в группе ЦП является именно диффузное поражение. Окончательный ответ на этот вопрос, по нашему мнению, требует отдельного исследования. Для рассмотренной группы имеется близкий функциональный аналог при селектировании на основе изменений биомеханики походки — группа ТС. Группы ТС и ЦП характеризуются центральным положением ЦД. Группу ТС образуют пациенты, имеющие отклонения ЦД как в здоровую сторону, так и на сторону поражения, что, в итоге дает среднюю составляющую по центру. В отличие от группы ТС, в группе ЦП все больные имеют положение ЦД близкое к центральному.

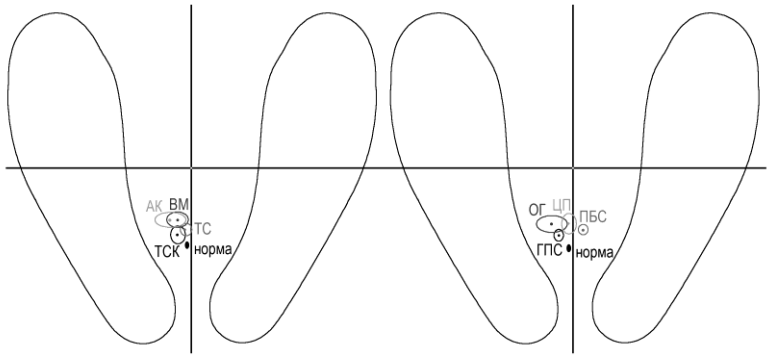


Рисунок 355. Среднее положение ЦД и его колебания около среднего положения для групп, выделенных на основании биомеханических изменений походки — слева и на основании постуральных изменений — справа.

Другие особенности баланса у больных с правосторонним гемипарезом, которые были отмечены в данном исследовании:

– преобладание фронтальных колебаний перед сагиттальными,

– уменьшение плотности статокинезиограммы,

– увеличение скорости ЦД.

Преобладание фронтальной нестабильности перед сагиттальной — известный симптом, который характерен для органической патологии головного мозга [Кононова Е.Л., 2004]. Хотя этот симптом и является преобладающим в исследованной группе, но не может быть обозначен, как обязательный, что хорошо видно на примере клинических групп: ТС, ТСК и функциональных групп — ЦП, ПБС, ГПС.

Уменьшение плотности статокинезиограммы имеет место для большинства обследованных больных и объясняется прогрессирующим увеличением площади статокинезиограммы. Но данный результат имеет исключение для клинической группы ТС и функциональной ГПС.

Увеличение скорости ЦД характерно для всех групп больных. При этом для положения ГЗ в отличие от нормы увеличение скорости ЦД имеет более прогрессивный характер для больных с правосторонним гемипарезом. Вероятная причина этого явления — увеличение напряжения сенсорных и двигательных механизмов поддержания баланса в состоянии депривации зрения. Отметим, что для групп ПБС и особенно ГПС такое напряжение выражено значительно в меньшей степени.

Продемонстрированная значительным контингентом больных гиперстабильность, т.е. состояние близкое к нормальной стабильности, дает основание предполагать наличие реабилитационного потенциала или потенциально реализуемого физиологического ресурса, который может быть активирован при определенных условиях. Больные с правосторонним гемипарезом функционально разнородны, что проявляется различными моторными образцами ходьбы и основной стойки.

Проведенные исследования позволяют сделать следующие выводы.

1. Клинические варианты патологии походки и основной стойки не обнаруживают прямой связи друг с другом.

2. Наряду с типичными симптомами постуральной нестабильности существуют парадоксальные варианты характеризующиеся: гиперстабильностью, смещением ЦД на больную сторону или его центральным положением.

3. Большинство больных показали преобладание фронтальной нестабильности перед сагиттальной, сопровождающееся увеличением скорости ЦД и уменьшением плотности статокинезиограммы.

Опыт контроля проведения мануальной терапии с помощью метода стабилометрии[1]

Современная трактовка лечебного эффекта мануальной терапии (МТ) базируется на достижениях клинической вертебрологии, ортопедии, неврологии и нейрофизиологии. В общем виде данную концепцию принято называть теорией обратимых двигательных расстройств. В основе этих представлений — теория функциональных расстройств двигательной системы.

Боль для пациента с неврологическими проявлениями остеохондроза позвоночника — это сигнал об опасности, информирующий о наступлении «поломки» в биокинематической цепи позвоночник–конечности. Организм в данных условиях не может пользоваться прежним двигательным стереотипом, так как в прежнем двигательном стереотипе пораженный ПДС активно принимал участие в осуществлении движения. Основная цель, которая ставиться перед опорно-двигательным аппаратом больного — адаптация к очагу поражения в межпозвонковом диске. Это становится возможным при условии рационального перераспределения нагрузок в сохранных условиях биокинематической цепи «позвоночник–конечности», так как пораженный ПДС блокируется–выключается. Обездвиженность измененного межпозвонкового диска и перераспределение нагрузок на сохранные ПДС возникают не сразу, а постепенно. Вначале происходят изменения миостатики, а затем — миодинамики. Известно, что понятие миостатики включает в себя соотношение статических (позных) и статокинетических рефлексов, осуществляющих поддержание тела в пространстве в условиях разных поз. Статокинетика больного ограничена набором вынужденных и допустимых уровнем заболевания поз. Это, в свою очередь, не может не отражаться на деятельности мышечной системы при осуществлении двигательной функции, особенно передвижении [Веселовский В.П., 1991].

Современная концепция учитывает механизмы мышечной контрактильности и болезненности, а также фасциально-связочных феноменов в формировании обратимых двигательных расстройств, где роль, так называемых, функциональных блокад суставов признается не решающей, т.е. первичной дисфункции нейромоторного аппарата двигательной системы отводится главенствующее место [Веселовский В.П., 1991; Иваничев Г.А., 1997].

С этой точки зрения нейромоторная система как активная структура определяет как патогенез, так и саногенез функций пассивных элементов двигательного аппарата. К активным структурам,

[1] Соавторы Т.Т.Батышева, Л.В.Климов

как известно, относятся мышцы, связки, фасции, имеющие способность к сокращению (контрактильность). Пассивные структуры: суставы, суставные хрящи, межпозвонковые диски, надкостница. Патологические изменения в пассивных тканях способны вызвать вторичные изменения активных элементов. Таким образом, цель мануальной терапии заключается в оказании лечебного эффекта на оба этих элемента и прерывание патологических связей между ними, и восстановление нормальных функциональных отношений.

Мышечная дисфункция в структуре патологии двигательного аппарата занимает ведущее место. Определяется она двумя принципиальными соображениями. Во-первых, мышечная система является самой динамичной и многокомпонентной в развертывании целого комплекса патологических явлений. Принципиально, в основе этого широкого спектра патологии лежит нарушение основанной функции мышцы — контрактильности [Иваничев Г.А., 1997]. Во-вторых, основу болезненности при дисфункции локомоторной системы составляет мышечная болезненность. Все остальные виды болезненности: фасциальная, связочная, суставная, дискогенная, в самостоятельном виде не существуют. В то же время мышечная боль может выступать в изолированном виде.

Наиболее кратко двигательный стереотип можно определить как координирование движений. Такая лаконичность формулировки несколько схематизирует существо проблемы, однако смысл явления определяется точно. Несколько полнее определение, приводимое нами из руководства по мануальной терапии K.Lewit (1985): «двигательный динамический стереотип — это временная константа сцепления условных рефлексов, которая создается на основе стереотипно повторяющихся раздражителей. Этот внешний стереотип приводит к образованию внутреннего двигательного стереотипа» [Lewit K., 1985].

Крупнейший исследователь локомоций Н.А.Бернштейн (1990) в основе двигательного стереотипа видел биомеханические свойства двигательного аппарата, самым важным свойством которого является наличие степеней свободы, вследствие многозвенности суставов. В каждом движении используются лишь некоторые из степеней свободы, но механизмы координации движений должны постоянно ограничивать все остальные, чтобы обеспечить устойчивость выполнения задания. На конечный результат движения влияют не только силы, развиваемые мышцами, но и силы инерции масс движущихся участков тела, эластическое сопротивление мышц — антагонистов и связок. Движения совмещают различные звенья двигательного аппарата и положения тела, следовательно, по ходу движения меняются моменты действующих сил. Кроме этих сил, на организацию движения влияют внешние усилия, связанные с рабочей деятельностью: силы трения, вес, инерция и пр. Необходимо учитывать также изменение моментов мышечных и немышечных сил по ходу

движения, а также нейтрализовать действие непредвиденных помех, которые могут возникнуть. «В преодолении избыточных степеней свободы движущегося органа, т.е. в превращении последнего в управляемую систему, заключается основанная задача координации движений» [Бернштейн Н.А., 1990].

Следует отметить, что в многочисленных руководствах по мануальной терапии наряду с описанием клинических проявлений двигательного стереотипа отсутствуют данные по возможной инструментальной оценке двигательного стереотипа и динамике его изменений в процессе проведения МТ. При отсутствии такой диагностики и ее физической необходимости были разработаны методики визуальной диагностики [Васильева Л.Ф., 1996, 2005]. В доступной литературе было обнаружено сообщение, посвященное оценке результата МТ с помощью метода стабилометрии [Скворцов Д.В., 2000]. В данной работе на небольшом материале даётся оценка результата МТ у больных с поясничной дорсопатией. Таким образом, незначительный объём имеющихся сведений послужил основой для проведения нашего исследования. По оценке результата МТ у больных с поясничной дорсопатией.

В данной работе приняло участие 6 человек из них: мужчин — 2, женщин — 4 человека. Средний возраст больных составил 48.8 г. (от 20 до 76 лет). Больные страдали дорсопатией с хроническим болевым синдромом в поясничном отделе позвоночника. Все больные имели жалобы на боли в поясничном отделе позвоночника, усиливающиеся при физической нагрузке или в неподвижном положении с иррадиацией в соответствующую сторону. Клинически обследуемые характеризовались сглаженным поясничным лордозом, мышечно-тоническим синдромом разгибателей поясничного отдела позвоночника. В ряде случаев имелось снижение силы разгибателей стопы. Рентгенологически выделялся спондилез или ретролистез, задне–боковые протрузии дисков, симптомы остеохондроза поясничного отдела позвоночника. Компьютерно-томографическое исследование выявило дегенеративно-дистрофические изменения поясничного отдела позвоночника с наличием краевых остеофитов тел позвонков, задне–боковые грыжи дисков. ЭМГ исследование обнаружило косвенные признаки нарушения проведения возбуждения в виде временных блоков проведения и снижения возбудимости соответствующих мотонейронов. При этом у 2 больных на ЭМГ исследовании никаких изменений выявлено не было.

Больным была проведена стандартная медикаментозная терапия в виде применения нестероидных противовоспалительных средств, миорелаксанты, витаминотерапия, курсы физиотерапии и лечебной физкультуры. Несмотря на проведенные мероприятия и уменьшение степени выраженности болевого синдрома, по окончании терапии пациенты отмечали его наличие. Все пациенты проконсультированы

психотерапевтом и ни в одном случае не было выявлено психоэмоциональных расстройств.

Количество проведенных процедур МТ варьировало от 2 до 7 для одного пациента. МТ проводилась по следующей схеме [Иваничев Г.А., 1997]:

– коррекция местных функциональных нарушений (устранение функциональных блокад позвоночно-двигательных сегментов, триггерных пунктов);

– коррекция регионарных функциональных нарушений (устранение вторичных блокад ПДС, координационных нарушений мышц-антагонистов путем релаксации укороченных и повышения активности вялых мышц);

– коррекция нарушенного динамического стереотипа путем проведения сенсомоторной активации.

Всем пациентам проводилось стабилометрическое исследование на комплексе «МБН-Стабило» (НМФ «МБН», г. Москва) до и непосредственно после МТ. Данные стабилометрии использовались как для функциональной диагностики имеющихся у больных нарушений, так и с целью коррекции назначаемой МТ. Повторное исследование, проводилось для контроля и обнаружения непосредственных эффектов МТ.

Анализ стабилометрических данных баланса в основной стойке проводился по следующим параметрам: среднее положение ЦД в сагиттальной плоскости (Y), среднее положение ЦД во фронтальной плоскости (X), среднеквадратическое отклонение ЦД в фронтальной плоскости (x), среднеквадратическое отклонение ЦД в сагиттальной плоскости (y), скорость ЦД (V), частота 1-го максимума спектра по фронтальной составляющей (Xfl), амплитуда 1-го максимума спектра по фронтальной составляющей (Xa1), частота 1-го максимума спектра по сагиттальной составляющей (Yf1), амплитуда 1-го максимума спектра по сагиттальной составляющей (Ya1), уровень 60% мощности спектра во фронтальной плоскости (xf60%), уровень 60% мощности спектра в сагиттальной плоскости (yf60%), площадь статокинезиограммы (s95), отношение длины статокинезиограммы к ее площади (LFS95).

Для анализа отличий до и после курса лечения использовался парный критерий Стьюдента.

Результаты стабилометрического исследования для положения ГО и ГЗ представлены в таблицах 94, 95.

Таблица 94. Стабилометрические параметры для положения ГО до и после МТ: M — среднее значение, m — ошибка среднего и t — коэффициент Стьюдента

Параметр	ГО до		ГО после		t
	M	m	M	m	

X (мм)	-3.77	-0.80	-1.81	-0.39	0.258
Y (мм)	-79.12	-16.87	-79.76	-17.00	0.609
x (мм)	3.45	0.74	3.08	0.66	0.668
y (мм)	12.77	2.72	11.42	2.43	0.373
V (мм/с)	8.07	1.72	7.39	1.58	0.017*
Xfl (Гц)	0.33	0.07	0.33	0.07	0.966
Xa1 (мм)	12.88	2.75	9.56	2.04	0.034*
Yfl (Гц)	0.10	0.02	0.12	0.03	0.220
Ya1 (мм)	31.67	6.75	33.94	7.24	0.517
xf60% (Гц)	0.50	0.11	0.51	0.11	0.693
yf60% (Гц)	0.23	0.05	0.23	0.05	0.820
s95 (mm2)	64.96	13.85	50.92	10.86	0.042*
LFS95 (1/мм)	8.68	1.85	9.86	2.10	0.224

* — коэффициенты с уровнем достоверности $p<0.05$

Как можно увидеть, положение ЦД и его колебания, измеренные во фронтальной и сагиттальной плоскости, не изменяются существенно в результате проведения МТ. При этом достоверно уменьшается скорость ЦД, максимальная амплитуда во фронтальной плоскости и площадь статокинезиограммы. Все три изменения — объективные симптомы позитивной динамики изменения состояния в результате сеанса МТ.

Для положения ГЗ так же имеются изменения, которые выражены менее значительно. Достоверно уменьшается значение только скорости ЦД и угла наклона эллипса (направления максимальной нестабильности). При этом последний показатель обнаруживает выравнивание максимальных колебаний в сагиттальной плоскости, что так же характерно для нормального баланса.

Полученные данные показывают, что непосредственно после проведения МТ стабильность изменения положения ЦД не происходит, но стабильность существенно повышается, особенно в положении «глаза открыты». Для этого положения имеется комплекс симптомов улучшения стабильности: уменьшение площади статокинезиограммы, скорости ЦД и максимальной амплитуды колебаний во фронтальной плоскости. Для положения «глаза закрыты» происходит только уменьшение скорости ЦД, что также является положительным симптомом.

Таблица 95. Стабилометрические параметры для положения ГЗ до и после МТ: M — среднее значение, m — ошибка среднего и t — коэффициент Стьюдента

Параметр	ГЗ ДО		ГЗ После		t
	M	m	M	m	
QR (%)	116.17	24.77	130.99	27.93	0.501

X (мм)	-4.63	-0.99	-2.84	-0.60	0.246
Y (мм)	-79.28	-16.90	-80.33	-17.13	0.353
x (мм)	4.90	1.04	2.53	0.54	0.238
y (мм)	13.84	2.95	14.28	3.05	0.793
V (мм/с)	10.04	2.14	8.98	1.91	0.003*
Xfl (Гц)	0.48	0.10	0.43	0.09	0.438
Xa1 (мм)	9.56	2.04	9.34	1.99	0.816
Yfl (Гц)	0.16	0.03	0.16	0.03	0.870
Ya1 (мм)	34.14	7.28	32.08	6.84	0.385
xf60% (Гц)	0.57	0.12	0.57	0.12	0.916
yf60% (Гц)	0.30	0.06	0.29	0.06	0.833
s95 (mm2)	67.58	14.41	61.49	13.11	0.516
LFS95 (1/мм)	10.33	2.20	10.84	2.31	0.695

* — коэффициенты с уровнем достоверности $p<0.05$

Простой вариационный анализ результатов стабилометрического исследования до и после МТ показывает отчетливую положительную динамику, которая достигается непосредственно после сеанса МТ. Однако такой анализ не является достаточным по причине индивидуальных отличий, как в клинической картине каждого пациента, так и коррекции проводимой МТ в зависимости от результата стабилометрического исследования выполненного до сеанса МТ.

Типичный вариант: пациентка А.С.Ф-ва, диагноз — дорсопатия поясничного и шейного отдела позвоночника, плечелопаточный периартроз справа. После проведения манипуляция на поясничном отделе позвоночника отметила улучшение, что было объективно отмечено и на стабилометрическом исследовании. Однако на пятый день болевой синдром возобновился, что нашло отражение в виде смещения ЦД влево. Проведен повторный сбор анамнеза и после клинического исследования диагностирован привычный подвывих правого голеностопного сустава и ограничение его амплитуды движений. Проведены манипуляции с положительным эффектом: уменьшение болевого синдрома на поясничном уровне, достигнуто увеличение амплитуды движений в коленных, голеностопных суставах. Болевой синдром принял эпизодический характер, при этом обнаруживалось незначительное смещение ЦД влево. При повторном осмотре выявлена дисфункция височно-нижнечелюстного сустава справа. Включены в процедуры манипуляции на височно-нижнечелюстном суставе, что привело к регрессу болевого синдрома и устранению фронтальной асимметрии ЦД.

Данная больная получила 7 процедур МТ. Индивидуальный статистический анализ динамики изменения стабилометрических

характеристик показал достоверные изменения, описанные выше ($p<0.05$) только для положения ГО.

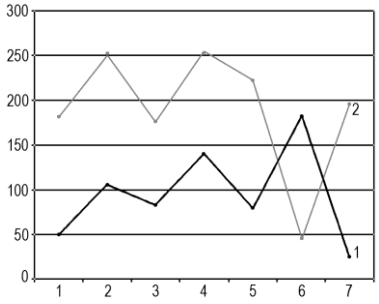


Рисунок 356. График изменения коэффициента Ромберга до (1) и после (2) МТ в течение 7 последовательных процедур стимуляции. По вертикали — %, по горизонтали — порядковый номер процедуры МТ.

При анализе отдельных параметров можно увидеть, что последние имеют значительную амплитуду изменений (рис. 356). После пятого сеанса МТ когда возобновился болевой синдром произошло изменение взаимоотношения проприорецептивной и зрительной систем в сторону превалирования зрительной информации (увеличение значения QR). Непосредственно после шестого сеанса МТ баланс между зрительной и проприорецептивной системами вернулся в прежнее состояние. До начала седьмого сеанса данное соотношение остается стабильным, но после проведения МТ возвращается превалирование проприорецептивной системы практически параллельно с уменьшением интенсивности болевого синдрома.

Таким образом, стабилометрическое исследование, проведенное до и после МТ, может служить объективным критерием, как функционального состояния больного, так и его изменения. Приведенное выше исследование позволяет предположить, что полученные изменения коэффициента Ромберга являются объективным свидетельством динамики изменения болевого синдрома. При его обострении стабилизация баланса осуществляется, в большей степени за счет проприорецептивной системы. Однако полученный результат требует проверки и статистического подтверждения.

Пациент В.Н.Д-к, диагноз: дорсопатия поясничного отдела позвоночника, люмбиошалгия L4-5. Были использованы стандартные методики воздействия на поясничный отдел позвоночника, которые по данным стабилометрии оказались малоэффективными. Повторное клиническое исследование выявило заинтересованность левого тазобедренного сустава (на стабилометрическом исследовании очевидные симптомы разгрузки левой стороны). Было рекомендовано проведение R-граммы сустава, выявлены признаки коксартроза. Произведены манипуляции на тазобедренном суставе, тракции, постизометрическая релаксация околосуставных мышц, что было отмечено положительной динамикой как по клиническим данным, так

и по данным стабилометрии (устранение фронтальной асимметрии) (рис. 357).

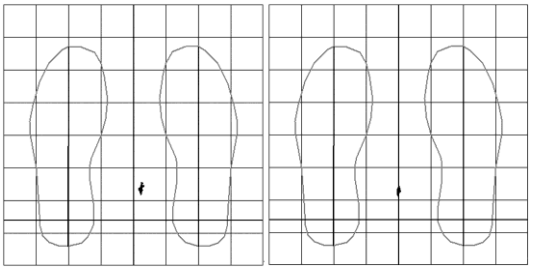


Рисунок 357. Результаты стабилометрического исследования больного В.Н.Д-к положение ЦД и его колебания в системе координат пациента до начала МТ (слева) и после ее окончания (справа).

Больная Е.В.П-ва, диагноз: дорсопатия поясничного отдела позвоночника, радикулопатия L5-S1. Данная пациентка показала достоверное уменьшение фронтальной асимметрии после МТ как в положении ГО, так и ГЗ ($p<0.005$) и снижение скорости ЦД ($p<0.05$), но только для положения ГО. Однако стойкое наличие фронтальной асимметрии, обнаруживаемое при последующих исследованиях, дало толчок к дополнительному исследованию обстоятельств жизни и работы больной. Трудовая деятельность оказалась связана с длительной нагрузкой на левый коленный сустав у станка. Проведена манипуляция на левом коленном суставе: постизометрическая релаксация икроножной и четырехглавой мышц, манипуляция на коленном и тибиофибулярном суставах. Отмечена положительная динамика в виде регресса болевого синдрома на поясничном уровне.

Для остальных пациентов стабилометрическое исследование в динамике также позволило либо подтвердить правильность выбранной тактики МТ, либо ее своевременно скорректировать.

Таким образом, метод стабилометрии позволяет на основании объективных критериев производить оценку результата МТ. Непосредственно после проведения МТ стабильность баланса в основной стойке повышается, что особенно выражено для положения «глаза открыты». Изменение соотношения между зрительной и проприорецептивной системами может служить одним из показателей интенсивности болевого синдрома.

