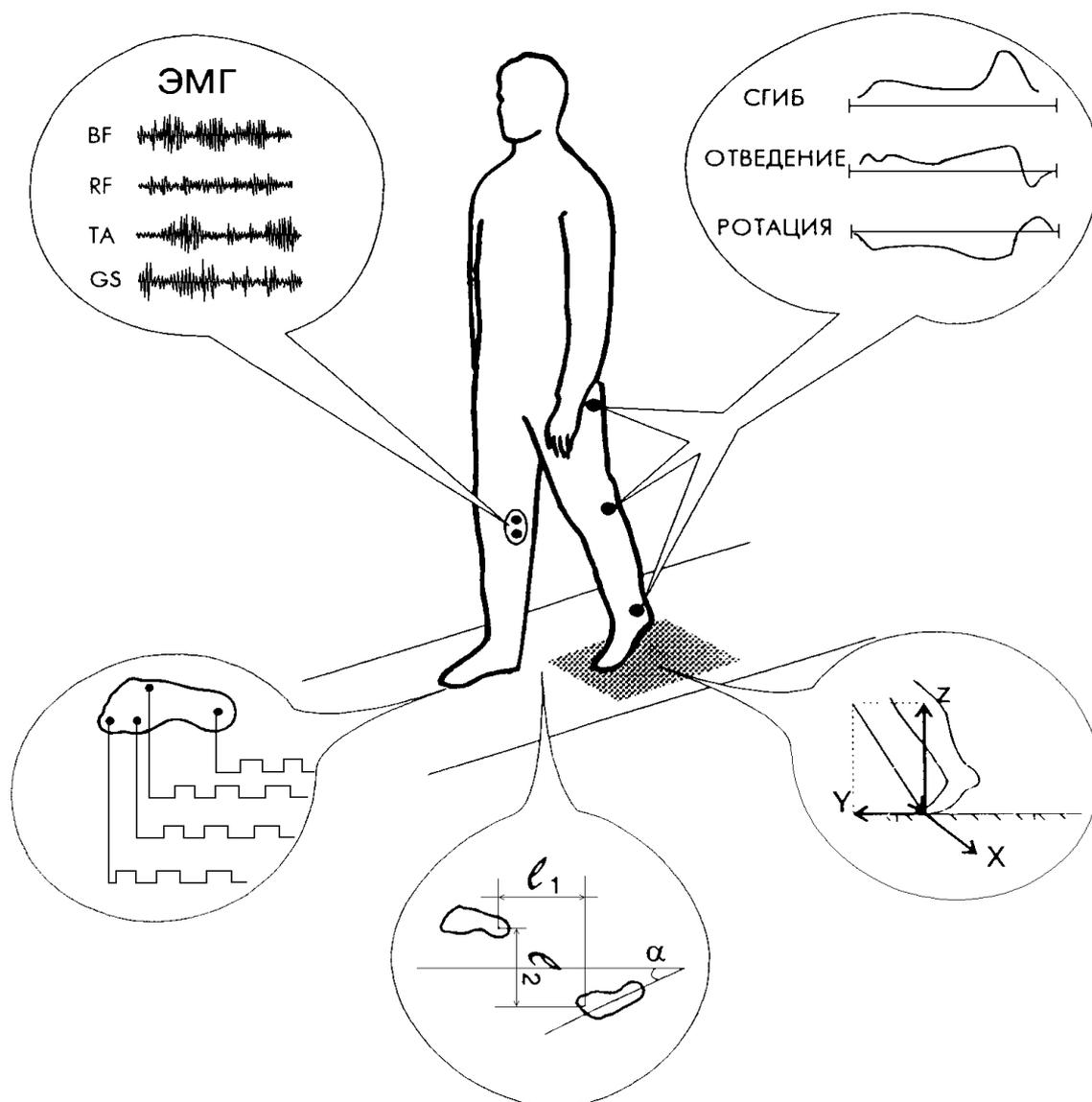


КЛИНИЧЕСКИЙ АНАЛИЗ ДВИЖЕНИЙ АНАЛИЗ ПОХОДКИ



Д.В.СКВОРЦОВ

ББК 28.91+56.12

C427

УДК 612.76+616.8=009.1=071

Все права на книгу принадлежат держателю авторских прав - НМФ "МБН". Ни одна часть данного издания, включая название и художественное оформление, не может перерабатываться, переиздаваться, копироваться или множиться каким-либо иным способом без письменного разрешения держателей авторских прав.

Обращения за письменным разрешением должны направляться по адресу:

109180 Россия, Москва
ул. Большая Якиманка 27-17
Научно-медицинская фирма "МБН"
(Медицина, биология, нейрофизиология)
Тел./факс (095) 238-3773
Тел. (095) 230-7431

Скворцов Д.В.

C427 Клинический анализ движений. Анализ походки: Издательство НПЦ - "Стимул", Иваново, 1996. - 344 с.: ил. Библ. - 329 назв. ISBN 5-86139-066-5

Книга посвящена относительно молодому направлению в биомеханике, науке, стоящей на стыке биологии, медицины и физики. Рассмотрены теоретические и практические основы клинического анализа походки в его современном состоянии. Подробно проанализирована нормальная походка по временным, пространственным, кинематическим, динамическим и другим параметрам в ее возрастном, конституциональном и половом аспектах. Впервые дана классификация и системный анализ патологической походки, неспецифическая и специфическая симптоматика, механизмы компенсации различных патологических состояний опорно-двигательного аппарата.

Для научных работников, ортопедов-травматологов, невропатологов, реабилитологов, протезистов и врачей других специальностей.

ББК 28.91+56.12

© Д.В. Скворцов

ISBN 5-86139-066-5

© МБН

Оглавление

Краткое оглавление	I
Полное оглавление	II
Список иллюстраций	VI
Список таблиц	XV
Аббревиатура и символы	XVII

Краткое оглавление

1. ОБЩАЯ ЧАСТЬ	3
1.1 КРАТКИЙ ОЧЕРК МЕТОДОВ АНАЛИЗА ПОХОДКИ	5
1.2 МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЯ БИОМЕХАНИКИ ПОХОДКИ	10
1.3 КИНЕМАТИКА	31
1.4 БИОМЕХАНИКА СТОПЫ	37
1.5 ИССЛЕДОВАНИЕ БИОПОТЕНЦИАЛОВ МЫШЦ	47
2. БИОМЕХАНИКА НОРМАЛЬНОЙ ПОХОДКИ	63
2.2 МОМЕНТЫ СИЛ В СУСТАВАХ	131
2.3 ВЗАИМОЗАВИСИМОСТЬ ПАРАМЕТРОВ ПОХОДКИ ОТ СКОРОСТИ И ЧАСТОТЫ ШАГА	139
2.4 ВОЗРАСТНЫЕ ИЗМЕНЕНИЯ ПРОСТРАНСТВЕННО-ВРЕМЕННЫХ ПОКАЗАТЕЛЕЙ ПОХОДКИ	145
2.5 ВОЗРАСТНЫЕ ИЗМЕНЕНИЯ КИНЕМАТИЧЕСКИХ ПАРАМЕТРОВ ПОХОДКИ	151
2.6 ЭВОЛЮЦИЯ ДИНАМИЧЕСКИХ ПОКАЗАТЕЛЕЙ ПОХОДКИ	159
2.7 ЭВОЛЮЦИЯ МЫШЕЧНОЙ АКТИВНОСТИ	163
2.8 ИНВОЛЮЦИЯ ПОХОДКИ В ПОЖИЛОМ ВОЗРАСТЕ	166
2.9 ОТЛИЧИТЕЛЬНЫЕ ОСОБЕННОСТИ МУЖСКОЙ И ЖЕНСКОЙ ПОХОДКИ	169
3. ПАТОЛОГИЯ - ОБЩАЯ ЧАСТЬ	179
3.1 КЛАССИФИКАЦИЯ ВОЗМОЖНЫХ ПРИЧИН ПАТОЛОГИИ ПОХОДКИ	180
3.2 РОЛЬ И МЕСТО АНАЛИЗА ДВИЖЕНИЙ В СИСТЕМЕ МЕДИЦИНСКОЙ И СОЦИАЛЬНОЙ ПОМОЩИ	182
3.3 КЛАССИФИКАЦИЯ ИЗМЕНЕНИЙ ПАРАМЕТРОВ ПОХОДКИ	184
3.4 ТИПИЧНЫЕ ФУНКЦИОНАЛЬНЫЕ РЕАКЦИИ ОПОРНО-ДВИГАТЕЛЬНОГО АППАРАТА ПРИ ПАТОЛОГИИ	202
3.5 ОБЩИЕ КОМПЕНСАТОРНЫЕ РЕАКЦИИ ОПОРНО-ДВИГАТЕЛЬНОГО АППАРАТА НА ПАТОЛОГИЮ	210
3.6 КОМПЕНСАТОРНЫЕ РЕАКЦИИ ПРИ ИЗМЕНЕНИИ ОТНОСИТЕЛЬНОЙ ДЛИНЫ НИЖНЕЙ КОНЕЧНОСТИ	213
3.7 СИММЕТРИЯ И АСИММЕТРИЯ ПОХОДКИ	217
3.8 СРЕДСТВА ДОПОЛНИТЕЛЬНОЙ ОПОРЫ	221
4. ПАТОЛОГИЯ ЧАСТНАЯ	237
4.1 ГОЛЕНОСТОПНЫЙ СУСТАВ	238
4.2 КОЛЕННЫЙ СУСТАВ	258
4.3 ТАЗОБЕДРЕННЫЙ СУСТАВ	278
4.4 ВОССТАНОВЛЕНИЕ ПОХОДКИ ПОСЛЕ ПЕРЕЛОМОВ КОСТЕЙ НИЖНИХ КОНЕЧНОСТЕЙ	300
4.5 ФУНКЦИОНАЛЬНЫЕ ПОСЛЕДСТВИЯ ЗАКРЫТЫХ ПЕРЕЛОМОВ ПЯТОЧНОЙ КОСТИ	307
4.6 ДВИГАТЕЛЬНАЯ СИМПТОМАТИКА ПАТОЛОГИИ ПОЗВОНОЧНИКА	312
4.7 ДЕТСКИЙ ЦЕРЕБРАЛЬНЫЙ ПАРАЛИЧ	325
СЛОВАРЬ ТЕРМИНОВ	343

Полное оглавление

1. ОБЩАЯ ЧАСТЬ	3
1.1 КРАТКИЙ ОЧЕРК МЕТОДОВ АНАЛИЗА ПОХОДКИ	5
1.2 МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЯ БИОМЕХАНИКИ ПОХОДКИ	10
1.2.1 ПОДОМЕТРИЯ	10
1.2.2 ГОНИОМЕТРИЯ	12
1.2.3 ВИДЕОРЕГИСТРАЦИЯ	15
1.2.4 РЕГИСТРАЦИЯ РЕАКЦИЙ ОПОРЫ	18
1.2.5 ИХНОМЕТРИЯ	20
1.2.6 ИССЛЕДОВАНИЕ БИОПОТЕНЦИАЛОВ МЫШЦ	24
1.3 КИНЕМАТИКА	31
1.3.1 СИСТЕМА КООРДИНАТ	31
1.3.2 ОСИ ДВИЖЕНИЙ В СУСТАВАХ	34
1.4 БИОМЕХАНИКА СТОПЫ	37
1.4.1 СВОДЫ СТОПЫ	37
1.4.2 ПРОДОЛЬНАЯ ОСЬ СТОПЫ	37
1.4.3 РОЛЬ ПОДОШВЕННОЙ ФАСЦИИ ДЛЯ ПОДДЕРЖАНИЯ СВОДА СТОПЫ	37
1.4.4 СУСТАВЫ СТОПЫ	38
1.5 ИССЛЕДОВАНИЕ БИОПОТЕНЦИАЛОВ МЫШЦ	47
1.5.1 РАЗЛИЧНЫЕ СОСТОЯНИЯ ДЕЙСТВИЯ МЫШЦ И СОВЕРШАЕМОЙ ИМИ РАБОТЫ	47
1.5.2 ТИПЫ ДЕЙСТВИЯ МЫШЦ	47
1.5.3 ТИПЫ ВЗАИМНОГО ДЕЙСТВИЯ МЫШЦ	48
1.5.4 ЛИТЕРАТУРА	49
2. БИОМЕХАНИКА НОРМАЛЬНОЙ ПОХОДКИ	63
2.1.1 ВРЕМЕННЫЕ ХАРАКТЕРИСТИКИ ШАГА	65
2.1.2 ФАЗЫ ЦИКЛА ШАГА.	67
2.1.2.1 ПЕРИОД ОПОРЫ	68
2.1.2.2 ПЕРИОД ПЕРЕНОСА.	69
2.1.3 ФУНКЦИОНАЛЬНАЯ ИНТЕРПРЕТАЦИЯ ФАЗ ЦИКЛА ШАГА.	70
2.1.4 ПОНЯТИЕ О ПЕРЕКАТАХ СТОПЫ	73
2.1.5 ПРОСТРАНСТВЕННЫЕ ХАРАКТЕРИСТИКИ ШАГА.	74
2.1.6 КИНЕМАТИКА ДВИЖЕНИЙ В СУСТАВАХ.	77
2.1.6.1 ДВИЖЕНИЯ В САГИТТАЛЬНОЙ ПЛОСКОСТИ	77
2.1.6.1.1 ГОЛЕНОСТОПНЫЙ СУСТАВ	77
2.1.6.1.2 КОЛЕННЫЙ СУСТАВ	79
2.1.6.1.3 ТАЗОБЕДРЕННЫЙ СУСТАВ	81
2.1.6.2 ДВИЖЕНИЯ ВО ФРОНТАЛЬНОЙ ПЛОСКОСТИ	83
2.1.6.2.1 СТОПА	83
2.1.6.2.2 КОЛЕННЫЙ СУСТАВ	84
2.1.6.2.3 ТАЗОБЕДРЕННЫЙ СУСТАВ	85
2.1.6.3 ДВИЖЕНИЯ ВО ФРОНТАЛЬНОЙ ПЛОСКОСТИ В ЦЕЛОМ	85
2.1.6.4 ДВИЖЕНИЯ В ГОРИЗОНТАЛЬНОЙ ПЛОСКОСТИ	88
2.1.6.4.1 ТАЗОБЕДРЕННЫЙ СУСТАВ	89
2.1.6.4.2 КОЛЕННЫЙ СУСТАВ	89
2.1.6.4.3 ДВИЖЕНИЯ СТОПЫ ОТНОСИТЕЛЬНО ГОЛЕНИ	90
2.1.6.5 ДВИЖЕНИЯ В ГОРИЗОНТАЛЬНОЙ ПЛОСКОСТИ В ЦЕЛОМ	90
2.1.7 ПРОСТРАНСТВЕННЫЕ ДВИЖЕНИЯ ТАЗА	90
2.1.8 ШЕСТЬ ДЕТЕРМИНАНТ ПОХОДКИ	91
2.1.8.1 ПЕРВАЯ ДЕТЕРМИНАНТА: ВРАЩЕНИЕ ТАЗА	91
2.1.8.2 ВТОРАЯ ДЕТЕРМИНАНТА: НАКЛОН ТАЗА	92
2.1.8.3 ТРЕТЬЯ ДЕТЕРМИНАНТА: СГИБАНИЕ КОЛЕННОГО СУСТАВА В НАЧАЛЕ ПЕРИОДА ОПОРЫ	93
2.1.8.4 ЧЕТВЕРТАЯ ДЕТЕРМИНАНТА: ФУНКЦИОНАЛЬНОЕ УДЛИНЕНИЕ КОНЕЧНОСТИ В НАЧАЛЕ ПЕРИОДА ОПОРЫ	93

2.1.8.5 ПЯТАЯ ДЕТЕРМИНАНТА: ФУНКЦИОНАЛЬНОЕ УДЛИНЕНИЕ КОНЕЧНОСТИ В КОНЦЕ ПЕРИОДА ОПОРЫ	94
2.1.8.6 ШЕСТАЯ ДЕТЕРМИНАНТА: ФИЗИОЛОГИЧЕСКИЙ ВАЛЬГУС КОЛЕННОГО СУСТАВА - МЕХАНИЗМ ОГРАНИЧЕНИЯ ДЕВИАЦИЙ ОЦМ ВО ФРОНТАЛЬНОЙ ПЛОСКОСТИ	94
2.1.9 ДИНАМИЧЕСКИЕ ХАРАКТЕРИСТИКИ (РЕАКЦИИ ОПОРЫ)	95
2.1.9.1 МЕТОДИКА ИССЛЕДОВАНИЯ	95
2.1.9.2 ВЕРТИКАЛЬНАЯ СОСТАВЛЯЮЩАЯ РЕАКЦИИ ОПОРЫ	97
2.1.9.3 ПРОДОЛЬНАЯ СОСТАВЛЯЮЩАЯ РЕАКЦИИ ОПОРЫ	101
2.1.9.4 ПОПЕРЕЧНАЯ СОСТАВЛЯЮЩАЯ РЕАКЦИИ ОПОРЫ	105
2.1.9.5 РЕАКЦИИ ОПОРЫ В ЦЕЛОМ	106
2.1.9.6 ВЗАИМООТНОШЕНИЯ ВЕКТОРА СИЛЫ РЕАКЦИИ ОПОРЫ И ОБЩЕГО ЦЕНТРА МАСС ТЕЛА В ЦИКЛЕ ШАГА	108
2.1.10 ПРОФИЛИ БИОЭЛЕКТРИЧЕСКОЙ АКТИВНОСТИ МЫШЦ В ЦИКЛЕ ШАГА	114
2.1.10.1 ПЕРЕДНЯЯ ГРУППА МЫШЦ ГОЛЕНИ	114
2.1.10.1.1 М. TIBIALIS ANTERIOR	114
2.1.10.1.2 М. EXTENSOR DIGITORUM LONGUS	115
2.1.10.2 ЗАДНЯЯ ГРУППА МЫШЦ ГОЛЕНИ	115
2.1.10.2.1 М. SOLEUS	115
2.1.10.2.2 М. GASTROCNEMIUS MEDIALIS	116
2.1.10.2.3 М. GASTROCNEMIUS LATERALIS	117
2.1.10.2.4 М. PERONEUS LONGUS	117
2.1.10.2.5 М. PERONEUS BREVIS	118
2.1.10.3 ПЕРЕДНЯЯ ГРУППА МЫШЦ БЕДРА	118
2.1.10.3.1 М. VASTUS LATERALIS	118
2.1.10.3.2 М. VASTUS MEDIALIS	119
2.1.10.3.3 М. RECTUS FEMORIS	120
2.1.10.3.4 М. SARTORIUS	120
2.1.10.4 ДРУГИЕ МЫШЦЫ БЕДРА	121
2.1.10.4.1 М. SEMIMEMBRANOSUS, М. SEMITENDINOSUS	121
2.1.10.4.2 М. BICEPS FEMORIS	122
2.1.10.4.3 М. ADDUCTOR LONGUS	122
2.1.10.4.4 М. ADDUCTOR MAGNUS	122
2.1.10.4.5 М. GLUTEUS MAXIMUS	123
2.1.10.4.6 М. GLUTEUS MEDIUS	123
2.1.10.4.7 М. TENSOR FASCIA LATAE	124
2.1.10.5 МЫШЦЫ ТУЛОВИЩА	124
2.1.10.5.1 М. ERECTOR SPINAE (УРОВЕНЬ L3-L4)	124
2.1.10.5.2 М. ERECTOR SPINAE (УРОВЕНЬ T9)	125
2.1.10.6 КОНЦЕНТРИЧЕСКОЕ И ЭКЦЕНТРИЧЕСКОЕ ДЕЙСТВИЕ МЫШЦ В ЦИКЛЕ ШАГА	125
2.1.10.7 ЗАКЛЮЧЕНИЕ	126
2.2 МОМЕНТЫ СИЛ В СУСТАВАХ	131
2.2.1 ВВЕДЕНИЕ	131
2.2.2 МОМЕНТЫ СИЛ В СУСТАВАХ В САГИТТАЛЬНОЙ ПЛОСКОСТИ	133
2.2.2.1 МОМЕНТ СИЛ В ГОЛЕНОСТОПНОМ СУСТАВЕ	133
2.2.2.2 МОМЕНТ СИЛ В КОЛЕННОМ СУСТАВЕ	135
2.2.2.3 МОМЕНТ СИЛ В ТАЗОБЕДРЕННОМ СУСТАВЕ	135
2.2.3 МОМЕНТЫ СИЛ ВО ФРОНТАЛЬНОЙ ПЛОСКОСТИ	136
2.3 ВЗАИМОЗАВИСИМОСТЬ ПАРАМЕТРОВ ПОХОДКИ ОТ СКОРОСТИ И ЧАСТОТЫ ШАГА	139
2.3.1 ПРОСТРАНСТВЕННО-ВРЕМЕННЫЕ ПОКАЗАТЕЛИ	139
2.3.2 ВЗАИМОЗАВИСИМОСТЬ АМПЛИТУД ДВИЖЕНИЙ В СУСТАВАХ ОТ ЧАСТОТЫ ШАГА	141
2.3.3 ЗАВИСИМОСТЬ ИЗМЕНЕНИЯ ВЕЛИЧИНЫ РЕАКЦИИ ОПОРЫ ОТ ЧАСТОТЫ ШАГА	142

2.4 ВОЗРАСТНЫЕ ИЗМЕНЕНИЯ ПРОСТРАНСТВЕННО-ВРЕМЕННЫХ ПОКАЗАТЕЛЕЙ ПОХОДКИ	145
2.4.1 ВРЕМЕННЫЕ ПОКАЗАТЕЛИ	145
2.4.1.1 ВРЕМЯ ЦИКЛА ШАГА	145
2.4.1.2 ЧАСТОТА ШАГА	145
2.4.1.3 ЭВОЛЮЦИЯ ВРЕМЕННОЙ СТРУКТУРЫ ЦИКЛА ШАГА	146
2.4.2 ПРОСТРАНСТВЕННЫЕ ПОКАЗАТЕЛИ	148
2.4.2.1 СКОРОСТЬ ШАГА	148
2.4.2.2 ДЛИНА ШАГА, БАЗА ШАГА, УГОЛ РАЗВОРОТА СТОПЫ	148
2.5 ВОЗРАСТНЫЕ ИЗМЕНЕНИЯ КИНЕМАТИЧЕСКИХ ПАРАМЕТРОВ ПОХОДКИ	151
2.5.1 САГИТТАЛЬНАЯ ПЛОСКОСТЬ	151
2.5.1.1 ГОЛЕНОСТОПНЫЙ СУСТАВ	151
2.5.1.2 КОЛЕННЫЙ СУСТАВ	152
2.5.1.3 ТАЗОБЕДРЕННЫЙ СУСТАВ	154
2.5.2 ФРОНТАЛЬНАЯ ПЛОСКОСТЬ	155
2.6 ЭВОЛЮЦИЯ ДИНАМИЧЕСКИХ ПОКАЗАТЕЛЕЙ ПОХОДКИ	159
2.6.1 ВЕРТИКАЛЬНАЯ СОСТАВЛЯЮЩАЯ	159
2.6.2 ПРОДОЛЬНАЯ СОСТАВЛЯЮЩАЯ	161
2.6.3 ПОПЕРЕЧНАЯ СОСТАВЛЯЮЩАЯ	162
2.7 ЭВОЛЮЦИЯ МЫШЕЧНОЙ АКТИВНОСТИ	163
2.7.1 M. TIBIALIS ANTERIOR	163
2.7.2 M. VASTUS MEDIALIS	163
2.7.3 M. GLUTEUS MEDIUS	164
2.7.4 M. SEMITENDINOSUS, M. SEMIMEMBRANOSUS	164
2.7.5 M. BICEPS FEMORIS	164
2.7.6 M. GLUTEUS MAXIMUS	164
2.7.7 M. TRICEPS SURAE	164
2.8 ИНВОЛЮЦИЯ ПОХОДКИ В ПОЖИЛОМ ВОЗРАСТЕ	166
2.8.1 ПРОСТРАНСТВЕННЫЕ И ВРЕМЕННЫЕ ХАРАКТЕРИСТИКИ	166
2.8.2 БИОЭЛЕКТРИЧЕСКАЯ АКТИВНОСТЬ МЫШЦ	168
2.9 ОТЛИЧИТЕЛЬНЫЕ ОСОБЕННОСТИ МУЖСКОЙ И ЖЕНСКОЙ ПОХОДКИ	169
2.9.1 ЛИТЕРАТУРА	172
3. ПАТОЛОГИЯ - ОБЩАЯ ЧАСТЬ	179
3.1 КЛАССИФИКАЦИЯ ВОЗМОЖНЫХ ПРИЧИН ПАТОЛОГИИ ПОХОДКИ	180
3.2 РОЛЬ И МЕСТО АНАЛИЗА ДВИЖЕНИЙ В СИСТЕМЕ МЕДИЦИНСКОЙ И СОЦИАЛЬНОЙ ПОМОЩИ	182
3.3 КЛАССИФИКАЦИЯ ИЗМЕНЕНИЙ ПАРАМЕТРОВ ПОХОДКИ	184
3.3.1 ПРОСТРАНСТВЕННЫЕ ПАРАМЕТРЫ	184
3.3.2 ВРЕМЕННЫЕ ХАРАКТЕРИСТИКИ ШАГА	185
3.3.2.1 ПЕРЕКАТЫ СТОПЫ	187
3.3.3 КИНЕМАТИЧЕСКИЕ ПАРАМЕТРЫ	190
3.3.3.1 ОБЩИЕ ПОНЯТИЯ	190
3.3.3.2 ХАРАКТЕРИСТИКА ДВИЖЕНИЙ В САГИТТАЛЬНОЙ ПЛОСКОСТИ	193
3.3.3.3 ХАРАКТЕРИСТИКА ДВИЖЕНИЙ ВО ФРОНТАЛЬНОЙ ПЛОСКОСТИ	194
3.3.3.4 ХАРАКТЕРИСТИКА ДВИЖЕНИЙ В ГОРИЗОНТАЛЬНОЙ ПЛОСКОСТИ	195
3.3.3.5 ФУНКЦИОНАЛЬНАЯ КЛАССИФИКАЦИЯ КОНТРАКТУР СУСТАВОВ	196
3.3.4 ДИНАМИЧЕСКИЕ ПАРАМЕТРЫ	199
3.3.5 ПРОФИЛЬ БИОЭЛЕКТРИЧЕСКОЙ АКТИВНОСТИ МЫШЦ	200
3.4 ТИПИЧНЫЕ ФУНКЦИОНАЛЬНЫЕ РЕАКЦИИ ОПОРНО-ДВИГАТЕЛЬНОГО АППАРАТА ПРИ ПАТОЛОГИИ	202
3.4.1 ПРОСТРАНСТВЕННЫЕ ПАРАМЕТРЫ	202
3.4.1.1 СКОРОСТЬ ШАГА	202
3.4.1.2 ЧАСТОТА ШАГА	202