Список основных терминов

абсолютная разность длины ног, 220
абсолютно недостаточное движение, 191
абсолютное положение ЦД, 479
абсолютное смещение ЦД назад, 483

абсолютный перекат, 310
агонисты, 106
анализ основной стойки, 28
анализ походки, 28
анализ спектра частот, 490
аналого-цифровое преобразование, 81
анатомическая база нижних конечностей, 205
анизометрическое-анизотопическое действие мышцы, 105
анизометрическое-изотоническое действие мышцы, 105
аномальное движение, 191
антагонисты, 106
база опоры, 354
база шага, 121
баланс, 432
биомеханика, 27
бит, 82
вальгусная деформация, 279
вальгусный контакт, 188
варусная деформация, 281
варусный контакт, 188
величина переменных динамических нагрузок, 140
вертикализация голени, 271
вертикальная нестабильность, 438
внутренний перекат, 189
возвратное движение, 191
время выдержки, 437
время регистрации, 437
второй период двойной опоры, 112
выпрямление ПЭМГ, 86
высокая пятка, 309
высокий контакт пяткой, 188
гиперстабильность, 438
голеностопная стратегия, 348
гониограмма, 107
гониометрия, 40
двигательная зона мышцы, 103
двигательная патология, 23
двигательная стратегия поддержания основной стойки, 438
действие, 75
деформация сустава, 190
динамическая опороспособность конечности, 140, 229
динамическая стабилометрия, 416
динамическая форма, 280
динамическая ЭМГ, 75
динамический баланс, 432
динамический компонент, 445
динамометрия, 40
длина статокинезиограммы, 453, 490
длина цикла шага, 120
длина шага, 119
доклиническая диагностика, 25
дополнительные движения, 193
дрейф ЦД, 475
жесткий способ, 310
игольчатая ЭМГ, 76
избыточное движение, 191
избыточный перекат, 309
изокинетическое действие мышцы, 105
изолированная нестабильность, 438
изометрическое действие мышцы, 105
изометрическое-анизотоническое действие мышцы, 105
изометрическое-изотоническое действие мышцы, 105
изотоническое действие мышцы, 105
инвертированное движение, 192
индекс устойчивости, 445
инерционный минимум, 139
интегрированная ЭМГ, 93
истинное движение, 191
исходное положение сустава, 192
ихнометрия, 40
кинезиологическая ЭМГ, 75
клиническая база, 408, 436
клиническая база нижних конечностей, 205
клиническая биомеханика, 28
клинический анализ движений, 28
колебания ЦД, 488
коллапс, 267
комбинированная форма, 281
компьютерная стабилометрия, 432
конечный контакт, 188
контакт лыжника, 188
контроль баланса, 433
концентрическое действие мышцы, 104
кошачий контакт, 188
коэффициент Ромберга, 455
коэффициент усиления, 77
коэффициент LFS, 454
круговое движение, 221
латеро-медиальный перекат, 119, 189
левый шаг, 119
максимальная производная активность, 90
максимум торможения, 143
максимум ускорения, 143
максимум ускорения падения, 139
максимум ускорения подъема, 138
медио-латеральный перекат, 189
медицинская биомеханика, 28
наведенный перекат, 311
нативная ЭМГ, 77
наружный перекат, 189
начальный контакт, 188
недостаточное движение, 191
непрерывный перекат, 311
нестабильность, 438

нестабильный баланс, 489
низкий контакт пяткой, 188, 302
ножницеобразная походка, 251
обратный зубец, 147
обратный перекат, 189
общая нестабильность, 438
общий центр давления, 240
общий центр масс, 432
огибающая ЭМГ, 77, 93
оптокинетическая проба, 418
основная стойка, 433
относительная разность длины ног, 220
относительно недостаточное движение, 191
относительное удлинение конечности, 220
относительное укорочение конечности, 222
очевидная хромота, 227
патологическая асимметрия, 227
патология движений, 23
первый период двойной опоры, 112
перекат через голеностопный сустав, 114
перекат через передний отдел стопы, 114
перекат через пятку, 113
переразгибание, 191
переступания, 320
период двойной опоры, 111
период одиночной опоры, 112
период опоры, 111, 113
период переноса, 111, 114
площадь статокинезиограммы, 453
поверхностная ЭМГ, 76
подбрасывание таза, 221
подометрия, 40
подскок, 221
поза, 432
поздний перекат, 310
показатель функции равновесия, 447
показатель функциональной стабильности, 444
поперечный перекат, 189
последовательный способ, 310
постоянная зона опоры, 304
постуральный контроль, 433
постурология, 28, 335, 431
правило обеспечения оптимума, 218
правило перераспределения функций, 215
правило соотношения амплитуды и частоты колебаний, 498
правило функционального копирования, 216
правый шаг, 119
продольный перекат, 189
проекция общего центра масс, 400
прямой перекат, 119, 189
распределение веса тела, 506
рекурсивный механизм, 304
сагиттальная гиперстабильность, 438
сагиттальная нестабильность, 438
сглаживание, 87
сенсорный конфликт, 439
симметричность основной стойки, 438
синдром обратного Тренделенбурга–Дюшена, 249
синдром Тренделенбурга–Дюшена, 248
синергисты, 106
система координат, 433
скорость перемещения ЦД, 454
скорость шага, 121
скрытая хромота, 227
смещение ЦД, 438
смещение ЦД назад, 483
спонтанный «уход» ЦД, 477
среднее значение амплитуды, 94
среднее значение выпрямленной ЭМГ, 94
среднее направление колебаний ЦД, 506
среднеквадратическое значение амплитуды, 94
стабилограмма, 431, 435
стабилометр, 401, 432
стабилометрическая платформа, 401
стабилометрия, 28
стабильность основной стойки, 437
стабильный баланс, 489
статическая опороспособность конечности, 229, 433
статическая стабилометрия, 416
статическая форма, 280
статический баланс, 432
статокинезиограмма, 435
тазобедренная стратегия, 350
тест лимита стабильности, 424
тест Ромберга, 416
угол разворота стопы, 121
установка пациента, 437
установка сустава, 192
фаза контакта, 113
фаза нагружения, 113
фаза падения, 114
фаза передачи, 114
фаза подъема, 114
фаза продвижения, 114
фаза торможения, 115
фаза ускорения, 114
фазы цикла шага, 113
физиологическая асимметрия, 224
физиологическое движение, 191
фронтализация, 207
фронтальная гиперстабильность, 438
фронтальная нестабильность, 438
функциональная ЭМГ, 75
функциональная диагностика двигательной патологии, 29, 342
хромота, 223

центр давления, 400, 432
цикл шага, 111
частичная опора на платформу, 477
частота шага, 112
эксцентрическое действие мышцы, 105
VFY, 455

Список литературы

Авакян Р.К. Применение биотренинга по стабилограмме в комплексном лечении больных паркинсонизмом / Автореф. дис. канд. мед. н.— М., 2001.

Аксенов В.В., Барболин В.В., Рожков Н.Ф. Информационная система для измерения и анализа параметров походки // Медицинская биомеханика.— Рига, 1986.— Т.3.—С.6-12.

Аруин А.С., Актов А.В., Корецкий А.В. Демпфирование ударных нагрузок при локомоциях // Медицинская биомеханика.— Рига, 1986.— С.32-37.

Баевский Р.М., Талаков А.А. Баллистокардиография.— София: Медицина и физкультура, 1971.— 264 с.

Бальсевич В.К., Карнеев А.Т., Ковальчук Г.И. Генезис биомеханических структур локомоторных и баллистических движений // Медицинская биомеханика.— Рига, 1986.— Т.3.— С.38-42.

Баскакова Н.В., Витензон А.С. Влияние темпа и длины шага на основные параметры ходьбы человека // Медицинская биомеханика.— Рига, 1986.— С.242-243.

Батышева Т.Т. Система медицинской реабилитации двигательных нарушений у неврологических больных в амбулаторных условиях / Дисс. док. мед. н.— М., 2005.

Батышева Т.Т., Русина Л.Р., Скворцов Д.В. и др. Функциональная симптоматика поясничного остеохондроза у амбулаторных больных по данным биомеханических исследований // Мануальная терапия.— 2003.— №3.— С.32-36.

Батышева Т.Т., Русина Л.Р., Скворцов Д.В. и др. Функциональные показатели походки и основной стойки у постинсультных больных // Журн. неврол. и психиатр. им. С.С.Корсакова.— 2004.— Вып.10.— С.52-56.

Батышева Т.Т., Скворцов Д.В., Труханов А.И. Современные технологии диагностики и реабилитации в неврологии и ортопедии.— М.: Медика, 2005.— 244 с.

Белый К.П., Батуров З.К., Соболев И.П. и др. Биомеханические показатели стояния и ходьбы у больных после эндопротезирования тазобедренного сустава // Вопросы биомеханики реабилитации.— Рига, 1983.— С.16-19.

Беленький В.Е., Савельев Л.А., Ермолаев А.С. Установка для автоматизированной обработки биомеханической информации // Ортопед. травмотол.— 1985.— №7.— С.65-66.

Бернштейн Н.А. Исследование по биодинамике локомоций. Книга первая.— М.: Изд. ВИЭМ, 1935.— 244 с.

Бернштейн Н.А. Физиология движений и активность.— М.: Наука, 1990.— 495 с.

Бочков Г.Н., Кузовлев Ю.Е. Новое в исследованиях 1/f шума // Успехи физических наук.— 1983.— Т.141.— Вып. 1.— С.151-176.

Браже А.Р. Фрактальный и вейвлет-анализ электрической активности нервных клеток / Автореф. дисс. канд. биол. н.— М., 2006.— 25 с.

Букреева Д.П., Косилов С.А., Тамбиева А.П. Возрастные особенности циклических движений детей и подростков.— М.: Педагогика, 1975.— 159 с.

Васильев А.А., Клименко В.А. Комплексная оценка стереотипа ходьбы у детей с ортопедическими заболеваниями // Медицинская биомеханика.— Рига, 1986.— Т.3.— С.61-63.

Васильев А.С. Периферические компоненты постинсультного двигательного пареза // Автореф. дисс. канд. мед. н.— М., 2002.

Васильев А.С., Бабенков Н.В., Носенко Е.М. и др. Реабилитация и ведение больных с полушарным инсультом в свете новой концепции патогенеза постинсультного двигательного дефицита // Кремлевская медицина. Клинический вестник.— 2001.— №2.— С.34-37.

Вейсман Ю.А., Лацис А.К. Артрография подтаранного сустава / Метод. рекоменд.— Рига, 1982.
Вилка И.К. Биомеханический принцип управления периодом реабилитации в травмотологии и ортопедии / Дисс. канд. мед. н.— Рига, 1978.
Вилка И.К., Грасе А.А., Лапса Ю.Ю. Эффективность лечения больных с остеохондрозом позвоночника по данным структуры двойного шага // Вопросы биомеханики реабилитации.— Рига, 1983.— С.34-40.
Витензон А.С. Исследование биомеханических и нейрофизиологических закономерностей нормальной и патологической ходьбы человека / Дисс. док. мед. н.— М., 1983.
Витензон А.С., Морейнис И.Ш., Беленький В.Е. и др. Биомеханическая и иннервационная структура ходьбы на протезах после двусторонней ампутации бедра // Сб. тр. ЦНИИПП Протезирование и протезостроение.— 1979.— Вып.48.— С.12-33.
Витензон А.С., Петрушанская К.А. От естественного к искусственному управлению локомоцией.— М.: НМФ «МБН», 2003.— С.438.
Витензон А.С. Закономерности нормальной и патологической ходьбы человека.— М.: ООО «Зеркало», 1998.— 271 с.
Ганичикина И.Я. Функциональное состояние системы равновесия при острой кохлеовестибулярной патологии (клинико-стабилографический анализ) / Автореф. канд. мед. н.— М., 2002.
Гафаров Х.З. Лечение деформаций стоп у детей.— Казань: Татарское книжное издательство, 1990.— 175 с.
Гольденштейн И.З. Автоматизированная система обработки информации эксперимента // Медицинская биомеханика.— Рига, 1986.— Т.3.— С.84-89.
Гольденштейн И.З., Екабсон А.И., Жагаре Р.К. Способ отображения биомеханической информации и устройство для его осуществления // Тез. док. III Всес. конф. по проблемам биомеханики.— Рига, 1983.— Т.2.— С.36-37.
Грасе А.А., Вилка И.К. Способ оценки объема движений в суставах // Тез. док. III Всес. конф. по проблемам биомеханики.— Рига, 1983.— Т.2.— С.40.
Гурфинкель В.С., Коц Я.М., Шик М.Л. Регуляция позы человека.— М.: Наука, 1965.— 256 с.
Давыдов П.В. Стабилометрия в вертикализации больных с острым инфарктом миокарда на стационарном этапе восстановительного лечения // Дисс. на соискание ученой степени канд. мед. н.— М., 2006.
Дамулин И.В., Брыжахина В.Г. Нарушения равновесия и ходьбы у пожилых больных с дисциркуляторной энцефалопатией и сосудистой деменцией // Биомед. технологии и радиоэлектроника— 2002.— №8.— С.42-48.
Девишвили В.М. Методы изучения движения человека.— М.: Изд-во МГУ, 1979.
Денискина Н.В. Изучение роли мышц голени и бедра в регуляции позы человека во фронтальной плоскости при стоянии // Мат. Рос. конф. по биомеханике.— 1999.— №2.— С.45-46.
Детлов И.Э., Грасе А.А., Корк О.Ю. и др. Биомеханические характеристики ходьбы у больных коксартрозом, леченных постоянным магнитным полем // Медицинская биомеханика.— Рига, 1986.— Т.3.— С.105-110.
Добрев Р.П., Малова В.К., Владимиров Б.М. и др. Метод исследования патологии локомоции человека // Вопросы биомеханики реабилитации.— Рига, 1983.— С.61-65.
Донова Н.А., Орехова Г.Г., Чеченин А.Г. и др. Влияние краниосакральной терапии на стабилографические характеристики отдаленного периода черепно-мозговой травмы // Мат. междунар. симп. Клиническая постурология, поза и прикус.— СПб., 2004.— С.86-89.
Донской Д.Д. Биомеханика физических упражнений // Физкультура и спорт.— М., 1958.— 279 с.

Ефимов А.П. Биомеханическая диагностика и восстановительное лечение синдрома нарушения функции переднего толчка у больных с последствиями переломов нижних конечностей // Тез. док. III Всес. конф. по проблемам биомеханики— Рига, 1983.— Т.2.— С.128-220.

Жаворонкова Л.А., Лукьянов В.И., Максакова О.А. и др. Оценка процесса реабилитации больных с черепно-мозговой травмой по стабилометрическим, энцефалографическим и клиническим показателям // Физиол. Человека.— 2003.— Т.29, №1.— С.38-47.

Жуков Е.К., Котельникова Е.Г., Семенов Д.А. Биомеханика физических упражнений // Физкультура и спорт.— М., 1963.— 260 с.

Журавлев А.М. и др. Хирургическая коррекция позы и ходьбы при детском церебральном параличе.— Изд. Айастан, 1986.— 231 с.

Заболоцкий О.П. Ротационые движения в голеностопном сочленении при ходьбе детей в норме и на протезах // Сб. тр. ЦНИИПП Протезирование и протезостроение.— 1980.— Вып.52.— С.51-56.

Закурин Н.А., Скворцов Д.В. Новое устройство для измерения пространственных и временных характеристик шага // Тез. док. 1 Всерос. конф.-ярмарки Биомеханика на защите жизни и здоровья человека.— Н.Новгород, 1992.— Т.2.— С.106.

Закурин Н.А., Скворцов Д.В. Программно-аппаратный комплекс анализа походки «БИООРТ» // Тез. док. I Всерос. конф.-ярмарки Биомеханика на защите жизни и здоровья человека.— Н.Новгород, 1992.— Т.2.— с. 104-105.

Зиновьева Г.А. Нарушения устойчивости вертикальной позы у больных пожилого возраста и их коррекция методом биоуправления по стабилограмме / Автореф. дис. канд. мед. н.— М., 2001.

Зуев С.Л., Скворцов Д.В. Нормативные стабилометрические данные для «американской» установки стоп обследуемого // VII Всерос. конф. по биомеханике.— Н.Новгород, 24-28 мая 2004.— Т.2..— С.63-64.

Иванов В.В. Комплексный контроль в подготовке спортсменов // Физкультура и спорт.— М., 1987.— 256 с.

Иванов В.И., Нерянов Ю.М. Клинико-биомеханическая оценка отдаленных результатов лечения сложных повреждений голеностопного сустава // Тез. док. II Всесоюз. конф. по проблемам биомеханики.— Рига, 1979.— Т.4.— С.199-205.

Ильин Е.П. Структура психомоторных способностей // Психомоторика.— Л., 1976.— С.4-22.

Исследования по биодинамике локомоций / Под ред. проф. Н.А.Бернштейна.— М.-Л.: Издательство ВИЭМ, 1935.— 243 с.

Кирпичев И.В. Клинико-функциональная диагностика сколиотической болезни у детей / Автореф. дисс. канд. мед. н.— Иваново, 2005.— С.21.

Кожевникова В.Т. Эффективность физических методов коррекции двигательных нарушений при детском церебральном параличе в форме спастической диплегии в поздней резидуальной стадии / Автореф. дисс. канд. мед. н.— М., 1999.

Козловская И.Б., Попов Г.И. Влияние месячной гипокинезии на параметры локомоций здоровых людей // Медицинская биомеханика.— Рига, 1986.— Т.3.— С.168-172.

Кондратьев И.В., Слива С.С., Переяслов Г.А. и др. Об опыте использования компьютерных стабилоанализаторов ОКБ «Ритм» // Мат. Рос. конф. по биомеханике— 1999.— №2.— С.69.

Коновалова Н.Г. Клинико-стабилометрическая характеристика вертикальной позы инвалидов с нижней параплегией // Мат. международ. симп. Клиническая постурология, поза и прикус.— СПб., 2004.— С.108-115.

Коновалова Н.Г., Кудрявцева Г.Ю., Кузнецова О.В. Влияние специальной тренировки «гимнастика для мозга» на постуральные реакции при цереброваскулярной болезни // Мат. междунар. симп. Клиническая постурология, поза и прикус.— СПб., 2004.— С.115-120.

Кононова Е.Л. Исследование клинико-МРТ-стабилометрических соотношений у больных с органической патологией головного мозга / Автореф. дисс. канд. мед. н.— СПб., 2004.— С.24.

Кононова Е.Л., Ананьева Н.И., Балунов О.А. Нарушения статики при поражении структур мозжечка // Мат. междунар. симп. Клиническая постурология, поза и прикус.— СПб., 2004.— С.121-126.

Кононова Н.А. Функциональная компьютерная стабилометрия в дифференциальной диагностике периферических и центральных вестибулярных расстройств / Дисс. на соискание степени канд. мед. н.— М., 2006.— С.144.

Коновалова Н.Г. Восстановление вертикальной позы инвалидов с нижней параплегией физическими методами / Автореф. дисс. док. мед. н.— Томск, 2004.

Корюкин В.И., Савельев Г.В., Лапаев М.И. и др. Устройство для регистрации длительности фаз шага при ходьбе человека // Сб. тр. ЦНИИПП Протезирование и протезостроение.— 1978.— Вып.44.— С.96-99.

Котельников В.А. О пропускной способности эфира и проволоки в электросвязи // Мат. I Всес. съезда по вопросам технической реконструкции дела связи и развития слаботочной промышленности.— Всесоюзный энергетический комитет, 1933.

Котельников Г.П., Краснов В.Ф., Цейтлин Д.М. Особенности походки у больных с сагиттальной посттравматической нестабильностью коленного сустава // Медицинская биомеханика.— Рига, 1986.— Т.3.— С.172-177.

Кравцова Г.В., Ревенко Т.А., Гаврилов И.М. и др. Некоторые биомеханические показатели в оценке результатов лечения застарелых переломо-подвывихов в области голеностопного сустава // Тез. док. III Всесоюз. конф. по проблемам биомеханики.— Рига, 1983.— Т.2.— С.224-226.

Кравцова Г.В., Хоменко Б.Ф. Особенности ходьбы по данным подографии у больных с последствиями переломов бедренной кости и костей голени // Медицинская биомеханика.— Рига, 1975.— С.378-380.

Кривошей И.В., Скворцов Д.В. «Больной выписан без видимых улучшений» или динамика функциональных показателей баланса у пациентов с депрессивно-невротическим синдромом // Современные технологии диагностики и реабилитации в неврологии и ортопедии.— М.: Медика, 2005.— С.244.

Кривошей И.В., Скворцов Д.В., Шинаев Н.Н. и др. Динамика функциональных показателей баланса у пациентов с депрессивно-невротическим синдромом // Функциональная диагностика.— 2005.— №2.

Кряжев В.Д., Ратов И.П., Павлов Л.В. и др. Управление движениями спортсмена в беге с целью реабилитации травмированного опорно-двигательного аппарата // Тез. док. III Всесоюз. конф. по проблемам биомеханики.— Рига, 1983.— Т.2.— С.129-130.

Кууз Р.А., Фирсов Г.И. Проблемы стандартизации в постурологии // Мат. междунар. симп. Клиническая постурология, поза и прикус.— СПб., 2004.— С.41-46.

Лакин Г.Ф. Биометрия.— М.: Высшая школа, 1990.— 352 с.

Лапутин А.Н., Лайуни Р.Б.Ш. Биокинематические особенности коленного сустава человека при спортивных локомоциях // Медицинская биомеханика.— Рига, 1986.— Т.3.— С.213-216.

Ленский В.М., Мякотина Л.И. Некоторые биомеханические показатели эффективности операции заднего артродеза голеностопного сустава // Ортопед. травмотол.— 1966.— №1.— С.41-44.

Лепехина Л.П., Крамаренко Г.Н. Особенности ходьбы больных с поперечным плоскостопием по данным подографии // Ортопед. травматол.— 1968.— №9.— С.66-69.

Лисица И.Б. Роль фазы двойной опоры при нормальной ходьбе в произвольном темпе // Сб. тр. ЦНИИПП Протезирование и протезостроение.— 1984.— Вып.69.— С.105-113.

Лучихин Л.А. Определение функциональной стабильности системы равновесия на основе ее статической и динамической характеристик // Вестн. оторинолар.— 1987.— №3.— С.24-29.

Лучихин Л.А Функция равновесия: клинические аспекты / Дисс. док. мед. н.— М., 1991.
Лучихин Л.А., Доронина О.М., Ганичкина И.Я. Реабилитация вестибулярных расстройств с использованием стабилометрии // Мат. междунар. симпозиума Клиническая постурология, поза и прикус.— СПб., 2004.— С.136-137.
Лучихин Л.А., Кононова Н.А., Горбушева И.А. Постурография в ЛОР-практике // Мат. междунар. симп. Клиническая постурология, поза и прикус.— СПб., 2004.— С.133-136.
Лучихин Л.А., Скворцов Д.В., Кононова Н.А. и др. Постурографическая экспресс-диагностика функционального состояния системы равновесия в вестибулологии // Вестн. Оториноларингол.— 2006.— №1.— С.13-17.
Макарова М.С., Конюхов М.П. Особенности результатов биомеханического обследования детей с врожденной плоско-вальгусной деформацией стоп // Медицинская биомеханика.— Рига, 1986.— Т.3.— С.229-234.
Милчева Д.С., Няголов Н.Б. Исследование походки у детей с глубокими ожогами нижних конечностей // Медицинская биомеханика.— Рига, 1986.— Т.3.— С.251-256.
Миронов В.Г. Диагностические возможности компьютерной стабилографии в оценке нарушений функции равновесия у больных с патологией вестибулярного аппарата / Автореф. дисс. канд. мед. н.— СПб., 1997.
Мителева З.М., Павленко С.И., Пилипенко Н.Н. Устройство для цифровой подографии // Ортопед. травмотол.— 1986.— №6.— С.60-61.
Мостовой Л.Я. Компьютерная стабилометрия в диагностике и комплексной оценке двигательных нарушений при дисциркуляторной энцефалопатии у больных пожилого возраста / Автореф. дисс. канд. мед. н.— Саратов, 2004.
Мякотина Л.И., Лаврукова А.М. Биомеханические аспекты лечения голеностопного сустава методом артродеза // Тез. док. III Всесоюз. конф. по пробл. Биомеханики.— Рига, 1983.— Т.2.— С.233-237.
Николаев Л.П. Руководство по биомеханике в применении к ортопедии, травмотологии и протезированию.— Киев: Гос. мед. изд. УССР, 1947.— 315 с.
Николаева Л.Ф., Аронов Д.М. Реабилитация больных ишемической болезнью сердца // М.: Медицина, 1988.— С.288.
Новик Б.А. Биомеханические особенности ходьбы детей при последствиях переломов костей стоп // Тез. док. II Всесоюз. конф. по проблемам биомеханики.— Рига, 1979.— Т.4.— С.172-174.
Новик Б.А. Переломы костей стопы у детей / Дисс. канд. мед. н.— ЛНИИТО им. Турнера, 1981.
Осипенко Т.Н., Скворцов И.А., Матвеев Е.В. и др. Инструментальное исследование двигательных функций с помощью приборов «стабилотест» и «атакситест» у детей дошкольного возраста.— М.: Мед. техника, 1997.— С.20-25.
Переяслов Г.А., Слива С.С. Особенности программно-методического обеспечения стабилографического комплекса для биомеханических исследований // Мат. Рос. конф. по биомеханике.— 1999.— №2.— С.100-101.
Погосян И.А. Ранняя диагностика и коррекция функциональных нарушений опорно-двигательной системы у детей с врожденной челюстно-лицевой патологией / Автореф. дисс. канд. мед. н.— Екатеринбург, 1998.
Погосян И.А. Система диагностики и комплексного лечения нарушений опорно-двигательного аппарата у детей с мультифакторной патологией / Дисс. док. мед. н.— Пермь, 2007.
Полиевктов И.А. Стопа человека в норме и патологии.— Дзауджискау: Изд. Северо-осетинской АССР, 1949.— 150 с.
Полян М.П. Исследование пронационно-супинационных движений стопы при ходьбе в норме // Сб. тр. ЦНИИПП Протезирование и протезостроение.— 1968.— Вып.21.— С.115-120.
Похабов Д.В., Абрамов В.Г. Сравнительная оценка параметров ходьбы у клинически здоровых лиц и больных с болезнью Паркинсона // Функциональная диагностика.— 2005.— №3.— С.68-71.