3.4.1.3 ДЛИНА ШАГА	203
3.4.1.4 БАЗА ШАГА	203
3.4.1.5 УГОЛ РАЗВОРОТА СТОПЫ	204
3.4.1.6 КЛИРЕНС	206
3.4.2 ВРЕМЕННЫЕ ПАРАМЕТРЫ	207
3.4.2.1 ВРЕМЯ ЦИКЛА ШАГА	207
3.4.2.1.1 ПЕРИОД ОПОРЫ И ПЕРЕНОСА	207
3.4.2.1.2 ПЕРИОД ДВОЙНОЙ И ОДИНОЧНОЙ ОПОРЫ	207
3.4.3 КИНЕМАТИЧЕСКИЕ ПАРАМЕТРЫ	207
3.4.3.1 ДВИЖЕНИЯ СГИБАНИЯ-РАЗГИБАНИЯ	207
3.4.3.2 ДВИЖЕНИЯ ОТВЕДЕНИЯ-ПРИВЕДЕНИЯ	208
3.4.3.3 РОТАЦИОННЫЕ ДВИЖЕНИЯ	208
3.4.4 ДИНАМИЧЕСКИЕ ПАРАМЕТРЫ	208
3.4.4.1 ВЕРТИКАЛЬНАЯ СОСТАВЛЯЮЩАЯ	208
3.4.4.2 ПРОДОЛЬНАЯ СОСТАВЛЯЮЩАЯ	208
3.4.4.3 ПОПЕРЕЧНАЯ СОСТАВЛЯЮЩАЯ	209
3.4.5 БИОЭЛЕКТРИЧЕСКАЯ АКТИВНОСТЬ МЫШЦ	209
3.5 ОБЩИЕ КОМПЕНСАТОРНЫЕ РЕАКЦИИ ОПОРНО-ДВИГАТЕЛЬНОГО АППАРАТА НА ПАТОЛОГИЮ	210
3.5.1 ПРАВИЛО ПЕРЕРАСПРЕДЕЛЕНИЯ ФУНКЦИЙ	210
3.5.2 ПРАВИЛО ФУНКЦИОНАЛЬНОГО КОПИРОВАНИЯ	211
3.5.3 ПРАВИЛО ОБЕСПЕЧЕНИЯ ОПТИМУМА	211
3.6 КОМПЕНСАТОРНЫЕ РЕАКЦИИ ПРИ ИЗМЕНЕНИИ ОТНОСИТЕЛЬНОЙ ДЛИНЫ НИЖНЕЙ КОНЕЧНОСТИ	213
3.6.1 МЕХАНИЗМЫ КОМПЕНСАЦИИ ОТНОСИТЕЛЬНОГО УДЛИНЕНИЯ НИЖНЕЙ КОНЕЧНОСТИ	213
3.6.2 МЕХАНИЗМЫ КОМПЕНСАЦИИ ОТНОСИТЕЛЬНОГО УКРОЧЕНИЯ НИЖНЕЙ КОНЕЧНОСТИ	215
3.7 СИММЕТРИЯ И АСИММЕТРИЯ ПОХОДКИ	217
3.7.1 ФИЗИОЛОГИЧЕСКАЯ АСИММЕТРИЯ ПОХОДКИ	217
3.7.2 ЧТО ИЗМЕРЯТЬ?	218
3.7.3 КАКАЯ АСИММЕТРИЯ НОРМАЛЬНА?	220
3.8 СРЕДСТВА ДОПОЛНИТЕЛЬНОЙ ОПОРЫ	221
3.8.1 КРИТЕРИИ НАЗНАЧЕНИЯ СРЕДСТВ ДОПОЛНИТЕЛЬНОЙ ОПОРЫ	222
3.8.2 КЛИНИЧЕСКИЙ ПРИМЕР	225
4. ПАТОЛОГИЯ ЧАСТНАЯ	237
4.1 ГОЛЕНОСТОПНЫЙ СУСТАВ	238
4.1.1 ИСХОДНОЕ ПОЛОЖЕНИЕ СУСТАВА	238
4.1.2 ПАТОЛОГИЯ В САГИТТАЛЬНОЙ ПЛОСКОСТИ	239
4.1.2.1 ДЕВИАЦИИ ПОХОДКИ ПРИ ПРАВИЛЬНОМ ПОЛОЖЕНИИ ГОЛЕНОСТОПНОГО СУСТАВА	239
4.1.2.1.1 НЕДОСТАТОЧНОЕ РАЗГИБАНИЕ	239
4.1.2.1.2 НЕДОСТАТОЧНОЕ СГИБАНИЕ	239
4.1.2.1.3 СГИБАТЕЛЬНО-РАЗГИБАТЕЛЬНАЯ НЕЙТРАЛЬНАЯ РИГИДНАЯ КОНТРАКТУРА ГОЛЕНОСТОПНОГО СУСТАВА	240
4.1.2.2 ДЕВИАЦИИ ПОХОДКИ ПРИ ИЗБЫТОЧНОМ РАЗГИБАНИИ ГОЛЕНОСТОПНОГО СУСТАВА	241
4.1.2.3 ДЕВИАЦИИ ПОХОДКИ ПРИ ИЗБЫТОЧНОМ СГИБАНИИ ГОЛЕНОСТОПНОГО СУСТАВА	249
4.1.3 ПАТОЛОГИЯ ВО ФРОНТАЛЬНОЙ ПЛОСКОСТИ	253
4.1.4 ПАТОЛОГИЯ В ГОРИЗОНТАЛЬНОЙ ПЛОСКОСТИ	257
4.2 КОЛЕННЫЙ СУСТАВ	258
4.2.1 ПАТОЛОГИЯ В САГИТТАЛЬНОЙ ПЛОСКОСТИ	259
4.2.1.1 НЕДОСТАТОЧНОЕ СГИБАНИЕ	259
4.2.1.2 НЕДОСТАТОЧНОЕ РАЗГИБАНИЕ	262
4.2.1.3 ИЗБЫТОЧНОЕ СГИБАНИЕ	265
4.2.1.4 ИЗБЫТОЧНОЕ РАЗГИБАНИЕ	266
4.2.2 ПАТОЛОГИЯ ВО ФРОНТАЛЬНОЙ ПЛОСКОСТИ	270

4.2.2.1	ВАЛЬГУСНАЯ ДЕФОРМАЦИЯ	271
4.2.2.2	ВАРУСНАЯ ДЕФОРМАЦИЯ	273
4.2.3	ПАТОЛОГИЯ В ГОРИЗОНТАЛЬНОЙ ПЛОСКОСТИ	275
4.3	ТАЗОБЕДРЕННЫЙ СУСТАВ	278
4.3.1	ПАТОЛОГИЯ ОСНОВНОЙ СТОЙКИ	278
4.3.1.1	САГИТТАЛЬНАЯ ПЛОСКОСТЬ	278
4.3.1.1.1	СГИБАТЕЛЬНАЯ УСТАНОВКА	278
4.3.1.1.2	РАЗГИБАТЕЛЬНАЯ УСТАНОВКА	282
4.3.1.2	ФРОНТАЛЬНАЯ ПЛОСКОСТЬ	283
4.3.2	ФУНКЦИОНАЛЬНАЯ ПАТОЛОГИЯ ТАЗОБЕДРЕННОГО СУСТАВА	283
4.3.2.1	САГИТТАЛЬНАЯ ПЛОСКОСТЬ	284
4.3.2.1.1	НЕДОСТАТОЧНОЕ СГИБАНИЕ	284
4.3.2.1.2	НЕДОСТАТОЧНОЕ РАЗГИБАНИЕ	285
4.3.2.1.3	ИЗБЫТОЧНОЕ СГИБАНИЕ	286
4.3.2.1.4	ИЗБЫТОЧНОЕ РАЗГИБАНИЕ	287
4.3.2.2	ФРОНТАЛЬНАЯ ПЛОСКОСТЬ	287
4.3.2.2.1	ПРИВОДЯЩАЯ УСТАНОВКА	288
4.3.2.2.2	УСТАНОВКА В ОТВЕДЕНИИ	294
4.3.2.3	ГОРИЗОНТАЛЬНАЯ ПЛОСКОСТЬ	295
4.3.2.3.1	ИЗБЫТОЧНАЯ НАРУЖНАЯ РОТАЦИЯ	296
4.3.2.3.2	ИЗБЫТОЧНАЯ ВНУТРЕННЯЯ РОТАЦИЯ	298
4.4	ВОССТАНОВЛЕНИЕ ПОХОДКИ ПОСЛЕ ПЕРЕЛОМОВ КОСТЕЙ НИЖНИХ КОНЕЧНОСТЕЙ	300
4.4.1	БОЛЬНАЯ СТОРОНА	300
4.4.2	ЗДОРОВАЯ СТОРОНА	301
4.5	ФУНКЦИОНАЛЬНЫЕ ПОСЛЕДСТВИЯ ЗАКРЫТЫХ ПЕРЕЛОМОВ ПЯТОЧНОЙ КОСТИ	307
4.6	ДВИГАТЕЛЬНАЯ СИМПТОМАТИКА ПАТОЛОГИИ ПОЗВОНОЧНИКА	312
4.6.1	НАРУШЕНИЯ ПОХОДКИ И ОСНОВНОЙ СТОЙКИ ПРИ ПОЯСНИЧНОМ ОСТЕОХОНДРОЗЕ	312
4.6.2	КОНТРОЛЬ ЭФФЕКТИВНОСТИ ПРОВЕДЕНИЯ МАНУАЛЬНОЙ ТЕРАПИИ	318
4.6.3	РЕАГИРОВАНИЕ ОПОРНО-ДВИГАТЕЛЬНОГО АППАРАТА НА РАЗГРУЖАЮЩИЙ КОРСЕТ	322
4.7	ДЕТСКИЙ ЦЕРЕБРАЛЬНЫЙ ПАРАЛИЧ	325
4.7.1	ТИПИЧНЫЕ ИЗМЕНЕНИЯ НА УРОВНЕ ГОЛЕНОСТОПНОГО СУСТАВА	325
4.7.1.1	САГИТТАЛЬНАЯ ПЛОСКОСТЬ	325
4.7.1.2	ФРОНТАЛЬНАЯ ПЛОСКОСТЬ	326
4.7.1.3	ГОРИЗОНТАЛЬНАЯ ПЛОСКОСТЬ	326
4.7.2	ТИПИЧНАЯ ПАТОЛОГИЯ КОЛЕННОГО СУСТАВА	326
4.7.3	ТИПИЧНАЯ ПАТОЛОГИЯ ТАЗОБЕДРЕННОГО СУСТАВА	326
4.7.4	ОБЩИЕ ИЗМЕНЕНИЯ В ФАЗАХ ЦИКЛА ШАГА	327
4.7.5	КЛИНИЧЕСКИЙ ПРИМЕР	329
4.7.6	ЛИТЕРАТУРА	334
СЛОВАРЬ ТЕРМИНОВ		343

Список иллюстраций

Рисунок 1.1 Фрагмент экрана исследования программно-аппаратного комплекса клинического анализа движений “МБН-БИОМЕХАНИКА” (включен режим увеличения).	17
Рисунок 1.2 Динамометрическая платформа: общий вид и принцип действия.	19
Рисунок 1.3 Схема включения для измерения длины шага. Питание включено по длине дорожки.	22
Рисунок 1.4 Схема включения для измерения базы шага. Питание включено по ширине дорожки.	23
Рисунок 1.5 Схема включения для измерения угла разворота стопы. Питание включено по ширине дорожки.	24
Рисунок 1.6 Двигательные точки мышц туловища по передней и задней поверхности.	25
Рисунок 1.7 Двигательные точки мышц ноги на внутренней поверхности.	26
Рисунок 1.8 Двигательные точки мышц ноги передней и задней поверхности.	27
Рисунок 1.9 Простой способ представления фазовой активности мышцы в цикле шага.	28
Рисунок 1.10 Способ обработки поверхностной ЭМГ. (А) - нативная ЭМГ, (Б) - вы- прямленная ЭМГ, (В) - сглаженная ЭМГ.	29
Рисунок 1.11 Конечный результат обработки ОЭМГ. Тонкая линия - средняя норма, прерывистая - пределы нормы $\pm s$, толстая линия - усредненный профиль биоэлек- трической активности пациента.	30
Рисунок 1.12 Локальная система координат для нижней конечности. Где (S) сагитталь- ная плоскость, (F) фронтальная плоскость, (V) горизонтальная плоскость.	31
Рисунок 1.13 Движения в трех плоскостях для бедра (тазобедренный сустав), голени (коленный сустав) и стопы (голеностопный и подтаранный).	32
Рисунок 1.14 Нейтральное положение суставов нижней конечности.	32
Рисунок 1.15 Реальное “нейтральное” положение суставов нижней конечности во фронтальной плоскости.	33
Рисунок 1.16 Положение теоретических осей движения в тазобедренном суставе, где (С) ось сгибания-разгибания, (О) отведения-приведения, (Р) ротации.	34
Рисунок 1.17 Положение теоретических осей движения в коленном суставе, где (С) ось сгибания-разгибания, (О) отведения-приведения, (Р) ротации.	35
Рисунок 1.18 Положение теоретических осей движения в голеностопном суставе, где (С) ось сгибания-разгибания, (О) отведения-приведения, (Р) ротации.	36
Рисунок 1.19 Тест активных движений в голеностопном и подтаранном суставах.	39
Рисунок 1.20 Гониометр для регистрации движений в голеностопном и таранно- пяточном суставах (73).	39
Рисунок 1.21 Способ определения истинной амплитуды движений в голеностопном сус- таве. Возможная амплитуда движения в голеностопном суставе равна сумме секто- ров (А) и (Б).	40
Рисунок 1.22 Пространственная ориентация осей движений в суставах стопы по дан- ным различных авторов: вид сбоку (А) и сверху (Б). Обозначения осей: ПТС - под- таранный сустав, ГСС - голеностопный сустав, ПФС - плюснефаланговый сустав, Шс - ось сгибания-разгибания Шопарова сустава, Шо-п - ось отведения - приведе- ния Шопарова сустава.	41
Рисунок 1.23 Иллюстрация функции таранно-пяточного и Шопарова сустава по (138).	44
Рисунок 1.24 Пример концентрического действия мышцы.	47
Рисунок 1.25 Пример эксцентрического действия мышцы.	48
Рисунок 2.1 Цикл шага и его периоды.	65

Рисунок 2.2 Фазы периода опоры. А - фаза контакта, Б - фаза нагружения, В - фаза подъема.	68
Рисунок 2.3 А - фаза падения, Б - фаза передачи.	69
Рисунок 2.4 Фазы периода переноса. А - фаза ускорения, Б - фаза продвижения, В - фаза торможения.	69
Рисунок 2.5 Механизм трансформации энергии разгибания голеностопного сустава в поступательное движение голени и бедра.	71
Рисунок 2.6 Последовательность и время контакта с опорой зон:	73
Рисунок 2.7 Способ измерения длины, базы шага и угла разворота стопы (36).	74
Рисунок 2.8 Способ измерения длины и базы шага (55).	74
Рисунок 2.9 Способ измерения длины и базы шага (13, 14).	75
Рисунок 2.10 С - длина цикла шага.	75
Рисунок 2.11 Гониограмма голеностопного сустава. Здесь и далее: абцисса - время цикла шага в %, ордината - 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.	77
Рисунок 2.12 Гониограмма коленного сустава. Буквами с индексом обозначены основные амплитуды.	79
Рисунок 2.13 Гониограмма тазобедренного сустава. Буквами с индексом обозначены основные амплитуды.	82
Рисунок 2.14 Гониограмма подтаранного сустава. ПО - конец периода опоры.	83
Рисунок 2.15 Гониограмма движений отведения-приведения на уровне голеностопного сустава.	84
Рисунок 2.16 Гониограмма движений отведения-приведения в коленном суставе.	84
Рисунок 2.17 Гониограмма движений отведения-приведения в тазобедренном суставе.	85
Рисунок 2.18 Вектор веса тела проходит через опорную поверхность.	86
Рисунок 2.19 Движение во фронтальной плоскости осуществляется действием тазобедренного и подтаранного суставов.	86
Рисунок 2.20 Движения таза во фронтальной плоскости.	87
Рисунок 2.21 Траектория общего центра масс тела в проекции на плоскость опоры по Winter D.A. 1992.	88
Рисунок 2.22 Гониограмма ротационных движений в тазобедренном суставе.	89
Рисунок 2.23 Гониограмма ротационных движений в коленном суставе.	89
Рисунок 2.24 Гониограмма ротационных движений на уровне голеностопного сустава.	90
Рисунок 2.25 Вертикальные перемещения ОЦМ.	91
Рисунок 2.26 Боковые перемещения ОЦМ и вращение таза.	91
Рисунок 2.27 Поворот таза в горизонтальной плоскости позволяет поддерживать ОЦМ на более высоком уровне. Здесь и далее:	92
Рисунок 2.28 Уменьшение высоты подъема ОЦМ за счет наклона таза в сторону переносимой конечности.	92
Рисунок 2.29 Уменьшение высоты подъема ОЦМ за счет сгибания в коленном суставе. Пунктиром обозначена реальная и возможная траектория движения ОЦМ (без сгибания в коленном суставе).	93
Рисунок 2.30 Функциональное удлинение конечности за счет постановки стопы на опору на пяточную область.	93
Рисунок 2.31 Функциональное удлинение конечности за счет разгибания в голеностопном суставе.	94

Рисунок 2.32 Физиологический вальгус коленного сустава как механизм уменьшения фронтальных девиации ОЦМ.	94
Рисунок 2.33 Построение пространственного положения вектора реакции опоры V с помощью составляющих вертикальной Z , продольной Y и поперечной X . ТБС - тазобедренный сустав.	96
Рисунок 2.34 Схематический вид сверху дорожки с двумя динамометрическими платформами. В углах установлены телекамеры.	96
Рисунок 2.35 График вертикальной составляющей реакции опоры. Пояснение в тексте.	97
Рисунок 2.36 Продольная составляющая реакции опоры. Пояснение в тексте.	101
Рисунок 2.37 Продольная Y и вертикальная Z составляющие вектора V реакции опоры позволяют вычислить угол α вектора V .	103
Рисунок 2.38 Поперечная составляющая реакции опоры. Пояснение в тексте	105
Рисунок 2.39 Вертикальная составляющая реакции опоры. Пояснение в тексте.	106
Рисунок 2.40 Продольная составляющая реакции опоры. Обозначения те же.	107
Рисунок 2.41 Butterfly diagram.	107
Рисунок 2.42 Механизм появления обратного зубца.	107
Рисунок 2.43 Взаиморасположение конечности, вектора силы реакции опоры и его проекции.	111
Рисунок 2.44 Взаиморасположение конечности, вектора силы реакции опоры и его проекции.	112
Рисунок 2.45 Взаиморасположение конечности, вектора силы реакции опоры и его проекции.	113
Рисунок 2.46 Активность <i>m. tibialis anterior</i> в цикле шага.	114
Рисунок 2.47 Активность <i>m. extensor digitorum longus</i> в цикле шага.	115
Рисунок 2.48 Активность <i>m. soleus</i> в цикле шага.	116
Рисунок 2.49 Активность <i>m. gastrocnemius medialis</i> в цикле шага.	116
Рисунок 2.50 Активность <i>m. gastrocnemius lateralis</i> в цикле шага.	117
Рисунок 2.51 Активность <i>m. peroneus longus</i> в цикле шага.	117
Рисунок 2.52 Активность <i>m. peroneus brevis</i> в цикле шага.	118
Рисунок 2.53 Активность <i>m. vastus lateralis</i> в цикле шага.	119
Рисунок 2.54 Активность <i>m. vastus medialis</i> в цикле шага.	119
Рисунок 2.55 Активность <i>m. rectus femoris</i> в цикле шага.	120
Рисунок 2.56 Активность <i>m. sartorius</i> в цикле шага.	121
Рисунок 2.57 Активность <i>m. semimembranosus</i> , <i>m. semitendinosus</i> в цикле шага.	121
Рисунок 2.58 Активность роль <i>m. adductor longus</i> в цикле шага.	122
Рисунок 2.59 Активность роль <i>m. adductor magnus</i> в цикле шага.	122
Рисунок 2.60 Активность <i>m. gluteus maximus</i> в цикле шага.	123
Рисунок 2.61 Активность <i>m. gluteus maximus</i> в цикле шага.	123
Рисунок 2.62 Активность роль <i>m. tensor fascia latae</i> в цикле шага.	124
Рисунок 2.63 Активность роль <i>m. erector spinae</i> в цикле шага.	125
Рисунок 2.64 Активность роль <i>m. erector spinae</i> в цикле шага.	125
Рисунок 2.65 Различные виды действия <i>m. soleus</i> в цикле шага.	126
Рисунок 2.66 Фазовая активность мышц при ходьбе.	127
Рисунок 2.67 Фазовая активность мышц при ходьбе.	128
Рисунок 2.68 Фазовая активность мышц при ходьбе.	129
Рисунок 2.69 Фазовая активность мышц при ходьбе.	130
Рисунок 2.70 Пример действия моментов сил. Объяснение в тексте.	131
Рисунок 2.71 Действие наружного и внутреннего моментов сил.	132
Рисунок 2.72 Внутренние моменты сил в суставах в сагиттальной плоскости (80).	134

Рисунок 2.73 Силы действующие на тазобедренный сустав опорной конечности. Пояснение в тексте.	136
Рисунок 2.74 График внутреннего момента сил в тазобедренном суставе во фронтальной плоскости.	137
Рисунок 2.75 График внутреннего момента сил в коленном суставе во фронтальной плоскости.	137
Рисунок 2.76 Взаимозависимость длины и частоты шага по данным различных авторов (72). Длина шага выражена по отношению к росту.	139
Рисунок 2.77 Номограмма основных параметров походки по Grieve (42), где: (e) - пожилые, (h) - пожилые здоровые, (m) - взрослые мужчины, (f) - взрослые женщины, 7, 4, 3, 2, 1, средние значения для детей 7, 4, 3, 2 и 1 года жизни.	140
Рисунок 2.78 Гониограммы движений тазобедренного, коленного и голеностопного суставов в сагиттальной плоскости для медленной, естественной и быстрой ходьбы (80).	141
Рисунок 2.79 Реакции опоры по вертикальной и продольной составляющим при медленной частоте шага (80).	143
Рисунок 2.80 Реакции опоры по вертикальной и продольной составляющим при естественной частоте шага (80).	143
Рисунок 2.81 Реакции опоры по вертикальной и продольной составляющим при быстрой частоте шага (80).	144
Рисунок 2.82 Динамика изменения частоты шага в возрасте от 1 года до 7 лет (67).	145
Рисунок 2.83 График изменения скорости шага с возрастом (67).	148
Рисунок 2.84 Гониограммы голеностопного сустава для детей в возрасте 1-2.5 года (67).	151
Рисунок 2.85 Гониограммы голеностопного сустава для детей в возрасте 3-5 лет (67).	152
Рисунок 2.86 Гониограммы голеностопного сустава для детей в возрасте 6-7 лет (67).	152
Рисунок 2.87 Гониограммы коленного сустава для детей в возрасте 1-2.5 года (67).	153
Рисунок 2.88 Гониограммы коленного сустава для детей в возрасте 3-5 лет (67).	153
Рисунок 2.89 Гониограммы коленного сустава для детей в возрасте 6-7 лет (67).	154
Рисунок 2.90 Гониограммы тазобедренного сустава для детей в возрасте 1-2.5 года (67).	154
Рисунок 2.91 Гониограммы тазобедренного сустава для детей в возрасте 3-5 лет (67).	155
Рисунок 2.92 Гониограммы тазобедренного сустава для детей в возрасте 6-7 лет (67).	155
Рисунок 2.93 Гониограммы тазобедренного, коленного и голеностопного суставов различных возрастных групп (55).	158
Рисунок 2.94 При малой длине шага обследуемый ребенок в любом случае будет попадать двумя ногами на динамометрическую платформу.	159
Рисунок 2.95 Графики вертикальной составляющей реакции опоры у детей от двух до семи лет (67).	160
Рисунок 2.96 Графики продольной составляющей реакции опоры у детей от двух до семи лет (67).	161
Рисунок 2.97 Графики поперечной составляющей реакции опоры для детей от двух до семи лет (67).	162
Рисунок 2.98 Возрастные изменения фазовой биоэлектрической активности мышц в цикле шага (67).	163
Рисунок 2.99 Возрастные изменения фазовой биоэлектрической активности мышц в цикле шага (67).	165
Рисунок 3.1 Схема взаиморасположения рычагов сегментов нижней конечности и ее пояса.	204