Прокопишин Ю.А. Лечение переломов таранной кости и их последствия / Дисс. канд. мед. н.— Киев, 1972.
Радзиковская Н.В. Стабилометрия в клинике и диагностике легкой черепно-мозговой травмы / Автореф. дисс. кан. мед. н.— Пермь, 2003.
Розенштейн Б.С., Пиастонуло К.И., Лаврентьева С.А. Особенности статики и ходьбы больного после тотального эндопротезирования тазобедренного сустава // Вопросы биомеханики и реабилитации.— Рига, 1983.— С.87-95.
Розенштейн Б.С., Ярош И.Г., Василькова Е.Т. Биомеханическая оценка исходов проксимальной остеотомии большеберцовой кости при гонартрозе // Медицинская биомеханика.— Рига, 1986.— Т.3.— С.299-303.
Руководство по протезированию / Под ред. проф. Н.И.Кондрашина.— М.: Медицина, 1988.— 544 с.
Савельев Л.А., Казьмин А.И., Беленький В.Е. Методы автоматизированной регистрации параметров ходьбы для оценки восстановительного лечения больных с последствиями травм ног // Тез. док. III Всесоюз. конф. по проблемам биомеханики.— Рига, 1983.— Т.2.— С.86-88.
Саенко Д.Г. Влияние микрогравитации на характеристики позных коррекционных ответов / Автореф. Дис. на соискание уч. ст. канд. мед. н.— М., 2005.— С.25.
Саранцев А.В., Гербер С.Р., Лисица И.Б. Анализ взаимодействия подошвы обуви с опорой по временным характеристикам // Сб. тр. ЦНИИПП Протезирование и протезостроение.— 1983.— Вып.66.— С.108-116.
Селиванов В.П. К вопросу о малой разновысокости ног // Ортоп. травм. и протезир.— 1987.— №5.— С. 61-63.
Синельников Р.Д. Атлас анатомии человека.— Т.1.— М.: Медицина, 1978.— 472 с.
Синельникова А.Н. Взаимодействие зрительного и проприорецептивного анализаторов при поддержании вертикальной позы у больных с детским церебральным параличом / Автореф. дисс. канд. мед. н.— М., 1999.
Ситенко А.Н. Функциональные взаимосвязи параметров движений нижних конечностей при ходьбе // Тез. док. III Всесоюз. конф. по пробл. биомех.— Рига, 1983.— Т.2.— С.88-89.
Скворцов Д.В. Анализ походки. Проблемы и перспективы // Тез. док. I Всерос. конф. Биомеханика на защите жизни и здоровья человека.— Н.Новгород, 1992.— Т.1.— С.212-213.
Скворцов Д.В. Клинический анализ движений: настоящее и будущее // Тез. док. II Всерос. конф. по биомеханике.— Н.Новгород, 1994.— Т.1.— С.172-173.
Скворцов Д.В. Клинический анализ движений, анализ походки.— М., 1996.— 344 с.
Скворцов Д.В.Стабилометрия человека: история, методология, стандартизация.— Таганрог: Медицинские информационные системы, 1995.— С.132-135.
Скворцов Д.В. Клинический анализ движений, стабилометрия.— М.: Антидор, 2000.— 189 с.
Скворцов Д.В. Теоретические и практические аспекты современной постурологии // Мат. международ. симп. Клиническая постурология, поза и прикус.— СПб., 2004.— С.30-31.
Скворцов Д.В. О «незримом» формировании новой медицинской специальности // Мед. помощь.— 2004.— №1.— С.21-24.
Скворцов Д.В., Быков А.А. Биомеханические методы исследования в оценке эффективности мануальной терапии при поясничном остеохондрозе // Сб. науч. тр. Формирование здоровья текстильщицы.— Иваново, 1991.— С.104-107.
Скворцов Д.В., Ларина В.Н., Быков А.А. Поясничный остеохондроз. Вероятная связь клиники и функционального состояния опорно-двигательного аппарата // Вертебролгия.— 1993.— №1.— С.33-36.
Славуцкий Я.Л. Физиологические аспекты биоэлектрического управления протезами.— М.: Медицина, 1982.— 288 с.
Смирнов Г.В. Комплексная оценка устойчивости вертикальной позы человека в норме и при патологии / Автореф. дисс. канд. биол. н.— Н.Новгород, 1994.

Смулевич А.Б. Депрессии при соматических и психических заболеваниях.— М.: Медицинское информационное агентство, 2003.— №44-46.— С.328-344.
Современные технологии восстановительной медицины / Отв. ред. А.И.Труханов.— М.: Медика, 2004.— 280 с.
Сологубов Е.Г., Яворский А.Б., Кобрин В.И. Значение зрительного анализатора в контроле позы стояния у лиц со спастической формой детского церебрального паралича при ношении костюма «Адель» // Авиакосмическая экологическая медицина.— 1996.— №30.— С.8-13.
Суворов А.Ю. Постуральные функциональные пробы в процессе физической реабилитации больных с церебральным инсультом / Автореф. канд. мед. н.— М., 2006.— С.25.
Тихоненков Е.С., Яковлева Т.А. Анализ походки у детей с прекоксартрозами и коксартрозами // Медицинская биомеханика.— Рига, 1986.— Т.3.— С.320-325.
Устинова К.И. Технология обучения больных с постинсультными гемипарезами произвольному контролю вертикальной позы с использованием компьютерного биоуправления по стабилограмме / Автореф. дисс. канд. пед. н.— М., 2000.
Устинова К.И., Черникова Л.А., Иоффе М.Е. и др. Стабилометрическая оценка вертикальной позы больных с постинсультными гемипарезами // Тр. конф. Биомедприбор 2000.— М., 2000.— Т.1.— С.56.
Филатов В.И. Клиническая биомеханика / Под ред. проф. В.И.Филатова.— Л.-М., 1980.— 199 с.
Фишкин И.В. Восстановительное лечение закрытых переломов пяточной кости с применением устройства для внешней фиксации // Дисс. канд. мед. н.— Иваново, 1986.
Фишкин И.В., Скворцов Д.В. Особенности функции голеностопного и подтаранного суставов в норме и в отдаленные сроки переломов пяточной кости // Всесоюз. симп. с международ. участием Актуальные вопросы травматологии ортопедии.— Рига, 1987.
Фишкин И.В., Скворцов Д.В. Объективизация оценки исходов лечения больных с переломами пяточной кости с помощью биомеханических методов исследования // Тез. док. науч. конф. молодых ученых ИГМИ им. А.С.Бубнова.— Иваново, 1987.— С.69.
Фишкин В.И., Фишкин И.В., Скворцов Д.В. Некоторые особенности функционирования голеностопного и подтаранного суставов в норме и у лиц с последствиями внутрисуставных переломов пяточной кости // Сб. научн. тр. Реабилитация больных с травмами и заболеваниями опорно-двигательного аппарата.— Иваново, 1989.— Кн.2.— С.45-51.
Хохол М.И. Биомеханические особенности компенсации нарушенных функций после ампутации голени // Медицинская биомеханика.— Рига, 1986.— Т.3.— С.342-347.
Храмцов П.И. Ранняя диагностика и прогнозирование нарушений осанки у младших школьников с помощью компьютерной стабилографии // Гигиена и санитария.— 1993.— №9.— С.29-32.
Черникова Л.А. Оценка постуральных нарушений в клинике нервных болезней // Мат. международ. симп. Клиническая постурология, поза и прикус.— СПб., 2004.— С.47-52.
Черникова Л.А., Лукъянова Ю.А., Устинова К.И. и др. Оценка функции равновесия у больных с постинсультными гемипарезами // Мат. Рос. конф. по биомеханике.— 1999.— №2.— С.134.
Черникова Л.А., Скворцов Д.В., Кадыков А.С. и др. Клинико-биомеханический анализ позы и ходьбы у больных с постинсультными гемипарезами // Тр. конф. Биомедприбор 2000.— Москва, 2000.— Т.1.— С.57.
Чирсков М.Я. Задачи и методы экспериментального исследования механических параметров протезов / Автореф. дисс. канд. техн. н.— М., 1954.
Чугунов В.С., Васильев В.Н. Неврозы. Неврозоподобные состояния и симпатоадреналовая система.— М.: Медицина, 1984.— С.128-133.

Шендеров В.А., Негреева М.В. Особенности ходьбы больных коксартрозом в условиях, приближенных к естественным по данным подографии // Медицинская биомеханика.— Рига, 1986.— Т.3.— С.357-362.
Шток В.Н., Иванова-Смоленская И.А, Левин О.С. Экстрапирамидные расстройства.— М.: МЕДпресс-информ, 2002.— 608 с.
Шувалов К.К., Мицкевич В.А. Некоторые параметры ходьбы с костылями у больных после переломов костей нижних конечностей // Медицинская биомеханика.— Рига, 1986.— Т.3.— С.363-345.
Шуляк И.П., Вольтская И.И. Ихнография с самописцами в исследовании ходьбы в норме и после протезирования // Ортопед. травмотол.— 1971.— №1.— С.67-69.
Шуляк И.П., Клочков И.Б. Взаиморасположение осей суставов нижних конечностей у детей в проекции на горизонтальную плоскость // Сб. тр. ЦНИИПП Протезир. и протезостроение.— 1975.— Вып.34.— С.53-59.
Юнищенко Н.А. Нарушения ходьбы и постуральной устойчивости при болезни Паркинсона / Автореф. дисс. канд. мед. н.— М., 2005.— С.26.
Юсевич Ю.С. Очерки по клинической электромиографии.— М.: Медицина, 1972.— 95 с.
Янсон Х.А. Биомеханика нижней конечности человека.— Рига: Зинатне, 1975.— 324 с.
Яременко Д.А., Васильковская О.П. Биомеханические методы исследования в оценке трудоспособности лиц с последствиями переломов нижних конечностей // Тез. док. III Всесоюз. конф. по пробл. Биомеханики.— Рига, 1983.— Т.2.— С.96-98.
Acharya K.R.; Harris G.F., Riedel S.A. et al. Force magnitude and spectral frequency content of heel strike during gait // IEEE Conf. Seattle.— 1989.— Vol.14, N316.— P.826-827.
Adelsberg S. The tennis stroke: an EMG analysis of selected muscles with rackets of increasing grip size // Am. J. Sports Med.— 1986.— Vol.14, N2.— P.139-142.
Alessandrini M., D'Erme G., Bruno E. et al. Vestibular compensation: analysis of postural rearrangement as a control index for unilateral vestibular deficit // Neuroreport.— 2003.— Vol.14, N7.— P.1075-1079.
Alexander C.H., Geurts M.D., Nienhuis B. et al. Intrasubject variability of selected force-platform parameters in the quantification of postural control // Arch. Phys. Med. Rehabil.— 1883.— N74.— P.1144-1150.
Allard P., Nagata S.D., Duhaime M. et al. The use of stereophotogrammetry and mathematical modeling to study foot and ankle kinematics // Proc. 11th An. Northeast Bioeng. Conf. Worcestern Mass.— N.-Y., 1985.— P.293-296.
Allum J.H.J., Bloem B.R., Carpenter M.G. et al. Proprioreceptive control of posture: a review of new concepts // Gait Posture.— 1998.— Vol.3, N8.— P.214-242.
Allum J.H.J., Carpenter M.G., Bloem B.R. Organization of upper-body triggered balance corrections: Development of a directional concept from observations on pitch plane perturbations // Gait Posture.— 1999.— Vol.1, N9.— P.2.
Allum J.H.J., Keshner E.A. Vestibular and proprioceptive control of sway stabilization // Disorders of posture and gait / Ed. by W.Bles, T.Brandt.— Amsterdam: Elsevier, 1986.— P.19-39.
Amblard B., Cremieux J., Marchand A.R. et al. Lateral orientation and stabilization of human stance: static versus dynamic visual cues // Exp. Brain Res.— 1985.— Vol.61, N1.— P.21-37.
Aminian K., Najafi B., Bula C. et al. Spatio-temporal parameters of gait measured by an ambulatory system using miniature gyroscopes // J. Biomech.— 2002.— Vol.35, N5.— P.689-699.
Andriacchi T.P. Dynamics of knee malalignment // Orthop. Clin. North. Am.— 1994.— Vol.25, N3.— P.395-403.
Andriacchi T.P., Ogle J.A., Galante J.O. Walking speed as a basis for normal and abnormal gait measurements // J. Biomech.— 1977.— Vol.10, N4.— P.261-268.
Antonsson E.K., Mann R.W. The frequency content of gait // J. Biomech.— 1985.— Vol.18, N1.— P.39-48.
Arendt-Nielsen L., Sinkjaer T., Nielsen J. et al. Electromyographic patterns and knee joint kinematics during walking at various speeds // J. Electromyogr. Kinesiol.— 1991.— N1.— P.89-95.

Arkan M., Brull M.A. A fundamental characteristics of the Human body and Foot. The Foot ground pressure pattern // J. Biomech.— 1976.— N9.— P.453-457.
Arndt A., Westblad P., Winson I., Hashimoto T., Lundberg A. Ankle and subtalar kinematics measured with intracortical pins during the stance phase of walking // Foot Ankle Int.— 2004.— Vol.25, N5.— P.357-64.
Arsenault A.B., Winter D.A., Marteniuk R.G. Bilateralism of EMG profiles in human locomotion // Am. J. Phys. Med.— 1986.— N65.— P.1-16.
Asahina M., Nakajima M., Kojima S. et al. Postural sway in patients with hereditary ataxia // Rinsho Shinkeigaku.— 1994.— Vol.34, N11.— P.1105-1110.
Askermann H., Dichgans J., Guschibauer B. et al. Postural modulation of evoked cortical and motor potentials and its relationship to functional adaptation of postural reflexes // Xth Int. Symp. on Disorders of Posture and Gait.— Munchen, 1990.— P.76-81.
Attinger D., Luethi S., Stuessi E. Objective evaluation of gait asymmetry (abstract) // 5th Meet. of the Europ. Soc. of Biomech.— Berlin, 1986.— P.563-568.
Augsburger S., Hoffinger S., Grraubert C. Evaluation of a 3D motion analysis system // Proc. Clinical Gait Laboratory Conf.— Rochester, Mayo Clinic.— 1993.— P.135-136.
Bajd T., Stanic U., Trinkczy A. On-line electrogoniometric gait analysis // Comp. Biomed. Res.— 1976.— Vol.9, N5.— P.439-444.
Baker M.P., Hudson J.E., Wolf S.L. A «feedback» cane to improve the hemiplegic patient's gait // Physical Therapy.— 1976.— Vol.59, N2.— P.170-171.
Baker C.P., Newstead A.H., Mossberg K.A. et al. Reliability of static standing balance in non-disabled children: comparison of two methods of measurement // Pediatr. Rehabil.— 1998.— Vol.2, N1.— P.15-20.
Baloh R.W., Fife T.D., Zwerling L. et al. Comparison of static and dynamic posturography in young and older normal people // J. Am. Geriatr. Soc.— 1994.— N42.— P.405-412.
Baloh R.W., Jacobson K.M., Beykirch K. et al. Static and dynamic posturography in patients with vestibular and cerebellar lesions // Arch. Neurol.— 1998.— Vol.55, N5.— P.649-654.
Baloh R.W., Jacobson K.M., Enrietto J.A. et al. Balance disorders in older persons: quantification with posturography // Otolaryngol. Head Neck Surg.— 1998.— Vol.119, N1.— P.89-92.
Baloh R.W., Jacobson K.M., Socotch T.M. The effect of ageing on visual-vestibulo-ocular responses // Exp. Brain Res.— 1993.— N95.— P.509-516.
Bullock-Saxton J.E., Janda V., Bullock M.I. Reflex activation of gluteal muscles in walking. An approach to restoration of muscle function for patients with low-back pain // Spine.— 1993.— Vol.18, N6.— P.704-708.
Barbier F., Allard P., Guelton K. et al. Estimation of the 3D center of mass excursion from force-plate data during standing // IEEE Trans. Neural. Syst. Rehabil. Eng.— 2003.— Vol.11, N1.— P.31-37.
Barker S., Craik R., Freedman W. et al. Accuracy, reliability, and validity of a spatiotemporal gait analysis system // Med. Eng. Phys.— 2006.— Vol.28, N5.— P.460-467.
Barnes S.C., Whittle M.W., Jefferson R.J. Gait dynamics in middle aged and elderly control subjects // Proc. Inf. Conf. Gait Anal. Med. Photogramm.— Oxford, Hiadington, 1987.— Vol.1-3.— P.12-13.
Barnet C. A plastic pedograph // Lancet.— 1954.— Vol.2, N7.— P.273.
Barrett R., Hyde S.A., Scott O.M. et al. Changes in center of gravity in boys with Duchenne muscular dystrophy // Muscle Nerve.— 1988.— N11.— P.1157-1163.
Barsony I. The role of the stick in the prevention and treatment of locomotor diseases // Magyar Traumatol. Orthopaed. Helyreallito Sebeszet.— 1980.— Vol.23, N3.— P.209-212.
Basler A. Uber die Ausdehnuag und Belastung der Sohlenstutzupunkte beim Stehen // Z. Orthop. Chir.— 1927.— Bd.48, H.1.— S.98-124.
Basmajian J.V. Electromyographic analysis of basic movement patterns // Exercise and Sport Scienc. Rev.— 1973.— N1.— P.259-284.
Basmajian J.V. et al. Computers in Electromyography.— Butterworths, 1975.
Basmajian J.V., Deluca C.J. Muscles Alive: their functions revealed by electromyography.— Baltimore: Williams & Wilkins, 1986.

Basmajian J.V., Stecko G.A. A new bipolar indwelling electrode for electromyography // J. Ap. Physiol.—1961.— N17.— P.849.
Becker E.L., Butterfield W.J.H., Harwey M.C. et al. International dictionary of medicine and biology.— N.-Y.: John Wiley & Sons, 1986.
Benink R.J. The constraint — mechanism of the human tarsus. A roentgenological experimental study // Acta Orthopaed. Scand.— 1985.— Vol.215, N56.
Bennett B.C., Abel M.F., Granata K.P. Seated postural control in adolescents with idiopathic scoliosis.— Spine.— 2004.— Vol.29, N20.— P.449-454.
Bennett L., Murray M.P., Murphy E.F., Sowell T.T. Locomotion assistance through cane impulse // Bull. of Prosth. Res.— 1979.— N10-31.— P.38-47.
Benvenuti F., Mecacci R., Gineprari I. et al. Kinematic characteristics of standing disequilibrium: reliability and validity of a posturographic protocol // Arch. Phys. Med. Rehabil.— 1999.— N80.— P.278-287.
Berg K. Balance and its measure in the elderly: a review // Physiotherapy.— 1989.— N41.
Berg K.O., Wood-Dauphinee S., Williams J.I. et al. Measuring balance in the elderly: preliminary development of an instrument // Physiotherapy.— 1989.— N41.— P.304-311.
Berger W., Trippel M., Discher M. et al. Influence of subjects' height on the stabilization of posture // Acta Otolaryngol.— 1992.— Vol.112, N1.— P.22-30.
Bergmann G., Kolbel R., Rauschenbach N. et al. Walking with canes and forearm crutches. I. Reduction of loads at the hip and proximal end of the femur by one sided use of cane/crutch // Zeitschrift fur Orthopaed. und ihre Grenzgebiete.— 1977.— 115, N2.— P.174-182.
Berman A.T., Zarro V.J., Bosacco S.J. et al. Quantitative gait analysis after unilateral or bilateral total knee replacement // J. Bone Joint Surg.— 1987.— Vol.69A, N9.— P.1340-1345.
Bhattacharya A., Linz D.H. Postural sway analysis of a teenager with childhood lead intoxication: a case study // Clin. Pediatr.— 1991.— Vol.30, N9.— P.543-548.
Bhattacharya A., Shukla R., Dietrich K.N. et al. Functional implications of postural disequilibrium due to lead exposure // Neurotoxicol.— 1993.— Vol.14, N.2-3.— P.179-189.
Bizzo G., Guillet M., Patat A. et al. Specifications for building a vertical force platform designed for clinical stabilometry // Med. Biol. Eng. Comput.— 1985.— N23.— P.474-476.
Black F.O., Nashner L.M. Postural control in four classes of vestibular abnormalities // Vestibular and visual control on posture and locomotor equilibrium.— Basel: Karger, 1985.— P.271-277.
Black F.O., Wall C., Rockette H. et al. Normal subject postural sway during the Romberg test // Am. J. Otolaryngol.— 1982.— N3.— P.309-318.
Boccardi S., Chiesa G., Pedotti A. A new procedure for evaluation of normal and abnormal gait // Am. J. Phys. Med.— 1977.— Vol.56.— P.163-182.
Bohannon R.W. Walking after stroke: comfortable versus maximum safe speed // Int. J. Rehabil. Res.— 1992.— Vol.15, N3.— P.246-248.
Bojsen-Moller F., Lamoreux L. Significance of free dorsiflexion of the toes in walking // Asta Opthop. Scand.— 1979.— Vol.50, N4.— P.471-477.
Boucher P., Teasdale N., Courtemanche R. et al. Postural stability in diabetic polyneuropathy // Diabetes Care.— 1995.— Vol.18, N5.— P.638-645.
Bouisset S., Duchene J.L. Is body balance more perturbed by respiration in seating than in standing posture?// Neuroreport.— 1994.— N5.— P.957-960.
Bourgois R., Desmet C., Van Remoortere P. et al. Automatic analysis of the human gait with a hybrid computer system // Acta Orthop. Belg.— 1980.— Vol.46.— P.534-544.
Bowen A., Wenman R., Mickelborough J. et al. Dual-task effects of talking while walking on velocity and balance following a stroke // Age Ageing.— 2001.— Vol.30, N4. P.319-323.
Bowes S.G., Charlett A., Dobbs R.J. et al. Gait in relation to ageing and idiopathic parkinsonism // Scand. J. Rehabil. Med.— 1992.— Vol.24, N4.— P.181-186.
Bradley J.P., Tibone J.E. Electromyographic analysis of muscle action about the shoulder // Clin. Sports Med.— 1991.— Vol.10, N4.— P.789-805.

Branch T.P., Hunter R., Donath M. Dynamic EMG analysis of anterior cruciate deficient legs with and without bracing during cutting // Am. J. Sports Med.— 1989.— Vol.17, N1.— P.35-41.
Brand R.A., Crowninshield R.D. The effect of cane use on hip contact force // Clin. Orthoped. Rel. Res.— 1980.— Vol.147.— P.181-184.
Brander V.A., Chang H.J., Chang R.W. Rehabilitation and biomechanics // Curr. Opin. Rheumatol.— 1992.— Vol.4, N2.— P.174-178.
Brandt T., Paulus W., Straube A. Vision and posture // Disorders of posture and gait / Ed by W.Bles, T.Brandt.— Amsterdam: Elsevier, 1986.— P.157-175.
Brantican I.W., Pedegana L.R., Lippert F.G. Instability of the subtalar joint. Diagnosis by stress topography in three cases // J. Bone and Joint Surg.— 1977.— Vol.59A, N3.— P.321-324.
Brocklehurst J.C., Robertson D., James-Groom P. Skeletal deformities in the elderly and their effect on postural sway // J. Am. Geriatr. Soc.— 1982.— Vol.30, N8.— P.534-538.
Brocklehurst J.C., Robertson D., James-Groom P. Clinical correlates of sway in old agesensory modalities // Age Ageing.— 1982.— Vol.11.— P.1-10.
Bronstein A.M., Brandt T., Woollacott M.H. Clinical disorders of Balance, Posture and Gait.— N.-Y.: Oxford Univ. Press Inc., 1996.
Brouwer B., Culham E.G., Liston R.A. et al. Normal variability of postural measures: implications for the reliability of relative balance performance outcomes // Scand. J. Rehabil. Med.— 1998.— Vol.30, N3.— P.131-137.
Brown M., Holloszy J.O. Effects of walking, jogging and cycling on strength, flexibility, speed and balance in 60 to 72-year olds // Aging-Milano.— 1993.— Vol.5, N6.— P.427-434.
Buck P., Morrey B.F., Chao E.Y. The optimum position of arthrodesis of the ankle. A gait study of the knee and ankle // J. of Bone and Joint Surgery.— 1987.— Vol.69, N7.— P.1052-1062.
Burl M.M., Williams J.G., Nayak U.S. Effects of cervical collars on standing balance // Arch. Phys. Med. Rehabil.— 1992.— Vol.73, N12.— P.1181-1185.
Burtner P.A., Qualls C., Woollacott M.H. Muscle activation characteristics of stance balance control in children with spastic cerebral palsy // Gait Posture.— 1998.— Vol.8, N3.— P.163-174.
Cahan L.D., Adams J.M., Perry J. et al. Instrumented gait analysis after selective dorsal rhizotomy // Dev. Med. Child Neurol.— 1990.— N32.— P.1037-1043.
Cappozzo A., Figura F., Leo T. et al. Symmetry and asymmetry of gait: harmonic components as a language for evaluation of the characteristics of gait // Rev. Europ. de Biotechnol. Med.— 1979.— Vol.1, N5.— P.381-385.
Carlsoo S. A method for studying walking on different surfaces // Ergonom.— 1962.— P.271-274.
Carlsoo S. The Initiation of Walking // Acta Anat.— 1966.— Vol.65, N173.— P.1-9.
Caron O., Fontanari P., Cremieux J. et al. Effects of ventilation on body sway during human standing // Neurosci. Lett.— 2004.— Vol.366, N1.— P.6-9.
Carr J.H., Shepherd R.B. Motor relearning programme for stroke.— London: William Heineman Medical Books Ltd., 1982.
Carr J.H., Shepherd R.B. A motor learning model for rehabilitation of the movement disabled // Key issues in neurological physiotherapy /Ed. by L.Ada, C.Canning.— Melksham: Redwood Press Ltd., 1990.— P.1-24.
Carr J.H., Shepherd R.B. Movement science foundation for physical therapy in rehabilitation.— Maryland: Aspen Publishers Inc., 1987.— P.31-49.
Carrera D.J., Sharpe M.H., Pearcy M.J. et al. The reliability of postural sway measures using the 3SPACE Tracker // Clin. Biomech.— 1996.— Vol.11, N6.— P.361-363.
Casselbrant M.L., Redfern M.S., Furman J.M. et al. Visual-induced postural sway in children with and without otitis media // Ann. Otol. Rhinol. Laryngol.— 1998.— Vol.107, N5, Pt.1.— P.401-405.
Cavanagh P.R., Ae M. A technique for the display of pressure distributions beneath the foot // J. Biomech.— 1980.— Vol.13, N2.— P.69-75.

Chambers R.B., Cook T.M., Cowell H.R. Surgical Reconstruction for Calcaneonavicular Coalition. Evaluation of Function and Gait // J. Bone Joint Surg.— 1982.— Vol.64A, N6.— P.829-836.
Chao E.Y. Justification of triaxial goniometer for the measurement of joint rotation // J. Biomech.— 1980.— Vol.13, N12.— P.989-1006.
Chao E.Y. Gait Analysis: a survey // Basic. Appl. Res. Selec. Proc. 5th. Meet. Eur. Soc. Biomech.— Berlin, 1986.— P.33-50.
Chao E.Y., Hoffman R.R. Instrumented measurement of human joint motion // I.S.A. Trans.— 1978.— Vol.17, N1.— P.13-19.
Chao E.Y., Laughman R.K., Schneider E. et al. Normative data of knee joint motion and ground reaction forces in adult level walking // J. Biomech.— 1983.— Vol.16, N3.— P.219-233.
Chao E.Y., Laughman R.K., Stauffer R.K. Biomechanical gait evaluation of pre and postoperative total knee replacement patiens // Arch. Orthop. Traumat. Surg.— 1980.— Vol.97.— P.309-317.
Cheung C., Wall J.C., Zelin S. A microcomputer-based system for measuring temporal asymmetry in amputee gait // Prosth. Orthot. Int.— 1983.— Vol.7, N3.— P.131-140.
Chia S.E., Chua L.H., Ng T.P. et al. Postural stability of workers exposed to lead // Occup. Environ. Med.— 1994.— Vol.51, N11.— P.768-771.
Chiang J.H., Ge Wu. The influence of foam surfaces on biomechanical variables contributing to postural control // Gait Posture.— 1997.— Vol.5, N3.— P.238-245.
Chiari L., Cappello A., Lenzi D. et al. An improved technique for the extraction of stochastic parameters from stabilograms // Gait Posture.— 2000.— Vol.12, N3.— P.225-234.
Chiari L., Rocchi L., Cappello A. Stabilometric parameters are affected by anthropometry and foot placement // Clin. Biomech.— 2002.— Vol.17.— P.666-677.
Chien S.L., Lin S.Z., Liang C.C. et al. The efficacy of quantitative gait analysis by the GAITRite system in evaluation of parkinsonian bradykinesia // Parkinsonism Relat Disord.— 2006.— Vol.12, N7.— P.438-442.
Childs T.F. An analysis of swing-through crutch gait // J. Am. Physical Therapy As.— 1964.— Vol.44.— P.804-807.
Clark B.C., Manini T.M., Ordway N.R. et al. Leg muscle activity during walking with assistive devices at varying levels of weight bearing // Arch. Phys. Med. Rehabil.— 2004.— Vol.85, N9.— P.1555-1560.
Close I.R., Inman V.T., Poor R.M. et al. The function the subtalar joint // Clin. Orthop.— 1967.— Vol.50.— P.159-179.
Colborne G.R., Olney S.J., Griffin M.P. Feedback of ankle joint angle and soleus electromyography in the rehabilitation of hemiplegic gait // Arch. Phys. Med. Rehabil.— 1993.— Vol.74, N10.— P.1100-1106.
Colborne G.R., Wright F.V., Naumann S. Feedback of triceps surae EMG in gait of children with cerebral palsy: a controlled study // Arch. Phys. Med. Rehabil.— 1994.— Vol.75, N1.— P.40-45.
Collins J.J., De Luca C.J. The effects of visual input on open-loop and closed-loop postural control mechanisms // Exp. Brain Res.— 1995.— Vol.103, N1.— P.151-163.
Conforto S., Schmid M., Camomilla V. et al. Hemodynamics as a possible internal mechanical disturbance to balance // Gait Posture.— 2001.— Vol.14, N1.— P.28-35.
Cook T. The role of the upper extremity in gait: a survey of the forces applied to various assistive devices (progress report) // Bul. Prosth. Res.— 1981.— Vol.18, N1.— P.241.
Csongradi J., Bleck E., Ford W.F. Gait electromyography in normal and spastic children, with special reference to quadriceps femoris and hamstring muscles // Dev. Med. Child Neurol.— 1979.— Vol.21.— P.738-748.
Dabke H.V., Gupta S.K., Holt C.A. et al. How accurate is partial weightbearing?// Clin. Orthop. Relat. Res.— 2004.— Vol.282.— P.6.
D'Andrea S., Tylkowski C., Losito J. et al. Three dimensional kinematics of the foot // Proc. Clinical Gait Laboratory Conf.— Rochester, Mayo Clinic.— 1993.— P.109-110.
Davis B.L., Vaughn C.L. Phasic behavior of EMG signals during gait: use of multivariate statistics // J. Electromyogr. Kinesiol.— 1993.— N3.— P.51-60.

Davis J.W., Ross P.D., Nevitt M.C. et al. Risk factors for falls and for serious injuries on falling among older Japanese women in Havaii // J. Am. Geriatr. Soc.— 1999.— N47.— P.792-798.
Day B.L., Steiger M.J., Thompson P.D. et al. Effect of stance width on body movement when standing // Xth Int. Symp. on Disorders of Posture and Gait.— Munchen, 1990.— P.37-40.
Dean E.M., Griffiths C.J., Murray A. Stability of the human body investigated by sway magnetometry // J. Med. Eng. Technol.— 1986.— Vol.10, N3.— P.126-130.
De Benedittis G., Petrone D., De Candia N. Effect of the cervical reflex on the posture of normal subjects. Balance measurement study // Boll. Soc. Ital. Biol. Sper.— 1991.— Vol.67, N3.— P.303-309.
Dejnabadi H., Jolles B.M., Aminian K. A new approach to accurate measurement of uniaxial joint angles based on a combination of accelerometers and gyroscopes // IEEE Trans Biomed. Eng.— 2005.— Vol.52, N8.— P.1478-1484.
Delignieres D., Lemoine L., Torre K. Time intervals production in tapping and oscillatory motion // Hum. Mov. Sci.— 2004.— N23.— P.87-103.
De Luca C.J. The use of surface electromyography in biomechanics // J. Ap. Biomech.— 1997.— Vol.13, N2.— P.135-163.
Dempster W.T. Space requirements of the seated operator // WADC Technical report TR-55-159.— 1955.
Dewar M.E., Judge G. Temporal asymmetry as a gait quality indicator // Med. Biol. Engin. Comp.— 1980.— N18.— P.689-693.
Diener H.C., Dichgans J. Long loop reflexes and posture // Disorders of posture and gait / Ed. by W.Bles, T.Brandt.— Amsterdam: Elsevier, 1986.— P.41-44.
Dick R.B., Bhattacharya A., Shukla R. Use of a computerized postural sway measurement system for neurobehavioral toxicology // Neurotoxicol. Teratol.— 1990.— Vol.12, N1.— P.1-6.
Dickstein R., Smolinski Z., Pillar T. Self-propelled weight-relieving walker for gait rehabilitation // J. Biomed. Eng.— 1992.— Vol.14, N4.— P.351-355.
DiFabio R.P. Reliability of computerized surface electromyography for determining the onset of muscle activity // Phys. Therapy.— 1987.— N67.— P.43-48.
DiZio P., Lackner J.R. Age differences in oculomotor responses to step changes in body velocity and visual surround velocity // J. Gerontol.— 1990.— N45.
Drillis R. Objective recording and biomechanics of pathological gait // Ann. N.-Y. Acad. Sci.— 1958.— Vol.74, N1.— P.86-109.
Dubo H.I.C., Malcolm P., Winter D.A. et al. Elektromyographic temporal analysis of gait: normal human locomotion // Arch. Phys. Med. Rehab.— 1976.— Vol.57.— P.415-420.
Du Bois-Raymond E.H. Untersuchungen über thierische Elektricität.— Berlin: Reimer, 1849.— Vol.2.— P.251-261.
Du Chatinier K., Rozendal R.H. Temporal symmetry of gait of selected normal human subjects // Biol. Med. Sci.— 1970.— Vol.73, N4.— P.353-361.
Dunne J.W., Hankey G.J., Edis R.H. Parkinsonism: upturned walking stick as an aid to locomotion // Arch. Physical Med. Rehabil.— 1987.— Vol.68, N6.— P.380-381.
Du Pasquier R.A., Blanc Y., Sinnreich M. et al. The effect of aging on postural stability: a cross sectional and longitudinal study // Neurophysiol. Clin.— 2003.— Vol.33, N5.— P.213-218.
Durward B.R., Rowe P.J., Wall J.C. The application of asymmetry indices to measurements of gait and posture // Proc. Clinical Gait Laboratory Conf.— Rochester, Mayo Clinic.— 1993.— P.87-88.
Duchenne G.B. Physiologie des mouvements démontrée à l'aide de l'expérimentation électrique et de l'observation clinique, et applicable à l'étude des paralysies et des déformations.— Paris, 1867.
Du Vries H.L. Surgery of the Foot.— St. Louis: C.V. Mosby Comp., 1959.
Eberstein A., Beattie B. Simultaneious measurement of muscle conduction, velocity, and EMG power spectrum changes during fatigue // Muscle Nerve.— 1985.— N8.— P.768-773.

Eisenstein S.M., Khodadadeh S., Patrick J.H. Gait analysis in chronic low back pain // Proc. Inf. Conf. Gait Anal. Med. Photogramm.— Oxford: Headington, 1987.— Vol.1-3.— P.61-62.
Ekhdahl C. Postural control, muscle function and psychological factors in rheumatoid arthritis. Are there any relations? // Scand. J. Rheumatol.— 1992.— Vol.21, N6.— P.297-301.
Ekhdahl C., Jarnlo G., Andersson S. Standing balance in healthy subjects // Scand. J. Rehabil. Med.— 1989.— N21.— P.187-195.
Elftman H. A cinematic study of the distribution of pressure in the human foot // Anat. Rec.— 1934.— N59.— P.481-487.
Elftman H. The measurement of the external force in walking // Sci.— 1938.— N88.— P.152-153.
Elftman H. Forces and energy changes in the leg during walking // Am. J. Physiol.— 1939.— N25.— P.339-356.
Elftman H. The force exerted by the ground in walking // Arbeitsphysial.— 1939.— Bd.10.— S.485-491.
El-Kahky A.M., Kingma H., Dolmans M. et al. Balance control near the limit of stability in various sensory conditions in healthy subjects and patients suffering from vertigo or balance disorders: impact of sensory input on balance control // Acta Otolaryngol.— 2000.— Vol.120, N4.— P.508-516.
Elliott C., Murray A. Repeatability of body sway measurements; day-to-day variation measured by sway magnetometry // Physiol. Meas.— 1998.— N19.— P.159-164.
Ely D.D., Smidt G.L. Effect of cane on variables of gait for patients with hip disorders // Physical. Therapy.— 1977.— Vol.57, N5.— P.507-512.
Engberg J.R. A biomechanical analysis of the talocalcaneal joint in vitro // J. Biomech.— 1987.— Vol.20, N4.— P.429-422.
Engel J., Amir A., Messer E. et al. Walking cane designed to assist partial weight bearing // Arc. Physical Med. Rehabil.— 1983.— Vol.64, N8.— P.386-388.
Engsberg J.R., Lee A.G., Patterson J.L. et al. External loading comparison between able-bodied and below-knee-amputee children during walking // Arc. Physical Med. Rehabil.— 1991.— Vol.72, N9.— P.657-661.
Enoka R.M. Neuromechanical basis of kinesiology.— 1994.
Era P., Heikkinen E. Postural sway during standing and unexpected disturbance of balance in random samples of men of different ages // J. Gerontol.— 1985.— N40.— P.287-295.
Era P., Schroll M., Ytting H. et al. Postural balance and its sensory — motor correlates in 75-year-old men and women: A cross-national comparative study // J. Gerontol. Med. Sci.— 1996.— Vol.51A.— P.53-63.
Everly G.S., Rosenfeld R. The nature and treatment of the stress response.— N.-Y., London: Plenum Press, 1981.— P.160-169.
Falconer K., Winter D.A. Quantitative assessment of co-contraction at the Ankle joint in walking // Electromyography.— 1985.— Vol.25, N2/3.— P.135-150.
Figura F., Cama G., Capranica L. et al. Assessment of static balance in children // J. Sports Med. Phys. Fitness.— 1991.— Vol.31, N2.— P.235-242.
FitzGerald J.E., Murray A., Elliott C. et al. Comparison of balance assessment by sway magnetometry and force platforms // Arch. Otolaryngol. Head Neck Surg.— 1993.— Vol.119, N1.— P.41-46.
Fitzpatrick R., McCloskey D.I. Proprioceptive, visual and vestibular thresholds for the perception of sway during standing in humans // J. Physiol.— 1994— Vol.478.1.— P.173-186.
Fogel G.R., Katon Y., Rand I.A. et al. Talonavicular arthrodesis for isolated arthrosis: 9.5-year results and gait analysis // Foot and Ankle.— 1982.— Vol.3.— P.105-113.
Foxlin E., Naimark L. Miniaturization, calibration and accuracy evaluation of a hybrid self-tracker // IEEE/ACM Int. Symp. on Mixed and Augmented Reality (ISMAR 2003).— Tokyo, 2003.
Foxlin E. Motion tracking requirements and technologies // Virtual Environment Technology / Ed. by K.Stanney.— Lawrence Erlbaum Associates, 2002.

Franzoni E., Crisanti A.F., Arcuri S. et al. Computerized stabilometry in the monitoring of antiepileptic therapy in children // Pediatr. Med. Chir.— 1995.— Vol.17, N5.— P.407-409.
Friden T., Zatterstrom R., Lindstrand A. et al. A stabilometric technique for evaluation of lower limb instabilities // Am. J. Sports Med.— 1989.— Vol.17, N1.— P.118-122.
Foudriat B.A., Di Fabio R.P., Anderson J.H. Sensory organization of balance responses in children 3-6 years of age: a normative study with diagnostic implications // Int. J. Pediatr. Otorhinolaryngol.— 1993.— Vol.27, N3.— P.255-271.
Fukuda T. Statokinetic Reflexes in Equilibrium and Movement.— Tokio: University of Tokio press, 1981.
Fukuoka Y., Tanaka K., Ishida A. et al. Characteristics of visual feedback in postural control during standing // IEEE Trans. Rehabil. Eng.— 1999.— Vol.7, N4.— P.427-434.
Furman J.M. Posturography: uses and limitations // Baillieres Clin. Neurol.— 1994.— Vol.3, N3.— P.501-513.
Furman J.M. Role of posturography in the management of vestibular patients // Otolaryngol. Head Neck Surg.— 1995.— Vol.112, N1.— P.8-15.
Gabriel L.S., Mu K. Computerized platform posturography for children: test-retest reliability of the sensory test of the VSR System // Phys. Occup. Therapy Pediatr.— 2002.— Vol.22, N3-4.— P.101-117.
Gage J.R. Clinical applications of Gait analysis // Proc. Inf. Conf. Gait Anal. Med. Photogramm.— Oxford: Headington, 1987.— Vol.1-3.— P.40-42.
Gage J.R. Gait analysis in cerebral palsy.— Mac Keith Press, 1991.— P.206.
Gage J.R. Gait analysis. An essential tool in the treatment of cerebral palsy // Clin. Orthop.— 1993.— Vol.288.— P.126-134.
Gage J.R., Fabian D., Hicks R. et al. Pre- and postoperative gait analysis in patients with spastic diplegia: A preliminary report // J. Pediatr. Orthop.— 1984.— Vol.4, N6.— P.715-725.
Gage J.R., Ounpuu S. Gait Analysis in Clinical Practice // Sem.Orthopaed.— 1989.— Vol.4, N2.— P.72-87.
Gage J.R., Perry J., Hicks R.R. et al. Rectus femoris transfer to improve knee function of children with cerebral palsy // Dev. Med. Child Neurol.— 1987.— N29.— P.159-166.
Gagey P.M. Postural disorders among workers on building sites // Disorders of posture and gait // Ed. by W.Bles, T.Brandt.— Amsterdam: Elsevier.— 1986.— P.253-268.
Gagey P.M. The «Posture-Ventilation» Mystery. http://pmgagey.club.fr/Ventilation-a.htm
Gagey P.M., Scheibel A. Test in apnea your 0.2 Hertz frequency peaks. http://pmgagey.club.fr/Testez-a.htm
Gagey P.M., Toupet M. Le rythme ventilatoire apparaît sur les stabilogrammes en cas de pathologie du système vestibulaire ou proprioceptif // Posture et Environnement / Ed. by M.Lacour, P.M.Gagey, B.Weber.— Sauramps, Montpellier, 1997.
Gagey P.M., Toupet M. Étude des oscillations posturales anormales dans la bande de fréquence 0.2 Hertz. Y a-t'il une pathologie infracanaliculaire?// Posture et Équilibre / Ed. by M.Lacour.— Sauramps, Montpellier, 1998.
Gagey P.M., Toupet M. Amplitude of postural sway in the 0.2 Hertz frequency band. http://pmgagey.club.fr/AN02-a.htm
Gagey P.M., Toupet M. Is there an «infracanalicular» pathology? Study of the abnormal postural sway in the 0.2 Hertz frequency band. http://pmgagey.club.fr/infracanaliculaire-a.htm
Gagey P.M., Toupet M. L'amplitude des oscillations posturales dans la bande de fréquence 0.2 Hertz: Étude chez le sujet normal // Posture et Équilibre / Ed. by M.Lacour.— Sauramps, Montpellier, 1998.
Gagey P.M., Weber B. Posturologie. Regulation et dereglements de la station debout.— Paris: Masson, 1995.— 145 p.
Gahery Y. Factors determining centre of pressure movements in the standing position // Gait Posture.— 1999.— Vol.9, N1.— P.41.
Ganong W.F. Review of Medical Physiology.— Los Altos: Lange, 1981.

Geurts A.C., Mulder T.W., Nienhuis B. et al. Postural organization in patients with hereditary motor and sensory neuropathy // Arch. Phys. Med. Rehabil.— 1992.— Vol.73, N6.— P.569-572.
Geurts A.C., Mulder T.W., Nienhuis B. et al. Postural reorganization following lower limb amputation. Possible motor and sensory determinants of recovery // Scand. J. Rehabil. Med.— 1992.— Vol.24, N2.— P.83-90.
Geurts A.C., Nienhuis B., Mulder T.W. Intrasubject variability of selected force-platform parameters in the quantification of postural control // Arch. Phys. Med. Rehabil.— 1993.— Vol.74, N11.— P.1144-1150.
Geurts A.C., Ribbers G.M., Knoop J.A. et al. Identification of static and dynamic postural instability following traumatic brain injury // Arch. Phys. Med. Rehabil.— 1996.— Vol.77, N7.— P.639-644.
Ghilardi P.L., Fattori B., Casani A. et al. Posturography in unilateral peripheral vestibular deficiency // Acta Otorhinolaryngol. Ital.— 1990.— Vol.10, N4.— P.347-356.
Giacomini P.G., Alessandrini M., Magrini A. Long-term postural abnormalities in benign paroxysmal positional vertigo // ORL J. Otorhinolaryngol. Relat. Spec.— 2002.— Vol.64, N4.— P.237-241.
Giacomini P., Sorace F., Magrini A. et al. Alterazioni del controllo posturale: utilita dell'analisi spectralein stabilometria // Acta Otolaringol. Ital.— 1998.— Vol.18, N2.— P.83-87.
Giangarra C.E., Conroy B., Jobe F.W. et al. Electromyographic and cinematographic analysis of elbow function in tennis players using single-and double-handed backhand strokes // Am. J. Sports Med.— 1993.— Vol.21, N3.— P.394-399.
Gill J., Allum J.H., Carpenter M.G. et al. Trunk sway measures of postural stability during clinical balance tests: effects of age // J. Gerontol.— 2001.— Vol.56A.— P.438-447.
Giroux B., Lamontagne M. Comparisons between surface electrodes and intramuscular wire electrodes in isometric and dynamic conditions // Electromyogr. Clin. Neurophysiol.— 1990.— N30.— P.397-405.
Glousman R.E., Barron J., Jobe F.W. et al. An electromyographic analysis of the elbow in normal and injured pitchers with medial collateral ligament insufficiency // Am. J. Sports Med.— 1992.— Vol.20, N3.— P.311-317.
Glousman R., Jobe F., Tibone J. et al. Dynamic electromyographic analysis of the throwing shoulder and glenohumeral instability // J. Bone Joint Surg.— 1988.— Vol.70A, N2.— P.220-226.
Gola M.M., Gugliotta A. An improved experimental device for simplified gait analysis // J. Biomech.— 1987.— Vol.20, N8.— P.821.
Goldgood J. Anatomical Correlates fo Clinical Electromyography.— Baltimore, 1984.
Goldie P.A., Evans O.M., Bach T.M. Postural control following inversion injuries of the ankle // Arch. Phys. Med. Rehabil.— 1994.— Vol.75, N9.— P.969-975.
Golomer E., Cremieux J., Dupui P. et al. Visual contribution to self-induced body sway frequencies and visual perception of male professional dancers // Neurosci. Lett.— 1999.— Vol.4, N3.— P.189-192.
Golomer E., Dupui P., Bessou P. Spectral frequency analysis of dynamic balance in healthy and injured athletes // Arch. Int. Physiol. Biochim. Biophys.— 1994.— Vol.102, N3.— P.225-229.
Golomer E., Dupui P., Monod H. The effects of maturation on self-induced dynamic body sway frequencies of girls performing acrobatics or classical dance // Eur. J. Appl. Physiol.— 1997.— Vol.76, N2.— P.140-144.
Gowland C., De Bruin H., Basmajian J.V. et al. Agonist and antagonist activity during voluntary upper-limb movement in patients with stroke // Phys. Ther.— 1992.— Vol.72.— P.624-633.
Gray E.G., Basmajian J. Electromyography and cinematography of leg and foot (normal and flat) during walking // Anat. Rec.— 1968.— Vol.161, N1.— P.1-15.
Grieve D.W. Gait patterns and the speed of walking // Biomed. Engin.— 1968.— N3.— P.119-122.
Grieve D.W., Miller D.L., Mitchelson D. et al. Techniques for the analysis of human movement.— Princeton, NJ: Princeton Book Club, 1976.