Рисунок 3.2 Фронтализация оси голеностопного сустава при блокировании движений в таранно-пяточном (А). Нормальное взаиморасположение осей голеностопного и таранно-пяточного суставов (Б). Большой стрелкой обозначено направление движения (ходьбы).	205
Рисунок 3.3 Фронтализация оси подтаранного сустава при блокировании движений в голеностопном.	206
Рисунок 3.4 Период переноса, осуществляемый посредством кругового движения.	214
Рисунок 3.5 Подбрасывание таза.	214
Рисунок 3.6 Механизм подскока.	215
Рисунок 3.7 Компенсация относительного укорочения опорной конечности сгибанием тазобедренного, коленного и голеностопного суставов контрлатеральной.	216
Рисунок 3.8 Механизм разгрузки больной конечности с помощью трости.	224
Рисунок 3.9 Гониограммы движений в суставах больной и здоровой стороны при ходьбе с тростью.	226
Рисунок 3.10 Гониограммы движений в суставах больной и здоровой стороны при ходьбе без трости.	227
Рисунок 3.11 Гониограммы движений в суставах больной и здоровой стороны при ходьбе с тростью.	228
Рисунок 3.12 Гониограммы движений в суставах больной и здоровой стороны при ходьбе без трости.	230
Рисунок 3.13 Гониограммы движений в суставах больной и здоровой стороны при ходьбе с тростью.	232
Рисунок 3.14 Гониограммы движений в суставах больной и здоровой стороны при ходьбе без трости.	233
Рисунок 4.1 Гониограмма голеностопного сустава при сгибательно-разгибательной нейтральной ригидной контрактуре. Здесь и далее: тонкая линия с пунктиром - норма, вертикальная пунктирная линия на 62% ЦШ - конец периода опоры в норме, вторая такая же линия - конец периода опоры пациента.	240
Рисунок 4.2 Механика фазы нагружения - голеностопный сустав фиксирован в нейтральном положении. А - гипотетическая ось переката через пятку.	240
Рисунок 4.3 Возможность контакта пяткой зависит от взаиморасположения голеностопного и тазобедренного суставов (А) или голеностопного и коленного (Б).	242
Рисунок 4.4 Низкий контакт пяткой на гониограмме движений голеностопного сустава. В начале цикла шага сустав имеет установку в разгибании.	242
Рисунок 4.5 Контакт передним отделом стопы.	243
Рисунок 4.6 Обратный перекал. Вид подограммы при обратном перекале левой стопы (верхний комплекс), нижний - правая с нормальным перекалом.	244
Рисунок 4.7 Механизм постоянной зоны опоры. (А) - гипотетическая ось вращения.	244
Рисунок 4.8 Рекурсивный механизм фазы нагружения.	245
Рисунок 4.9 Механизм наклона.	247
Рисунок 4.10 Поддержание клиренса при адекватной функции коленного и тазобедренного суставов (А), при относительной недостаточности сгибания тазобедренного сустава (Б).	248
Рисунок 4.11 Гониограмма голеностопного сустава. Начальное положение в сгибании.	249
Рисунок 4.12 Результат избыточного пяточного переката.	250
Рисунок 4.13 Механизм наведенного переката.	252
Рисунок 4.14 Механизм вынужденного сгибания коленного сустава в конце периода переноса.	253

- Рисунок 4.15 Вальгусная (справа) и варусная (слева) установка стопы по отношению к голени при X и O-образной деформации коленных суставов. А - угол между голенью и стопой. 254
- Рисунок 4.16 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. 255
- Рисунок 4.17 Гониограмма движений приведения-отведения на уровне голеностопного сустава. В начале цикла шага сустав имеет установку в положении отведения (вальгусную). В первую половину периода опоры происходит приведение до нейтрального положения (инверсия), которое совпадает с концом первого периода двойной опоры. 256
- Рисунок 4.18 Наружный перекал (левая стопа, вверху). Полностью отсутствует опора на головку первой плюсневой кости, контакт пятки спорадический. 256
- Рисунок 4.19 Гониограмма движений отведения-приведения на уровне голеностопного сустава. Исходное положение в приведении, после чего происходит отведение (возвратное, т.к. идет возвращение в нейтральное положение), которое вновь сменяется истинным приведением. 257
- Рисунок 4.20 Гониограмма ротационных движений на уровне голеностопного сустава. Сочетание увеличения амплитуды движений наружной ротации с исходным положением сустава в наружной ротации. 258
- Рисунок 4.21 Гониограмма ротационных движений на уровне голеностопного сустава. Весь цикл шага имеется внутренняя ротация с максимумами в конце первого периода двойной опоры и в конце периода опоры. 258
- Рисунок 4.22 Гониограмма коленного сустава в сагиттальной плоскости. Имеется уменьшение амплитуды обоих сгибаний. 260
- Рисунок 4.23 Гониограмма коленного сустава в сагиттальной плоскости. Имеется существенное уменьшение амплитуды обеих сгибаний. 260
- Рисунок 4.24 Сохранение контакта переднего отдела стопы с опорой. 261
- Рисунок 4.25 Контакт низкой пяткой как следствие остаточного сгибания коленного сустава. 263
- Рисунок 4.26 Вынужденный контакт передним отделом стопы. 263
- Рисунок 4.27 Чрезмерное сгибание голеностопного сустава. 264
- Рисунок 4.28 Гониограмма коленного сустава в сагиттальной плоскости. Имеется исходная установка сустава в положении сгибания, поэтому абсолютное значение амплитуд сгибаний и разгибания оказывается больше нормы. 265
- Рисунок 4.29 Гониограмма коленного сустава в сагиттальной плоскости. Истинное разгибание коленного сустава с максимумом в 44% цикла шага. 267
- Рисунок 4.30 Активное блокирование тазобедренного и голеностопного суставов. 268
- Рисунок 4.31 Замыкание коленного сустава перераспределением массы тела. 269
- Рисунок 4.32 Замыкание коленного сустава: 270
- Рисунок 4.33 Вальгусная деформация коленного сустава, сторона (Б). 271
- Рисунок 4.34 Приведение в тазобедренном и голеностопном суставах при отведении (вальгировании) коленного. 272
- Рисунок 4.35 Гониограмма коленного сустава во фронтальной плоскости. Исходное положение сустава в отведении. Под нагрузкой в середине периода опоры сустав возвращается в нейтральное положение, после чего вновь происходит отведение. Период опоры 93% ЦШ. Результат врожденной патологии (ДЦП). 273

Рисунок 4.36 Варусная деформация коленного сустава.	274
Рисунок 4.37 Гониограмма коленного сустава во фронтальной плоскости. В исходном положении имеется легкий варус, который существенно увеличивается в фазы нагрузки и ускорения.	275
Рисунок 4.38 Гониограмма коленного сустава в горизонтальной плоскости. Общая амплитуда движений соответствует норме, но имеется исходная установка сустава в положении внутренней ротации.	276
Рисунок 4.39 Гониограмма коленного сустава в горизонтальной плоскости. Сочетание увеличенной амплитуды ротационных движений с установкой в положении внутренней ротации.	276
Рисунок 4.40 Гониограмма коленного сустава в горизонтальной плоскости. Избыточная наружная ротация в сочетании с исходным положением сустава в наружной ротации.	276
Рисунок 4.41 Гониограмма коленного сустава в горизонтальной плоскости. Сочетание увеличения амплитуды ротационных движений с исходным положением сустава, близким к нейтральному.	277
Рисунок 4.42 Компенсация контрактуры за счет разгибания поясничного отдела позвоночника.	279
Рисунок 4.43 Проекция общего центра масс проходит на уровне середины свода стопы.	279
Рисунок 4.44 Активная площадь опоры и положение проекции ОЦМ при стоянии в норме.	280
Рисунок 4.45 Разгибательный механизм.	281
Рисунок 4.46 Сгибательный механизм.	281
Рисунок 4.47 Пассивное замыкание тазобедренного сустава. Стрелка показывает на lig. ileofemorale.	282
Рисунок 4.48 Приводящая установка тазобедренного сустава (А) и отводящая (Б).	283
Рисунок 4.49 Замещение сгибания одного тазобедренного сустава (белая сторона) разгибанием в другом (черная).	284
Рисунок 4.50 Гониограмма тазобедренного сустава. Недостаточное разгибание.	285
Рисунок 4.51 Избыточное сгибание тазобедренного сустава.	287
Рисунок 4.52 Гониограмма тазобедренного сустава. Избыточное сгибание и разгибание на верхней границе нормы.	287
Рисунок 4.53 Рычаг, образуемый тазом.	288
Рисунок 4.54 Механизм уменьшения нагрузки на отводящие мышцы и тазобедренный сустав. Обозначения те же.	289
Рисунок 4.55 Синдром обратного Тренделенбурга-Дюшена.	291
Рисунок 4.56 Гониограмма тазобедренного сустава во фронтальной плоскости. Имеется исходная установка сустава в приведении.	292
Рисунок 4.57 Приведение тазобедренного сустава (указано стрелкой) при отводящей контрактуре на контрлатеральной стороне.	292
Рисунок 4.58 Отрицательная база походки при двусторонней ригидной приводящей контрактуре. Серым цветом показаны укороченные приводящие мышцы.	293
Рисунок 4.59 Гониограмма тазобедренного сустава. Избыточное приведение.	294
Рисунок 4.60 Сгибательно-пронационная контрактура тазобедренного сустава выглядит во фронтальной плоскости как его приведение.	294
Рисунок 4.61 Гониограмма тазобедренного сустава во фронтальной плоскости. Отведение бедра в периоде опоры с целью увеличения базы шага.	295
Рисунок 4.62 Функциональная иммобилизация голеностопного сустава.	297

Рисунок 4.63 Гониограмма тазобедренного сустава в горизонтальной плоскости. Исходное положение в наружной ротации в сочетании с возвратной внутренней ротацией в период опоры.	297
Рисунок 4.64 Гониограмма тазобедренного сустава в горизонтальной плоскости. Имеется исходная установка сустава в положении наружной ротации.	298
Рисунок 4.65 Гониограмма тазобедренного сустава в горизонтальной плоскости. Имеется исходное положение сустава во внутренней ротации в сочетании с избыточной внутренней ротацией в периоде опоры.	299
Рисунок 4.66 Гониограмма тазобедренного сустава в горизонтальной плоскости. Избыточная внутренняя ротация во второй половине периода опоры.	299
Рисунок 4.67 Гониограммы движений в суставах при ходьбе с тростью.	302
Рисунок 4.68 Гониограммы движений в суставах при ходьбе без трости.	304
Рисунок 4.69 Гониограммы движений в суставах при ходьбе с тростью.	305
Рисунок 4.70 Гониограммы движений в суставах при ходьбе без трости.	306
Рисунок 4.71 Гониограммы голеностопного и подтаранного суставов на больной и здоровой стороне в обследованных группах больных в сравнении с нормой.	310
Рисунок 4.72 Амплитуда разгибания голеностопного сустава в норме (А) и при снижении высоты задней области стопы (Б).	311
Рисунок 4.73 Положение осей координат относительно стоп обследуемого. Крестик на оси S - положение общего центра давления в норме.	316
Рисунок 4.74 Действие разгибателей тазобедренного и сгибателей голеностопного суставов при смещении общего центра масс назад.	318
Рисунок 4.75 Гониограммы движений в суставах левой ноги.	332
Рисунок 4.76 Гониограммы движений в суставах правой ноги.	333

Список таблиц

Таблица 1.1 Амплитуда движений голеностопного сустава по данным литературы.	38
Таблица 1.2 Амплитуда движений подтаранного сустава по данным литературы.	42
Таблица 1.3 Амплитуда движений в I плюснефаланговом суставе по данным литературы.	44
Таблица 2.1 Сравнительная таблица временных параметров нормальной походки (подометрия) по данным литературы	66
Таблица 2.2 Продолжение.	67
Таблица 2.3 Пространственные характеристики шага.	76
Таблица 2.4 Пространственные показатели походки по данным литературы.	76
Таблица 2.5 Амплитуды основных точек гониограммы голеностопного сустава.	78
Таблица 2.6 Фазы основных точек гониограммы голеностопного сустава.	78
Таблица 2.7 Временные и амплитудные параметры гониограммы голеностопного сустава по данным различных авторов.	79
Таблица 2.8 Амплитуды основных точек гониограммы коленного сустава.	80
Таблица 2.9 Фазы основных точек гониограммы коленного сустава.	80
Таблица 2.10 Временные и амплитудные показатели гониограммы коленного сустава по данным различных авторов.	81
Таблица 2.11 Амплитуды основных точек гониограммы тазобедренного сустава.	82
Таблица 2.12 Фазы основных точек гониограммы тазобедренного сустава.	82
Таблица 2.13 Амплитудно-временные параметры функции ТБС у взрослого здорового человека по данным литературы.	83
Таблица 2.14 Вертикальная составляющая реакции опоры (амплитудные характеристики).	98
Таблица 2.15 Вертикальная составляющая реакции опоры (фазовые характеристики).	98
Таблица 2.16 Амплитуда пиков продольной составляющей реакции опоры при ходьбе в норме.	102
Таблица 2.17 Фаза пиков продольной составляющей реакции опоры при ходьбе в норме.	102
Таблица 2.18 Возрастная динамика временных и пространственных характеристик шага по данным разных авторов.	146
Таблица 2.19 Цикл шага, частота шага и скорость шага в группах мужчин разного роста (55).	146
Таблица 2.20 Развитие временной структуры цикла шага (67).	147
Таблица 2.21 Значения временных параметров шага в группах здоровых мужчин разного роста (55).	147
Таблица 2.22 Возрастные изменения длины шага и длины цикла шага (67).	149
Таблица 2.23 Изменение длины шага в возрасте 3-15 лет (3)	149
Таблица 2.24 Пространственные характеристики шага в возрастном аспекте (55).	149
Таблица 2.25 Значения пространственных параметров шага в группах здоровых мужчин разного роста (55).	150
Таблица 2.26 Пространственно-временные параметры походки мужчин различных возрастных групп (57)	166
Таблица 2.27 Пространственные и временные параметры походки мужчин различных возрастных групп (55).	166
Таблица 2.28 Структура цикла шага походки мужчин различных возрастных групп по (55).	167

Таблица 2.29 Пространственные, временные и кинематические показатели нормальной походки женщин (59).	169
Таблица 2.30 Нормативные данные по базовым параметрам походки для женщин (74).	169
Таблица 2.31 Нормативные данные по базовым параметрам походки для женщин различных возрастных групп (74).	170
Таблица 2.32 Нормативные временные и пространственные данные походки для женщин и мужчин среднего возраста (36).	170
Таблица 2.33 Величина трех составляющих реакции опоры по основным точкам для мужчин и женщин (36).	171
Таблица 2.34 Фазы основных точек по трем составляющим реакции опоры (36).	171
Таблица 2.35 Сравнение основных показателей походки женщин и мужчин.	172
Таблица 3.1 Временные характеристики шага при ходьбе с тростью.	225
Таблица 3.2 Временные характеристики шага при ходьбе без трости.	227
Таблица 3.3 Временные характеристики шага при ходьбе с тростью.	228
Таблица 3.4 Временные характеристики шага при ходьбе без трости.	229
Таблица 3.5 Амплитуды вертикальной и продольной составляющих реакции опоры при ходьбе без трости.	231
Таблица 3.6 Фазовые параметры амплитуд вертикальной и продольной составляющих реакции опоры при ходьбе без трости.	231
Таблица 3.7 Временные характеристики шага при ходьбе с тростью.	232
Таблица 3.8 Временные характеристики шага при ходьбе без трости.	233
Таблица 3.9 Амплитуды вертикальной и продольной составляющих реакции опоры при ходьбе без трости.	234
Таблица 3.10 Фазовые параметры амплитуд вертикальной и продольной составляющих реакции опоры при ходьбе без трости.	234
Таблица 3.11 Временные характеристики шага при ходьбе без трости.	234
Таблица 3.12 Амплитуды вертикальной и продольной составляющих реакции опоры при ходьбе без трости.	235
Таблица 3.13 Фазовые параметры амплитуд вертикальной и продольной составляющих реакции опоры при ходьбе без трости.	235
Таблица 4.1 Временные характеристики шага при ходьбе с тростью.	302
Таблица 4.2 Временные характеристики шага при ходьбе с тростью.	303
Таблица 4.3 Временные характеристики шага при ходьбе с тростью. Повторное обследование.	305
Таблица 4.4 Пространственные параметры шага в исследуемой группе больных. ДШ - длина шага, БШ - база шага, УРС - угол разворота стопы.	308
Таблица 4.5 Временные характеристики шага в исследуемой группе больных, где ПП - период переноса, ПДО - первый период двойной опоры, ПрПят - пережат через пятку, ПрГол - пережат через голеностопный сустав, ПрНос - пережат через носок.	309
Таблица 4.6 Средние амплитуды движений подтаранного сустава при ходьбе в исследуемой группе больных.	310
Таблица 4.7 Статическая опороспособность больной и здоровой ноги в группах.	313
Таблица 4.8 Средние арифметические показатели реакций опоры по вертикальной и продольной составляющим.	313
Таблица 4.9 Угол приложения силы к плоскости опоры в начале и конце периода опоры.	314
Таблица 4.10 Стабилометрические показатели обследованных групп.	316
Таблица 4.11 Результат исследования статической опороспособности в	

группе пациентов до и после мануальной терапии.	319
Таблица 4.12 Результаты исследования реакций опоры со стороны здоровой конечности.	319
Таблица 4.13 Результаты исследования реакций опоры со стороны больной конечности.	319
Таблица 4.14 Показатели стабилومتрии измеренные до и после мануальной терапии.	320
Таблица 4.15 Показатели реакций опоры пациента, измеренные до и после проведения мануальной терапии (МТ).	321
Таблица 4.16 Стабилметрические параметры пациента до и после мануальной терапии.	321
Таблица 4.17 Стабилметрические показатели при типичных реакциях ОДА на корсет в положении основной стойки.	323
Таблица 4.18 Типичные реакции ОДА со стороны динамики походки на применение корсета.	324
Таблица 4.19 Временные и пространственные характеристики шага. Левая сторона.	330
Таблица 4.20 Временные и пространственные характеристики шага. Правая сторона.	331

АББРЕВИАТУРА И СИМВОЛЫ

БШ - База Шага
ВДО - Второй период Двойной Опоры
ГСС - ГоленоСтопный Сустав
ДО - период Двойной Опоры
ДШ - Длина Шага
КР - Коэффициент Ритмичности
КС - Коленный Сустав
КОО - Конец периода Одиночной Опоры
ЛФК - Лечебная ФизКультура
МТ - Мануальная Терапия
НВД - Начало Второго периода Двойной опоры
НОО - Начало периода Одиночной Опоры
ОДА - Опорно-Двигательный Аппарат
ОЭМГ - Огибающая ЭлектроМиоГраммы
ОО - период Одиночной Опоры
ОЦД - Общий Центр Давления
ОЦМ - Общий Центр Масс
ОШ - Одиночный Шаг
ПО - Период Опоры
ПП - Период Переноса
ПДО - Период Двойной Опоры
ПТС - ПодТаранный Сустав
ПФС - ПлюснеФаланговый Сустав
ПЭМГ - Поверхностная ЭлектроМиоГрамма
СДО - Средства Дополнительной Опоры
СШ - Скорость Шага
ТБС - ТазоБедренный Сустав
УРС - Угол Разворота Стопы
ЦНС - Центральная Нервная Система
ЦШ - Цикл Шага
ЧШ - Частота Шага
ЭВМ - ЭлектронноВычислительная Машина
ЭМГ - ЭлектроМиоГрамма

Математические и физические символы

m - ошибка средней арифметической
 M - средняя арифметическая
 σ - среднеквадратическое отклонение
F - сила
m - масса
M - момент силы
l - рычаг силы
g - ускорение свободного падения

ВВЕДЕНИЕ

Клиническая биомеханика - раздел медицинской науки, занимающийся изучением строения и функций человеческого организма в нормальном и патологическом состоянии с позиций механики. Клиническая биомеханика имеет множество самостоятельных разделов: биомеханика костей и суставов, мышц и позвоночника, движений и позы. В области исследования движений особое развитие получил анализ походки. Сегодня анализ походки сложился в самостоятельную научную и прикладную клиническую дисциплину. Походка очень удобна для исследования локомоций. Это имеет свою физиологическую базу. Ходьба - филогенетически древняя и хорошо автоматизированная локомоция. В привычных условиях мы не задумываемся, как нам идти, куда ставить ногу, когда и как переносить вес тела на другую ногу. Все совершается автоматически. Человек имеет лишь целевую установку. Важно и то, что в акте шага участвует весь опорно-двигательный аппарат. Это позволяет проводить исследование не только функции нижних конечностей, но и вышележащих отделов, используя походку как глобальный двигательный тест.

Специализированный инструментарий для систематического исследования двигательной функции реально стал доступен клиницистам западных стран лишь в последнее десятилетие, когда появились компактные и быстродействующие компьютеры, поскольку специфика биомеханических исследований заключается в сравнительно большом количестве первичной, подлежащей обработке информации. С этого момента началось активное внедрение систем анализа движения в практическую лечебную работу. Новый вид исследований, ожидаемый особенно нетерпеливо ортопедами, позволил приступить к решению таких задач, как: диагностика двигательной патологии как таковой, выбор оптимального метода лечения, объективное определение лечебного эффекта проводимой терапии или оперативного вмешательства, прогнозирование результата лечения. Для ряда распространенных заболеваний стало возможно проведение до клинической диагностики, т.е. постановка диагноза задолго до появления первых симптомов приближающегося недуга. Начата работа по созданию экспертных систем для точного определения характера и степени оперативной коррекции двигательной функции для пациентов с детским церебральным параличом. Последние исследования связаны с моделированием результата оперативного лечения. Доктор может увидеть на мониторе компьютера функциональный результат операции, оценить, как будет двигаться пациент после лечения, попробовать различные варианты и выбрать лучший. Биомеханический диагноз - это диагноз *функциональный*, который показывает как, где и насколько изменена функция отдельного органа, сустава, сегмента, конечности или всего тела с позиции выполнения функции движения, опоры или управления, но не *клинический*, как это иногда понимается.

Сегодня уже можно уверенно сказать, что в медицине появился новый вид функциональной диагностики - функциональная диагностика опорно-двигательной системы. Количество лабораторий по анализу движений растет в геометрической прогрессии. Постоянно действуют семинары для врачей, желающих получить углубленные знания в понимании и клинической интерпретации данных анализа движений. Действуют консультативные компьютерные сети и базы данных, что существенно облегчает постановку диагноза, приобретение оборудования и решение множества других практических и научных задач. В клинической биомеханике на сегодня уже сложился,

ставший классическим, набор методов для регистрации двигательных актов по их временным, пространственным, кинематическим и динамическим параметрам. Как правило, исследуются устойчивые, хорошо автоматизированные локомоции, такие как ходьба, специальные двигательные тесты (сгибание-разгибание в одном суставе, вращение, стояние и др.). Чувствительность методов такова, что вполне возможно обнаружить изменение параметров у одного и того же пациента в течении суток и сделать вывод о динамике течения заболевания или о правильности проводимого лечения, физио процедур, медикаментозной терапии, лечебной физкультуры (ЛФК), массажа, мануальной терапии и т. д. Один из наиболее популярных в клинической практике методов - исследование биомеханики походки, поскольку ходьба - циклическая, устойчивая, локомоция, в осуществлении которой участвует весь опорно-двигательный аппарат (ОДА).

В данном руководстве мы рассмотрим наиболее часто применяемые методы изучения функции ОДА: гониометрию - измерение движений в суставах нижней конечности (тазобедренном, коленном, голеностопном), подометрию - измерение временных характеристик шага, ихнометрию - измерение пространственных характеристик шага, регистрацию опорных реакций, стабилOMETрию, и функциональную электромиографию (ЭМГ).

1. ОБЩАЯ ЧАСТЬ

1.1 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 (205). В аннотированной библиографии по анализу походки (202, 203) первые публикации относятся к 1872-1873 гг.

Долгое время анализ походки применялся 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 (63, 64). На его базе активно создаются экспертные системы (207, 209).

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 ее - наличие болевого синдрома, хотя физически пациент в состоянии ходить нормально (209).

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, базой шага, углом разворота стопы, скоростью ходьбы, частотой шага. Иногда применяют такие характеристики как прямолинейность походки, боковые перемещения тела при ходьбе (83).

Временные - подометрия (в русскоязычной литературе ранее часто применялось название подография, которое вполне адекватно отражало специфику регистрации подограммы того времени в графической форме) - делятся на собственно 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 (11, 13, 33, 83, 109, 112, 139, 166, 209, 214).

Кинематические - регистрация и измерение движений в крупных суставах нижней конечности как в сагиттальной плоскости, так и в трех взаимно перпендикулярных плоскостях (13, 33, 59, 83, 109, 139, 166, 177, 209, 214), а также в суставах стопы (33, 71, 74, 187). 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 (31, 139, 166, 209, 214).

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, так называемых "butterfly" диаграмм, траекторий движений центра давления под стопой и др. (59, 65, 98, 109, 112, 139, 142, 209, 214).

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 сразу за весь опорный период, так и "отснять" процесс переката в различных фазах с точностью, достигающей сотых долей секунды (83, 106, 109, 209).

Акселерометрия - измерение ускорений сегментов тела и ускорений, передаваемых с нижележащих отделов опорно-двигательного аппарата, вибраций, возникающих при локомоции (24, 89, 192, 209). Используется, как правило, при исследовании походки и движений сегментов тела.

Для анализа походки снимается поверхностная ЭМГ как мышц нижних конечностей, так и других (13, 59, 139, 177, 214). Затем ЭМГ подвергается высокочастотной фильтрации, выпрямлению и сглаживанию низкочастотным фильтром. В ЭМГ измеряются, как правило, только амплитудно-фазовые показатели. Игольчатая и другие виды ЭМГ применяются значительно реже (176).

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 - могут помочь 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 костносуставного аппарата (209, 211). Акселерометрия позволяет оценить состояние опорнодвигательного аппарата и его отдельных сегментов, провести раннюю, а в ряде случаев и до клиническую 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 (209).