Growney E., Cahalan T., Meglan D. et al. Comparison of goniometry and video motion systems for gait analysis // Conf. proceed. 17th An. Meeting Am. Soc. Biomech.— The university of Iowa, 1993.— P.179-180.
Guerraz M., Yardley L., Bertholon P. et al. Visual vertigo: symptom assessment, spatial orientation and postural control // Brain.— 2001.—Vol.124, N8.— P.1646-1656.
Guidera K.J., Smith S., Raney E. et al. Use of the reciprocating gait orthosis in myelodysplasia // J. Pediatr. Orthop.— 1993.— Vol.13, N3.— P.341-348.
Guld C., Rosenfalck A., Willison R.G. Report of the Committee on EMG Instrumentation: technical factors in recording electrical activity of muscle and nerve in man // Electroencephal. Clin. Neurophysiol.— 1970.— N28.— P.399-413.
Gundersen L.A., Valle D.R., Barr A.E. et al. Bilateral analysis of the knee and ankle during gait: an examination of the relationship between lateral dominance and symmetry // Physical. Therapy.— 1989.— Vol.69, N8.— P.640-650.
Gupta A., Ledin T., Larsen L.E. et al. Computerized dynamic posturography: a new method for the evaluation of postural stability following anaesthesia // Br. J. Anaesth.— 1991.— Vol.66, N6.— P.667-672.
Gurfinkel V.S. Physical foundations of stabilography // Agressologie.— 1973.— N14.— P.9-14.
Gurfinkel V.S., Elner A.M. On two types of static disturbances in patients with local lesions of the brain // Agressologie.— 1973.— N14.— P.65-72.
Gurfinkel V.S., Kots Y.M., Paltsev E. The compensation of respiratory disturbances of the erect posture of man as an example of the organization of interarticular interaction // Models of the structural functional organization of certain biological systems / Ed. by V.S.Gurfinkel, S.V.Fomin, M.L.Tsetlin.— Cambridge: MIT Press, 1971.— P.382-395.
Haas B.M., Whitmarsh T.E. Inter- and intra-tester reliability of the Balance Performance Monitor in a non-patient population // Physiother. Res. Int.— 1998.—Vol.3, N2.— P.135-147.
Hacik L., Radil T. Asymmetry in gait timing in hemiparetics // Percept. Motor Skills.— 1990.— Vol.70, N3.— P.898.
Hageman P.A., Leibowitz J.M., Blanke D. Age and gender effects on postural control measures // Arch. Phys. Med. Rehabil.— 1995.— Vol.76, N10.— P.961-965.
Hamann K.F., Krausen Ch. Clinical application of posturography: Body tracking and biofeedback training // Xth Int. Symp. Dis. of Posture and Gait.— Munchen, 1990.— P.295-298.
Hamaoui A., Do M.C., Poupard L. et al. Does respiration perturb body balance more in chronic low back pain subjects than in healthy subjects?// Clin. Biomech.— 2002.— N17.— P.548-550.
Hamilton M. A rating scale for depression // J. Neural. Neurosurg. Psychiatry.— 1960.— N23.— P.56-62.
Hamilton M. Development of a rating scale for primary depressive illness // Brit. J. Soc. Clin. Psychol.— 1967.— N6.— P.278-296.
Hannah R.E., Chapman A.E., Morrison J.B. Kinematic symmetry of the lower limbs // Proc. of Hum. Locomotion II.— 1982.— N9.— P.14-15.
Hannah R.E., Cooper D. Electrogoniometry and symmetry: an approach to clinical gait analysis // Proc. Int. Conf. Rehabil. Engin.— Toronto, 1980.— P.271-273.
Hannah R.E., Morrison J.B., Chapman A.E. Kinematic symmetry of the lower limbs // Arch. Physical Med. Rehabil.— 1984.— Vol.65, N4.— P.155-158.
Happee R. Goal-directed arm movements, I: analysis of EMG records in shoulder and elbow muscles // J. Electromyogr. Kinesiol.— 1992.— N2.— P.165-178.
Harless E. The static moments of human limbs (in German). Treatises of the Math.-Phys // Class of the Royal Acad. of Sci. of Bavaria.— 1860.— N8.
Harless E. The static moments of the component masses of the human body // Trans. of the Math-Phys., Royal Bavarian Acd. of Sci.— 1860.— Vol.8, N1-2.
Harley C., Boyd J.E., Cockburn J. et al. Disruption of sitting balance after stroke: influence of spoken output // J. Neurol. Neurosurg. Psychiatry.— 2006.— Vol.77, N5.— P.674-676.

Harris G.F., Salamon N.J., Weber R.C. Effects of subject position on balance platform measurements // J. Biomech. Eng.— 1981.— Vol.103, N3.— P.213-216.
Harris G.F., Wertsch J.J. Procedures for gait analysis // Arch. Physical Med. Rehabil.— 1994.— Vol.75.— P.216-225.
Havia M., Kentala E., Pyykko I. Postural instability in Meniere's disease // J. Vestib. Res.— 2004.— Vol.14, N1.— P.37-46.
Hay L. Posture control and muscle proprioception in the elderly // Changes in sensory-motor behaviour in aging. Advances in Psychology / Ed. by A.M.Ferrandez, N.Teasdale.— Amsterdam: Elsevier Science, 1995.
Hay L., Bard C., Fleury M. et al. Availability of visual and proprioceptive afferent messages and postural control in elderly subjects // Exp. Brain Res.— 1996.— Vol.108.— P.129-139.
Hefti F.L., Bauman I.U., Morscher E.W. Ankle joint fusion — determination of optimal position by gait analysis // Arch. Orthop. Traumat. Surg.— 1980.— Vol.96.— P.187-195.
Hegeman J., Honegger F., Kupper M. et al. The balance control of bilateral peripheral vestibular loss subjects and its improvement with auditory prosthetic feedback // J. Vestib. Res.— 2005.— Vol.15. N2.— P.109-117.
Helbostad J.L., Askim T., Moe-Nilssen R. Short-term repeatability of body sway during quiet standing in people with hemiparesis and in frail older adults // Arch. Phys. Med. Rehabil.— 2004.— Vol.85, N6.— P.993-999.
Helfand A.E., Josef Bruno P.T. Clinics in Podiatry // Symp. on rehabil.of the foot.— Philadelphia, London, Toronto, Mexico city, Rio de Janeiro, Sydney, Tokyo: W.B. Saunders Company, 1984.— Vol.1, N2.— P.261-277.
Hendriks H.M., Spoor C.W., De Jong A.M. et al. Stability of sitting postures: the influence of degrees of freedom // Ergonomics.— 2006.— Vol.49, N15.— P.1611-1626.
Henneman E., Somjen G., Carpenter D.O. Excitability and inhabitability of motorneurons of different sizes // J. Neurophysiol.— 1965.— Vol.28.— P.599-620.
Hennig E.M., Cavanagh P.R., Albert H.T. et al. A piezoelectric method of measuring the vertical contact stress beneath the Human Foot // J. Biomed. Engin.— 1982.— Vol.4, N3.— P.213-222.
Henriksson N.G., Johansson G., Olsson L.G., Ostlund H. Electric analysis of the Romberg test // Acta Otolaryngol.— 1966.— Suppl.224.— P.272.
Hermodsson Y., Ekdahl C., Persson B.M. Standing balance in trans-tibial amputees following vascular disease or trauma: a comparative study with healthy subjects // Prosthet. Orthot. Int.— 1994.— Vol.18, N3.— P.150-158.
Herzog W., Conway P.J. Gait analysis of sacroiliac joint patients // J. Manipulat. Physiol. Ther.— 1994.— Vol.17, N2.— P.124-127.
Herzog W., Nigg B.M., Read L.J. et al. Asymmetries in ground reaction force patterns in normal human gait // Med. Sci. in Sports and Exercise.— 1989.— Vol.21, N1.— P.110-114.
Herzog W., Nigg B.M., Robinson R.O. et al. Quantifying the effects of spinal manipulations on gait, using patients with low back pain: a pilot study // J. Manipulat. Physiol. Ther.— 1987.— Vol.10, N6.— P.295-299.
Hesse S.A., Jahnke M.T., Bertelt C.M. et al. Gait outcome in ambulatory hemiparetic patients after a 4-week comprehensive rehabilitation program and prognostic factors // Stroke.— 1994.— Vol.25, N10.
Hicks J.H. The mechanical of the foot // J. Anatomy.— 1953.— Vol.87, N4.— P.345-357.
Hicks J.H. The mechanics of the foot. The plantar aponeurosis // Arch. I. Anat.— 1954.— Vol.88.— P.25-31.
Hicks J.H. The three weight-bearing mechanisms of the foot // Biomechanical studies of the musculaskeletal system / Ed. by F.Evans.— Springfield, Ch. Themas, 1961.— P.161-191.
Hills A.P., Parker A.W. Locomotor characteristics of obese children // Child Care Health Dev.— 1992.— Vol.18, N1.— P.29-34.
Hillstrom H.J., Triolo R.J. EMG theory // Gait analysis: theory and application / Ed. by R.L.Craik, C.A.Oatis.— St Louis: Mosby-Year Book; 1995.— P.271-292.

Hlavacka F., Saling M., Krizkova M. et al. The effect of head position and functional status of the cervical spine on body sway in the upright posture // Bratisl. Lek. Listy.— 1992.— Vol.93, N6.— P.324-327.
Hodges P.W., Bui B.H. A comparison of computer-based methods for the determination of onset of muscle contractions using electromyography // Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol.— 1996.— Vol.101.— P.511-519.
Hodges P.W., Gurfinkel V.S., Brumagne S. et al. Coexistence of stability and mobility in postural control: evidence from postural compensation for respiration // Exp. Brain Res.— 2002.— Vol.144, N3.— P.293-302.
Hof A.L. Assessment of muscle force at complex movements by EMG // Biomechanics / Ed. By G.De Groot et al.— Amsterdam: Free University Press, 1988.— P.111-117.
Hollis M., Waddington P. Lifting patients // Nurs. Mirror.— 1975.— Vol.140, N12.— P.70-72.
Hollman J.H., Kovash F.M., Kubik J.J. et al. Age-related differences in spatiotemporal markers of gait stability during dual task walking // Gait Posture.— 2006.
Holmberg J., Karlberg M., Fransson P.A. et al. Phobic postural vertigo: body sway during vibratory proprioceptive stimulation // Neuroreport.— 2003.— Vol.14, N7.— P.1007-1011.
Hong D.M., DeVita P., Hamill J. Effects of asymmetrical load carrying on ground reaction forces during walking (abstract) // Proc. XIIth Int. Cong. Biomech.— Los Angeles, California.— P.59.
Hoppenfeld S. Physical Examination of the Spine and Extremities.— N.-Y.: Prentice-Hall Inc., 1976.
Horak F. Clinical measurement of postural control in adults // Phys. Ther.— 1987.— Vol.67, N12.— P.1881-1885.
Horak F. Clinical assessment of balance disorders // Gait Posture.— 1997.— Vol.6, N1.— P.76-84.
Horak F.B., Nashner L.M. Central Programming of postural movements: adaptation to altered support-surface configuration // J. Neurophysiol.— 1986.— N55.— P.1369-1381.
Hsu L.C.S., Swanson L., Leong J. et al. Telemetric electromyographic analysis of muscle transferred to the os calcis // Clin. Orthop.— 1985.— Vol.201.— P.71-74.
Huitema R.B., Hof A.L., Postema K. Ultrasonic motion analysis system measurement of temporal and spatial gait parameters // J. Biomech.— 2002.— Vol.35, N6.— P.837-842.
Hunter I.W., Kearny R.E. Respiratory components of human postural sway // Neurosci. lett.— 1981.— N25.— P.155-159.
Hytonen M., Pyykko I., Aalto H. et al. Postural control and age // Acta Otolaryngol. Stockh.— 1993.— Vol.113, N2.— P.119-122.
Iki M., Ishizaki H., Aalto H. et al. Smoking habits and postural stability // Am. J. Otolaryngol.— 1994.— Vol.15, N2.— P.124-128.
Illyes A., Kiss R.M. Method for determining the spatial position of the shoulder with ultrasound-based motion analyzer // J. Electromyogr. Kinesiol.— 2006.— Vol.16, N1.— P.79-88.
Imamura K., Mano T., Iwase S. One minute wave of body sway related to muscle pumping during static standing in human // Xth Internat. Symposium on Disorders of Posture and Gait. FRG: Munchen, 1990.- Sept. 2-6.- p.53-57.
Imamura K., Mano T., Iwase S. Role of postural sway as a compensatory mechanism for gravitational stress on the cardiovascular system // Gait Posture.— 1999.— Vol.9, N1.— P.5.
Imms F.J., MacDonald I.C. Abnormalities of the gait occurring during recovery from fractures of the lower limb and their improvement during rehabilitation // Scand. J. Rehabil. Med.— 1978.— Vol.10, N4.— P.221-225.
Inman V.T. The Joints of the ankle.— Baltimore: Williams and Wilkins, 1976.
Inman V.T., Mann R.A. Bio-Mechanics of the foot and ankle // DuViries Surgery of the foot / Ed by R.A.Mann.— St. Louis, C.V.Mosby Company, 1978.
Inman V.T., Ralston H.J., Told F. Human Walking.— Baltimore: Williams & Wilkins, 1981.— 154 p.

Intiso D., Santilli V., Grasso M.G. et al. Rehabilitation of walking with electromyographic biofeedback in foot-drop after stroke // Stroke.— 1994.— Vol.25, N6.— P.1189-1192.
Ishizaki H. Nonsequential vector analysis of body sway in Meniere's disease // Nippon Jibiinkoka Gakkai Kaiho.— 1991.— Vol.94, N9.— P.1265-1279.
Isman K.E., Inman V.T. Anthropometric Studies of the Human Foot and Ankle // Bull. Prosthet Res.— 1969.— Vol.10/11.— P.97-129.
Isacson J., Gransberg L., Knutsson E. Three-dimensional electrogoniometric gait recording // J. Biomech.— 1986.— Vol.19, N8.— P.627-636.
Ishizaki H., Pyykko I., Aalto H. et al. Repeatability and effect of instruction of body sway // Acta Otolaryngol. Suppl.— 1991.— Vol.481.— P.589-592.
Itoh A., Sakata E. Neurotological examination of patients with alcohol dependency // Nippon Jibiinkoka Gakkai Kaiho.— 1996.— Vol.99, N8.— P.1110-1118.
Jacobs N.A., Skorecki J., Charnley J. Analysis of the vertical component of force in normal and pathological gait // J. Biomech.— 1972.— N5.— P.11-34.
Jacson A., Glasgow M. Tarsal hypermobility after ankle fusion: fact or fiction // J. Bone Joint Surg.— 1979.— 61A.— P.470-473.
Jansen R.D., Nansel D.D., Szlazak M.J. Power spectral and microvector frequency analysis of dynamic standing foot force patterns in a normal male subject // J. Manipulat. Physiol. Ther.— 1990.— Vol.13, N7.— P.361-369.
Jäntti P. Falls in elderly // Acta Univer. Tamperensis.— 1993.— Vol.365.
Jarnlo G.B., Thorngren K.G. Standing balance in hip fracture patients. 20 middle-aged patients compared with 20 healthy subjects // Acta Orthop. Scand.— 1991.— Vol.62, N5.— P.427-434.
Jeong B.Y. Respiration effect on standing balance // Arch. Phys. Med. Rehabil.— 1991.— Vol.72, N9.— P.642-645.
Jeong B.Y. Contour representation of sway area in posturography and its application // Arch. Phys. Med. Rehabil.— 1994.— Vol.75, N9.— P.951-956.
Jobe F.W., Moynes D.R., Tibone J.E. et al. An EMG analysis of the shoulder in pitching: A second report // Am. J. Sports Med.— 1984.— Vol.12, N3.— P.218-220.
Jobe F.W., Perry J., Pink M. Electromyographic shoulder activity in men and women professional golfers // Am. J. Sports Med.— 1989.— Vol.17, N6.— P.782-787.
Jobe F.W., Tibone J., Perry J. et al. An EMG analysis of the shoulder in throwing and pitching // Am. J. Sports Med.— 1983.— Vol.11, N1.— P.3-11.
Johansson R., Magnusson M., Åkesson M. Identification of Postural Dynamics // IEEE Trans. Biomed. Eng.— 1988.— Vol.35.— P.858-869.
Johansson R., Magnusson M. Human postural dynamics // Biomed. Eng.— 1991.— Vol.18.— P.413-437.
Johansson R., Vallbo Å. Spatial properties of the population of mechanoreceptive units in the glabrous skin of the human hand // Brain Res.— 1980.— Vol.184.— P.353-366.
Johnson E.W. Practical Electromyography.— Baltimore: Williams and Wilkins, 1988.
Johsson F., Waugh W. Evidence for compensatory gait in patterns right a valgus knee deformity // Acta Orthop. Belg.— 1980.— Vol.46, N45.— P.558-565.
Joint motion. Method of measuring and recording.— Am. Acad. of Orthopedics Surg.— 1965.
Joyce B.M., Kirby R.L. Canes, crutches and walkers // Am. Family Physician.— 1991.— Vol.43, N2.— P.535-542.
Judge J.O., Lindsey C., Underwood M. et al. Balance improvements in older women: effects of exercise training // Phys. Ther.— 1993.— Vol.73, N4.— P.254-265.
Juntunen J., Ylikoski J., Ojala M. et al. Postural body sway and exposure to high-energy impulse noise // Lancet.— 1987.— Vol.11.— P.261-264.
Kadaba M.P., Ramakrishnan H.K., Wootten M.E. et al. Repeatability of kinematic, kinetic and electromyographic data in normal adult gait // J. Orthop. Res.— 1989.— Vol.7.— P.849-860.
Kadaba M.P., Wootten M.E., Gainey J. et al. Repeatability of phasic muscle activity: Performance of surface and intramuscular wire electrodes in gait analysis // J. Orthop. Res.— 1985.— Vol.3.— P.350-359.

Kamen G., Patten C., Du C.D. et al. An accelerometry-based system for the assessment of balance and postural sway // Gerontol.— 1998.— Vol.44, N1.— P.40-45.
Kalman R.E. A new approach to linear filtering and prediction problems // J. Basic Eng.— 1960.— P.35-45.
Kantner R.M., Rubin A.M., Armstrong C.W. et al. Stabilometry in balance assessment of dizzy and normal subjects // Am. J. Otolaryngol.— 1991.— Vol.12, N4.— P.196-204.
Kantor E., Poupard L., Le Bozec S. et al. Does body stability depend on postural chain mobility or stability area?// Neurosci. Lett.— 2001.— Vol.308, N2.— P.128-132.
Kapteyn T.S., Bles W., Njiokiktjien Ch.J. et al. Standartization in platform stabilometry being a part of posturography // Agressologie.— 1983.— Vol.24, N7.— P.321-326.
Karlberg M., Johansson R., Magnusson M. et al. Dizziness of suspected cervical origin distinguished by posturographic assessment of human postural dynamics // J. Vestib. Res.— 1996.— Vol.6, N1.— P.37-47.
Karlsson A., Frykberg G. Correlations between force plate measurements for assessment of balance // Clin. Biomech.— 2000.— Vol.15.— P.365-369.
Karmel-Ross K., Cooperman D.R., Van-Doren C.L. The effect of electrical stimulation on quadriceps femoris muscle torque in children with spina bifida // Phys. Ther.— 1992.— Vol.72, N10.— P.723-730.
Karpovich P.V., Leighton M.D., Wilklow M.S. Goniometric study of the human foot in standing and walking // Ind. Med. Surg.— 1960.— Vol.29, N7.— P.339-347.
Katoh M., Mochizuki T., Moriyama A. Changes of sagittal-plane ankle motion and ground reaction force (fore-aft shear) in normal children aged four to 10 years // Dev. Med. Child Neurol.— 1993.— Vol.35, N5.— P.417-423
Kay B.A., Saltzman E.L., Kelso J.A. Steady-state and perturbed rhythmical movements: a dynamical analysis // J. Exp. Psychol. Hum. Percept. Perform.— 1991.— Vol.17, N1.— P.183-197.
Keefe F.J., Hill R.W. An objective approach to quantifying pain behavior and gait patterns in low back pain patients // Pain.— 1985.— Vol.21, N1, P.153-161.
Keenan M.A., Creighton J., Garland D.E. et al. Surgical correction of spastic equinovarus deformity in the adult head trauma patient // Foot Ankle.— 1984.— Vol.5.— P.35-41.
Keenan M.A., Perry J. Motion analysis: Upper extremity // Orthopaedic Rehabilitation / Ed. by V.L.Nickel, M.J.— N.-Y.: Churchill Livingstone, 1992.— P.243-256.
Keenan M.A.E. Surgical decision making for residual limb deformities following traumatic brain injury // Orthop. Rev.— 1988.— Vol.27.— P.1185-1192.
Keenan M.A.E., Haider T.T., Stone L.R. Dynamic electromyography to assess elbow spasticity // J. Hand Surg.— 1990.— Vol.15A.— P.607-614.
Keenan M.A.E., Perry J. Evaluation of upper extremity motor control in spastic brain-injured patients using dynamic electromyography // J. Head Trauma Rehabil.— 1990.— Vol.5.— P.13-22.
Keenan M.A.E., Romanelli R.R., Lunsford B.R. The use of dynamic electromyography to evaluate motor control in the hands of adults who have spasticity caused by brain injury // J. Bone Joint Surg.— 1989.— Vol.71, N1.— P.120-126.
Kendall F.P., McCreary E.K. Muscles, testing and function.— Williams and Wilkins, 1983.
Kepple T.M., Siegel K.L., Stanhope S.J. Simulation of human walking: A simple 3 Degree-of-freedom model // Clin. Gait Laboratory Conf.— Rochester,1993.— P.81-82.
Kettelkamp D.B., Johnson R., Smidt G. et al. An electrogoniometric study of knee motion in normal // Gait. J. Bone Joint Surg.— 1970.— Vol.52A, N4.— P.775-790.
Kidder S.M., Harris G.F., Johnson J.E. et al. A kinematical model for clinical description of foot and ankle motion // Clin. Gait Laboratory Conf.— Rochester, 1993.— P.111-112.
Kilburn K.H., Warshaw R.H., Hanscom B. Balance measured by head (and trunk) tracking and a force platform in chemically (PCB and TCE) exposed and referent subjects // Occup. Environ. Med.— 1994.— Vol.51, N6.— P.381-385.
Kiene R.H., Johnson K.A. AAOS Symposium on the foot and ankle.— St. Louis, Toronto, London: C.V. Mosby Company, 1983.
Kimura J. Electrodiagnosis in disease of nerve and muscle, principles and practice.— Philadelphia: F.Davis Co., 1989.