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

процессе терапии, до и после оперативного лечения. Ниже приводится перечень задач, где, как показывает практика, анализ походки особенно оправдан:

- диагностические задачи: 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 может быть широко разделено на два основных направления - клинические и фундаментальные исследования (209). Правда, эта граница достаточно умозрительна. В клинической области это: изучение отдельных заболеваний, методов лечения, лекарственных препаратов, построение экспертных систем.

Особо следует выделить изучение нормальной походки, хотя данной проблеме посвящено значительное число исследований (13, 31, 50, 93, 112, 139, 166, 177, 211, 214). В аннотированной библиографии по анализу походки (202, 203) 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 часто бывает затруднена из-за широких пределов межиндивидуальной вариабельности регистрируемых параметров. Далеко не всегда представляется возможным однозначно идентифицировать, 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 в случае пограничных расстройств. 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.

Возможности современного анализа движений:

1. получение объективной количественной и качественной информации о функциональном состоянии опорно-двигательного аппарата человека,
2. диагностика и дифференциальная диагностика двигательной патологии (необходимо четко от дифференцировать, что симптомы и синдромы нарушений функции опорно-двигательного аппарата и формулировка клинического диагноза не одно и то же),
3. определение эффекта лечебных процедур и динамики течения заболевания,

4. моделирование и прогнозирование результата хирургического или консервативного лечения,
5. объективная оценка результата лечения.

Современные области применения анализа движений:

- ортопедия-травматология,
- неврология,
- физиотерапия
- реабилитация,
- артрология,
- вертебрология,
- протезирование,
- медико-социальная экспертиза,
- спортивная медицина,
- курортология.

Будущее анализа движений:

- повышение точности регистрации параметров,
- снижение стоимости оборудования,
- стандартизация методов исследования,
- создание экспертных диагностических систем,
- разработка более адекватных математических моделей.

Аппаратурное обеспечение разнообразных методов исследования и анализа походки сегодня представлено за рубежом широким спектром оборудования. Большая часть приборов реализует только отдельные методы. Единые автоматизированные комплексы производятся на основе опто-электронных видеосистем. Их отличает высокая стоимость, порядка \$150000 - 500000, что серьезно ограничивает их применение даже в развитых странах. Однако, будущее, вероятнее всего, будет принадлежать именно видеосистемам. В этом убеждает как эволюция их самих, так и тесно с ними связанной компьютерной техники, где идет активное создание видеопроцессоров, графических сред и интерфейсов.

Перспективы смены приоритетов в системе здравоохранения стран бывшего СССР с количественных показателей и процесса как такового на конечный результат требуют внедрения в клиническую практику объективных технологий исследования и оценки здоровья. Локомоции являются в данном случае почти не освоенной областью.

1.2 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 характеристик¹,
- *ихнометрия* - измерение пространственных характеристик шага,
- *динамометрия* - регистрация реакций опоры.

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

1.2.1 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 (83). Собственно методы регистрации временных характеристик шага можно разделить на следующие группы в соответствии со способом регистрации процесса ходьбы:

- 1) визуальные,
- 2) электрические,
 - а) с контактами-выключателями,
 - двухконтактные
 - поликонтактные
 - б) с контактной дорожкой
 - регистрация с обуви (моноконтактные, поликонтактные)
 - регистрация с дорожки (с контактной обувью, без контактной обуви)
 - в) пьезоэлектрические
 - г) прочие
- 3) оптические.

Самый примитивный способ - визуальные измерения времени опоры и переноса секундомером (23) - имеет, пожалуй, только историческое значение. Наибольшее распространение получили электрические методы регистрации. Методы с использованием контактов-выключателей не требуют обязательного применения специальной контакт-

¹В данном случае измерение и регистрация движений в суставах.

ной дорожки. В первом случае контакты-выключатели вмонтированы в подошву специальной обуви (50, 60, 186), во втором - универсальные контактные датчики толщиной 1,5 мм наклеиваются на подошву любой обуви (110, 112, 113). 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 (77): 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. В отечественных исследованиях, как правило, используется именно эта методика (4, 9, 13, 24, 30, 39, 40, 43, 44, 46, 56, 78, 79), как и вообще, двухконтактная (6, 37, 38, 49, 57, 58, 67, 87, 92, 97, 124, 216). Системы с одним общим контактом на обуви не получили большого распространения ввиду незначительного количества получаемых данных и чаще применяются в спортивных исследованиях (29, 118, 155). 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 (33, 51, 52, 110, 112, 113, 136). Очевидно, полнее проследить процесс переката позволяет методика с использованием десяти небольших контактных пластинок, расположенных по периметру подошвы обуви в соответствии с ГОСТ-3927-75 (45, 61).

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 таких устройств - электроихнограф (11, 12, 21, 83). 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 содержит дорожку с продольными металлическими полосами на диэлектрическом основании, соединенных определенным образом с электронным ключом (69). 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 подографии (5) информация поступает как с контактной обуви, так и с дорожки. Дорожка представляет собой систему продольно и поперечно расположенных металлических полос, непосредственно 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 подграфических 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 “БИООРТ” и “МБН-БИОМЕХАНИКА”. Специальные контакты фиксируются на любой обуви с помощью лейкопластыря или скотча.

Некоторые исследователи для изучения временных характеристик ходьбы применяют опто-электронные системы регистрации времени опоры стопы (40, 125). Погрешность измерения такой системы оценивается $\pm 0,002$ с. (40). Погрешность контактных датчиков - $\pm 0,01$ с. (29).

В заключение необходимо отметить многочисленные ранее попытки применения устройств для автоматического анализа подограмм: счетчики импульсов, автоматические секундомеры и пр. (7, 36, 48, 60, 68, 193). Актуальность их в настоящее время упала в связи с применением вычислительной техники.

1.2.2 ГОНИОМЕТРИЯ

Регистрация движений в суставах человека с помощью датчиков угла, прикрепленных к соответствующему сегменту - традиционный способ. Его существенные преимущества перед циклографией и видеорегистратией - 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. Подробно соответствующие электрические схемы включения приводятся в монографии под редакцией Филатова В.И. (33). 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 (77) и применяются без изменений до настоящего времени, хо-

тя имеются варианты электрического подключения потенциометров (33). При этом ось потенциометра ориентируется примерно по оси движения сустава по анатомическим ориентирам (6, 13, 18, 20, 24, 27, 42, 62, 66, 76, 81, 146, 152, 155, 208, 216). Такая установка может быть произведена только приблизительно, что снижает точность измерений данным методом. Проверка гониограмм с помощью метода циклографии подтвердила это предположение (8).

Для повышения точности особое внимание необходимо уделить стандартизации методики фиксации датчиков (147). Большинство авторов последних лет сообщают о применении высокоточных потенциометров, при этом ошибка измерения не превышает 5% (92) или 2-3% (29). Другая погрешность измерения связана с тем, что большинство осей вращения суставов человека - плавающие. С целью коррекции этого вида погрешности было предложено несколько устройств:

- 1) механизмы для самоустановки оси потенциометра в месте, наиболее соответствующем оси вращения сустава (83, 92);
- 2) 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 (127, 212);
- 3) гониометры с большей площадью рабочей зоны (180, 199): 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%. (35). Однако, эта конструкция имеет, по сравнению с другими, значительные габариты и вес.

Особое семейство гониометров разработано и серийно выпускается в США (Chattecx Corporation). Это трехосевые гониометры (110, 111, 112, 113, 141, 147). 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 "4x4 матричного метода" позволило скорректировать ошибки и достичь погрешности не более 5 градусов (111, 114). 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 (129).

Из непотенциометрических методов регистрации гониограмм известно применение в качестве датчика угла поворотного индуктосина (1) или поляризационного светового гониометра (144).

К непотенциометрическим относятся также цифровые датчики угла, разработанные под руководством автора книги российской фирмой “МБН”.

На их основе были изготовлены трехкомпонентные гироскопические гониометры, в которых использованы принципы, разработанные и предложенные в США фирмой Chao E.Y.S. (111). Наряду с преимуществами трехкомпонентных гониометров, изложенными выше, использование цифровых датчиков имеет собственные достоинства:

- высокая точность (ошибка измерения не превышает $\pm 0.3^\circ$),
- 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 неограничено.

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 (208), т. е. первично внеосевого датчика. К сожалению, авторы не дают подробной характеристики устройства. Аналогичное по принципу действия устройство предложено в ЦНИИПП (41). 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 (147). Ошибка повторного исследования была менее 2%, максимальная несоосность потенциометров по сравнению с первым исследованием отмечена в 12,7 миллиметра. 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 ($p < 0.05$).

1.2.3 ВИДЕОРЕГИСТРАЦИЯ

В настоящее время 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:

1) регистрирующая аппаратура:

- фотокамеры
- кинокамеры
- видеокамеры
- другие системы

2) маркеры на теле обследуемого:

- активные (лампочки, светодиоды и др.)
- пассивные (темные точки, светоотражающие элементы)

3) способ получения дискретной информации:

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

4) способ обработки информации:

- ручная
- полуавтоматическая
- автоматическая

Непосредственно сами методы исследования можно разделить на группы:

- 1) моноциклография (с использованием одной фото-, кино-, теле-, видеокамеры),
- 2) стереоциклография (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 (31). Им была применена фотокамера со стробоскопической насадкой. В качестве маркеров на испытуемом использованы миниатюрные лампочки. В настоящее время в связи с появлением более совершенных методов регистрации (кино, видео) имеются лишь единичные сообщения об использовании данного метода (42, 118). Чаще для этой цели применяются кинокамеры (23, 24, 25, 100). Трудоемкость ручной обработки информации требует применения автоматических анализаторов (29, 34, 40) или автоматизированной обработки на ЭВМ (130). С появлением телевизионной техники для циклографии стали использовать телекамеры (119, 154, 172, 189, 213). Однако возможности циклографии ограничены из-за отсутствия пространственной характеристики движения, т. к. регистрация происходит только в плоскости, перпендикулярной оптической оси камеры. Попытки регистрации движения двумя и более камерами ранее не нашли широкого применения ввиду технической сложности синхронизации кинокамер. Большое распространение получила стереоциклография с мнимым базисом, т.е. съемка одной кинокамерой со стереонасадкой (33) или с помощью наружных зеркал. Таким образом, происходит одновременная регистрация движения объекта и его отражения в зеркале (33, 155, 165, 166, 167, 168, 169). Возможности современной техники позволили создать надежные системы с двумя и более кинокамерами. Известно использование регистрирующего комплекса с тремя (159, 197, 198) или четырьмя (88) кинокамерами.

Наибольшее распространение для стереоциклографии сейчас находит видеотехника, непосредственно сопряженная с компьютером (115, 126, 200). Ряд таких систем за рубежом выпускается серийно: Selspot, PEAK-3D, CFTC, McReflex, Elite, GaitTrak, VICON-370, (29, 93, 103, 107, 115, 156, 164, 173, 179, 181, 194, 204, 210, 211). По точности они почти не уступают киноустройствам, но превосходят их по оперативности анализа. Все эти устройства отличаются в деталях, но в целом похожи, т. к. 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. Одна или две камеры позволяют проводить двухмерную регистрацию движений. Для трехмерной, как правило, используют четыре камеры, хотя трехмерная реконструкция возможна с определенными ограничениями и при использовании трех или двух камер. Точность определения пространственного положения маркера, в среднем, составляет 1-5 мм у разных систем. Имеются сообщения о большей точности (91, 201, 209), 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, но цена их велика, и применяются они, в основном, для изучения спортивных локомоций. Такие системы как Selspot, PEAK-3D 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-370 являются первично-медицинскими. 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 пользова-

тели CFТС могут посылать результаты исследования в центр клинической обработки данных и получать полное клиническое заключение специалиста в течении 48 часов, а предварительное - в течении 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 ориентированна на научные исследования, хотя производитель (Motion Analysis Corporation) активно работает в области создания экспертных систем. VICON-370 - это последняя модель известной во всем мире системы анализа походки VICON, производимой в Великобритании компанией Oxford Metrix Ltd. Это наиболее развитая система регистрации и анализа данных. Несмотря на высокую стоимость, VICON заслуженно пользуется высоким спросом. Такой популярности VICON-370 во многом обязана не только своим техническим параметрам, но и удобной, дружественной программной среде. Последняя разработка в этой области - программный пакет VCM (VICON Clinical Manager) для WINDOWS. Для этой среды создано и программное обеспечение отечественного программно-аппаратного комплекса "МБН-БИОМЕХАНИКА".

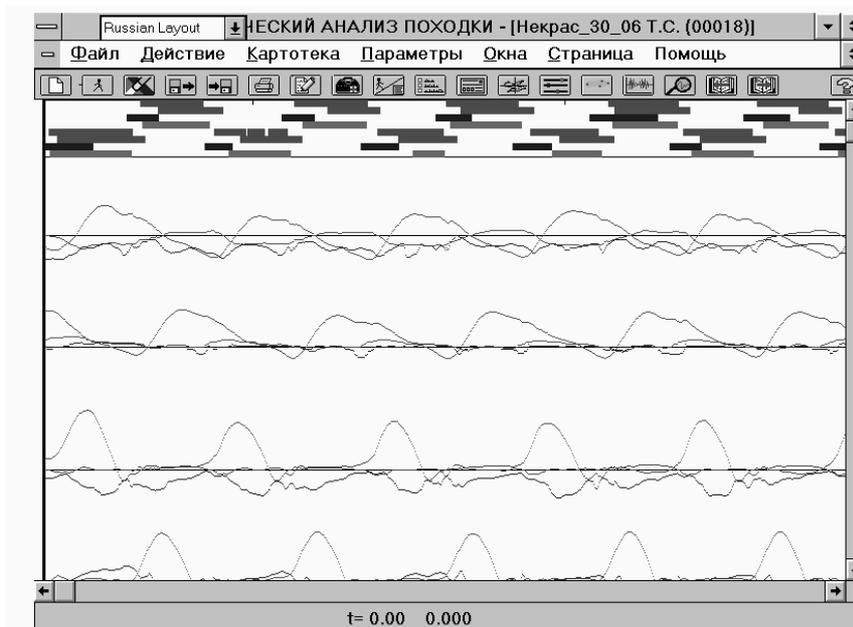


Рисунок 1.1 Фрагмент экрана исследования программно-аппаратного комплекса клинического анализа движений "МБН-БИОМЕХАНИКА" (включен режим увеличения).

Таким образом, развитие циклографических исследований в настоящее время тесно связано с эволюцией видеокомпьютерной техники и графических сред.

1.2.4 РЕГИСТРАЦИЯ РЕАКЦИЙ ОПОРЫ

Регистрация реакций опоры - классический метод исследования двигательной функции в биомеханике, применяемый в подавляющем большинстве исследований походки (2, 3, 13, 29, 66, 76, 79, 93, 104, 105, 108, 126, 130, 152, 194). По данным компьютерной базы данных аннотированной библиографии по анализу походки (202, 203) - 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 (23, 25), пневмодатчики, оптический метод регистрации движений с последующим математическим расчетом реакций опоры и применением коэффициентов Фишера (31). Все они дают явно приближенные результаты.

Известно использование для регистрации реакций опоры динамометрических стелек, вкладываемых в обувь или шести трехосных силовых датчиков, монтируемых в обувь (170). Как утверждают авторы, информация с таких датчиков аналогична получаемой с динамометрических платформ. Однако для корректного проведения исследования необходимо производить измерение во внешней по отношению к обследуемому системе координат. Поэтому оценка авторов, пожалуй, более эмоциональна, чем объективна.

Обычно используется одиночная или сдвоенная (для регистрации опорных реакции обеих ног за один проход) платформы (210, 211) или из них составляется динамометрическая дорожка на 5-7 локомоторных циклов (22).

Типичный представитель этого вида приборов представляет собой сборную металлическую плиту длиной 60 см шириной 40 см и высотой 10 и более сантиметров и весом от 35 кг и выше (Рисунок 1.2).

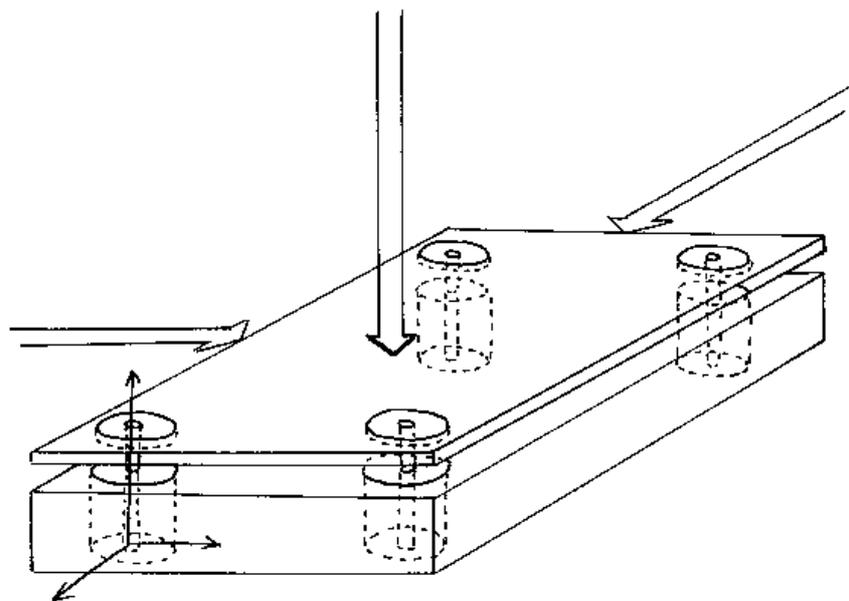


Рисунок 1.2 Динамометрическая платформа: общий вид и принцип действия.

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.

В настоящее время в мире имеется три производителя динамометрических платформ. 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, стабилметрия, другие тесты с использованием удобной программной среды BIOWARE. В качестве датчиков используются пьезоэлектрические диски с анизотропией в одной плоскости. Динамометрические платформы Kistler используются и в системах видеоанализа движений.

Следующая компания - АМТИ (Advanced Mechanical Technology Inc.), США. использует датчик силы с использованием тензорезисторов. Выпускаются динамометрические платформы, предназначенные для медицинских исследований, которые также применяются и для систем видеоанализа походки. АМТИ - одна из немногих в мире фирм, которые производят специализированные стабилметрические платформы. Однако, программное обеспечение уступает по удобству другим производителям подобной продукции.

Bertec Corporation - самая молодая 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 обеспечением в среде WINDOWS. В СССР серийно выпускалась динамометрическая платформа ПД-3. Особенности ее - наличие только трех датчиков и большие габариты (70x70x15 см.). ПД-3 предназначалась для исследо-

ваний в спорте и использовалась в клинике из-за отсутствия других отечественных приборов, выпускаемых серийно. С 1994 г. в России фирмой “МБН” начато производство отечественной динамометрической платформы для клинических целей.

Особенности этой платформы - первично цифровой характер получаемой информации с прямой передачей ее в последовательный порт компьютера, отсутствие “дрейфа нуля” и других аналоговых эффектов. Программное обеспечение в среде WINDOWS.

В настоящее время интенсивно развиваются различные методы обработки и интерпретации исследований на динамометрических платформах. Наиболее простой и часто применяемый - способ “критических точек”. На полученной кривой измеряются координаты пиков и пересечений с изолинией. Силы измеряются в процентах веса тела, а время - в процентах цикла шага (101, 112, 113). Более сложный вид обработки - аппроксимация с нахождением коэффициентов Фурье (112, 113, 142, 190, 218). Vossardi S. с соавторами (99, 101, 175) применили векторный анализ реакций опоры с помощью гибридного компьютера и сообщают о клинической ценности получаемой информации. Исследуется также и спектральный анализ частот, возникающих во время прохода испытуемых по платформе, силы трения между подошвой обуви и платформой и другие показатели.

1.2.5 ИХНОМЕТРИЯ

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.

Наиболее простыми и часто применяемыми 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 из этой группы методов - получение отпечатков стоп на бумажной дорожке путем смазывания их краской. Несколько более гигиеничен другой способ (70): 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 (183): 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 окрашенная сторо-

ной вниз ткань или другая основа, покрытая с одной стороны типографской краской или другим красителем. При проходе на бумаге остаются стойкие следы стоп (40).

Другой способ получения отпечатков стоп предложил Кацитадзе З.И. (32). 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 (24, 47, 51, 52).

Аналогичную, несколько “формализованную” информацию на бумаге, позволяет получить установка на обуви чернильных самописцев (80), специальных чернильниц на пятке и носке обуви (216) или колеблющейся с частотой 50 Гц иглы с чернилами на носке обуви (19).

Неудобство всех вышеперечисленных методов очевидно. Поэтому был предложен оптический способ получения информации о пространственных характеристиках шага с помощью методов циклографии (130, 165) и оптоэлектронной системы с автоматической обработкой информации (112). Длина и ширина шага в этом случае определяются с точностью 2 ± 1 см.

Интересно предложение Chaо E.Y. (112). 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 продолжают попытки измерения неэлектрических пространственных характеристик шага электрическими методами.

В рижском НИИТО разработан электроихнограф, позволяющий получить данные о длине, ширине и угле разворота стопы непосредственно во время исследования, хотя и не все три показателя одновременно (16, 17, 83, 84, 85, 86). Электроихнограф довольно сложен, измерение длины шага требует специальной дорожки со струнами из высокоомных сплавов и обуви со встроенным микропереключателем, компенсирующим изменение сопротивления струны дорожки. 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 Барболиным В.В. (5), также содержит в своей основе диэлектрическую дорожку с поперечно и продольно расположенными контактными площадками, но позволяет регистрировать из ихнографических показателей только угол разворота стопы.

Drillis R. (118) 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 (92) в период двойной опоры или по углу между голенью и длине ноги (1), но последний крайне неточен ввиду множества принятых допущений.

Таким образом, регистрация пространственных показателей походки является технически и методически недостаточно разработанной областью.

Необходимость измерения этих показателей и отсутствие достаточно простых и удобных средств регистрации привели автора данного руководства в 1986-88 гг. к разработке собственного метода регистрации пространственных характеристик шага. Вся работа по созданию этого устройства проводилась в тесном сотрудничестве с талантливым инженером Н.А. Закуриным, благодаря которому удалось получить работоспособную конструкцию (27, 28). Конечный вариант позволил проводить измерение и временных характеристик шага. Наше устройство вызвало интерес биомехаников США: в 1993 г. один из таких комплектов оборудования был изготовлен по заказу лаборатории анализа движений университета Дж. Хопкинса (США).

Работает система для измерения пространственных и временных характеристик шага следующим образом.

Устройство содержит токопроводящую дорожку, блок питания и электроды, фиксируемые на обуви пациента в носочной и пяточной области (Рисунок 1.3). Электроды соединены с электронно-измерительным блоком с помощью гибкого кабеля.

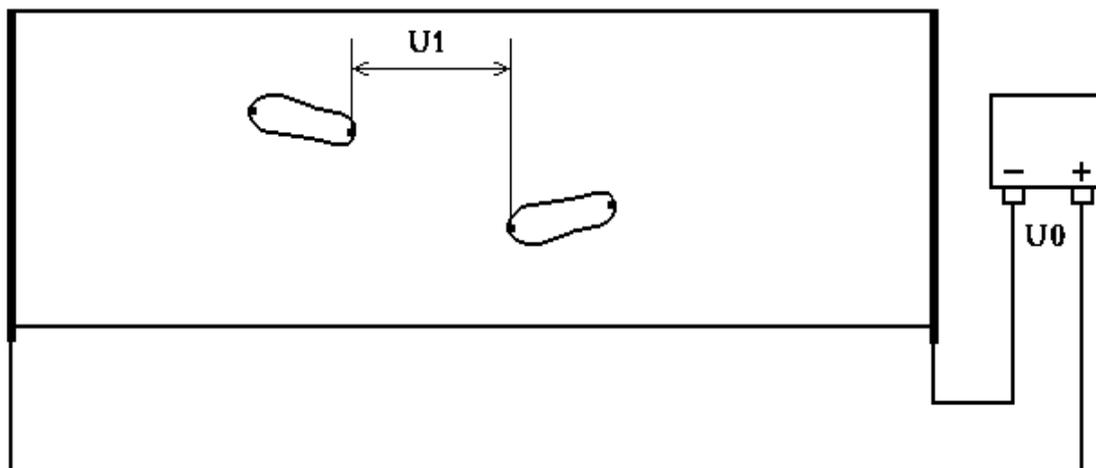


Рисунок 1.3 Схема включения для измерения длины шага. Питание включено по длине дорожки.

U₀ - напряжение источника постоянного тока,

U₁ - напряжение пропорциональное длине шага.

Токопроводящая дорожка выполнена из цельного листа электропроводного полимера, сходного по органолептическим свойствам с резиной. На обуви расположены электроды в пяточной и носочной части. Питание токопроводящей дорожки осуществляется источником постоянного тока. Для измерения пространственных характеристик шага используется три режима работы.

Для измерения **длины шага** полюса источника тока подключаются к торцам дорожки. Как было сказано выше, токопроводящая дорожка выполнена из электропроводной резины, имеющей определенное удельное сопротивление. Ток протекает по электропро-

водной резине и создает на ней падение напряжения. В данном случае токопроводящую дорожку можно представить как одно большое сопротивление или сумму малых сопротивлений. Electroдами, расположенными на внешней стороне подошвы, снимается падение напряжения одного из таких условно малых сопротивлений. Сопротивление измеренного участка зависит от его длины, а значит и падение напряжения тоже зависит от длины. Если через токопроводящую дорожку пропустить такой ток U_0 , чтобы он создавал падение напряжения 1 В/м, то вычисление длины шага сводится к простому измерению напряжения U_1 , причем, величины оказываются взаимно пропорциональными.

Измерение напряжения, а, следовательно, и длины шага между носочным электродом позади стоящей ноги и пяточным впереди стоящей ноги, выбрано не случайно: в период двойной опоры только эти две области стоп остаются в контакте с дорожкой. Возможны и другие варианты измерения длины шага, но они будут верны только при патологической ходьбе.