King D.L., Zatsiorsky V.M. Extacting gravity line displacement form stabilographyc recordings // Gait Posture.— 1997.— Vol.6, N1.— P.27-38.
King M.B., Judge J.O., Wolfson L. Functional base of support decreases with age // J. Gerontol.— 1994.— Vol.49, N6.— P.M258-M263.
Kinney LaPier T.L., Liddle S., Bain C. A comparison of static and dynamic standing balance in older men versus women // Physiotherapy.— 1997.— Vol.49.— P.207-213.
Kirby R.L., Price N.A., MacLeod D.A. The influence of foot position on standing balance // J. Biomech.— 1987.— Vol.20, N4.— P.423-427.
Kiss R.M., Kocsis L., Knoll Z. Joint kinematics and spatial-temporal parameters of gait measured by an ultrasound-based system // Med. Eng. Phys.— 2004.— Vol.26, N7.— P.611-620.
Klenerman L. The foot and its disorders // Blackwell Scientific publications.— Oxford, London, Edinburgh, Melbourne, 1976.— 256 p.
Klenerman L. The foot and its disorders.— Oxford, London, Edinburgh, Boston, Melbourn, 1982.— 240 p.
Knutson L.M., Soderberg G.L., Ballantyne B.T. et al. A study of various normalization procedures for within day electromyographic data // J. Electromyogr. Kinesiol.— 1994.— Vol.4.— P.47-59.
Knutsson E., Richards C. Different types of disturbed motor control in gait of hemiparetic patients // Brain.— 1979.— Vol.102.— P.405-430.
Knutzen K.M., Brilla L.R., Quinn K. et al. Ground reaction force symmetry in the gait of osteoarthritic women (abstract) // Proc. XIIth Int. Cong. Biomechanics.— UCLA, Los Angeles, California, 1989.— P.105.
Ko Y.G., Van Emmerik R.E., Sprague R.L. et al. Postural stability, tardive dyskinesia and developmental disability // J. Intellect. Disabil. Res.— 1992.— Vol.36, N4.— P.309-323.
Koceja D.M., Allway D., Earles D.R. Age differences in postural sway during volitional head movement // Arch. Phys. Med. Rehabil.— 1999.— Vol.80, N12.— P.1537-1541.
Kofman J., Allard P., Dronin G. et al. Use of kinematics and kinetic gait simulation in the design of a flexible prosthetic foot for child amputees // Med. Biomech.— 1986.— Vol.3.— P.380-386.
Koh T.J., Grabiner M.D. Evaluation of methods to minimize crosstalk in surface EMG // J. Biomech.— 1993.— Vol.26.— P.151-157.
Kohen R.R., Volkmar F.R., Cohen D.J. Postural control in children with autism // J. Autism. Dev. Disord.— 1992.— Vol.22, N3.— P.419-432.
Kollegger H., Baumgartner C., Wober C. et al. Spontaneous body sway as a function of sex, age, and vision: posturographic study in 30 healthy adults // Eur. Neurol.— 1992.— Vol.32, N5.— P.253-259.
Komi P.V., Buskirk E.R. Reproducibility of electromyographic measurements with inserted wire electrodes and surface electrodes // Electromyography.— 1970.— Vol.4.— P.357-367.
Korttila K., Ghoneim M.M., Jacobs L. et al. Evaluation of instrumented force platform as a test to measure residual effects of anesthetics // Anesthesiol.— 1981.— Vol.55, N6.— P.625-630.
Kozin S.H., Keenan M.A.E. Using dynamic electromyography to guide surgical treatment of the spastic upper extremity in the brain-injured patient // Clin. Orthop.— 1993.— Vol.288.— P.109-117.
Kressig R.W., Beauchet O. Guidelines for clinical applications of spatio-temporal gait analysis in older adults // Aging Clin. Exp. Res.— 2006.— Vol.18, N2.— P.174-176.
Kubo T., Sakata Y., Matsunaga T. et al. Analysis of body sway pattern after alcohol ingestion in human subjects // Acta Otolaryngol. Suppl.— 1989.— Vol.468.— P.247-252.
Kuczinski M. The second order autoregressive model in the evaluation of postural stability // Gait Posture.— 1999.— Vol.9, N1.— P.50-56.
Kuo W., Bhattacharya A., Succop P. et al. Postural stability assessment in sewer workers // J. Occup. Environ Med.— 1996.— Vol.38.—P.27-34.

Kwatney E., Thomas D.H., Kwatney H.G. et al. An application of signal processing techniques to the study of myoelectric signals // IEEE Transactions on Biomed. Engin.—1970.— Vol.17.— P. 303-313.
Lacour M., Barthelemy J., Borel L. et al. Sensory strategies in human postural control before and after unilateral vestibular neurotomy // Exp. Brain Res.— 1997.— Vol.115, N2. P.300-310.
Lafond D., Corriveau H., Hebert R. et al. Intrasession reliability of center of pressure measures of postural steadiness in healthy elderly people // Arch. Phys. Med. Rehabil.— 2004.— Vol.85, N6.— P.896-901.
Laghrissi-Thode F., Pollock B.G., Miller M.C. et al. Double-blind comparison of paroxetine and nortriptyline on the postural stability of late-life depressed patients // Psychopharmacol. Bull.— 1995.— Vol.31, N4.— P.659-663.
Langelaan E.J. A kinematical analysis of the tarsal joints. An X-ray photogrammetric study. // Acta Orthop. Scand.— 1983.— Vol.204, N54.— 150 p.
Lanska D.J. The romberg sign and early instruments for measuring postural sway // Semin Neurol.— 2002.— Vol.22, N4.— P.409-418.
Laassel E.M., Loslever P., Voisin P.H. et al. Analyse multidimensionnelle des forces de reaction du pied au cours de la marche normale // Acta Orthop. Belg.— 1992.— Vol.58, N3.— P.272-279.
Lamoreux L.W. Kinematic measurements in the study of human walking // Bull. Prosthet. Res.— 1971.— Vol.10, N15.— P.3-84.
Latash M.L. Postural Control. Vision // Human Kinetics. Neurophysiological Basis of Movement.— Champaign, Illinois, 1998.— P.163-194.
Latash M.L., Zatsiorsky V.M. Classics in Movement Science.— Human Kinetics Pub., 2001.— P.451.
Laufer Y., Sivan D., Schwarzmann R. et al. Standing balance and functional recovery of patients with right and left hemiparesis in the early stages of rehabilitation // Neurorehabil. Neural Repair.— 2003.— Vol.17, N4.— P.207-213.
Leanderson J., Wykman A., Eriksson E. Ankle sprain and postural sway in basketball players // Knee Surg. Sports. Traumatol. Arthrosc.— 1993.— Vol.1, N3-4.— P.203-205.
Lee D.N., Aronson E. Visual proprioceptive control of standing in human infants // Percep. Sychophys.— 1974.— Vol.15.— P.529-532.
Lee M.Y., Wong M.K., Tang F.T. et al. New quantitative and qualitative measures on functional mobility prediction for stroke patients // J. Med. Eng. Technol.— 1998.— Vol.22, N1.— P.14-24.
Lee R., Laprade J., Fung E. A real-time gyroscopic system for three-dimensional measurement of lumbar spine motion // Med. Eng. Phys.— 2003.— Vol.25, N10.— P.817-824.
Lehmann J.F. Push-off and propulsion of the body in normal and abnormal gait. Correction by ankle-foot orthoses // Clin. Orthop.— 1993.— Vol.288.— P.97-108.
Leibowitz H.W., Rodemer C.S., Dichgans J. The independence of dynamic spatial orientation from luminance and refractive error // Percep. Psychophys.— 1979.— Vol.25.— P.75-79.
Lekhel H., Marchand A.R., Assaiante C. et al. Cross-correlation analysis of the lateral hip strategy in unperturbed stance // Neuroreport.— 1994.— Vol.2, N5.— P.1293-1296.
Levens A.S., Inman V.T., Blosser J.A. Transverse rotation of the segments of the lower extremity in locomotion // J. Bone Joint Surg.— 1948.— Vol.30A, N4.— P.859-872.
Li S., Armstrong C.W., Cipriani D. Three-point gait crutch walking: variability in ground reaction force during weight bearing // Arch. Phys. Med. Rehabil.— 2001.— Vol.82, N1.— P.86-92.
Liao H.F., Mao P.J., Hwang A.W. Test-retest reliability of balance tests in children with cerebral palsy // Dev. Med. Child Neurol.— 2001.— Vol.43, N3.— P.180-186.
Liberson W. Biomechanics of gait: A method of study // Arch. Phys. Med. Rehab.— 1965.— Vol.46, N1A.— P.37-48.
Lidstrom J., Friberg S., Lindstrom L. et al. Postural control in siblings to scoliosis patients and scoliosis patients // Spine.— 1988.— Vol.13, N9.— P.1070-1074.

Lin P.Y., Yang Y.R., Cheng S.J. et al. The relation between ankle impairments and gait velocity and symmetry in people with stroke // Arch. Phys. Med. Rehabil.— 2006.— Vol.87, N4.— P.562-568.
Liu S.H., Lawson D. Power spectrum of the fast Fourier transform for measurement of standing balance // Aust. J. Sci. Med. Sport.— 1995.— Vol.27, N3.— P.62-67.
Luinge H.J. Internal sensing of human movement // Twente University Press, 2002.— P.88.
Luinge H.J., Veltink P.H. Measuring orientation of human body segments using miniature gyroscopes and accelerometers // Med. Biol. Eng. Comput.— 2005.— Vol.43, N2.— P.273-282.
Macellari V.L.T., Cristilini P., Bugarini M. Comparison among remote sensing system for human movement measurement // Bioengin.— 1985.— Vol.1.— P.71-75.
Magnusson M., Enbom H., Johansson R. et al. Significance of pressor input from the human feet in anterior-posterior postural control // Acta Otolaryngol.— 1990.—Vol.110.— P.182-188.
Magnusson M., Petersen H., Harris S. et al. Postural control and vestibulospinal function in patients selected for cochlear implantation // Br. J. Audiol.— 1995.—Vol.29, N4.— P.231-236.
Mahar R.K., Kirby R.L., MacLeod D.A. Simulated leg-length discrepancy: Its effect on mean center-of-pressure position and postural sway // Arch. Phys. Med. Rehabil.— 1985.— Vol.66.— P.822-824.
Malouin F., Potvin M., Prevost J. et al. Use of an intensive task-oriented gait training program in a series of patients with acute cerebrovascular accidents // Phys. Ther.— 1992.— Vol.72, N11.— P.781-793.
Mamo D.C., Pollock B.G., Mulsant B. Effects of nortriptyline and paroxetine on postural sway in depressed elderly patients // Am. J. Geriatr. Psychiatry.— 2002.— Vol.10, N2.— P.199-205.
Manchester D., Woollacott M., Zederbauer-Hylton N. et al. Visual, vestibular and somatosensory contributions to balance control in the older adults // J. Gerontol.— 1989.— Vol.44.— P.M118-M127.
Mann R., Inman V.T. Phasic activity of intrinsic muscles of the foot // J. Bone Joint Surg.— 1964.— Vol.46A, N3.— P.469-481.
Mann R.A., John L., Hagy O.R.E. The initiation of gait // J. Bone Joint Surg.— 1979.— Vol.61A, N2.— P.232-239.
Manter L. Movements of the subtalar and transverse tarsal joints // Anat. Rec.— 1941.— Vol.80, N4.— P.397-410.
Marey E.J. La methode graphique.— Paris, 1885.
Marey E.J. Movement.— London, 1895.
Marino A. Postural stomatognatic origin reflexes //Gait Posture.— 1999.— Vol.9, N1.— P.S5.
Markham C.H. Vestibular control of muscular tone and posture // Can. J. Neurol. Sci.— 1987.— Vol.14.— P.493-496.
Matheson A., Darlington C., Smith P. Further evidence for age-related deficits in human postural function // J. Vestibular Res.— 1999.— Vol.9.— P.261-264.
Matsumura K. Statistical analysis of child gait: temporal and distance factors // Clin. Rehab.— 1988.— Vol.2.— P.105-109.
Mattacola C.G., Lebsack D.A., Perrin D.H. Intertester reliability of assessing postural sway using the chattecx balance system // J. Athl. Train.— 1995.— Vol.30, N3.— P.237-242.
Maurer C., Peterka R.J. A new interpretation of spontaneous sway measures based on a simple model of human postural control // J. Neurophysiol.— 2005.— Vol.93, N1.— P.189-200.
Mauritz K.H., Dichgans J., Hufschmidt A. Quantitative analysis of stance in late cortical cerebellar atrophy of the anterior lobe and other forms of cerebellar ataxia // Brain.— 1979.— Vol.102, N3.— P.461-482.
Mazur J.M., Schwartz E., Simson S.R. Ankle arthrodesis. Long term follow-up with gait analysis // J. Bone Joint Surg.— 1979.— Vol.61A, N7.— P.964-975.

McChesney J., Woolacott M. The effect of age-related declines in proprioception and total knee replacement on postural control // J. Gerontol.— 2000.— Vol.55A.— P.M658-M666.
McCullough C.I., Burge P.D. Rotatory stability of the load-bearing ankle // J. Bone Joint Surg.— 1980.— Vol.62A, N4.— P.460-464.
McDonough A.L., Razza-Doherty M. Some biomechanical aspects of crutch and cane walking: the relationship between forward rate of progression, symmetry, and efficiency: a case report // Clin. Podiatry Med. Surg.— 1988.— Vol.5, N3.— P.627-638.
McGill S.M., Dainty D.A. Computer analysis of energy transfer in children walking with crutches // Arch. Phys. Med. Rehabil.— 1984.— Vol.65, N3.— P.115-120.
Melzer I., Benjuya N., Kaplanski J. Age-related changes of postural control: effects of cognitive tasks // Gerontol.— 2001.— Vol.47.— P.189-194.
Meinders M., Gitter A., Czerniecki J.M. The role of ankle plantar flexor muscle work during walking // Scand. J. Rehabil. Med.— 1998.— Vol.30, N1.— P.39-46.
Menard M.R., McBride M.E., Sanderson D.J. et al. Comparative biomechanical analysis of energy-storing prosthetic feet // Arch. Phys. Med. Rehabil.— 1992.— Vol.73, N5.— P.451-458.
Milczarek J.J., Kirby R.L., Harrison E.R. et al. Standard and four-footed canes: their effect on the standing balance of patients with hemiparesis // Arch. Phys. Med. Rehabil.— 1993.— Vol.74, N3.— P.281-285.
Milner-Brown H.S., Stein R.B. The relation between the surface electromyogram and muscular force // J. Physiol.— 1975.— Vol.246.— P.549-569.
Michel V., Do M.C. Are stance ankle plantar flexor muscles necessary to generate propulsive force during human gait initiation?// Neurosci. Lett.— 2002.— Vol.325, N2.— P.139-143.
Mitchelson D.L. Automated three dimensional movement analysis using the CODA-3 system // Biomedizin. Tech.— 1988.— Vol.33.— P.179-182.
Miyazaki S., Yamamoto S., Ebina M. et al. A system for the continuous measurement of ankle joint moment in hemiplegic patients wearing ankle-foot orthoses // Front. Med. Biol. Eng.— 1993.— Vol.5, N3.— P.215-232.
Morasso P.G., Schieppati M. Can muscle stiffness alone stabilize upright standing?// J. Neurophysiol.— 1999.— Vol.83.— P.1622-1626.
Mori S. Reflexes, synergies and strategies // Xth Int. Symp. Disorders of Posture and Gait.— FRG, Munchen, 1990.— P.76-81.
Morris I.M. Biomechanics of the foot and ankle // Clin. Orthop.— 1977.— Vol.122.— P.10-17.
Morris M., Jobe F.W., Perry J. et al. Electromyographic analysis of elbow function in tennis players // Am. J. Sports Med.— 1989.— Vol.17, N2.— P.241-247.
Morton D.J. The human foot: its evolution, physiology and functional disorders.— N.-Y.: Columbia University Press, 1935.
Moseley J.B., Jobe F.W., Pink M. et al. EMG analysis of the scapular muscles during a shoulder rehabilitation program // Am. J. Sports Med.— 1992.— Vol.20, N2.— P.128-134.
Mueller M.J., Minor S.D., Sahrmann S.A. et al. Differences in the gait characteristics of patients with diabetes and peripheral neuropathy compared with age-matched controls // Phys. Ther.— 1994.— Vol.74, N4.— P.299-313.
Muro M. et al. Surface EMG power spectral analysis of neuromuscular disorders during isometric and isotonic contractions // Am. J. Physical Med.— 1982.— Vol.61, N5.— P.244-253.
Murray M.P., Drought A.B., Korry P.C. Walking patterns of normal men // J. Bone Joint Surg.— 1964.— Vol.46A, N2.— P.335-360.
Murray M.P. Gait as a total pattern of movement // Am. J. Physical Med.— 1967.— Vol.46, N1.— P.290-333.
Murray M.P., Clarkson B.H. The vertical pathways of the foot during level walking. II.Clinical examples of distorted pathways // Physical Therapy.— 1966.— Vol.46.— P.590-599.
Murray M.P., Gore D.R. Gait of patients with hip pain or loss of hip joint motion // Clinical Biomechanics / J.Black et al.— 1984.— P.173-200.
Murray M.P., Gutten G.N., Sepic S.R. et al. Function of the triceps surae during gait // J. Bone Joint Surg.— 1978.— Vol.60A.— P.473-476.

Murray M.P., Kory R.C., Clarkson B.H. Walking patterns in healthy old men // J. Gerontol.— 1969.— Vol.24.— P.169-178.
Murray M.P., Kory R.C., Clarkson B.H. et al., Comparison of free and fast speed walking patterns of normal men // Am. J. Physical Med.— 1966.— Vol.45.— P.8-23.
Murray M.P., Kory R.C., Sepic S.B. Walking patterns of normal women // Arch. Phys. Med. Rehabil.— 1970.— Vol.51.— P.637-650.
Murray M.P., Seireg A., Scholz R.C. Centre of gravity, centre of pressure and supportive forces during human activities // J. Ap. Physiol.— 1967.— Vol.23.— P.831-838.
Murray M.P., Sepic S.B., Gardner G.M. et al. Walking patterns of men with parkinsonism // Am. J. Physical Med.— 1978.— Vol.57.— P.278-294.
Murray M.P., Spurr G.B., Sepic S.B. et al. Treadmill vs. floor walking: kinematics, electromyogram, and heart rate // J. Ap. Physiol.— 1985.— Vol.59.— P.87-91.
Murrell P., Cornwall M.W., Doucet S.K. Leg-length discrepancy: effect on the amplitude of postural sway // Arch. Phys. Med. Rehabil.— 1991.— Vol.72, N9.— P.646-648.
Nakagawa H., Ohashi N., Watanabe Y. et al. The contribution of proprioception to posture control in normal subjects // Acta Otolaryngol. Suppl.— 1993.— Vol.504.— P.112-116.
Nakata M., Hagner I.-M., Jonsson B. Perceived musculoskeletal discomfort and electromyography during repetitive light work // J. Electromyogr. Kinesiol.— 1992.— Vol.2.— P.103-111.
Nakhla S.S., King A.J. Overground and treadmill ground reactions in normal gait // Proc. 38th Annu. Conf. Med. Biol.— Chicago, 1985.— Vol.27.— P.39.
Nashner L.M. Analysis of movement control in man using the movable platform // Motor control mechanism in health and disease / Ed. by J.E.Desmedt.— N.-Y.: Raven Press, 1983.— P.607-619.
Nashner L.M. Strategies for organization of human posture // Vestibular and visual control on posture and locomotor equilibrium.— Basel, N.-Y., 1985.— P.1-8.
Nashner L.M. Computerized dynamic posturography / Handbook of balance function and testing.— St.Louis: Mosby Year book, 1993.— P.280-307.
Nashner L.M., McCollum G. The organization of human postural movements: A formal basis and experimental synthesis // Behav. Brain Sci.— 1985.— Vol.8.— P.135-172.
Nealy D. Common foot disorders.— Churchill, Livingstone, Edinburg, London, Melbourne, N.-Y., 1981.
Neptune R.R., Kautz S.A., Zajac F.E. Contributions of the individual ankle plantar flexors to support, forward progression and swing initiation during walking // J. Biomech.— 2001.— Vol.34, N11.— P.1387-1398.
Neptune R.R., Sasaki K. Ankle plantar flexor force production is an important determinant of the preferred walk-to-run transition speed // J. Exp. Biol.— 2005.— Vol.208.— P.799-808.
Nester C.J., Findlow A.F., Bowker P. et al. Transverse plane motion at the ankle joint // Foot Ankle Int.— 2003.— Vol.24, N2.— P.164-168.
Neumann D.A. Hip abductor muscle activity in persons with a hip prosthesis while carrying loads in one hand // Phys. Ther.— 1996.— Vol.76.— P.1320-1330.
Neumann D.A., Soderberg G.L., Cook T.M. Electromyographic analysis of hip abductor musculature in healthy right-handed persons // Phys. Ther.— 1989.— Vol.69.— P.431-440.
Ng J.K., Richardson C.A., Jull G.A. Electromyographic amplitude and frequency changes in the iliocostalis lumborum and multifidus muscles during a trunk holding test // Phys. Ther.— 1997.— Vol.77.— P.954-961.
Nichols D.S. Balance retraining after stroke using force platform biofeedback // Phys. Ther.— 1997.— Vol.77, N5.— P.553-558.
Nichols D.S., Glenn T.M., Hutchinson K.J. Changes in the mean center of balance during balance testing in young adults // Phys. Ther.— 1995.— Vol.75, N8.— P.699-706.
Nies N., Sinnott P.L. Variations in balance and body sway in middle-aged adults. Subjects with healthy backs compared with subjects with low-back dysfunction // Spine.— 1991.— Vol.16, N3.— P.325-330.

Nigg B.M., Bell G.D., Kiefer G.N. et al. A quantitative assessment of the asymmetry of locomotion parameters in subjects with chronic anterior cruciate ligaments injuries // Proc. Hum. Locomotion II, 1982.— P.9-11.
Nilsson J., Panizza M., Hallet M. Principles of digital sampling of a physiologic signal // EEG Clin. Neurophysiol.— 1993.— Vol.89.— P.349-358.
Nishiwaki Y., Takebayashi T., Imai A. et al. Difference by instructional set in stabilometry // J. Vestib. Res.— 2000.— Vol.10, N3.— P.157-161.
Nordahl S.H., Aasen T., Dyrkorn B.M. et al. Static stabilometry and repeated testing in a normal population // Aviat Space Environ Med.— 2000.— Vol.71, N9.— P.889-893.
Normes 85.— France, Paris, 1985.
Norre M.E., Forrez G. Posture testing (posturography) in the diagnosis of peripheral vestibular pathology // Arch. Otorhinolaryngol.— 1986.— Vol.243, N3.— P.186-189.
Norris F.H. The EMG: a guide and atlas for practical EMG.— N.-Y.: Gruve and Stratton, 1963.
Nougier V., Bard C., Fleury M. et al. Contribution of central and peripheral vision to the regulation of stance // Gait Posture.— 1997.— Vol.5, N1.— P.34-41.
Nordahl S.H., Aasen T., Dyrkorn B.M. et al. Static stabilometry and repeated testing in a normal population // Aviat. Space Environ Med.— 2000.— Vol.71, N9.— P.889-893.
Nyquist H. Certain topics in telegraph transmission theory // Trans. AIEE.— 1928.— Vol.47.— P.617-644.
Nuber G.W., Jobe F.W., Perry J. et al. Fine wire electromyography analysis of muscles of the shoulder during swimming // Am. J. Sports Med.— 1986.— Vol.14, N1.— P.7-11.
O'Connel M., George K., Stock D. Postural sway and balance testing: a comparison of normal and anterior cruciate ligament deficient knees // Gait Posture.— 1998.— Vol.8, N2.— P.136-142.
O'Conner N. Asymmetry in loading times between the natural and prosthetic limb in the above-knee amputee (abstract) // North Am. Cong. Biomech.— Montreal, Quebec, Canada, 1986.
Odenrick P., Sandstedt P. Development of postural sway in the normal child / Hum. Neurobiol.— 1984. Vol.3.— P.241-244.
Ohashi N., Nakagawa H., Asai M. Contribution of vision to the stabilization of body sway in patients with spinocerebellar degeneration // Acta Otolaryngol. Suppl.— 1993.— Vol.504.— P.117-119.
Ohkoshi Y., Yasuda K., Kaneda K. et al. Biomechanical analysis of rehabilitation in the standing position // Am. J. Sports Med.— 1991.— Vol.19, N6.— P.605-611.
Ojala M., Matikainen E., Juntunen J. Posturography and the dizzy patient: a neurological study of 133 patients // Acta Neurol. Scand.— 1989.— Vol.80, N2.— P.118-122.
Olney S.L., Winter D.A. Predictions of knee and ankle moments of force in walking from EMG and kinematics data // J. Biomech.— 1985.— Vol.18, N1.— P.9-21.
Olney S.J., Griffin M.P., McBride I.D. Temporal, kinematic, and kinetic variables related to gait speed in subjects with hemiplegia: a regression approach // Phys. Ther.— 1994.— Vol.74, N9.— P.872-885.
Onell A. The vertical ground reaction force for analysis of balance? // Gait Posture.— 2000.— Vol.12, N1.— P.7-13.
Osterbauer P.J., De-Boer K.F., Widmaier R. et al. Treatment and biomechanical assessment of patients with chronic sacroiliac joint syndrome // J. Manipulative. Physiol. Ther.— 1993.— Vol.16, N2.— P.82-90.
Overstall P.W., Exton-Smith A.N., Imms F.J. et al. Falls in the elderly related to postural imbalance // BMJ.— 1977.— Vol.1.— P.261-264.
Ounpuu S., Winter D.A. Bilateral electromyographical analysis of the lower limbs during walking in normal adults // Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol.— 1989.— Vol.72.— P.429-438.
Pagnacco G., Heiss D.G., Oggero E. Muscular contractions and their effect on the vertical ground reaction force during quiet stance. Part I: Hypothesis and experimental investigation // Biomed. Sci. Instrum.— 2001.— Vol.37.— P.227-232.
Pai Y.C., Patton J. Center of mass velocity-position predictions for balance control // J. Biomech.— 1997.— Vol.30, N4.— P.347-354.