Для измерения **базы шага** питание дорожки источником постоянного тока подается по ширине. Подключение электродов на обуви к измерительному устройству сохраняется прежним по соображениям, изложенным выше (Рисунок 1.4).

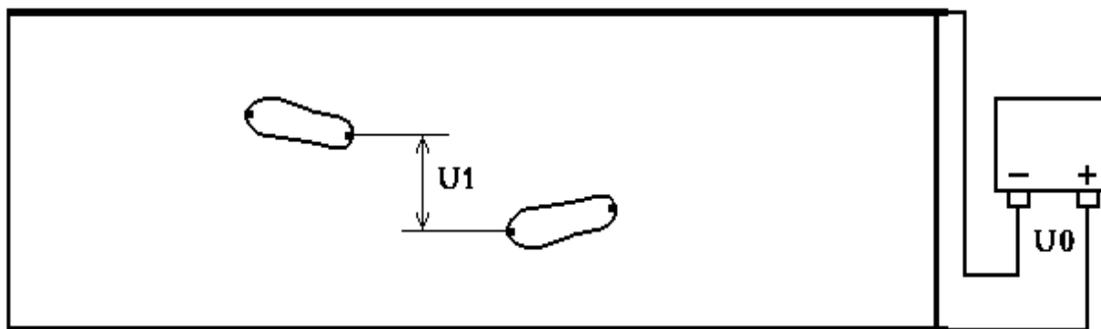


Рисунок 1.4 Схема включения для измерения базы шага. Питание включено по ширине дорожки.

U_0 - напряжение источника постоянного тока,
 U_1 - напряжение пропорциональное базе шага.

Амплитуда измеренного напряжения U_1 будет пропорциональна базе шага, а его продолжительность соответствует времени периода двойной опоры.

Для измерения **угла разворота стопы** напряжение питания на дорожку подается, как и в предыдущей методике, по ширине дорожки. Напряжение U_1 , измеряемое между носочным и пяточным электродами в интервале контакта всей стопой с поверхностью дорожки, будет пропорционально синусу угла разворота стопы, а продолжительность сигнала равна времени опоры на всю стопу данной конечности (Рисунок 1.5).

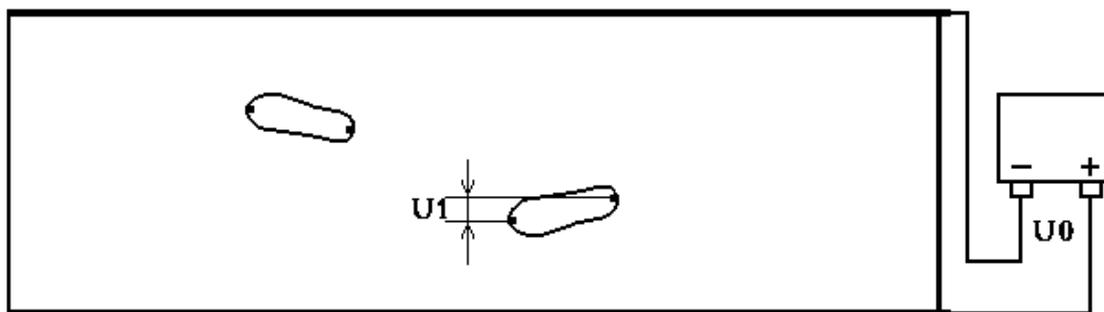


Рисунок 1.5 Схема включения для измерения угла разворота стопы. Питание включено по ширине дорожки.

U_0 - напряжение источника постоянного тока,

U_1 - напряжение пропорциональное углу разворота стопы.

Как показано выше, время сигнала, а также промежутки между сигналами одноименной или разноименной конечности дают временные характеристики шага. Время между периодами двойной опоры (время измерения длины и базы шага) есть время опоры на одну ногу и время переноса контрлатеральной ноги. Время опоры на всю стопу соответствует времени измерения угла разворота стопы. На практике измерительный прибор регистрирует любой контакт электродов с дорожкой, благодаря чему возможна регистрация всех основных временных параметров походки.

Выполнение токопроводящей дорожки в виде цельного листа электропроводного материала позволило конструктивно упростить устройство и исключить искажение результатов измерения угла разворота стопы при больших углах.

В программно-аппаратном комплексе анализа движений “МБН-БИОМЕХАНИКА” данный метод регистрации пространственных характеристик шага получил дальнейшее развитие, и все показатели регистрируются одновременно (происходит переключение режимов с высокой частотой).

Точность измеряемых пространственных показателей походки, т. е. однородность плотности тока по длине и ширине токопроводящей дорожки зависит от качества материала, из которого она изготовлена, а также степени ее загрязнения. Впрочем, последнее легко устранимо простым протиранием. Вес человека, проминание дорожки не влияют на точность измерений. Подобные явления были устранены автором данного руководства совместно с инженером Н.А. Закуриным путем подбора рецептуры материала дорожки и конструкции измерительного прибора.

1.2.6 ИССЛЕДОВАНИЕ БИОПОТЕНЦИАЛОВ МЫШЦ

1. Методика исследования

Исследование биоэлектрической активности мышц нижней конечности и туловища называется *электромиографией* (ЭМГ).

Для исследования походки применяются два основных метода регистрации ЭМГ: *игольчатая* и *поверхностная* ЭМГ. Поверхностная ЭМГ в отечественной литературе часто называется глобальной. Данный термин не совсем адекватно отражает суть метода, поэтому далее будет использоваться термин *поверхностная ЭМГ* или *ПЭМГ*. Кроме этого названия за рубежом используется и другое - натуральная ЭМГ. Первый метод связан с чрез кожным введением в мышцу электрода или группы электродов, смонти-

рованных в виде инъекционной иглы. Инвазивность данного метода и все недостатки, с ним связанные, не позволили ему выйти за рамки отдельных лабораторных работ.

Для поверхностной ЭМГ, как правило, используются серебряные, хлор серебряные или оловянные электроды, диаметром около 1 см и межэлектродным расстоянием 15-20 мм. Конструктивно электрод может быть выполнен в виде диска или плоской чашечки. Емкость чашечки служит для заполнения специальным электродным гелем.

При проведении поверхностной ЭМГ необходимо точно соблюдать правила наложения электродов. От этого будет зависеть результат исследования, а также возможность корректного сравнения результатов 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 точки мышцы.

Двигательная точка мышцы - это зона ее наиболее электрически возбудимого участка. Как правило, она расположена в месте наибольшей выпуклости мышцы при ее сокращении. Ниже приводятся схемы расположения двигательных точек для нижней конечности и туловища по Ю.С. Юсевич (82), (Рисунок 1.6, Рисунок 1.7 и Рисунок 1.8).

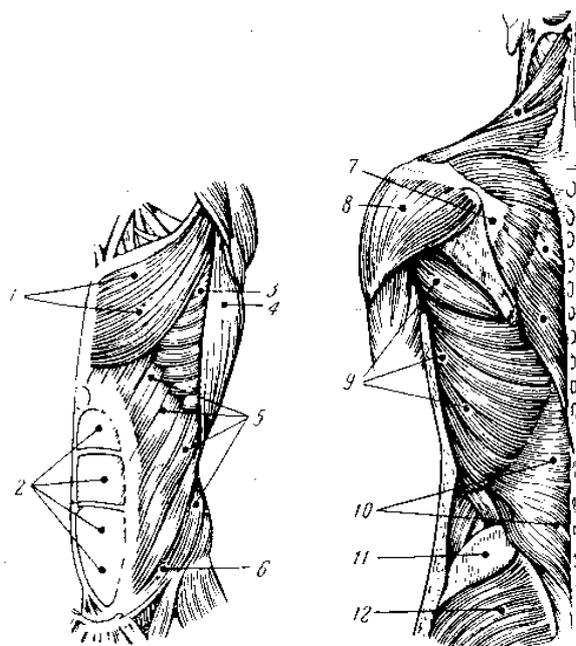
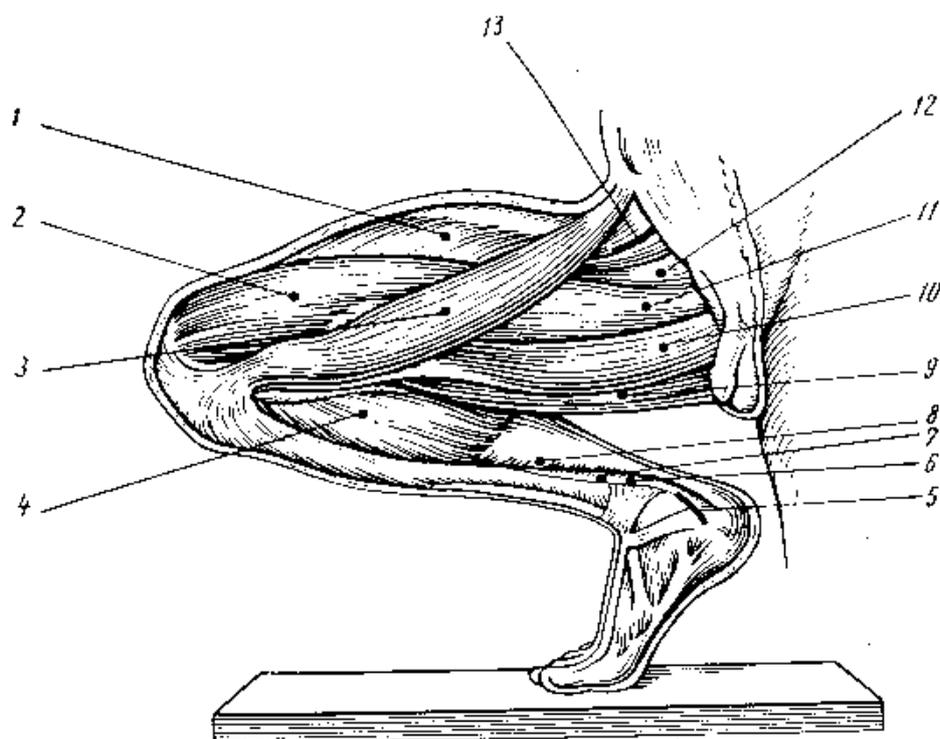


Схема расположения двигательных точек в мышцах туловища (спереди и сзади).

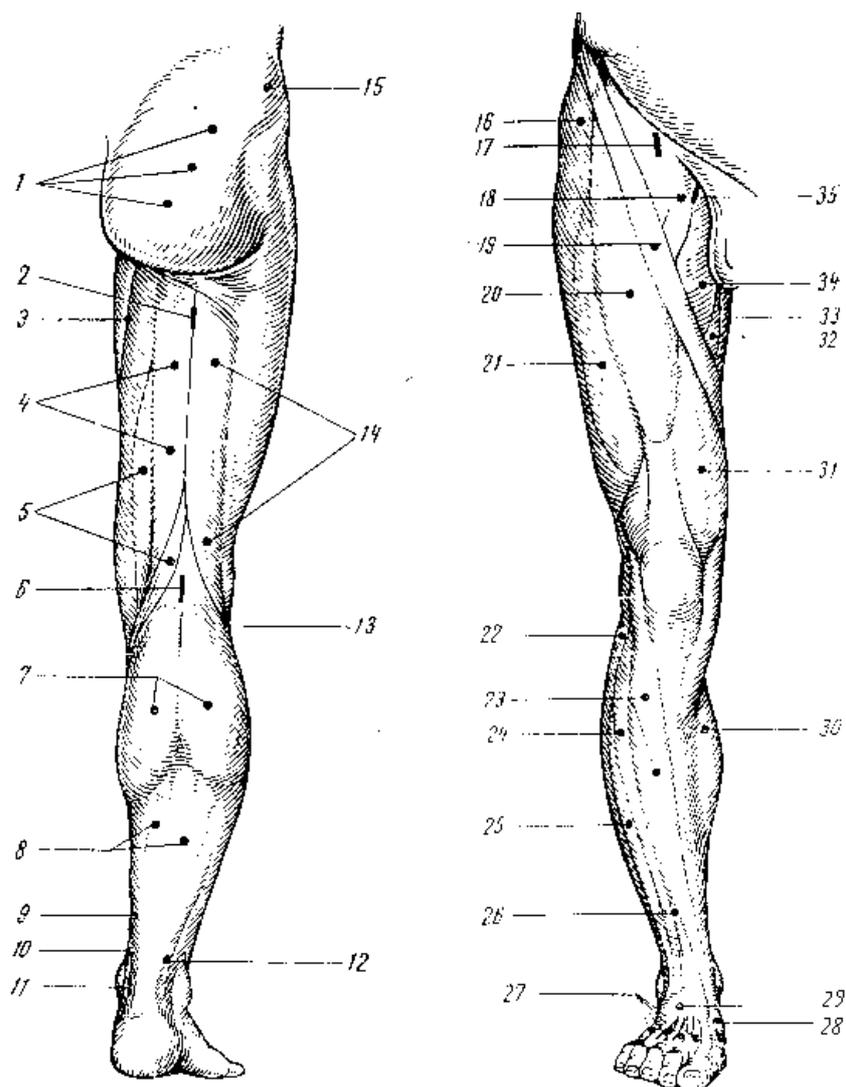
1 — pectoralis maior; 2 — rectus abdominis; 3 — serratus ant.; 4 — latissimus dorsi; 5 — obliquus abdominis ext.; 6 — obliquus abdominis int. et transversus; 7 — infraspinatus; 8 — deltoideus; 9 — latissimus dorsi; 10 — erector trunci; 11 — glutaeus medius; 12 — glutaeus maximus.

Рисунок 1.6 Двигательные точки мышц туловища по передней и задней поверхности.



1 — rectus femoris; 2 — vastus medialis; 3 — sartorius; 4 — gastrocnemius; 5 — n. tibialis; 6 — tibialis posterior; 7 — flexor digitorum longus; 8 — soleus; 9 — adductor magnus; 10 — gracilis; 11 — adductor longus; 12 — pectineus; 13 — n. femoralis.

Рисунок 1.7 Двигательные точки мышц ноги на внутренней поверхности.



1 — gluteus max.; 2 — n. ischiadicus; 3 — adductor magn.; 4 — semitendinosus; 5 — semimembranosus; 6 — n. tibialis; 7 — gastrocnemius; 8 — soleus; 9 — tibialis posticus; 10 — flex. digit. long.; 11 — n. tibialis; 12 — flex. halluc. long.; 13 — n. peroneus; 14 — biceps fem.; 15 — gluteus med.; 16 — tensor fasc. lat.; 17 — n. femoralis; 18 — pectineus; 19 — sartorius; 20 — rectus; 21 — vast. lat.; 22 — peroneus long.; 23 — tibialis antic.; 24 — extensor digit.; 25 — peroneus brev.; 26 — extensor halluc. long.; 27 — interossei; 28 — abduct. halluc.; 29 — extensor digit. brev.; 30 — gastrocnemius; 31 — vast. med.; 32 — adduct. magn.; 33 — gracilis; 34 — adduct. long.; 35 — n. obturatorius.

Рисунок 1.8 Двигательные точки мышц ноги передней и задней поверхности.

Все вышеизложенное представляет собой краткое описание стандартной методики, применяемой для проведения поверхностной ЭМГ. Более углубленную информацию читатель может получить из специальных руководств по электромиографии. Ниже будут рассмотрены особенности ЭМГ-исследования, применяемые в биомеханике.

Типичные ЭМГ-исследования возможно провести только в непосредственной близости от электромиографа, т.к. желательно, чтобы длина кабеля, соединяющего электроды со входом ЭМГ-усилителя, не превышала 1 метр. При большей длине собственная емкость

кабеля соответственно возрастает, что приводит к изменению амплитуды регистрируемого сигнала в зависимости от неизбежных при исследовании колебаний кабеля. Таким образом, ЭМГ-сигнал модулируется помехами кабеля. При больших длинах последнего (5-10 м) уровень помех сравним с амплитудой полезного сигнала или даже превосходит ее. Поэтому ЭМГ-исследование походки или любой другой пространственной локомоции требует специальной аппаратной реализации, например:

- запись сигнала на носимое портативное регистрирующее устройство,
- предварительное усиление сигнала с помощью носимого портативного блока, который соединен кабелем необходимой длины с блоком оконечного усилителя,
- телеметрический метод передачи.

В последние годы в связи с автоматизацией обработки ЭМГ и других сигналов находит большое распространение метод предварительного усиления, оцифровки и кодирования сигнала с помощью портативного блока на пациенте. Обработанный таким образом сигнал с нескольких мышц передается по тонкому кабелю непосредственно в порт компьютера (Oxford Metrix Ltd., МБН-БИОМЕХАНИКА). Как известно, исследование таких малоамплитудных биопотенциалов, как ЭМГ, требует специально оборудованного, помехозащищенного, экранированного помещения. Предварительное усиление ЭМГ позволяет избежать большинства помех. Эффективность его тем выше, чем ближе находится усилитель к источнику сигнала, т.е. к мышце. Новейшие системы регистрации ЭМГ для исследования движений (Oxford Metrix Ltd.) содержат предварительный усилитель на микросхеме малых габаритов непосредственно в колодке для крепления электрода.

2. Особенности обработки ЭМГ сигналов

Поверхностная ЭМГ достаточно сложна для прямой интерпретации. Сегодня применяется два основных метода обработки и представления данных ЭМГ-исследования в биомеханике локомоций. Первый дает представление о моменте и продолжительности активности мышцы в течении ЦШ (Рисунок 1.9).

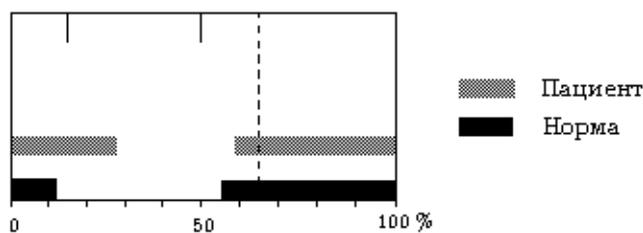


Рисунок 1.9 Простой способ представления фазовой активности мышцы в цикле шага.

Для корректного использования данного метода необходимо определить уровень амплитуды, ниже которого на графике отчета будет показано отсутствие активности. Такой метод удобен для быстрой, первичной оценки. Однако, он примитивизирует картину реальной активности мышцы до минимально возможного уровня (есть-нет).

Второй способ представляет собой профиль биоэлектрической активности мышцы, приведенный к циклу шага. Как в отечественной, так и в зарубежной литературе обработанная таким образом ЭМГ часто носит ошибочное название - интегрированной ЭМГ. Математическое значение термина “интеграл, интегрирование” служит для обозначе-

ния методов определения площади криволинейной замкнутой фигуры. На самом деле то, что обозначается как интегрированная ЭМГ, есть *огibaющая ЭМГ* или *ОЭМГ*. Для этого в процессе обработки применяются следующие приемы:

- первый этап - детектирование или выпрямление сигнала с помощью двухполупериодного выпрямителя; в результате этого процесса происходит инвертирование всех колебаний определенной полярности и получение ЭМГ колебаний одной полярности (Рисунок 1.10).
- второй - фильтрация (сглаживание) сигнала с помощью низкочастотного фильтра, результатом чего и является “огibaющая ЭМГ” (этот термин и будет использоваться далее).

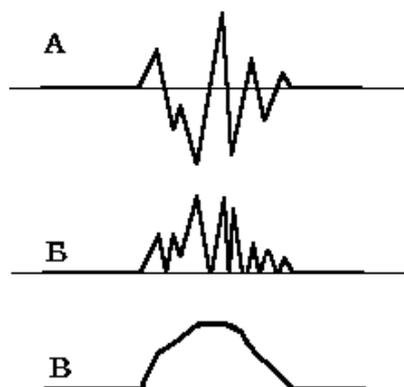


Рисунок 1.10 Способ обработки поверхностной ЭМГ. (А) - нативная ЭМГ, (Б) - выпрямленная ЭМГ, (В) - сглаженная ЭМГ.

Преимущества такого метода представления данных очевидны - максимальное сохранение как количественной, так и качественной информации о функции мышцы. Иногда оба метода используются одновременно, как это имеет место в программном продукте фирмы Oxford Metrix Ltd. VCM (Vicon Clinical Manager).

Методик обработки поверхностной ЭМГ существует намного больше, однако приведенные выше используются чаще всего. Метод огibaющей ЭМГ, приведенной к ЦШ, стал общепринятым стандартом в исследовании походки. Известны различные модификации этого метода. Одна из них - регистрация перед исследованием походки уровня ЭМГ-активности при максимальном мышечном действии. Этот уровень принимается за 100%. Дальнейшая репрезентация огibaющей ЭМГ дается в % от уровня максимального мышечного сокращения (176). Для такой методики будет полезно измерить силу максимального мышечного сокращения с помощью динамометра. Результат, тем не менее, не обладает необходимой точностью, т.к. плечи рычага действия мышцы изменяются при различных положениях сустава. Однако, в настоящее время разработаны достаточно адекватные математические описания взаимодействия мышц, суставов, сегментов, позволяющие учитывать изменения моментов сил.

Сам процесс обработки поверхностной ЭМГ начинается, как правило, с конвертирования нативного аналогового сигнала в цифровую форму с помощью аналого-цифрового преобразователя. После этого сигнал может быть обработан в компьютере. Известны и другие варианты, когда сигнал проходит полную обработку, выпрямление и сглаживание в аналоговой форме, после чего уже оцифровывается.

Для конечного пользователя эти два вида имеют существенную разницу. Нативная поверхностная ЭМГ - это высокочастотный сигнал. Для метрологически правильного преобразования сигнала в цифровую форму каждый канал ЭМГ должен опрашиваться аналого-цифровым преобразователем с частотой не менее 2500 Гц (176). Такое значительное количество данных требует соответствующих ресурсов памяти компьютера, а цифровой анализ или другие преобразования таких данных занимают много времени. Второй способ избавляет от этого недостатка, т.к. для оцифровки огибающей ЭМГ требуется частота порядка 50-100 Гц. Если учитывать необходимость сохранения данных всего исследования, а это одна или несколько записей ходьбы в течение 10-20 секунд, то разница в количестве занимаемых килобайт памяти оказывается весьма существенной.

Конечный этап обработки - это нормирование ЭМГ к ЦШ и усреднение биоэлектрической активности за несколько циклов шага (Рисунок 1.11).

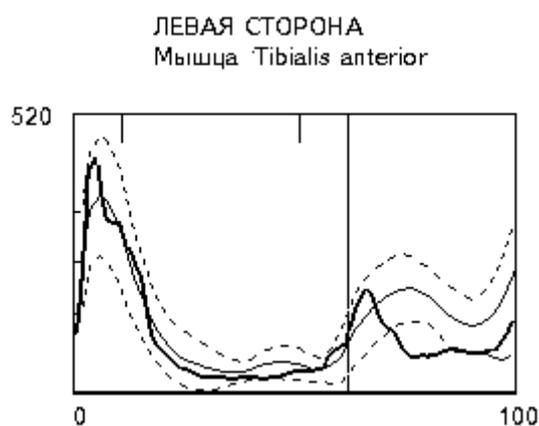


Рисунок 1.11 Конечный результат обработки ОЭМГ². Тонкая линия - средняя норма, прерывистая - пределы нормы $\pm\sigma$, толстая линия - усредненный профиль биоэлектрической активности пациента.

²Фрагмент отчета программно-аппаратного комплекса МБН-БИОМЕХАНИКА.

1.3 КИНЕМАТИКА

1.3.1 СИСТЕМА КООРДИНАТ

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

Ниже приводится система координат представления гониограмм, которая будет использоваться далее.

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

- сагиттальная плоскость делит тело на правую и левую половины,
- фронтальная - делит тело на переднюю и заднюю части,
- горизонтальная - делит пространство или тело (в зависимости от уровня) на верхнюю и нижнюю части (Рисунок 1.12).

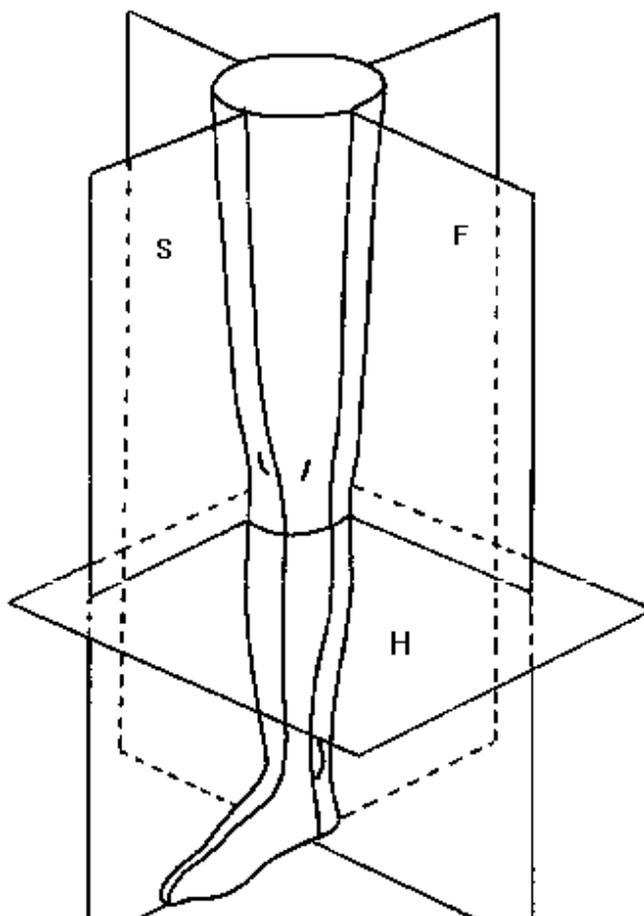


Рисунок 1.12 Локальная система координат для нижней конечности. Где (**S**) сагиттальная плоскость, (**F**) фронтальная плоскость, (**H**) горизонтальная плоскость.

Движения в сагиттальной плоскости обозначаются как сгибание-разгибание, во фронтальной - отведение-приведение, в горизонтальной - наружная и внутренняя ротация (Рисунок 1.13).

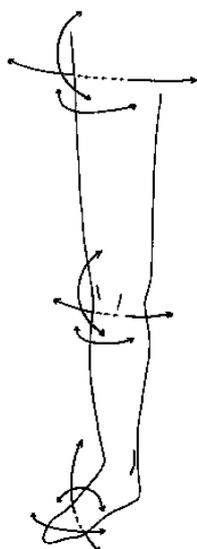


Рисунок 1.13 Движения в трех плоскостях для бедра (тазобедренный сустав), голени (коленный сустав) и стопы (голеностопный и подтаранный).

Движения в суставе измеряются по отношению к так называемому 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 (Рисунок 1.14).

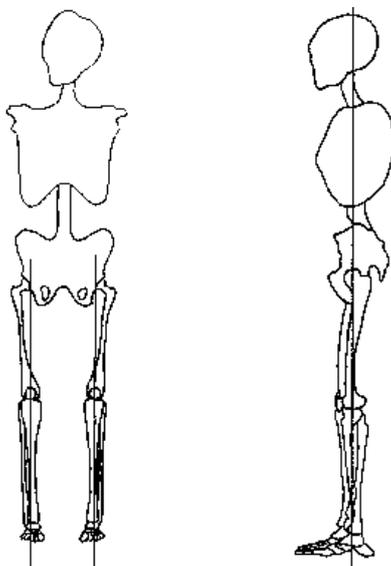


Рисунок 1.14 Нейтральное положение суставов нижней конечности.

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 (Рисунок 1.15).



Рисунок 1.15 Реальное “нейтральное” положение суставов нижней конечности во фронтальной плоскости.

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 разгибания (7-8 градусов?) и не может быть пассивно замкнут, подобно тазобедренному или коленному. Однако, это положение отмечается равновесием моментов сил относительно голеностопного сустава, осуществляется 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 (Рисунок 1.14).

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. Определение продольной оси стопы будет дано далее.

Внутренняя ротация на гониограммах имеет положительные значения, наружная - отрицательные относительно нейтрального положения.

Поскольку конечность движется и суставы меняют свое положение в пространстве, то 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.

1.3.2 ОСИ ДВИЖЕНИЙ В СУСТАВАХ

В этой главе дается справочная информация о возможных движениях в суставах и положении осей совершаемых движений.

Тазобедренный сустав.

Вследствие шаровидной формы тазобедренного сустава ось любого движения проходит через центр головки бедренной кости. Положение оси сгибание - разгибание совпадает с вершкой большого вертела (Рисунок 1.16).

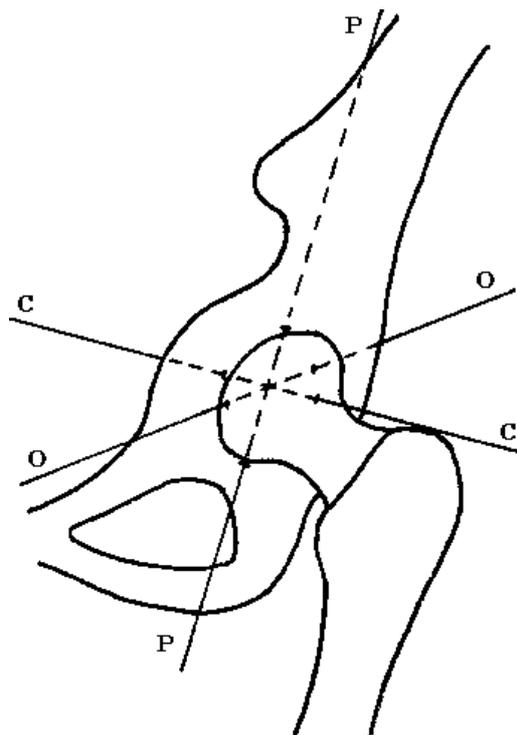


Рисунок 1.16 Положение теоретических осей движения в тазобедренном суставе, где (С) ось сгибания-разгибания, (О) отведения-приведения, (Р) ротации.

Анатомическая привязка остальных осей движения рассматриваться не будет, так как при эксплуатации известных 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 (Рисунок 1.17).

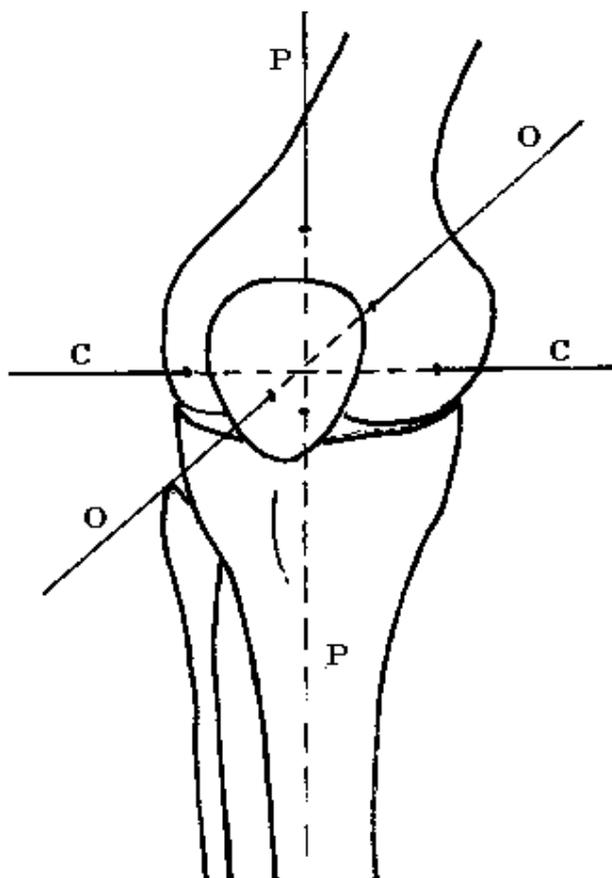


Рисунок 1.17 Положение теоретических осей движения в коленном суставе, где (С) ось сгибания-разгибания, (О) отведения-приведения, (Р) ротации.

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 этого, всем гониометрическим методам свойственны ошибки измерения за счет смещения мягких тканей в местах фиксации банж гониометра. Оси движений отведения-приведения и ротации еще менее определены. Можно сказать, что движения отведения-приведения совершаются по оси, лежащей в межмыщелковой области большеберцовой кости (134, 161). 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 (Рисунок 1.18).

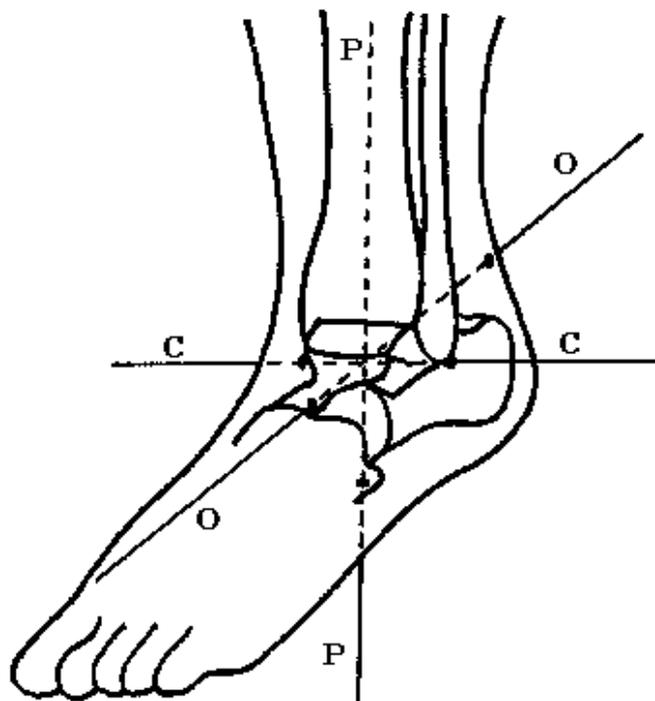


Рисунок 1.18 Положение теоретических осей движения в голеностопном суставе, где (С) ось сгибания-разгибания, (О) отведения-приведения, (Р) ротации.

Реальное положение осей суставов стопы имеет сложную пространственную конфигурацию и будет подробно рассмотрено ниже. Как показал опыт автора, большинство ортопедов, оперирующих на стопе, недостаточно разбираются в ее функциональной механике, поэтому часто трудно прогнозируем как отрицательный, так и положительный результат лечения. Существенный пробел в этой области может быть связан с тем, что основные исследования по биомеханике стопы были сделаны за рубежом и не переводились на русский язык. В связи с этим автор счел необходимым дать в настоящем руководстве самую общую информацию по биомеханике стопы.

1.4 БИОМЕХАНИКА СТОПЫ

1.4.1 СВОДЫ СТОПЫ

Биомеханика стопы всегда рассматривается с точки зрения ее опорной и рессорной функции. В центре биомеханической концепции стоит положение о сводчатой структуре стопы. Так, Du Vriesl (120), Neale D. (171) считают, что стопа имеет три свода: наружный, соединяющий пяточную кость с пятой плюсневой, внутренний, соединяющий пяточную кость с первой плюсневой, поперечный на уровне головок плюсневых костей. Однако, Klenerman L. (150, 151) утверждает, что поперечного свода на уровне головок плюсневых костей в норме не существует. Morton D.J.(163), Kiene R.H., Johnson K.A. (149) отмечают наличие поперечного свода на уровне среднего тарза и отсутствие его на уровне головок плюсневых костей. По Kiene R.H., Johnson K.A. нагрузка на стопу распределяется следующим образом: через тело таранной кости на пяточный бугор, ладьевидную и клиновидные кости на головки I-III плюсневых костей, образуя внутреннюю продольную дугу, через пяточную и кубовидную кости на головки IV-V плюсневых костей, образуя наружную продольную дугу. Таким образом, стопа не имеет в норме поперечного свода на уровне головок плюсневых костей. Это было подтверждено анатомическими исследованиями.

Факт отсутствия поперечного свода в нормальной стопе - чрезвычайно важен для диагностики и последующего лечения. Имеются ввиду такие популярные диагнозы, как “поперечное плоскостопие”, вместо которого был позднее предложен более удачный термин - *поперечная распластанность стопы*. Соответственно, операции по формированию “поперечного свода” на уровне головок плюсневых костей имеют в своей основе ошибочную концепцию.

Отечественный ученый Полиевктов (54) предложил интересную механическую модель стопы. Стопа - это функционально не дуга (рессора), а спираль. Это предположение, сделанное им в 1949 г., нашло определенный фактический материал, полученный Гафаровым Х.З. (15), свидетельствующий в пользу наличия анатомически выраженных спиралей в строении опорно-двигательного аппарата нижних конечностей.

1.4.2 ПРОДОЛЬНАЯ ОСЬ СТОПЫ

Morton D.J. (!63) различает две продольные оси стопы. Ось, проходящая через середину пятки и промежуток между I и II плюсневыми костями - это ось силы, т. е. ось, по которой передаются основные нагрузки при ходьбе. Ось, проходящая через середину пятки и промежуток между II и III плюсневыми костями - ось равновесия или баланса, в которой происходят движения стопы при стоянии. Положение этой оси Morton выводит из равной длины рычагов от этой оси и до головок I и V плюсневых костей. Для клинической работы Kiene R.H. и Johnson K.A. (149) предлагают применять вторую ось. Именно эта ось будет иметься ввиду в дальнейшем как ось для измерения угла разворота стопы.

1.4.3 РОЛЬ ПОДОШВЕННОЙ ФАССИИ ДЛЯ ПОДДЕРЖАНИЯ СВОДА СТОПЫ

Структуры, поддерживающие свод стопы делятся на костные, связочные и мышечные. Nicks J.H. (134), делает вывод о наибольшей роли связок и подошвенной фасции. Подошвенная фасция является ведущим механизмом поддержания свода, она прогрессивно увеличивает модуль эластичности при увеличении нагрузки. Nicks J.H. обращает

внимание на интересный феномен: углубление свода стопы при пассивном разгибании первого пальца. Это происходит в силу того, что часть пучков подошвенного апоневроза, перекидываясь через сесамовидные кости, фиксируется на основной фаланге первого пальца. В результате первый палец играет роль рычага, натягивающего подошвенный апоневроз. Данный феномен нашел клиническое применение в виде теста разгибания пальцев для диагностики плоскостопия (182).

1.4.4 СУСТАВЫ СТОПЫ

Соединение голени со стопой имеет более сложную структуру, чем изолированные крупные суставы. Исследованию осей движения в суставах стопы посвящены лишь отдельные работы (94, 96, 100, 133, 140, 151, 153, 158, 161, 188, 216, 217,), поскольку такого рода исследования представляют серьезные технические трудности: стопа имеет относительно малые размеры, значительное количество суставов и поэтому требует специальных методов регистрации движений.

Голеностопный сустав - самый крупный сустав заднего отдела стопы. Долгое время существовали взгляды, что это простой блоковидный сустав с одной осью вращения, однако это противоречило клиническим данным. С помощью стереорентгенограмметрического исследования E.J. van Langelaan (153), Benink R.J. (96) установили, что голеностопный сустав, как и другие суставы заднего отдела стопы, является *многоосевым*, т. е. имеет “плавающую” ось вращения, крайние положения которой совпадают с двумя осями, описанными Barnett C.H., Napier J.R. (94), Hicks J.H. (133). Возможно, поэтому в исследованиях Manter J.T. (158), Isman R.E., Inman V.T (140) отмечена большая переменчивость положения оси голеностопного и таранно-пяточного суставов у здоровых людей. В целом, “клиническая” ось голеностопного сустава лежит между верхушками лодыжек.

Основной тип движения в голеностопном суставе - это сгибание-разгибание. Исследователи дают отличающиеся амплитуды, хотя и близкие по своему значению (Таблица 1.1):

Таблица 1.1 Амплитуда движений голеностопного сустава по данным литературы.

<i>Источник</i>	<i>сгибание - 0 - разгибание</i>
Hicks 1953	50 общ. амп.
A.A.O.S. 1966	20 - 0 - 50
Russe et all 1967	20 - 0 - 45
A.M.A.	20 - 0 - 40
M.A.S.K.	15 - 0 - 50
Mayo clin	15 - 0 - 50
Morris 1977	20 - 0 - 50
Helfand 1984	18 - 0 - 48

Как видим, результаты Hicks J.H. стоят особняком от других, однако его методика исследования заслуживает доверия. Дело в том, что авторы часто измеряли амплитуду по изменению положения всей стопы относительно голени, не учитывая движения в средне-тарзальных суставах, которые имеют амплитуду движения в сагиттальной плоскости

около 20 градусов (143). Реальная же амплитуда в голеностопном суставе оказывается значительно меньше.

В 1985 г. автором совместно с И.В. Фишкиным был предложен тест для электрогониометрического исследования активных движений в голеностопном и таранно-пяточном суставах (74). Суть теста заключается в том, что исследуемый должен описать носком стопы максимальную окружность при неподвижной голени Рисунок 1.19. Это движение реализует максимальную амплитуду как в голеностопном, так и в подтаранном суставах. Тест производился с установленным на ноге пациента специальным электрогониометром, который регистрировал движения только в голеностопном и таранно-пяточном суставах (71, 72, 73, 75, 191) (Рисунок 1.20).

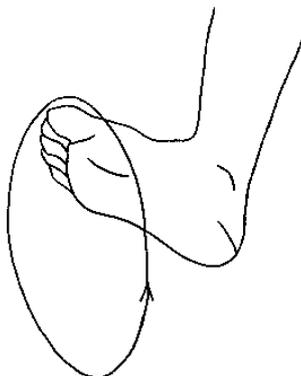


Рисунок 1.19. Тест активных движений в голеностопном и подтаранном суставах.

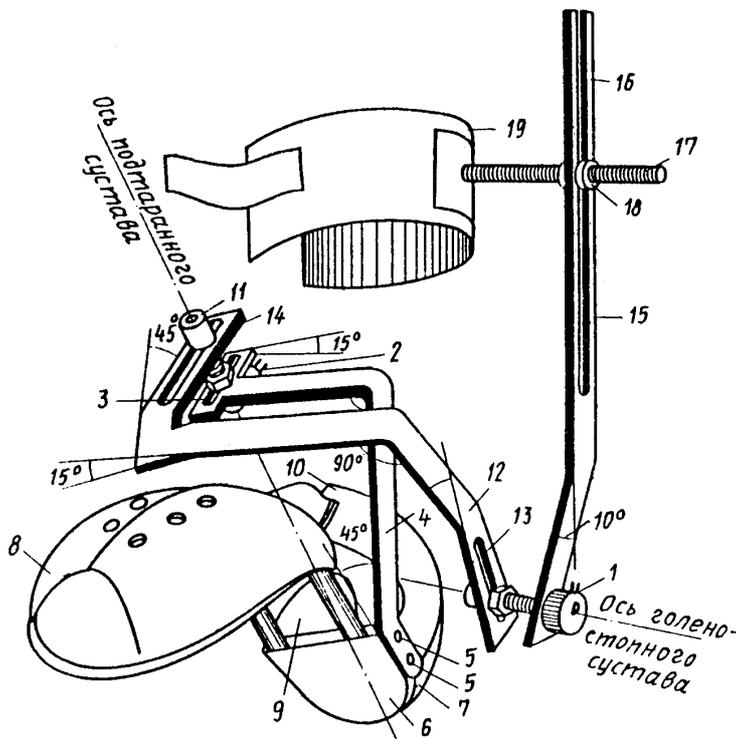


Рисунок 1.20. Гониометр для регистрации движений в голеностопном и таранно-пяточном суставах (73).

В исследовании было обнаружено, что амплитуда активных движений в голеностопном суставе сильно отличается от известной по литературе. В среднем она составила всего 36.0 ± 1.2 градусов. Расхождение с результатами обычного клинического измерения и

опубликованными данными оказалось значительным. Причина была обнаружена на уровне функциональной анатомии голеностопного сустава (74). Суставная поверхность блока таранной кости и соответствующая ей поверхность большеберцовой кости на сагиттальном разрезе представляют собой части правильной окружности. Амплитуда возможных движений в суставе определяется размером свободных секторов на блоке таранной кости (Рисунок 1.21).

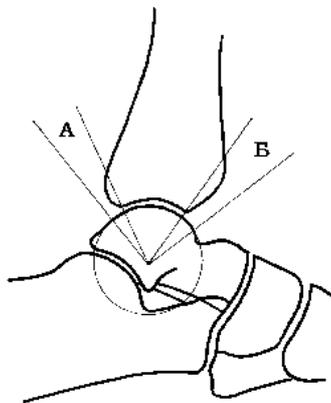


Рисунок 1.21. Способ определения истинной амплитуды движений в голеностопном суставе. Возможная амплитуда движения в голеностопном суставе равна сумме секторов (А) и (Б).

Сумма двух секторов была нами измерена на рентгенограммах 18 голеностопных суставов здоровых людей. Положение оси голеностопного сустава определялось путем совмещения блока таранной кости с конгруэнтной ему окружностью, т.е. геометрическим центром сустава (10). Максимальная амплитуда возможных движений в голеностопном суставе составила 37.4 ± 0.97 градусов. Таким образом, разница реальной и измеряемой обычным способом амплитуды составляет 20 и более градусов за счет действия тарзальных суставов.

Реальная амплитуда голеностопного сустава может быть легко измерена при клиническом обследовании пациента как движение между голенью и пяточной костью.

Вычитание из амплитуды, измеренной по обычной методике, реальной амплитуды голеностопного сустава даст амплитуду тарзальных суставов.

Разгибание в голеностопном суставе сопровождается незначительной аддукцией и супинацией, а сгибание абдукцией и пронацией (133). Стабильность голеностопного сустава обеспечивается не лодыжками, а связочным аппаратом.

В сумме все виды подвижности дают возможность таранной кости вращаться еще и в горизонтальной плоскости, амплитуда вращения достигает в норме 25 градусов. Вращательная стабильность голеностопного сустава возрастает при увеличении вертикальной нагрузки на сустав и уменьшается при повреждении связок, но и в последнем случае может возрастать при увеличении вертикальной нагрузки (160).

Подтаранный сустав имеет сложную пространственную ориентацию оси вращения: ось идет косо из наружной части пяточного бугра в шейку таранной кости (96, 102, 133, 140, 150, 151, 153, 158, 161, 188, 217) (Рисунок 1.22). У здоровых людей положение оси его довольно вариабельно (140, 153). Исследования E.I. Van Langelaan (153), Benink R.I. (96), 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 (158).

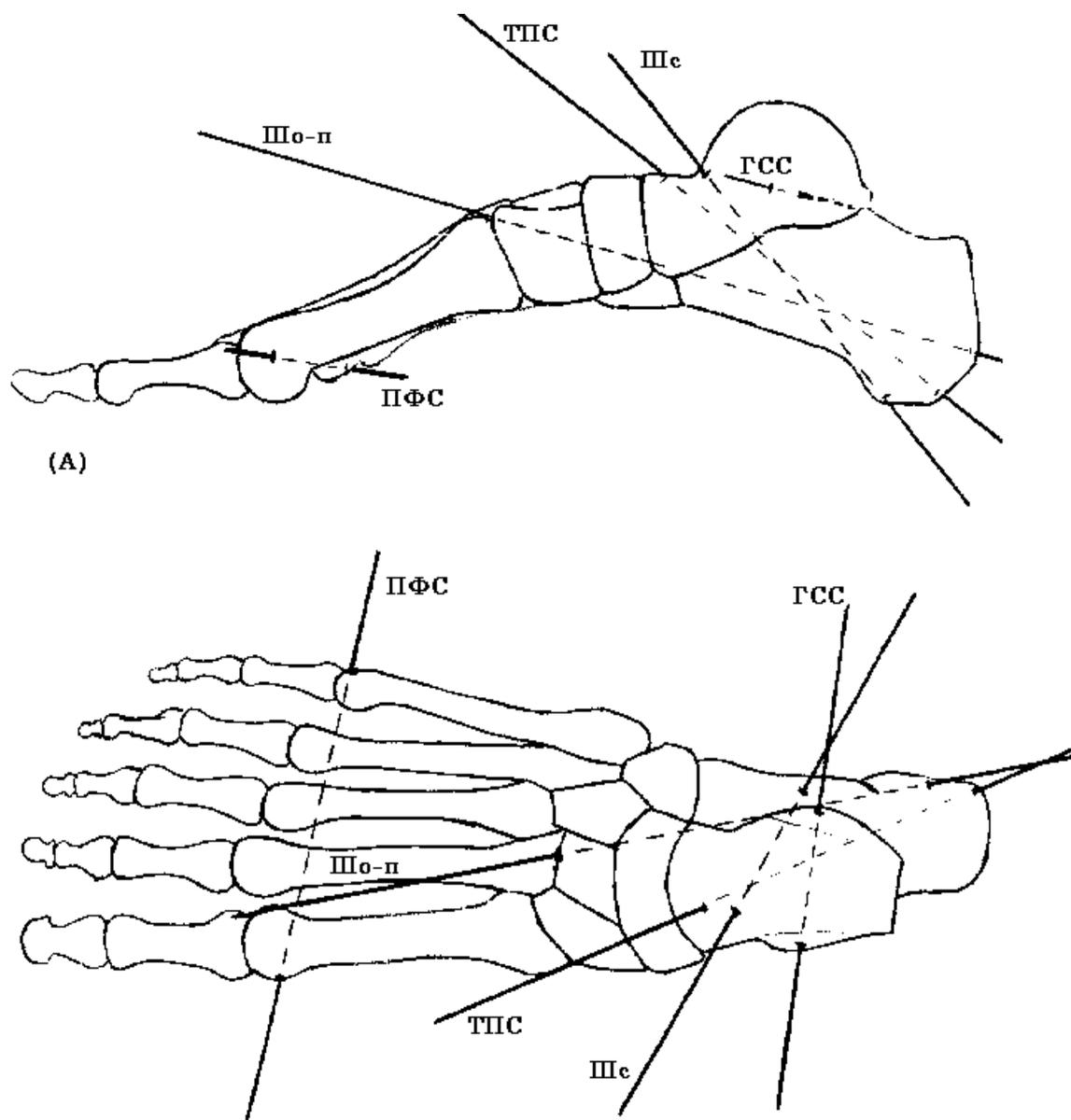


Рисунок 1.22. Пространственная ориентация осей движений в суставах стопы по данным различных авторов: вид сбоку (А) и сверху (Б). Обозначения осей: ПТС - подтаранный сустав, ГСС - голеностопный сустав, ПФС - плюснефаланговый сустав, Шс - ось сгибания-разгибания Шопарова сустава, Шо-п - ось отведения - приведения Шопарова сустава.

Анатомической и функциональной особенностью подтаранного сустава является расположение в его синусе (канале) группы связок. Вопрос их функции остается неясным до настоящего времени. Часть авторов склонна считать, что связочный аппарат таранно-пяточного синуса играет в суставе исключительно стабилизирующую роль, другие, не отрицая этого, утверждают, что основная роль их - регулирующая, направляющая

движения в суставе (153). Shephard E. (188), Hicks J.H. (133) отмечают, что движения в подтаранном суставе и суставе Shopart настолько тесно связаны, что не имеет смысла говорить о собственно подтаранном суставе вне связи его с суставом Shopart, и предлагают называть его в составе “articulatio talotarsalis” или “talocalcaneonavicular joint”. Такое предложение не лишено определенного смысла, т.к. подчеркивает функциональную взаимосвязь таранно-пяточно-ладьевидно-кубовидного суставов. Однако, исследования E.I.van Langelaan (153) и Benink R.I. (96) показали, что каждый сустав тарза имеет свою обособленную ось вращения.

Амплитуда движений в подтаранном суставе, по данным различных авторов имеет очень большие пределы (Таблица 1.2):

Таблица 1.2 Амплитуда движений подтаранного сустава по данным литературы.