Paige G.D. The aging vestibulo-ocular reflex (VOR) and adaptive plasticity // Acta Otolaryngol.— 1991.— Vol.481.— P.297-300.
Palano D., Molinari G., Cappelletto M. et al. The role of stabilometry in assessing the correlations between craniomandibular disorders and equilibrium disorders // Bull. Group Int. Rech. Sci. Stomatol. Odontol.— 1994.— Vol.37, N1-2.— P.23-26.
Palano D., Molinari G., Cappelletto M. et al. The role of stabilometry in assessing the correlations between craniomandibular disorders and equilibrium disorders // Bull. Group. Int. Rech. Sci. Stomatol. Odontol.— 1994.— Vol.37, N1-2.— P.23-26.
Pappas I.P., Popovic M.R., Keller T. et al. A reliable gait phase detection system // IEEE Trans Neural. Sys. Rehabil. Eng.— 2001.— Vol.9, N2.— P.113-125.
Pardo R.D., Deathe A.B., Winter D.A. Walker user risk index. A method for quantifying stability in walker users // Am. J. Phys. Med. Rehabil.— 1993.— Vol.72, N5.— P.301-305.
Patrick J.H. Use of movement analysis in understanding abnormalities of gait in cerebral palsy // Arch. Dis. Child.— 1991.— Vol.66.— P.900-903.
Paulus W.M., Straube A., Brandt T. Visual stabilisation of posture // Brain.— 1984.— Vol.107.— P.1143-1163.
Pearcy M.J., Jones S.H., Attewell P.B. Three-dimensional rotations presented in two-dimensions // Gait Anal. Med. Photogramm. Proc. Inf. Conf.— Oxford, Headington, 1987.— Vol.1-3.— P.28-29.
Pedotti A. A simple equipment used in clinical practice for evaluation of locomotion // IEEE Trans. Biomed. Eng.— 1977.— Vol.24.— P.456-451.
Perry J. Kinesiology of lower extremity bracing // Clin. Orthop.— 1974.— Vol.102.— P.18-31.
Perry J. Distal rectus femoris transfer // Dev. Med. Child Neurol.— 1987.— Vol.29.— P.153-158.
Perry J. Gait analysis. Normal and pathological function.— SLACK Incorporated, 1992.— 524 p.
Perry J., Easterday C.S., Antonelli D.J. Surface versus intramuscular electrodes for electromyography of superficial and deep muscles // Phys. Ther.— 1981.— Vol.61.— P.7-14.
Peterka R.J., Black F.O., Schoenhoff M.B. Age-related changes in human vestibulo-ocular reflexes: sinusoidal rotation and caloric tests // J. Vestibul. Res.— 1990.— Vol.1.— P.49-59.
Peterka R.J., Black F.O., Schoenhoff M.B. Age-related changes in human vestibulo-ocular reflexes: pseudorandom rotation tests // J. Vestib. Res.— 1990.— Vol.1.— P.61-71.
Peterka R.J., Black F.O. Age-related changes in human posture control: motor coordination tests // J. Vestib. Res.— 1990-91.— Vol.1, N1.— P.87-96.
Petersen H., Magnusson M., Fransson P.A. et al. Vestibular disturbance at frequencies above 1 Hz affects human postural control // Acta Otolaryngol. Stockh.— 1994.— Vol.114, N3.— P.225-230.
Petersen H., Magnusson M., Johansson R. et al. Auditory feedback regulation of perturbed stance in stroke patients // Scand. J. Rehabil. Med.— 1996.— Vol.28, N4.— P.217-223.
Piazza S.J. Mechanics of the subtalar joint and its function during walking // Foot Ankle Clin.— 2005.— Vol.10, N3.— P.425-442.
Pierotti S.E., Brand R.A., Gabel R.H. et al. Are leg electromyogram profiles symmetrical?// J. Orthop. Res.— 1991.— Vol.9.— P.720-729.
Pink M., Jobe F.W., Perry J. Electromyographic analysis of the shoulder during the golf swing // Am. J. Sports Med.— 1990.— Vol.18, N2.— P.137-140.
Pink M., Perry J., Browne A. et al. The normal shoulder during freestyle swimming // Am. J. Sports Med.— 1991.— Vol.19, N6.— P.569-575.
Pink M., Perry J., Jobe F.W. Electromyographic analysis of the trunk in golfers // Am. J. Sports Med.— 1993.— Vol.21, N3.— P.385-388.
Pliquett F. Eine Methode zur Messungg der Druckverteilung auf einer Flache // Z. Orthop.— 1961.— Bd.94, H.2.— S.327-328.
Pomeroy V.M., Evans B., Falconer M. et al. An exploration of the effects of weighted garments on balance and gait of stroke patients with residual disability // Clin. Rehabil.— 2001.— Vol.15, N4.— P.390-397.

Pomeroy V.M., Chambers S.H., Giakas G. et al. Reliability of measurement of tempo-spatial parameters of gait after stroke using GaitMat II // Clin. Rehabil.— 2004.— Vol.18, N2.— P.222-227.
Prochazka A., Wand P. Tendon organ discharge during voluntary movements in cats // J. Physiol.— 1980.— Vol.303.— P.385-390.
Pyykkö I., Aalto H., Hytönen M. et al. Effect of age on postural control // Proc. 9th Int. symp. Postural and Gait Research Posture and Gait: development, adaption and modulation.— Marseille,1988.— P.95-104.
Pyykko I., Aalto H., Starck J. et al. Postural stabilization on a moving platform oscillating at high frequencies // Aviat. Space Environ. Med.— 1993.— Vol.64, N4.— P.300-305.
Pyykko I., Eklund S., Ishizaki H. et al. Postural compensation after intratympanic gentamicin treatment of Meniere's disease // J. Vestib. Res.— 1999.— Vol.9, N1.— P.19-26.
Pyykko I., Ishizaki H., Aalto H. et al. Relevance of the Tullio phenomenon in assessing perilymphatic leak in vertiginous patients // Am. J. Otol.— 1992.— Vol.13, N4.— P.339-342.
Quanbury A.O., Cooper J.E., Grahama R.E. An elektrogoniometer for the measurement of thoracolumbar rotation // J. Biomech.— 1986.— Vol.19, N10.— P.791-797.
Querner V., Krafczyk S., Dieterich M. et al. Patients with somatoform phobic postural vertigo: the more difficult the balance task, the better the balance performance // Neurosci. Lett.— 2000.— Vol.285, N1.— P.21-24.
Querner V., Krafczyk S., Dieterich M. et al. Phobic postural vertigo. Body sway during visually induced roll vection // Exp. Brain Res.— 2002.— Vol.143, N3.— P.269-275.
Quoniam C., Hay L., Roll J.P. et al. Age effects on reflex and postural responses to proprioceptive inputs generated by tendon vibration // J. Gerontol.— 1995.— Vol.50A.— P.B155-B165.
Rankin J., Woollacott M.H., Shumway-Cook A. et al. Cognitive influence on postural stability: a neuromuscular analysis in young and older adults // J. Gerontol.— 2000.— Vol.55A.— P.M112-M119.
Reber L., Perry J., Pink M. Muscular control of the ankle in running // Am. J. Sports Med.— 1993.— Vol.21, N6.— P.805-810.
Rechtien J.J., Gelblum J.B., Haig A.J. et al. Technology rewiew: dynamic electromyography in gait and motion analysis // Muscle Nerve.— 1999.— Vol.22.— P.S233-S238.
Redfern M.S., Jennings J.R., Furman J.M. The influence of attention of postural control during stance // Gait Posture.— 1999.— Vol.9, N1.— P.S11.
Redfern M.S., Furman J.M. Postural sway of patients with vestibular disorders during optic flow // J. Vestib. Res.— 1994.— Vol.4, N3.— P.221-230.
Renstrom A.F. Mechanism, diagnosis, and treatment of running injuries // Instr. Course Lect.— 1993.— Vol.42.— P.225-234.
Requejo P.S., Wahl D.P., Bontrager E.L. et al. Upper extremity kinetics during Lofstrand crutch-assisted gait // Med. Eng. Phys.— 2005.— Vol.27, N1.— P.19-29.
Riach C.L., Hayes K.C. Maturation of postural sway in young children // Dev. Med. Child. Neurol.— 1987.— Vol.29, N5.— P.650-658.
Rimmer K.P., Ford G.T., Whitelaw W.A., Interaction between postural and respiratory control of human intercostal muscles // J. Appl. Physiol.— 1995.— Vol.79.— P.1556-1561.
Rinehart N.J., Tonge B.J., Iansek R. et al. Gait function in newly diagnosed children with autism: cerebellar and basal ganglia related motor disorder // Dev. Med. Child Neurol.— 2006.— Vol.48, N10.— P.819-824.
Robin D.W., Hasan S.S., Lichtenstein M.J. et al. Dose-related effect of triazolam on postural sway // Clin. Pharmacol. Ther.— 1991.— Vol.49, N5.— P.581-588.
Robinson R.O., Herzog W., Nigg B.M. Use of force platform variables to quantify the effects of chiropractic manipulation on gait symmetry // J. Manipulat. Physiological Therap.— 1987.— Vol.10, N4.— P.172-176.
Rodano R., Santam Brogio G.C. Walking symmetry at different step frequencies: an analysis based on the ground reaction force processing (abstract) // Proc. of the XIIth Int. Cong. Biomech.— UCLA, Los Angeles, California, 1989.— P.299.

Rogers M.W., Pai Y.C. Patterns of muscle activation accompanying transitions in stance during rapid leg flexion // J. Electromyogr. Kinesiol.— 1993.— Vol.3.— P.149-156.
Rosenrot P. Asymmetry of gait and the relationship to lower limb dominance // Proc. of Canadian Soc. for Biomechanics.— 1980.
Roetenberg D., Luinge H.J., Baten C.T., Veltink P.H. Compensation of magnetic disturbances improves inertial and magnetic sensing of human body segment orientation // IEEE Trans Neural Sys. Rehabil. Eng.— 2005.— Vol.13, N3.— P.395-405.
Rohrle H., Schalten R., Sigolotto C. et al. Joint forces in the human pelvis-leg skeleton during walking // J. Biomech.— 1984.— Vol.17, N6.— P.409-424.
Roncesvalles M., Woollacott M., Burtner P. Neural Factors underlying reduced postural adaptability in children with cerebral palsy // Clin. Neurosci. Neuropathol.— 2002.— Vol.13.— P.2407-2410.
Rosano C., Brach J., Longstreth Jr. W.T. et al. Quantitative measures of gait characteristics indicate prevalence of underlying subclinical structural brain abnormalities in high-functioning older adults // Neuroepidemiol.— 2006.— Vol.26, N1.— P.52-60.
Rose G.K., Welton E.A., Marshall T. The diagnosis of the flat foot in the child // J. Bone Joint Surg.— 1985.— Vol.67B, N1.— P.71-78.
Rose S.A., Ounpuu S., DeLuca PA. Strategies for the assessment of pediatric gait in the clinical setting // Phys. Ther.— 1991.— Vol.71.— P.961-980.
Rothwell J. Control of human voluntary movement.— London: Chapman & Hall, 1994.— P.252-290.
Rovick J.S., Childress D.S. Pendular model of paraplegic swing-through crutch ambulation // J. Rehab. Res. Develop.— 1988.— Vol.25, N4.— P.1-16.
Rowley D.I., Ogilvie C. A simple system of measuring ankle function in disease // Gait Anal. Med. Photogramm. Proc. Inf. Conf.— Oxford, Headington, 1987.— Vol.1-3.— P.18-19.
Ryan M.M., Gregor R.J. EMG profiles of lower extremity muscles during cycling at constant workload and cadence // J. Electromyogr. Kinesiol.— 1992.— Vol.2.— P.69-80.
Ryu R.K.N., McCormick J., Jobe F.W. et al. An electromyographic analysis of shoulder function in tennis players // Am. J. Sports Med.— 1988.— Vol.16, N5.— P.481-485.
Rubin A.M., Woolley S.M., Dailey V.M. et al. Postural stability following mild head or whiplash injuries // Am. J. Otol.— 1995.— Vol.16, N2.— P.216-221.
Russe O.A., Gerhardt I.J., Foreword E. et al. International SFTR method of measuring and recording joint motion.— Stuttgart, Vienna: Hans Huber Pub. Bern, 1967.
Sakaguchi M., Taguchi K., Ishiyama T. et al. Relationship between head sway and center of foot pressure sway // Auris Nasus Larynx.— 1995.— Vol.22, N3.— P.151-157.
Sakellari V., Bronstein A.M. Hyperventilation effect on postural sway // Arch. Phys. Med. Rehabil.— 1997.— Vol.78, N7.— P.730-736.
Saling M., Koprdova I., Hruby M. Quantitative evaluation of disorders of upright posture using stabilometry // Cesk. Neurol. Neurochir.— 1991.— Vol.54, N1.— P.14-21.
Sartoris D.J., Feingeld M.L., Resnic D. Axial computed tomographic anatomy of the foot. Part III forefoot // J. Foot Surg.— 1986.— Vol.25, N1.— P.19-38.
Sack D., Linz D., Shukla R. et al. Health status of pesticide applicators: postural stability assessments // J. Occup. Med.— 1993.— Vol.35, N12.— P.1196-1202.
Sahlstrand T., Ortengren R., Nachemson A. Postural equilibrium in adolescent idiopathic scoliosis // Acta Orthop. Scand.— 1978.— Vol.49, N4.— P.354-365.
Sakellari V., Bronstein A.M. Hyperventilation effect on postural sway // Arch. Phys. Med. Rehabil.— 1997.— Vol.78, N7.— P.730-736.
Savolainen K., Linnavuo M. Effects of m-xylene on human equilibrium measured with a quantitative method // Acta Pharmacol. Toxicol.— 1979.— Vol.44, N4.— P.315-318.
Sawatzky B., Tredwell S., Sanderson D. Postural control and trunk imbalance following Cotrel-Dubosset instrumentation for adolescent idiopathic scoliosis // Gait Posture.— 1997.— Vol.5, N2.— P.116-119.
Schaefer K.P., Kukowski B., Sub K.J. Psychiatry and posturography // Xth Int. Symp. on Dis. of Posture and Gait.— FRG, Munchen, 1990.— P.361-364.

Schmid M., Conforto S., Bibbo D. et al. Respiration and postural sway: detection of phase synchronizations and interactions // Hum. Mov. Sci.— 2004.— Vol.23, N2.— P.105-119.
Schmid M., Conforto S., Camomilla V. et al. The sensitivity of posturographic parameters to acquisition settings // Med. Eng. Phys.— 2002.— Vol.24, N9.— P.623-631.
Schmid M., Conforto S., Lopez L. et al. The development of postural strategies in children: a factorial design study // J. Neuroengin. Rehabil.— 2005.— Vol.2.— P.29.
Schmidt R.A. Motor learning and performance. Champaign, IL.: Human Kinetics, 1991.
Schmidt R.A., Lee T.D. Motor control and learning. A behavioral emphasis. Champaign, IL.: Human Kinetics, 1999.
Schwartz R.P., Heath A. The feet in relation the mechanics of human locomotion // Physiother. Rev.— 1936.— Vol.16.— P.46-49.
Scott S.H., Winter D.A. Talocrural and talocalcaneal joint kinematics and kinetics during the stance phase of walking // J. Biomech.— 1991.— Vol.24, N8.— P.743-752.
Scovazzo M.L., Browne A., Pink M. et al. The painful shoulder during freestyle swimming // Am. J. Sports Med.— 1991.— Vol.19, N6.— P.577-582.
Seeger B.R., Caudrey D.J., Scholes J.R. Biofeedback therapy to achieve symmetrical gait in hemiplegic cerebral palsied children // Arch. Phys. Med. Rehabil.— 1981.— Vol.62, N8.— P.364-368.
Segal L.S., Thomas S.E.S., Mazur J.M. et al. Calcaneal gait in spastic diplegia after heel cord lengthening: A study with gait analysis // J. Pediatr. Orthop.— 1989.— Vol.9.— P.697-701.
Seidler R.D., Martin P.E. The effects of short term balance training on the postural control of older adults // Gait Posture.— 1997.— Vol.6, N3.— P.224-236.
Seigler S. et al. Effect of myoelectric signal processing on the relationship between muscle force and processed EMG // Am. J. Phys. Med.— 1985.— Vol.64, N3.— P.130-149.
Seireg A.H., Murray M.P., Scholz R.C. Method for recording the time, magnitude and orientation of forces applied to walking sticks // Am. J. Phys. Med.— 1968.— Vol.47.— P.307-314.
Selected topics in surface electromyography for use in the occupational setting: expert perspectives / Ed. by G.L.Soderberg.— Rockville: US Dept. of Health and Human Services, Public Health Service, 1992.
Shephard E. Tarsal movements // J. Bone Joint Surg.— 1951.— Vol.33B, N2.— P.258-263.
Shambes G.M. Static postural control in children // Am. J. Phys. Med.— 1976.— Vol.55.— P.221-252.
Shannon C.E. Communication in the presence of noise // Proc. Institute of Radio Engin.— 1949.— Vol.37, N1.— P.10-21.
Shavi R. Electromyographic patterns in adult locomotion: A comprehensive review // J. Rehab. Res. Dev.— 1985.— Vol.22, N3.— P.85-98.
Shavi R., Green N. Ensemble averaging of locomotor electromyographic patterns using interpolation // Med. Biol. Eng. Comput.— 1983.— Vol.21.— P.573-578.
Shiavi R., Limbird T., Borra H. et al. Electromyography profiles of knee joint musculature during pivoting: changes induced by anterior cruciate ligament deficiency // J. Electromyogr. Kinesiol.— 1991.— Vol.1.— P.49-57.
Shiavi R., Zhang L.Q., Limbird T. et al. Pattern analysis of electromyographic linear envelopes exhibited by subjects with uninjured and injured knees during free and fast speed walking // J. Orthop. Res.— 1992.— Vol.10.— P.226-236.
Shiokawa K. Dynamic roles of the upper extremity during axillary crutch gait // Nippon. Seikeigeka. Gakkai. Zasshi.— 1993.— Vol.67, N11.— P.1014-1025.
Shoup T.E., Fletcher L.S., Merrill B.R. Biomechanics of crutch locomotion // J. Biomech.— 1974.— Vol.7, N1.— P.11-20.
Shumway-Cook A., Horak F. Assessing the influence of sensory interaction on balance // Phys. Ther.— 1986.— Vol.66, N10.— P.1548-1550.
Sicard-Rosenbaum L., Light K.E., Behrman A.L. Gait, lower extremity strength, and self-assessed mobility after hip arthroplasty // J. Gerontol. Biol. Med. Sci.— 2002.— Vol.57, N1.— P.M47-51.

Simon M.D., Mann R.A., Hagy J.L. et al. Role of the posterior calf muscles in normal gait // J. Bone Joint Surg.— 1978.— Vol.60A, N4.— P.465-472.
Simon S.R., Paul I.L., Mansour J. et al. Peak dynamic force in human gait // J. Biomech.— 1982.— Vol.14.— P.817-822.
Sinkjaer T., Arendt-Nielsen L. Knee stability and muscle coordination in patients with anterior cruciate ligament injuries: an electromyographic approach // J. Electromyogr. Kinesiol.— 1991.— Vol.1.— P.209-217.
Skvortsov D.V., Fishkin I.V. Gait analysis of patients one year after calcaneal fractures // Proc. Conf. Am. Soc. of Biomech.— Iowa, 1993.— P.159-160.
Skvortsov D.V., Larina V.N. Clinical and biomechanical correlations in patient's with low back pain using forceplate // Conf. proc. 17th Annual Meeting.— University of Iowa City, 1993.— P.161-162.
Skvortsov D.V., Larina V.N. Gait and posture in patients with low back pain compare with clinical form // Gait Posture.— 1995.— Vol.2, N3.— P.85.
Skvortsov D.V., Nekrasova T.S., Alekseev I.G. et al. Some approaches for stabilometry and posture biofeedback training // Gait Posture.— 1999.— Vol.9, N1.— P.S47.
Slobounov S., Newell K. Dynamics of posture in 3 and 5 year old children as a function of task constraints // Hum. Movement Sci.— 1994.— Vol.13.— P.861-875.
Smidt G.L., Deusinger K.H., Arora J. et al. An automated accelerometry system for gait analysis // J. Biomech.— 1972.— Vol.10.— P.367-375.
Smith B.T., Coiro D.J., Finson R. et al. Evaluation of force-sensing resistors for gait event detection to trigger electrical stimulation to improve walking in the child with cerebral palsy // IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.— 2002.— Vol.10, N1.— P.22-29.
Smith K.U., Greene D. Scientific motion study and aging processes in performance // Ergonomics.— 1962.— P.155-164.
Smith R., Rattanaprasert U., O'Dwyer N. Coordination of the ankle joint complex during walking // Hum. Mov. Sci.— 2001.— Vol.20, N4-5.— P.447-460.
Snow C.J., Cooper J., Quanbury A.O. et al. Antagonist cocontraction of knee flexors during constant velocity muscle shortening and lengthening // J. Electromyogr. Kinesiol.— 1993.— Vol.3.— P.78-86.
Soames R.W., Atha J. The spectral characteristics of postural sway behaviour // Eur. J. Appl. Physiol.— 1982.— Vol.49, N2.— P.169-177.
Soderberg G.L., Cook T.M. Electromyography in biomechanics // Phys. Ther.— 1984.— Vol.64.— P.1813-1820.
Soderberg G.L., Cook T.M., Rider S.C. et al. Electromyographic activity of selected leg musculature in subjects with normal and chronically sprained ankles performing on a BAPS board // Phys. Ther.— 1991.— Vol.71.— P.514-522.
Soderberg G.L., Knutson L.M. A guide for use and interpretation of kinesiologic // Electromyogr. Data Phys. Ther.— 2000.— Vol.80, N5.— P.485-498.
Solomonow M., Baratta R.V., D'Ambrosia R. EMG-force relations of a single skeletal muscle acting across a joint: dependence on joint angle // J. Electromyogr. Kinesiol.— 1991.— Vol.1.— P.58-67.
Solomonow M., Baratta R., Bernardi M. et al. Surface and wire EMG crosstalk in neighboring muscles // J. Electromyogr. Kinesiol.— 1994.— Vol.4.— P.131-142.
Solomonow M., Baten C., Smit J. et al. EMG power spectra frequencies associated with motor unit recruitment strategies // J. Ap. Physiol.— 1990.— Vol.68.— P.1177-1185.
Soriano R.M.G., Jefferson R.J., Whittle M.W. Determination of ankle Joint angles and moments // Gait Anal. and Med. Photogramm. Proc. Inf. Conf.— Oxford, Headington, 1987.— Vol.1-3.— P.20-21.
Soto A., Labella T., Santos S. et al. The usefulness of computerized dynamic posturography for the study of equilibrium in patients with Meniere's disease: correlation with clinical and audiologic data // Hear Res.— 2004.— Vol.196, N1-2.— P.26-32.
Soudan K. Standardization of gait kinematic data using a gait symmetry index and Fourier analysis // Biomechanics: principles and applications / Ed. by R.Huiskes, D.H. van Campen, J.R. de Wijn.— Martinus Nijhoff, The Hague, 1982.— P.135-140.