<i>Источник</i>	<i>отведение - 0 - приведение</i>
Fick (A),1911	20 - 0 - 45
Manter,1941	10 - 0 - 15
Hicks,1953	24 общая амплитуда
Wright e al.,1964	6 в течение периода опоры
A.O.O.S.,1965	5 - 0 - 5
Beetham e al.,1965	20 - 0 - 30
A.M.A.,1966	20 - 0 - 30
M.A.S.K.,	20 - 0 - 35
A.A.O.S.	15 - 0 - 35
Close e al.,1967	9,9 - 0 - 28
Kappanji,1970`	20
Zanz - Waschmuth,1972	30 - 0 - 30
Ambqagtheep,1974	45
Inman V.T.,1976	10 - 0 - 65
McMaster,1976	5 - 0 - 25
Brantican,1977	5 - 0 - 25
Langelaan,1984	5 - 0 - 18
Helfand,1983	15 - 0 - 30

Такое разнообразие объяснимо лишь различным теоретико-методологическим подходом исследователей.

Сустав Shopart, как уже говорилось выше, функционально тесно связан с подтаранным и другими суставами тарза. Исследуя сустав Shopart как целое, Manter I.T. (158) обнаружил в нем две оси вращения: продольную, идущую косо снизу вверх и снаружи внутрь с небольшими углами наклона через тело ладьевидной кости, и поперечную, идущую из передней части пяточной кости в шейку таранной. Движения в суставе имеют также винтообразный характер, но направление винта противоположно подтаранному суставу на той же стороне. Таким образом, подтаранный сустав и суставы соединения Shopart образуют систему, в которой возможно функциональное заклинивание суставов, что способствует уменьшению нагрузки на мышечный и связочный аппарат. Такой своеобразный механизм дает возможность стопе при определенном взаимодействии суставов многократно увеличивать свою жесткость. Hicks J.H. (133, 134), Morris I.M. (161) приводят четыре таких механизма:

1. Инверсия пяточной кости передается таранной, и последняя становится так, что ось таранно-ладьевидного сустава будет не параллельна оси пяточно-кубовидного, и при дальнейшем движении суставы запираются.
2. Суставная поверхность головки таранной кости, имея поверхность параболоида при движении во вторую половину фазы опоры воздействует на ладьевидную кость и приводит к запирающему эффекту, который проявляется, когда нагрузка на сустав превышает 36 кг. В данном случае запирающий эффект является следствием не конгруэнтности, возникающей в суставе, имеющем одну из поверхностей в виде параболоида вращения.
3. Действие собственных мышц стопы содействует поддержанию ее свода.
4. Натяжение подошвенного апоневроза при разгибании в плюсне-фаланговых суставах приводит к углублению свода стопы.

Амплитуда движения в суставе Shopart слабо освещена в литературе. Nicks J.H. (133) дает ее в 24 градуса. E.I.van Langelaan (153) описывает амплитуды отдельных суставов: пяточно-кубовидного - 15,8, пяточно-ладьевидного - 20,5, таранно-ладьевидного - 14,3, кубовидно-ладьевидного - 6,8 градусов.

Описание движений **в других суставах тарза** приводится только в работах Nicks J.H. (133). “Косая ось” их проходит на 2,5 см впереди от оси подтаранного сустава и примерно параллельна ей. В этой оси возможны движения пронации с одновременной абдукцией и разгибанием или супинация, сопровождающаяся аддукцией и сгибанием. Общая амплитуда составляет 22 градуса. “Передне-задняя” ось выходит из середины тела ладьевидной кости с несколько большим наклоном вперед, чем предыдущая ось. В ней возможны те же движения, но с несколько меньшим приведением-отведением и сгибанием-разгибанием, общей амплитудой в 22 градуса.

Движения **в суставе Lisfrank** Nicks J.H. описывает только по I и V лучу. Оси их расположены коса к длиннику стопы в горизонтальной плоскости и пересекаются в области II клиновидной кости.

Общая схема кинематики движений между стопой и голенью в суставах тарза в свое время очень удачно была представлена в работе Inman V.T., Mann R.A (138) (Рисунок 1.23).

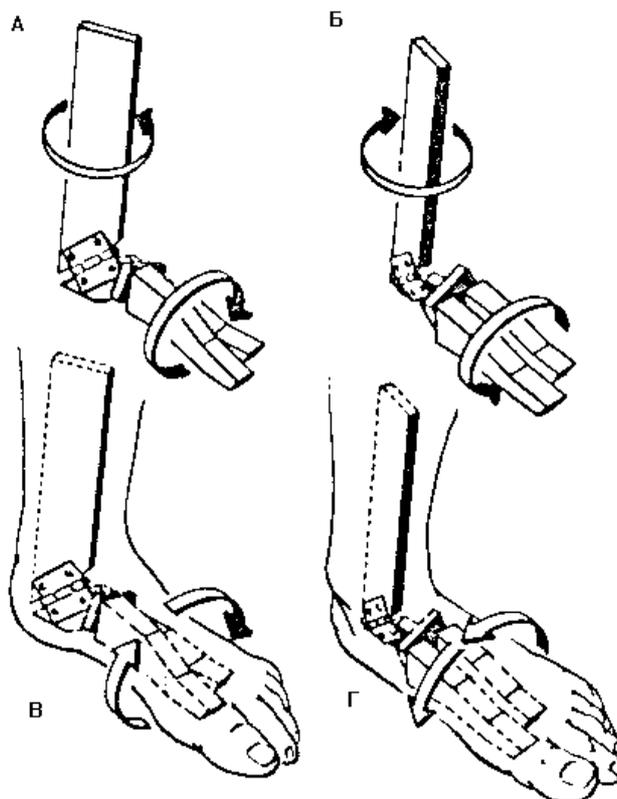


Рисунок 1.23. Иллюстрация функции таранно-пяточного и Шопарова сустава по (138).

В I плюснефаланговом суставе возможны движения сгибания-разгибания в V - сгибания-супинации, разгибания-пронации. Амплитуда их в обоих суставах достигает 10 градусов.

Плюснефаланговые суставы по своей форме относятся к шаровидным, т.е. с возможностью движений во всех осях, поэтому Bojsen- Moller F., Lamoreux L. (100) приводят функциональные оси движения в них. Ось I плюсне-фалангового сустава лежит на уровне середины головки I плюсневой кости перпендикулярно длиннику стопы. Для основных плюснефаланговых суставов, ввиду их функционального синергизма при ходьбе, эти авторы дают одну общую ось движения, которая лежит между головками II - V плюсневых костей. Амплитуда движений в I плюснефаланговом суставе по данным различных авторов указана (Таблица 1.3).

Таблица 1.3 Амплитуда движений в I плюснефаланговом суставе по данным литературы.

<i>Источник</i>	<i>сгибание - 0 - разгибание</i>
A.A.O.S.,1965	45 - 0 - 70
Russe e al.,1967	47 - 0 - 70
Bojsen-Moller,1979	35 - 0 - 50
Helfand e al.,1984	37 - 0 - 63

Амплитуда движений остальных плюснефаланговых суставов:

A.A.O.S., 1965 40 - 0 - 40

Литература, посвященная суставам пальцев стопы очень скудна. Авторы отмечают поперечное расположение оси суставов фаланг пальцев. Необходимо учитывать, что это функциональная ось движений. Реально в суставах присутствует и боковая подвижность. Приводятся следующие амплитуды движения в них:

межфалангового сустава I пальца:

A.A.O.S., 1965 90 - 0 - 0

Helfand et al, 1984 60 - 0 - 0

Остальных пальцев:

проксимальных межфаланговых:

A.A.O.S., 1965 35 - 0 - 0

Helfand et al, 1984 38 - 0 - 40

дистальных межфаланговых:

A.A.O.S., 1965 60 - 0 - 30

Helfand et al, 1984 55 сгибание

Биомеханика стопы при ходьбе освещена в литературе недостаточно. Связано это, прежде всего, с практическим отсутствием специфических методик исследования для этого отдела опорно-двигательного аппарата, таких как, например, измерение распределения давления под стопой при ходьбе и стоянии (94, 122, 163, 178, 182, 196). Применение вычислительной техники позволило (106, 132) регистрировать полную картину распределения давления под стопой при стоянии и ходьбе. Работа таких устройств основана либо на пьезоэлектрическом эффекте (106), либо на оптоэлектронном (132). Авторы отмечают их высокую диагностическую и прогностическую ценность.

Исследование движений в суставах стопы при ходьбе является сложной задачей, ввиду специфической пространственной ориентации их осей и небольших габаритов изучаемого сегмента, что затрудняет установку специальных регистрирующих устройств. Данные трудности заставляют авторов пользоваться сложными устройствами, зачастую нарушающими нормальную биомеханику суставов стопы, например, механический аналог голеностопно-подтаранного суставного комплекса, где стопа фиксировалась в специальной жесткой туфле, дающей возможность движений только в голеностопном и подтаранном суставах (216). Полученные гониограммы согласуются с результатами других авторов (165, 197, 198), а также собственными данными автора (72, 74, 191). Обнаружено, что при движении по подъему или спуску возрастает, соответственно, амплитуда сгибания или разгибания. Надо отметить, что амплитуда сгибания (во второй половине периода опоры) оказалась незначительной: 3.8 ± 0.2 при измерении собственно движений в голеностопном суставе, а не движений между голенью и стопой (74).

Группой авторов (216) были обследованы лица с недостаточностью *m. triceps surae*. В этой группе оказалась сильно увеличена амплитуда сгибания в период опоры, что подтверждает предположение Murray M.P. et al (168) о функции данной мышцы как тормоза сгибания стопы.

Функция подтаранного сустава при ходьбе гораздо менее изучена, чем голеностопного. Для исследования его движений авторы часто применяли системы, не дающие правильной регистрации (146). Исследования Wright D.A. et al. (216) показало, что в начальный период ходьбы в подтаранном суставе происходит быстрая пронация, которая затем медленно уменьшается, сменяясь супинацией в конце периода опоры, и возвращается к изолинии в период переноса. При движении по склону в подтаранном суставе, обращенном к склону, увеличивается амплитуда пронации, а в противоположном - супинации. Авторы делают вывод: подтаранный сустав осуществляет адаптацию стопы к неровностям дороги во фронтальной плоскости.

Движения тарзальных суставов при ходьбе являются неизученными до настоящего времени из-за сложности доступа к регистрации движений в них. В 1987-88 гг. автором была сделана попытка сконструировать гониометрический прибор для регистрации движений в таранно-пяточном суставе, суставах тарза и плюснефаланговом суставе I пальца. Испытания данного прибора показали, что гониометрическая техника измерений движений в суставах этой группы не является методом выбора. Очевидно, что для этого необходимы безконтактные методы регистрации движений. С началом широкого применения видеосистем анализа движений таких, как VICON, появилась потенциальная возможность регистрации движений в суставах стопы. Естественно, речь идет не о прямой регистрации, а о вычислении траекторий гониограмм на основании данных о пространственной ориентации маркеров и математической модели сегментов стопы. Одна из методик исследования кинематики стопы была разработана в Crystal Clinic (117). На ее основе создан программный пакет для изучения пространственной кинематики стопы. В другом исследовании (148) была принята модель кинематики стопы как трех ригидных сегментов - передний, средний и задний. Такой метод отличается технической простотой, но реальная кинематика заменяется формальной в соответствии с принятым делением на сегменты. Изучение собственно движений в суставах при ходьбе с помощью видеорегистрации было выполнено только для голеностопного и подтаранного суставов (187). Результат согласуется с другими работами (72, 74, 216).

Данные литературы по исследованию движений в плюснефаланговых суставах представлены скудно (100). Гониограмма движений в них имеет лишь один большой пик - разгибание в конце периода переноса. Общая амплитуда движений в норме достигает 35-40 градусов, при ходьбе без обуви - 45-50, в легкой обуви - 25-30 градусов.

В заключение хочется привести выводы Morris I.M. (161) о функциональной механике стопы:

1. Стопа ограничивает движение ОЦМ при ходьбе, чем способствует снижению энергетических затрат.
2. Стопа является основным механизмом сохранения необходимой стабильности при прямо хождении без чрезмерных затрат мышечной энергии.
3. Стопа осуществляет амортизацию ударов при ходьбе и адаптацию к неровностям почвы.
4. Во второй половине периода опоры стопы действует как жесткий рычаг.

1.5 ИССЛЕДОВАНИЕ БИОПОТЕНЦИАЛОВ МЫШЦ

1.5.1 РАЗЛИЧНЫЕ СОСТОЯНИЯ ДЕЙСТВИЯ МЫШЦ И СОВЕРШАЕМОЙ ИМИ РАБОТЫ

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 (215). Эта терминология и легла в основу излагаемой ниже с некоторыми изменениями лингвистического порядка, сделанными автором.

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

Пожалуй, первый наиболее распространенный термин - это мышечное сокращение. Сам по себе термин “сокращение” (contraction) в контексте работы мышцы имеет только одно значение как в русском, так и в английском языках (53, 206) - 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”, в данном руководстве для обозначения функции мышцы будет использоваться термин “*действие*”, который нейтрален в отношении изменения длины мышцы и совершаемой ею работы.

1.5.2 ТИПЫ ДЕЙСТВИЯ МЫШЦ

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, укорочению *m. triceps surae* (Рисунок 1.24).



Рисунок 1.24. Пример концентрического действия мышцы.

Эксцентрическое 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 (Рисунок 1.25).

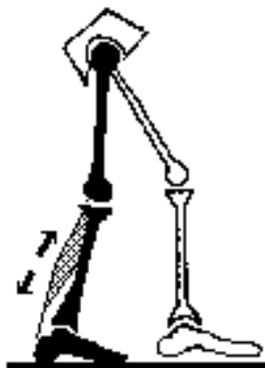


Рисунок 1.25. Пример эксцентрического действия мышцы.

Изометрическое действие мышца производит, когда при развиваемом напряжении длина ее не изменяется. D.A. Winter (215) добавляет к этому определению, 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.

1.5.3 ТИПЫ ВЗАИМНОГО ДЕЙСТВИЯ МЫШЦ

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. Другой вариант определения приводит Winter D.A. (215): антаго-

нисты - это мышцы, которые производят в данное время меньший момент сил относительно сустава.

Агонисты - мышцы, ответственные за какое-либо определенное действие, т.е. имеющие такой же момент сил, как и в данном суставе (215).

1.5.4 ЛИТЕРАТУРА

1. Аксенов В.В., Барболин В.В., Рожков Н.Ф. - Информационная система для измерения и анализа параметров походки. Медицинская биомеханика, т.3, с.6-12., Рига, 1986.
2. Аруин А.С., Актон А.В., Корецкий А.В. - Демпфирование ударных нагрузок при локомоциях. Мед. биомеханика, т.3, с.32-37, Рига, 1986.
3. Бальсевич В.К., Карнеев А.Т., Ковальчук Г.И. - Генезис биомеханических структур локомоторных и баллистических движений. Мед. биомеханика, т.3, с.38-42, Рига, 1986.
4. Баскакова Н.В., Витензон А.С. - Влияние темпа и длины шага на основные параметры ходьбы человека. Мед. биомеханика, т.3, с.242-243, Рига, 1986.
5. Барболин В.В., Аксенов В.В., Бедокрылов А.В., Дьяков Е.П., Рожков Н. - Устройство для подографии, А.С. СССР N1026766, 1983.
6. Белый К.П., Батуров З.К., Соболев И.П., Юрьев П.В., Дрейер А.Л. - Биомеханические показатели стояния и ходьбы у больных после эндопротезирования тазобедренного сустава. Вопросы биомеханики реабилитации, с.16-19, Рига, 1983.
7. Беленький В.Е., Савельев Л.А., Ермолаев А.С.- Установка для автоматизированной обработки биомеханической информации. Ортопед. травматол. 1985, N7, с.65-66.
8. Букреева Д.П., Косилов С.А., Тамбиева А.П. - Возрастные особенности циклических движений детей и подростков. Педагогика, м. 1975, 159с.
9. Васильев А.А., Клименко В.А. - Комплексная оценка стереотипа ходьбы у детей с ортопедическими заболеваниями. Мед. биомеханика, т.3, с.61-63, Рига, 1986.
10. Вейсман Ю.А., Лацис А.К. - Артрография подтаранного сустава. Метод. рекоменд. Рига, 1982.
11. Вилка И.К. - Биомеханический принцип управления периодом реабилитации в травматологии и ортопедии. Дисс. к.м.н., Рига, 1978.
12. Вилка И.К., Грасе А.А., Лапса Ю.Ю. - Эффективность лечения больных с остеохондрозом позвоночника по данным структуры двойного шага. Вопросы биомеханики реабилитации, с.34-40, Рига, 1983.
13. Витензон А.С. - Исследование биомеханических и нейрофизиологических закономерностей нормальной и патологической ходьбы человека. Дисс. д.м.н., Москва, 1983.
14. Витензон А.С., Морейнис И.Ш., Беленький В.Е., Широкова Е.А. - Биомеханическая и иннервационная структура ходьбы на протезах после двусторонней ампутации.

- тации бедра. Протезирование и протезостроение. Сборник трудов ЦНИИПП, 1979, вып.48, с12-33.
15. Гафаров Х.З. - Лечение деформаций стоп у детей. Татарское книжное издательство, Казань, 1990. с. 175.
 16. Гольденштейн И.З. - Автоматизированная система обработки информации эксперимента. Мед. биомеханика, т.3, с.84-89, Рига , 1986.
 17. Гольденштейн И.З., Екабсон А.И., Жагаре Р.К. - Способ отображения биомеханической информации и устройство для его осуществления. Тезисы докладов III всесоюзной конференции по проблемам биомеханики, т.2, с.36-37, Рига, 1983.
 18. Грасе А.А., Вилка И.К. - Способ оценки объема движений в суставах. Тезисы докладов III всесоюзной конференции по проблемам биомеханики, т.2, с.40, Рига , 1983.
 19. Гундарев А.В, - Устройство для получения ихнограмм. А.С. СССР N371922, 1973.
 20. Девишвили В.М. - Методы изучения движения человека. Москва, Изд-во МГУ , 1979.
 21. Детлов И.Э., Грасе А.А., Корк О.Ю., Наудиня И.Я., Турауска А.В. - Биомеханические характеристики ходьбы у больных коксартрозом, леченных постоянным магнитным полем. Мед. биомеханика, т.3, с.105-110, Рига, 1986.
 22. Добрев Р.П., Малова В.К., Владимиров Б.М., Тошев Ю.Е. - Метод исследования патологии локомоции человека. Вопросы биомеханики реабилитации, с.61-65, Рига, 1983.
 23. Донской Д.Д. - Биомеханика физических упражнений. Физкультура и спорт, Москва, 1958, 279с.
 24. Ефимов А.П. - Биомеханическая диагностика и восстановительное лечение синдрома нарушения функции переднего толчка у больных с последствиями переломов нижних конечностей. Тезисы докладов III всесоюзной конференции по проблемам биомеханики, т.2, с.128-220, Рига, 1983.
 25. Жуков Е.К., Котельникова Е.Г., Семенов Д.А. - Биомеханика физических упражнений. Физкультура и спорт., Москва, 1963, 260с.
 26. Заболоцкий О.П. - Ротационные движения в голеностопном сочленении при ходьбе детей в норме и на протезах. Протезирование и протезостроение. Сборник трудов ЦНИИПП, 1980, вып. 52, с.51-56.
 27. Закурин Н.А., Скворцов Д.В. - Новое устройство для измерения пространственных и временных характеристик шага. Биомеханика на защите жизни и здоровья человека. 1 Всероссийская конференция-ярмарка. Тезисы докладов, том 2, с. 106. Нижний Новгород 1992.
 28. Закурин Н.А., Скворцов Д.В. - Программно-аппаратный комплекс анализа походки "БИООРТ". Биомеханика на защите жизни и здоровья человека. 1 Всероссийская конференция-ярмарка. Тезисы докладов, том 2, с. 104-105. Нижний Новгород 1992.

29. Иванов В.В. - Комплексный контроль в подготовке спортсменов. Физкультура и спорт, Москва, 1987. 256 с.
30. Иванов В.И., Нерянов Ю.М. - Клинико-биомеханическая оценка отдаленных результатов лечения сложных повреждений голеностопного сустава. Тезисы докладов II всесоюзной конференции по проблемам биомеханики, т.4, с.199-205, Рига, 1979.
31. Исследования по биодинамике локомоций, под редакцией проф. Н.А. Бернштейна. Издательство ВИЭМ, Москва-Ленинград, 1935, 243с.
32. Кацитадзе З.И. - Способ получения отпечатков. А.С. СССР N145974, 1962.
33. Клиническая биомеханика, под ред. проф. Филатова В.И., Ленинград, М., 1980, 199с.
34. Козловская И.Б., Попов Г.И. - Влияние месячной гипокинезии на параметры локомоций здоровых людей. Мед. биомеханика, т.3. с.168-172, Рига, 1986.
35. Коновалов В.В., Кужекин А.П., Мурадов Э.С., Свечкопал Е.Н., Якобсон Я.С. - А.С. СССР № 1003807 от 15.03.83.
36. Корюкин В.И., Савельев Г.В., Лапаев М.И., Иванова В.Н. - Устройство для регистрации длительности фаз шага при ходьбе человека. Сборник трудов ЦНИИПП, 1978, вып.44, с.96-99.
37. Котельников Г.П., Краснов В.Ф., Цейтлин Д.М. - Особенности походки у больных с сагиттальной посттравматической нестабильностью коленного сустава. Мед. биомеханика, т.3, с.172-177, Рига, 1986.
38. Кравцова Г.В., Ревенко Т.А., Гаврилов И.М., Гончарова Л.Д.- Некоторые биомеханические показатели в оценке результатов лечения застарелых переломоподвывихов в области голеностопного сустава. Тезисы докладов III всесоюзной конференции по проблемам биомеханики, т.2, с.224-226, Рига, 1983.
39. Кравцова Г.В., Хоменко Б.Ф. - Особенности ходьбы по данным подографии у больных с последствиями переломов бедренной кости и костей голени. Мед. биомеханика, с.378-380, Рига, 1975.
40. Кряжев В.Д., Ратов И.П., Павлов Л.В., Гаргашин М.Н. - Управление движениями спортсмена в беге с целью реабилитации травмированного опорно-двигательного аппарата. Тезисы докладов III всесоюзной конференции по проблемам биомеханики, т.2, с.129-130, Рига, 1983.
41. Кужекин А.П., Ефимов А.П - А.С. СССР № 1389753.
42. Лапутин А.Н., Лайуни Р.Б.Ш. - Биокинематические особенности коленного сустава человека при спортивных локомоциях. Мед. биомеханика, т.3, с.213-216, Рига, 1986.
43. Ленский В.М., Мякотина Л.И. - Некоторые биомеханические показатели эффективности операции заднего артродеза голеностопного сустава. Ортопед. травматол., 1966, N1, с.41-44.