Souza D.R., Gross M.T. Comparison of vastus medialis obliquus: vastus lateralis muscle integrated electromyographic ratios between healthy subjects and patients with patellofemoral pain // Phys. Ther.— 1991.— Vol.71.— P.310-320.
Spirduso W.W. Physical dimensions of aging. Human kinetics.— Champaign, Illinois. USA, 1995.
Stallard J., Major R.E. The case for lateral stiffness in walking orthoses for paraplegic patients // Proc. Inst. Mech. Eng.— 1993.— Vol.207, N1.— P.1-6.
Standards for reporting EMG data // J. Electromyogr. Kinesiol.— 1997.— Vol.7.
Starck J., Pyykko I., Aalto H. et al. Measurements of postural stability: development of a force platform and some excitation systems // Med. Prog. Technol.— 1992-93.— Vol.18, N4.— P.209-215.
Statham L., Murray M.P. Early walking patterns of normal children // Clin. Orthopaed. Rel. Res.— 1971.— Vol.79.— P.8-24.
Steiger M.J., Berman P. Gait disturbances in the acute medically ill elderly // Postgrad. Med. J.— 1993.— Vol.69, N808.— P.141-146.
Stelmach G.E., Teasdale N., Di Fabio R.P. et al. Age-related decline in postural control mechanisms // Int. J. Aging Hum. Dev.— 1989.— Vol.29.— P.205-223.
Stelmach G.E., Worringham C.J. Sensimotor deficits related to postural stability. Implications for falling in the elderly // Clin. Geriatr. Med.— 1985.— Vol.1.— P.679-694.
Stokes I.A.F. Forces under the hallux valgus foot before and after surgery // Clin. Orthoped. Rel. Res.— 1979.— N142.— P.64-72.
Streepey J., Angulo-Kinzler R. The role of task difficulty in the control of dynamic balance in children and adults // Hum. Mov. Sci.— 2002.— Vol.21.— P.423-438.
Stott J.R.R., Hutton W.C., Stores A.F. Forces under the foot // J. Bone Joint Surg.— 1973.— Vol.55B.— P.335-344.
Suarez H., Muse P., Suarez A. et al. Postural behaviour responses to visual stimulation in patients with vestibular disorders // Acta Otolaryngol.— 2000.— Vol.120, N2.— P.168-172.
Suomi R., Koceja D.M. Postural sway patterns of normal men and women and men with mental retardation during a two-legged stance test // Arch. Phys. Med. Rehabil.— 1994.— Vol.75, N2.— P.205-209.
Sutherland D.H., Santi M., Abel M.F. Treatment of stiff-knee gait in cerebral palsy: A comparison by gait analysis of distal rectus femoris transfer versus proximal rectus release // J. Pediatr. Orthop.— 1990.— Vol.10.— P.433-441.
Sutherland D.H., Cooper L., Daniel D. The role of the ankle plantar flexors in normal walking // J. Bone Joint Surg.— 1980.— Vol.62A, N4.— P.354-363.
Sutherland D.H., Olshen R.A., Biden E.N. et al. The development of mature walking.— Philadelphia, Pa: JB Lippincott Co, 1988.
Sutherland D.H., Olshen R., Cooper L. et al. The development of mature gait // J. Bone Joint Surg.— 1980.— Vol.62A, N4.— P.336-353.
Sutherland D.H. Gait disorders in childhood and adolescence. Baltimore, MD: Williams & Wilkins, 1984.
Taguchi K. Spectral analysis of body sway // ORL J. Otorhinolaryngol. Relat. Spec.— 1977.— Vol.39, N6.— P.330-337.
Taguchi K. Characteristics of body sway in patients with peripheral vestibular disorders // Adv. Otorhinolaryngol.— 1979.— N25.— P.144-148.
Takaguchi T., Ule T., Yamamoto T. et al. Measurement of head sway using an ultrasonic system // Xth Int. Symp. on Disorders of Posture and Gait.— FRG, Munchen, 1990.— P.45-48.
Tardieu C., Aurengo A., Tardieu B. New method of three-dimensional analysis of bipedal locomotion for the study of displacements of the body and body-parts centers of mass in man and non-human primates: evolutionary framework // Am. J. Phys. Anthropol.— 1993.— Vol.90, N4.— P.455-476.
Tardy D. La synergie respi-statique ou «S.R.S.» // Posture et environnement / Ed. by P.M.Gagey et al.— Montpellier: Sauramps, 1997.

Tata E.G., Peat J. Electromyographic characteristics of locomotion in normal children // Physiother. Canada.— 1987.— Vol.39.— P.161-175.
Tata J.A., Quanbury A.D., Steinke T.G., Graname R.E. A variable axis electrogoniometer for the measurement of single plane movement // J. Biomech.— 1978.— Vol.11, N819.— P.421-425.
Taylor K.D., Mottier F.M., Simmons D.W. An automated motion measurements system for clinical gait analysis // J. Biomech.— 1982.— Vol.15, N7.— P.505-516.
Thapa P.B., Gideon P., Fought R.L. et al. Comparison of clinical and biomechanical measures of balance and mobility in elderly nursing home residents // J. Am. Geriatr. Soc.— 1994.— Vol.42, N5.— P.493-500.
Thayer J.F., Peasley C., Muth E.R. Estimation of respiratory frequency from autoregressive spectral analysis of heart period // Biomed. Sci. Instrum.— 1996.— Vol.32.— P.93-99.
Teasdale N. Cognitive process involved in the regulation of posture // Gait Posture.— 1999.— Vol.9, N.1.— P.S11.
Teasdale N., Bard C., LaRue J. et al. On the cognitive penetrability of posture control // Exp. Aging. Res.— 1993.— Vol.19, N1.— P.1-13.
Teasdale N., Stelmach G., Breunig A. et al. Age differences in visual sensory integration // Exp. Brain Res.— 1991.— Vol.85.— P.691-696.
Teasdale N., Simoneau M. Attentional demands for postural control: the effects of aging and sensory reintegration // Gait Posture.— 2001.— Vol.14.— P.203-210.
Thapa P.B., Gideon P., Fought R.L. et al. Comparison of clinical and biomechanical measures of balance and mobility in elderly nursing home residents // J. Am. Geriatr. Soc.— 1994.— Vol.42, N5.— P.493-500.
Thomas L.K., Hislop H.J., Waters R.L. Physiological work performance in chronic low back disability: effects of a progressive activity program // Physical Ther.— 1980.— Vol.60, N4.— P.407-411.
Thyssen H.H., Brynskov J., Jansen E.C. Alcohol and postural imbalance. A force plate study // Z. Rechtsmed.— 1981.— Vol.87, N4.— P.257-260.
Thyssen H.H., Brynskov J., Jansen E.C. et al. Normal ranges and reproducibility for the quantitative Romberg's test // Acta Neurol. Scand.— 1982.— Vol.66, N1.— P.100-104.
Tinetti M.E. Performance-oriented assessment of mobility problems in elderly patients // J. Am. Geriatr. Soc.— 1986.— Vol.34.— P.119-126.
Tinetti M.E., Ginter S.F. Identifying mobility dysfunctions in elderly patients. Standard neuromuscular examination or direct assessment // JAMA.— 1988.— Vol.259.— P.1190-1193.
Tinetti M.E., Speechley M., Ginter S.F. Risk factors for falls among elderly persons living in the community // N. Engl. J. Med.— 1988.— Vol.319.— P.1701-1707.
Titianova E.B., Tarkka I.M. Asymmetry in walking performance and postural sway in patients with chronic unilateral cerebral infarction // J. Rehabil. Res. Dev.— 1995.— Vol.32, N3.— P.236-244.
Tokita T., Miyata H., Takagi K. Analysis of standing posture in patients with bilateral loss of labirinthine exitability // Acta Otolaryngol. Suppl.— 1989.— Vol.468.— P.187-190.
Toppila E., Pyykkö I. Chaotic model of postural stability — a position and velocity dependent system?// Automedica.— 2000.— Vol.19.— P.115-134.
Trenkwalder C., Paulus W., Krafczyk S. et al. Postural stability differentiates «lower body» from idiopathic parkinsonism // Acta Neurol. Scand.— 1995.— Vol.91, N6.— P.444-452.
Trevarthen C.B. Two mechanisms of vision in primates // Psychologische Forschung.— 1968.— Vol.31.— P.299-337.
Tropp H., Ekstrand J., Gillquist J. Stabilometry in functional instability of the ankle and its value in predicting injury // Med. Sci. Sports. Exerc.— 1984.— Vol.16, N1.— P.64-66.
Tyburski D.J., Davis R.B., DeLuca P.A. Initial contact and toe off: a comparison of measurement technologies // Proc. Clin. Gait Laboratory Conf.— Rochester, 1993.— P.129-130.

Turker K.S. Electromyography: some methodological problems and issues // Phys. Ther.— 1993.— Vol.73.— P.698-710.
Umemura K., Ishizaki H., Matsuoka I. et al. Analysis of body sway in patients with cerebellar lesions // Acta Otolaryngol. Suppl.— 1989.— Vol.468.— P.253-261.
Units, terms, and standards in the reporting of EMG research // Rep. by the Ad Hoc Com. of the Int. Soc. of Electrophysiol. Kinesiol.— Baltimore, Md: International Society of Electrophysiogical Kinesiology; 1980.
Van der Straaten J.H.M., Scholten P.J.M. Symmetry and periodicity in gait patterns of normal and hemiplegic children // Biomechanics / Ed. by E.Asmussen, K.Jorgensen.— Baltimore: University Park Press, 1978.— P.287-292.
Van Emmerik R.E., Sprague R.L., Newell K.M. Quantification of postural sway patterns in tardive dyskinesia // Mov. Disord.— 1993.— Vol.8, N3.— P.305-314.
Vaughan C.L., Bresser M., Sussman M. et al. Biomechanics of human gait / An electronic bibliography. Gaitbib.— Human Kinetics Publishers Inc., 1992.
Vaughan C.L., Murphy G.N., Leon L. du Toit. Biomechanics of human gait / An annotated bibliography.— Human Kinetics Publishers Inc., 1987.— 230 p.
Voloshin A., Wosk J. An in vivo study of low back pain and shock absorption in the human locomotor system // J. Biomech.— 1982.— Vol.15, N1.— P.21-27.
Vuillerme N. Influence du blocage de la respiration dans le contrôle postural orthostatique. Mémoire STAPS.— Grenoble: Université J. Fourier, 1997.
Wall J.C., Turnbull G.I. Gait asymmetries in residual hemiplegia // Arch. Physical Med. Rehabil.— 1986.— Vol.67, N8.— P.550-553.
Watanabe I., Okubo J., Kadoka S. et al. Postural equilibrium and respiratory rhythm // Agressologie.— 1976.— Vol.17.— P.45-50.
Watanabe Y., Assai M., Shimizu K. Evaluation for vestibular compensation by static and dynamic posturography // Gait Posture.— 1999.— Vol.9, N1.— P.S19.
Waters R.L., Frazier J., Garland D.E. et al. Electromyographic gait analysis before and after operative treatment for hemiplegic equinus and equinovarus deformity // J. Bone Joint Surg.— 1982.— Vol.64.— P.284-288.
Waters R.L., Yakura J.S., Adkins R.H. Gait performance after spinal cord injury // Clin. Orthop.— 1993.— Vol.288.— P.87-96.
Weber W., Weber E. Mechanics of the human walking apparatus.— Berlin, Heidilberg: Springer-Verlag, 1992.— 242 p.
Weidenhielm L., Olsson E., Brostrom L.A. et al. Improvement in gait one year after surgery for knee osteoarthrosis: a comparison between high tibial osteotomy and prosthetic replacement in a prospective randomized study // Scand. J. Rehabil. Med.— 1993.— Vol.25, N1.— P.25-31.
Weintraub M.A., Bilander T., Simon S.R. QUAWDS: A composite diagnostic system for gait analysis // Comput. Math. Programs. Biomed.— 1990.— Vol.32, N1.— P.91-106.
Weir R.F., Childress D.S. A portable, real-time, clinical gait velocity analysis system // IEEE Trans Rehabil. Eng.— 1997.— Vol.5, N4.— P.310-321.
Weiss P.L., Kearey R.E., Hunter I.W. Position dependence of ankle joint dynamics. II Active mechanics // J. Biomech.— 1986.— Vol.19, N9.— P.737-751.
Wells R.P. The kinematics and energy variations of swing-through crutch gait // J. Biomech.— 1979.— Vol.12, N8.— P.579-585.
Wheelwright E.F., Minns R.A., Law H.T. et al. Temporal and spatial parameters of gait in children. I: Normal control data // Dev. Med. Child Neurol.— 1993.— Vol.35, N2.— P.102-113.
Whittle M.W. Gait analysis: an introduction.— Butterworth Heinemann, 1991.— 230 p.
Whittle M.W., Barnes S.C. Defining normal ranges for gait parameters // Gait Anal. Med. Photogramm. Proc. Inf. Conf.— Oxford. Headington, 1987.— Vol.1-3.— P.46-47.
Whittle M.W., Jefferson R.J. The generation and transmission of the heelstrike transient and the effects of quadriceps paralysis // Gait Anal. Med. Photogramm. Proc. Inf. Conf.— Oxford, Headington, 1987.— Vol.1-3.— P.34-35.
Williams H.G., McClenaghan B.A., Dickerson J. Spectral characteristics of postural control in elderly individuals // Arch. Phys. Med. Rehabil.— 1997.— Vol.78, N7.— P.737-744.

Wilson J.F., Gilbert J.A. Dynamic body forces on axillary crutch walkers during swing-through gait // Am. J. Phys. Med.— 1982.— Vol.61, N2.— P.85-92.
Winter D.A. Pathologic gait diagnosis with computer-averaged electromyographic profiles // Arch. Phys. Med. Rehabil.— 1984.— Vol.65.— P.393-398.
Winter D.A. Definitions, terms and conventions related to human gait // Can. Soc. Biomech.— 1986.
Winter D.A. The biomechanics and motor control of human gait.— Waterloo, Ontario: University of Waterloo Press, 1988.
Winter D.A. Biomechanics and motor control of Human movement.— N.-Y., Chichster, Toronto, Singapure: John Wiley & Sons, 1990.— 277 p.
Winter D.A. The biomechanics and motor control of human gait.— Waterloo, Ontario: University of Waterloo Press, 1991.— 143 p.
Winter D.A. Electromyogram recording, processing, and normalization: procedures and considerations // J. Hum. Muscle Perform.— 1991.— Vol.1.— P.5-15.
Winter D.A. The biomechanics and motor control of human gait: normal, elderly and pathological.— Waterloo, Ontario: University of Waterloo Press, 1992.— 143 p.
Winter D.A., Fuglevand A.J., Archer S.E. Crosstalk in surface EMG: theoretical and practical estimates // J. Electromyograp. Kinesiol.— 1994.— Vol.4, N1.— P.15-26.
Winter D.A. A. B. C. of balance during standing and walking.— Univ. of Waterloo press, 1995.— 56 p.
Winter D.A. Human balance and posture control during standing and walking // Gait Posture.— 1995.— N3.— P.193-214.
Winter D.A., Patla A.E., Prince F. et al. Stiffness control of balance in quiet standing // J. Neurophysiol.— 1998.— Vol.80.— P.1211-1221.
Winter D.A., Quanbury A.O., Hobson D.A. et al. Kinematics of normal locomotion. A. Statistical study based on TV Data // J. Biomech.— 1974.— Vol.7, N6.— P.479-486.
Winter D.A., Rau G., Kadefors R. et al. Units, terms, and standards in the reporting of EMG research // A rep. by the AdHoc Com. of the Int. Soc. of Electrophysiol. and Kinesiol.— 1980.
Winter D.A., Scott S.H. Technique for Interpretation of electromyography for concentric and eccentric contraction in gait // J. Electromyograp. Kinesiol.— 1991.— Vol.1, N4.— P.263-269.
Winter D.A., Yack H.J. EMG profiles during normal human walking: stride-to-stride and inter-subject variability // Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol.— 1987.— Vol.67.— P.402-411.
Wright D.G., Desai S.M., Henderson W.H. Action of the subtalar and ankle-joint complex during the stance phase of walking // J. Bone Joint Surg.— 1964.— Vol.46A, N2.— P.361-382.
Wolf S.L., Edwards D.I., Shutter L.A. Concurrent assessment of muscle activity (CAMA): a procedural approach to assess treatment goals // Phys. Ther.— 1986.— Vol.66.— P.218-224.
Wolf S.L., Segal R.L., English A.W. Task-oriented EMG activity recorded from partitions in human lateral gastrocnemius muscle // J. Electromyogr. Kinesiol.— 1993.— N3.— P.87-94.
Wolfson L., Whipple R., Amerman P. Stressing the postural response // J. Am. Geriatr. Soc.— 1986.— Vol.34.— P.845-850.
Wolfson L., Whipple R., Derby C.A. et al. Gender differences in the balance of healthy elderly as demonstrated by dynamic posturography // J. Gerontol.— 1994.— Vol.49, N4.— P.M160-167.
Woods J.J., Bigland-Ritchie B. Linear and non-linear surface EMG/force relationships in human muscles: ananatomical/functional argument for the existence of both // Am. J. Phys. Med.— 1983.—Vol.62.— P.287-299.
Woollacott M.H., Shumway-Cook A. Changes in posture control across the life span. A systems approach // Phys. Ther.— 1990.— Vol.70.— P.799-807.

Woollacott M., Shumway-Cook A., Nashner L.M. Aging and postural control: Changes in sensory organization in muscular coordination // Int. J. Aging Hum. Dev.— 1986.— Vol.23.— P.97-114.
Woolley S.M., Rubin A.M., Kantner R.M. Differentiation of balance deficits through examination of selected components of static stabilometry // J. Otolaryngol.— 1993.— Vol.22, N5.— P.368-375.
Wyller T. The axis of the Ankle joint and its importance in subtalar arthodesis // Acta Orthop. Scand.— 1961.— Vol.31, N3.— P.201-207.
Wu G., Cavanagh P.R. ISB recommendations for standardization in the reporting of kinematic data // J. Biomech.— 1995.— Vol.28.— P.1257-1261.
Wu G., van der Helm F.C., Veeger H.E. et al. ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion. Part II: shoulder, elbow, wrist and hand // J. Biomech.— 2005.— Vol.38, N5.— P.981-992.
Wu G., Siegler S., Allard P. et al. ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion. Part I: ankle, hip, and spine // J. Biomech.— 2002.— Vol.35, N4.— P.543-548.
Yagi K. Multivariate statistical analysis in stabilometry in human upright standing (the first report) — age-related factor // Nippon Jibiinkoka Gakkai Kaiho.— 1989.— Vol.92, N6.— P.899-908.
Yamashita T. Moving pattern of point of application of vertical resultant force during level walking // J. Biomech.— 1976.— Vol.9, N2.— P.93-99.
Yang J.F., Winter D.A. Electromyography reliability in maximal and submaximal isometric contractions // Arch. Phys. Med. Rehabil.— 1983.— Vol.64.— P.417-420.
Yang J.F., Winter D.A. Electromyographic amplitude normalization methods: improving their sensitivity as diagnostic tools in gait analysis // Arch. Phys. Med. Rehabil.— 1984.— Vol.65.— P.517-521.
Yardley L., Bronstein A.M., Davies R. et al. Concurent performance of mental tasks and dynamic control of balance: a comparison of healthy adults and patients with vestibular disorders // Gait Posture.— 1999.— Vol.9, N1.— P.S11.
Yardley L., Gardner M., Leadbetter A. et al. Effect of articulatory and mental tasks on postural control // Neuroreport.— 1999.— Vol.10.— P.215-219.
Yasuda T., Nakagawa T., Inoue H. et al. The role of the labyrinth, proprioception and plantar mechanosensors in the maintenance of an upright posture // Eur. Arch. Otorhinolaryngol.— 1999.— Vol.256, Suppl.1.— P.S27-32.
Yates B.J., Miller A.D. Physiological evidence that the vestibular system participates in autonomic and respiratory control // J. Vestib. Res.— 1998.— Vol.8.— P.17-25.
Yokoyama K., Araki S., Murata K. et al. Postural sway frequency analysis in workers exposed to n-hexane, xylene, and toluene: assessment of subclinical cerebellar dysfunction // Environ. Res.— 1997.— Vol.74, N2.— P.110-115.
Yokoyama K., Araki S., Murata K. et al. Subclinical vestibulo-cerebellar, anterior cerebellar lobe and spinocerebellar effects in lead workers in relation to concurrent and past exposure // Neurotoxicol.— 1997.— Vol.18, N2.— P.371-380.
Yokoyama K., Araki S., Murata K. et al. A preliminary study on delayed vestibulo-cerebellar effects of Tokyo Subway Sarin Poisoning in relation to gender difference: frequency analysis of postural sway // J. Occup. Environ. Med.— 1998.— Vol.40, N1.— P.17-21.
Yoneda S., Tokumasu K. Frequency analysis of body sway in the upright posture. Statistical study in cases of peripheral vestibular disease // Acta Otolaryngol.— 1986.— Vol.102, N1-2.— P.87-92.
Yoshida K., Iwakura H., Inoue F. Motion analysis in the movement of standing up from and sitting down on a chair // Scand. J. Rehabil. Med.— 1983.— Vol.15.— P.133-140.
Young S., Keenan M.A.E., Stone L.R. The treatment of spastic planovalgus foot deformity in the neurologically impaired adult // Foot Ankle.— 1990.— Vol.10, N6.— P.317-324.
Young C.C., Rose S.E., Biden E.N. et al. The effect of surface and internal electrodes on the gait of children with cerebral palsy, spastic diplegic type // J. Orthop. Res.— 1989.— Vol.7.— P.732-737.

Zuniga E.N., Simons D.G. Nonlinear relationship between averaged electromyogram potential and muscle tension in normal subjects // Arch. Phys. Med. Rehabil.— 1969.— Vol.50, N11.— P.613-620.

Автор выражает искреннюю признательность соавторам совместных научных работ, многочисленным клиницистам, работающим с использованием технологий клинического анализа движений, а так же другим заинтересованным специалистам, для которых и написано данное издание.

Особая благодарность руководству и коллективу НМФ «МБН» — разработчику и производителю аппаратных средств клинического анализа движений,— поддержавшим издание этой книги.

Отедльные слова благодарности Кобилецкой Валентине Валентиновне за помощь в редактировании монографии.

Монография

Скворцов Дмитрий Владимирович

Диагностика двигательной патологии инструментальными методами: анализ походки, стабилометрия

Оформление *В.В.Кобилецкая*
Оригинал-макет подготовлен *ООО «НМФ «МБН»*
107120 г. Москва, 2-ой Сыромятнический пер., д. 10, офис 6
тел./факс 917-7776, 917-8324, 917-9703.
e-mail: mbn@mbn.ru, http://www.mbn.ru

Подписано в печать 01.10.07. Формат 60 × 90/16. Бумага офсетная № 1.
Гарнитура «Таймс». Усл. печ. л. 40. Тираж 1000 экз. Заказ № 8274.

Отпечатано с готовых диапозитивов в ОАО ордена «Знак Почета»
«Смоленская областная типография им. В. И. Смирнова»
214000, г. Смоленск, проспект им. Ю. Гагарина, 2

ISBN 978-5-94982-045-2