44. Лепехина Л.П., Крамаренко Г.Н. - Особенности ходьбы больных с поперечным плоскостопием по данным подографии. Ортопед. травматол., 1968, №9, с.66-69.
45. Лисица И.Б. - Роль фазы двойной опоры при нормальной ходьбе в произвольном темпе. Протезирование и протезостроение. Сборник трудов ЦНИИПП, 1984, вып.69, с.105-113.
46. Макарова М.С., Конюхов М.П. - Особенности результатов биомеханического обследования детей с врожденной плоско-вальгусной деформацией стоп. Мед. биомеханика, т.3, с.229-234, Рига, 1986.
47. Милчева Д.С., Няголов Н.Б. - Исследование походки у детей с глубокими ожогами нижних конечностей. Мед. биомеханика, т.3, с.251-256, Рига, 1986.
48. Мителева З.М., Павленко С.И., Пилипенко Н.Н. - Устройство для цифровой подографии. Ортопед. травматол., 1986, №6, с.60-61.
49. Мякотина Л.И., Лавруков А.М. - Биомеханические аспекты лечения голеностопного сустава методом артродеза. Тезисы докл. III всесоюзн. конф. по пробл. биомеханики, Рига, 1983, т.2, с.233-237.
50. Николаев Л.П. - Руководство по биомеханике в применении к ортопедии, травматологии и протезированию. Гос. мед. изд-во УССР, Киев, 1947, 315с.
51. Новик Б.А. - Биомеханические особенности ходьбы детей при последствиях переломов костей стоп. Тезисы докладов II всесоюзной конференции по проблемам биомеханики, т.4, с.172-174, Рига, 1979.
52. Новик Б.А. - Переломы костей стопы у детей. Дисс. к.м.н., ЛНИИТО им. Турнера, 1981.
53. Ожегов С.И. - Словарь русского языка. Москва, Русский язык, 1987. 797 с.
54. Полиевктов И.А. - Стопа человека в норме и патологии. Изд. Северо-осетинской АССР, Дзауджискау, 1949. 150 с.
55. Полян М.П. - Исследование пронационно-супинационных движений стопы при ходьбе в норме. В кн. Протезирование и протезостроение, сборник ЦНИИПП, 1968, вып.21, с.115-120.
56. Прокопишин Ю.А. - Лечение переломов таранной кости и их последствия. Дисс. к.м.н., Киев, 1972.
57. Розенштейн Б.С., Пиастонуло К.И., Лаврентьева С.А. - Особенности статики и ходьбы больного после тотального эндопротезирования тазобедренного сустава. Вопросы биомеханики реабилитации. Рига, 1983, с.87-95.
58. Розенштейн Б.С., Ярош И.Г., Василькова Е.Т. - Биомеханическая оценка исходов проксимальной остеотомии большеберцовой кости при гонартрозе. Мед. биомеханика, Рига, 1986, т.3, с.299-303.
59. Руководство по протезированию, под ред. проф. Н.И. Кондрашина, изд. второе, Москва, "Медицина", 1988. 544 с.
60. Савельев Л.А., Казьмин А.И., Беленький В.Е. - Методы автоматизированной регистрации параметров ходьбы для оценки восстановительного лечения больных

- с последствиями травм ног. Тезисы докл. III всесоюзной конференции по проблемам биомеханики, Рига, 1983, т.2, с.86-88.
61. Саранцев А.В., Гербер С.Р., Лисица И.Б. - Анализ взаимодействия подошвы обуви с опорой по временным характеристикам. Протезир. и протезостроение, сб. трудов ЦНИИПП, 1983, вып.66, с.108-116.
62. Ситенко А.Н. - Функциональные взаимосвязи параметров движений нижних конечностей при ходьбе. Тезисы докл. III всесоюз. конф. по пробл. биомех., Рига, 1983, т.2, с.88-89.
63. Скворцов Д.В. - Анализ походки. Проблемы и перспективы. Биомеханика на защите жизни и здоровья человека. I Всероссийская конференция-ярмарка. Тезисы докладов, том 1, с. 212-213, Нижний Новгород, 1992.
64. Скворцов Д.В. - Клинический анализ движений: настоящее и будущее. Тезисы докладов II-й Всероссийской конференции по биомеханике. Том 1, с. 172-173, Н.Новгород, 1994.
65. Скворцов Д.В., Быков А.А. - Биомеханические методы исследования в оценке эффективности мануальной терапии при поясничном остеохондрозе. "Формирование здоровья текстильщицы". Сб. научн. трудов, Иваново, 1991, с. 104-107.
66. Славущий Я.Л. - Физиологические аспекты биоэлектрического управления протезами. Москва, 1982, 288с.
67. Тихоненков Е.С., Яковлева Т.А. - Анализ походки у детей с прекоксартрозами и коксартрозами. Мед. биомеханика, Рига, 1986, т.3, с.320-325.
68. Тихонов В.М., Пономарев В.А., - Устройство для подографии. А.С. СССР N371923, 1973.
69. Углов Н.А. - Устройство для подографии. А.С. СССР N904664, 1982.
70. Фишкин И.В. - Восстановительное лечение закрытых переломов пяточной кости с применением устройства для внешней фиксации. Дисс. к.м.н., Иваново, 1986.
71. Фишкин И.В., Скворцов Д.В. - Объективизация оценки исходов лечения больных с переломами пяточной кости с помощью биомеханических методов исследования. "Тезисы докладов научной конференции молодых ученых ИГМИ им. А.С. Бубнова", Иваново, 1987, с.69.
72. Фишкин И.В., Скворцов Д.В. - Особенности функции голеностопного и подтаранного суставов в норме и в отдаленные сроки переломов пяточной кости. "Актуальные вопросы травматологии ортопедии". Всесоюзный симпозиум с международным участием. Рига, 1987.
73. Фишкин В.И., Фишкин И.В., Скворцов Д.В. - А.С. СССР N 1489722 от 1.03.89. "Устройство для измерения угловых перемещений голеностопного и подтаранного суставов во время ходьбы".
74. 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. "Реабилитация больных с

- травмами и заболеваниями опорно-двигательного аппарата". Сб. научн. трудов, книга 2. Иваново, 1989, с. 45-51.
75. Фишкин В.И., Фишкин И.В., Скворцов Д.В. - Устройство для измерения угловых перемещений в голеностопном и подтаранном суставах во время ходьбы. Бюлл. N 6, 1989.
76. Хохол М.И. - Биомеханические особенности компенсации нарушенных функций после ампутации голени. Мед. биомеханика, Рига, 1986, т.3, с.342-347.
77. Чирсков М.Я. - Задачи и методы экспериментального исследования механических параметров протезов. Автореф. дисс. к.т.н. Москва, 1954.
78. Шендеров В.А., Негреева М.В. - Особенности ходьбы больных коксартрозом в условиях, приближенных к естественным по данным подографии. Мед. биомеханика, Рига, 1986, т.3, с.357-362.
79. Шувалов К.К., Мицкевич В.А. - Некоторые параметры ходьбы с костылями у больных после переломов костей нижних конечностей. Мед. биомеханика, Рига, 1986, т.3, с.363-345.
80. Шуляк И.П., Вольтская И.И. - Ихнография с самописцами в исследовании ходьбы в норме и после протезирования. Ортопед. травматол., 1971, №1, с.67-69.
81. Шуляк И.П., Клочков И.Б. - Взаиморасположение осей суставов нижних конечностей у детей в проекции на горизонтальную плоскость. Протезир. и протезостроение, сборник трудов ЦНИИПП, вып. 34, 1975, с.53-59.
82. Юсевич Ю.С. - Очерки по клинической электромиографии. М., Медицина, 1972. 95 с.
83. Янсон Х.А. - Биомеханика нижней конечности человека. Рига, "Зинатне", 1975, 324 с.
84. Янсон Х.А., Вилка И.К., Вилкс А.Я. - Устройство для подографии. А.С. СССР N429805, 1975.
85. Янсон Х.А., Гольдштейн И.З. - Устройство для регистрации перемещений тела человека при ходьбе. А.С. СССР N479473, 1975.
86. Янсон Х.А., Онзул П.А. - Устройство для подографии. А.С. СССР N302102, 1971.
87. Яременко Д.А., Васильковская О.П. - Биомеханические методы исследования в оценке трудоспособности лиц с последствиями переломов нижних конечностей. Тезисы докл. III всесоюзн. конф. по пробл. биомеханики, Рига, 1983, т.2, с. 96-98.
88. Allard P., Nagata S.D., Duhaime M., Labele H. - The use of stereophotogrammetry and mathematical modeling to study foot and ankle kinematics. Proc. 11th Annu. Northeast Bioeng. Conf., Worcester Mass. March 14-15, 1985. N.Y. 1985, p.293-296.
89. Antonsson E.K., Mann R.W.- The frequency content of gait. J. of Biomech. 1985, v.18, n.1, p.39-48.

90. Arkan M., Brull M.A. - A fundamental characteristics of the Human body and Foot. The Foot ground pressure pattern. *J. of Biomech.* 1976, n.9, p.453-457.
91. Augsburger S., Hoffinger S., Grraubert C., - Evaluation of a 3-D motion analysis system. *Clinical Gait Laboratory Conference. Proceedings, Mayo Clinic, Rochester, MN 8th Annual East Coast, May 5-8, 1993, p. 135-136.*
92. Bajd T., Stanic U., Trinkczy A. - On-line electrogoniometric gait analysis. *Comp. Biomed. Res.* 1976, v.9, n.5, p. 439-444.
93. Barnes S.C., Whittle M.W., Jefferson R.J. - Gait dynamics in middle aged and elderly control subjects. *Gait Anal. and Med. Photogramm. Proc. Inf. Conf. Oxford Hiadington 1987, v.1-3, April. p. 12-13.*
94. Barnet C. - A Plastic Pedograph. *Lancet*, 1954, v. 2, n.7, Aug. p.273.
95. Basler A. - Uber die Ausdehnuag und Belastung der Sohlenstutzupunkte beim Stehen. *Z. Orthop. Chir.* 1927, Bd.48, h.1, s.98-124.
96. Benink R.J. - The constraint - mechanism of the human tarsus. A roentgenological experimental study. *Acta Orthopaedica Scandinavica, Suppl. n.215, v.56, Munksgaard Copenhagen, 1985.*
97. Berman A.T., Zarro V.J., Bosacco S.J., Israilite C.- Quantitative Gait Analysis after Unilateral or Bilateral Total Knee Replacement. *J. Bone Joint Surg.* 1987, v.69-A, n.9, p.1340-1345.
98. BioWareTM - Demo Package version 1.1 1993.
99. Boccardi S., Chiesa G., Pedotti A. - A new procedure for evaluation of normal and abnormal gait. *Amer. J. Phys. Med.* 1977 b , v.56, p.163-182.
- 100.Bojsen- Moller F. , Lamoreux L. - Significance of free dorsiflexion of the toes in walking. *Asta Opthop. Scand.* 1979, v.50, n.4, p.471-7.
- 101.Bourgois R., Desmet C., P. Van Remoortere, Bens J., Burny F., Donkerwolcke M. - Automatic analysis of the human gait with a hybrid computer system. *Acta Orthop. Belg.* 1980, v.46, p.534-544.
- 102.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 59-A N3 pp.321-324.
- 103.BTS - Bioengineering Technology & Systems - ELITE is Motion Analyser, 1992.
- 104.Carlsoo S. - A method for studying walking on different surfaces. *Ergonomics*, 1962, Jan, p.271-274.
- 105.Carlsoo S. - The Initiation of Walking. *Acta Anat. (Basel)*, 1966, v.65, n.173, p.1-9.
- 106.Cavanagh P.R., Ae M. - A Technique for the Display of Pressure Distributions Beneath the foot. *J. of Biomechanics*, 1980, v.13, n.2, p.69-75.
- 107.CFTC - Computerized Function Testing Corporation - Description, 1993.

108. Chambers R.B., Cook T.M., Cowell H.R. - Surgical Reconstruction for Calcaneonavicular Coalition. Evaluation of Function and Gait. *J. Bone Joint Surg.* 1982, v.64-A, n.6, p.829-836.
109. Chao E.Y. - Gait Analysis: A Survey. Basic. and Appl. Res. Selec. Proc. 5th. Meet. Eur. Soc. Biomech. Berlin. Sept. 8-10, 1986, Ed. 1987, p.33-50.
110. Chao E.Y., Hoffman R.R. - Instrumented Measurement of Human Joint Motion. *I.S.A. Trans.*, 1978, v.17, n.1, p.13-19.
111. Chao E.Y. - Justification of Triaxial Goniometer for the Measurement of Joint Rotation. - *J. of Biomech.*, 1980, v13, n.12, p. 989-1006.
112. Chao E.Y., Laughman R.K., Schneider E., Stauffer R.N. - Normative Data of Knee Joint Motion and Ground Reaction Forces in Adult Level Walking. *J. of Biomech.*, 1983, v.16, n.3, p. 219-233.
113. Chao E. Y., Laughman R.K., Stauffer R.K.- Biomechanical Gait Evaluation of Pre and Postoperative Total Knee Replacement Patients. *Arch., Orthop., and Traumat. Surg.*, 1980, v. 97, p.309-317.
114. Chao E.Y., Smidt G. T., Johnston R.C. - The application of 4x4 matrix method to the correction of the measurements of Hip joint Rotations., 1970, v.3, n.4, p.459-471.
115. Clinical Gait Laboratory Conference. Proceedings, Mayo Clinic, Rochester, MN 8th Annual East Coast, May 5-8, 1993.
116. Close I.R., Inman V.T., Poor R.M., Tood F.N. - The Function the subtalar joint. *Clin. Orthop.* 50: 159-179., 1967.
117. D'Andrea S., Tylkowski C., Losito J., Arguedas W., Bushman T., Howell V. - Three dimensional kinematics of the foot. 8th Annual East Coast Clinical Gait Laboratory Conference, Proceedings Mayo Clinic, Rochester, MN, p. 109-110.
118. Drillis R. - Objective Recording and Biomechanics of Pathological Gait. *Ann. N.Y. Acad. Sci.*, 1958, v.74, n.1, p.86-109.
119. Dubo H.I.C., Malcolm P., Winter D.A., Steince T., Gary R. - Elektromyographic Temporal Analysis of Gait: Normal Human locomotion. *Arch. Phys. Med. and Rehab.*, 1976, v.57, p.415-420.
120. Du Vries H.L. - Surgery of the Foot. St. Louis, C.V. Mosby Company 1959.
121. Engberg J. R. - A Biomechanical analysis of the talocalcaneal joint - in vitro. *J. Biomech.* 1987 v.20 N4 pp.429-422.
122. Elftman H. - A Cinematic Study of the Distribution of Pressure in the Human Foot. *Anat. Rec.*, 1934, v.59, p.481-490.
123. Elftman H. - The Force Exerted by the Ground in Walking. *Arbeitsphysial*, 1939, Bd.10, s.485-491.
124. Falconer K., Winter D.A., Quantitative assessment of co-contraction at the Ankle joint in walking. *Electromyography*, 1985, v.25, n.2/3, p.135-150.

125. Fogel G.R., Katon Y., Rand I.A., Chao E. Y. - Talonavicular Arthrodesis for Isolated Arthrosis: 9,5 - Year Results and Gait Analysis. *Foot and Ankle*, 1982, v.3, p.105-113.
126. Gage I.R. - Clinical applications of Gait analysis. *Gait Anal. and Med. Photogramm. Proc. Inf. Conf. Oxford. Headington*. 1987, v.1-3, April, p. 40-42.
127. Gola M.M., Gugliotta A. - A improved experimental device for simplified gait analysis. *J. of Biomech.*, 1987, v.20, n.8, p.821.
128. Gray E.G., Basmajian J. - Electromyography and Cinematography of Leg and Foot (Normal and Flat) During Walking. *Anat. Rec.* 1968, v161 N1 pp1-15.
129. Growney E., Cahalan T., Meglan D., An K.N. - Comparison of goniometry and video motion systems for gait analysis. Conference proceedings American Society of Biomechanics 17th Annual Meeting. The university of Iowa, October 21-23, 1993, p 179-180.
130. Hefti F.L., Bauman I.U., Morscher E.W. - Ankle Joint Fusion - Determination of Optimal Position by Gait Analysis. *Arch. Orthop. and Traumat. Surg.*, 1980, v.96, p187-195.
131. Helfand A.E., Josef Bruno P.T. - Clinics in Podiatry. Symposium on Rehabilitation of the Foot. W.B. Saunders Company Philadelphia, London, Toronto, Mexico city, Rio de Janeiro, Sydney, Tokyo v. 1, N2 august 1984, p.261-277.
132. Hennig E.M., Cavanagh P.R., Albert H.T., Macmillan N.H. - A piezoelectric method of measuring the vertical contact stress beneath the Human Foot. *J. of Biomedical Engineering*, 1982, v.4, n.3, July, p.213-222.
133. Hicks J.H. - The Mechanical of the foot. *J. Anatomy* 1953 v87 p4 pp345-357.
134. Hicks J.H. - The Mechanics of the Foot. The Plantar Aponeurosis and the Arch. *I. Anat.* 1954, 88: 25-31.
135. Hicks J.H. - The three Weight-Bearing Mechanisms of the Foot. In *Biomechanical Studies of the Musculoskeletal System*. Ed. F. Evans. Springfield, Ch. Thomas, 1961, p.161-191.
136. Hsu L.C.S., Swanson L., Leong J., Low W.D. - Telemetric Electromyographic Analysis of Muscle Transferred to the Os Calcis. *Clin. Orthop.* 1985, v.201, December, p.71-74.
137. Inman V.T. - The Joints of the Ankle. Baltimore, Williams and Wilkins, 1976.
138. Inman V.T., Mann R.A.: Bio-Mechanics of the foot and ankle. In Mann R.A., Editor: *DuViries Surgery of the foot*, Ed. 4, St. Loues, C.V. Mosby Company, 1978.
139. Inman V.T., Ralston H.J., Told F. - Human Walking. Baltimore, Williams & Wilkins, 1981, 154p.
140. Isman K.E., Inman V.T. - Anthropometric Studies of the Human Foot and Ankle. May 1968.
141. Isacson J., Gransberg L., Knutsson E. - Three-dimensional electrogoniometric gait recording. *J. of Biomech.*, 1986, v.19, n. 8, p.627-636.

142. Jacobs N.A., Skorecki J., Charnley J. - Analysis of the vertical component of Force in normal and pathological gait. *J. of Biomech.*, 1972, n.5, p.11-34.
143. Jacson A., Glasgow M. - Tarsal Hypermobility after Ankle Fusion - Fact or Fiction. *J. Bone and Joint Surg* 1979 61-A pp470-473.
144. Johsson F., Waugh W. - Evidence for compensatory gait in patterns right a valgus knee deformity. *Acta Orthop. Belg.* 1980, v.46, n.45, p.558-565.
145. Joint motion. Method of measuring and recording. American academy of Orthopedics Surg 1965 And Reprinted with their ring permission by the British Orthop. 1966.
146. Karpovich P.V., Leighton M.D., Wilklow M.S. - Goniometric Study of the Human foot in Standing and Walking. *Industrial Medicine and Surg.* 1960, v.29, n.7, p.339-347.
147. Kettelkamp D.B., Johnson R., Smidt G., Chao E.Y., Walker M. - An Electrogoniometric Study of Knee motion in normal Gait. *J. Bone Joint Surg.*, 1970, v.52-A, n.4, p.775-790.
148. Kidder S.M.; Harris G.F.; Johnson J.E.; Abuzzahab F.S. - A kinemftical Model for Clinical Description of foot and ankle motion. 8th Annual East Coast Clinical Gait Laboratory Conference, Proceedings Mayo Clinic, Rochester, MN, p. 111-112.
149. Kiene R.H., Johnson K.A. - AAOS Symposium on the Foot and ankle. The C.V. Mosby Company. St. Louis Toronto London 1983.
150. Klenerman L. The Foot and its disorders. Blackwell Scientific publications Oxford, London, Edinburgh, Melbourne, 1976, 256p.
151. Klenerman L. - The Foot and its disorders. Second Edition., Oxford, London, Edinburgh, Boston, Melbourn, 1982, 240p.
152. Kofman J., Allard P., Dronin G., Labelle H. - Use of kinematics and kinetic gait simulation in the design of a flexible prosthetic foot for child amputees. *Med. Biomech.*, Riga, 1986, v.3, p.380-386.
153. Langelaan E.J. - A Kinematical Analysis of the Tarsal Joints. An X-ray Photogrammetric Study., *Acta Orthop. Scand.*, Suppl., n.204, v.54, Munksgaard 1983, 150p.
154. Levens A.S., Inman VT; Blosser JA. - Transverse Rotation of the Segments of the Lower Extremity in Locomotion. *J. Bone Joint Surg.*, 1948, v.30-A, n.4, p.859-872.
155. Liberson W. - Biomechanics of Gait: A method of Study. *Arch. Phys. Med. Rehab.*, 1965, v.46, n.1-A, p.37-48.
156. Macellari V.L.T., Cristilini P., Bugarini M. - Comparison among remote sensing system for human movement measurement. *Proceedings of melecon 85*, v.1, Bioengineering, p.71-75, Spain, 1985.
157. Mann R.A., John L., Hagy O.R.E. - The Initiation of Gait. *J. Bone Joint Surg.*, 197, v.61-A, n.2, p.232-239.
158. Manter L. - Movements of the subtalar and transverse tarsal joints. *Anat. Rec.*, 1941 v80 N4 p. 397-410.

159. Mazur J.M., Schwartz E., Simson S.R. - Ankle Arthrodesis. Long Term Follow-up with Gait Analysis. *J. Bone Joint Surg.*, 1979, v.61-A, n7, p.964-975.
160. McCullough C.I., Burge P.D. - Rotatory Stability of the Load-Bearing Ankle. *J. Bone and Joint Surg* 1980 v62-A N4 p. 460-464.
161. Morris I.M. - Biomechanics of the foot and ankle. *Clin. Orthop.* 1977, 122: 10-17.
162. Morton D.J. - Foot Biomechanics: Functional Disorders and deformities In. Glasser O. *Medical Physics*, 304, South dearborn street, Chicago, Illinois, v.1, p.457-466.
163. Morton D.J. - *The Human Foot*. New-York, Columbia University Press 1937.
164. Motion Analysis Corporation - *Description of the GaitTrak*, 1993.
165. Murray M.P., Drought A.B., Korry P.C. - Walking Patterns of Normal Men. *J. Bone Joint Surg.*, 1964, v.46-A, n.2, p.335-360.
166. Murray M.P. - Gait as a Total Pattern of movement. *Amer. J. of Physical Med.*, 1967, v.46, n.1, .290-333.
167. Murray M.P., Gore D.R. - Gait of Patients with Hip Pain or Loss of Hip Joint Motion. In, *Clinical Biomechanics*, Black J., et all, 1984, p.173-200.
168. Murray M.P., Gutten G.N., Sepic S.R., Gardner G.M., Baldwin J.M. - Function of the Triceps Surae during Gait. *J. Bone Joint Surg.*, 1978, v.60-A, p.473-476.
169. Murray M.P., Kory R.C., Sepic S.B. - Walking patterns of normal women. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 1970, v.51, p.637-650.
170. Nakhla S.S., King A.J. - Overground and Treadmill ground reactions in normal gait. *Proc. 38 th Annu. Conf. Med. and Biol. Chicago, III Sept. 30-Oct. 2, 1985*, v.27, Washington, D.C., 1985, p.39.
171. Nealy Donald. - *Common Foot Disorders*. Churchill Livingstone Edinburg London Melbourne and New-York 1981.
172. Olney S.L., Winter D.A. - Predictions of knee and ankle moments of force in walking from EMG and kinematics data. *J. of Biomech.*, 1985, v.18, n.1, p.9-21.
173. PEAK Performance Technologies Inc. - *Video and analog motion measurement systems. Description*. 1993.
174. Percy M.J., Jones S.H., Attewell P.B. - Three-dimensional rotations presented in two-dimensions. *Gait Anal. and Med. Photogramm. Proc. Inf. Conf. Oxford, Headington* 1987, v. 1-3, April, p.28-29.
175. Pedotti A. - A simple equipment used in clinical practice for evaluation of locomotion. *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 1977, v.24, p.456-451.
176. Perry J. - *Gait Analysis. Normal and Pathological Function*. Copyright 1992 by SLACK Incorporated 1992, 524p.
177. Perry J. - Kinesiology of Lower Extremity Bracing. *Clin. Orthop.* 1974. v.102, p.18-31.

178. Pliquett F. - Eine Methode zur Messung der Druckverteilung auf einer Fläche. *Z. Orthop.* 1961, Bd.94, h.2, s.327-328.
179. Qualisys - Qualisys news letter. MacReflex Motion Analysis System, 1992.
180. Quanbury A.O., Cooper J.E., Grahama R.E. - An elektrogoniometer for the measurement of thoracolumbar rotation. *J. of Biomech.*, 1986, v.19, n.10, p.791-797.
181. Rohrlé H., Schalten R., Sigolotto C., Sollbach W. - Joint forces in the human pelvis-leg skeleton during walking. *J. of Biomech.*, 1984, v.17, n. 6, p.409-424.
182. Rose G. K., Welton E.A., Marshall T. - The diagnosis of the Flat Foot in the Child. *J. Bone Joint Surg.*, 1985, v.67-B, n.1, p.71-78.
183. Rowley D.I., Ogilvie C. - A Simple System of Measuring Ankle function in Disease. *Gait Anal. and Med. Photogramm. Proc. Inf. Conf. Oxford Headington 1987*, v.1-3, April, p.18-19.
184. Russe O.A., Gerhardt I.J., Foreword E., Burgess M. - International SFTR method of measuring and recording joint motion. Hans Huber Publisher Bern, Stuttgart, Vienna 1967.
185. Sartoris D.J., Feingeld M.L., Resnic D. - Axial Computed Tomographic Anatomy of the foot: Part III Forefoot. *J. Foot Surg.* 1986, 25, 1, p.19-38.
186. Schwartz R.P., Heath A. - The Feet in Relation the Mechanics of Human locomotion. *Physiother. Rev.*, 1936, v.16, p.46-49.
187. Scott S.H., Winter D.A. - Talocrural and Talocalcaneal Joint Kinematics and Kinetics During the Stance Phase of Walking. *J. of Biomech.* 1991, v.24, n.8, p.743-752.
188. Shephard E. - Tarsal Movements . *J. Bone and Joint Surg* 1951 v33-B N2 p.258-263.
189. Simon M.D., Mann R.A., Hagy J.L., Larsen L.I. - Role of the Posterior Calf Muscles in Normal Gait. *J. Bone Joint Surg.*, 1978, v.60-A, n.4, p.465-472.
190. Simon S.R., Paul I.L., Mansour J., Munro M., Abernathy P.J., Raden E.I. - Peak dynamic force in human gait. *J. of Biomech.*, 1982, v.14, p.817-822.
191. Skvortsov D.V., I.V. Fishkin. - Gait Analysis of Patients one year after calcaneal fractures. Conference Proceedings, American Society of Biomechanics 17th Annual Meeting October 21-23, 1993, Iowa City, Iowa, p. 159-160.
192. Smidt G.L., Deusinger K.H., Arora J., Albright J.P. - An Automated accelerometry system for gait analysis. *J. of Biomech.* 1972, v.10, p.367-375.
193. Smith K.U., Greene D. - Scientific motion study and aging processes in performance. *Ergonomics*, 1962, Jan., p.155-164.
194. 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, v.1-3, April, p.20-21.
195. Stokes I.A.F. - Forces under the Hallux Valgus Foot Before and After Surgery. *Clin. Orthoped. and Related Research.*, 1979, n.142, p.64-72.

196. Stott J.R.R., Hutton W.C., Stores A.F. - Forces under the Foot. *J. Bone Joint Surg.*, 1973, v.55-B, p.335-344.
197. Sutherland D.H., Cooper L., Daniel D. - The Role of the Ankle Plantar Flexors in Normal Walking. *J. Bone Joint Surg.*, 1980, v. 62-A, n.4, p.354-363.
198. Sutherland D.H., Olshen R., Cooper L., Woo S.L.Y. - The Development of Mature Gait. *J. Bone Joint Surg.*, 1980, v.62-A, n. 4, p.336-353.
199. Tata J.A., Quanbury A.D., Steinke T.G., Graname R.E. - A variable axis electrogoniometer for the measurement of single plane movement. *J. of Biomech.*, 1978, v.11, n.819, p.421-425.
200. Taylor K.D., Mottier F.M., Simmons D.W. - An automated motion measurements system for clinical gait analysis. *J. of Biomech.* , 1982, v.15, n.7, p.505-516.
201. Tyburski. D.J., Davis R.B., DeLuca P.A. - Initial contact and toe off: a comparison of measurement technologies. *Clinical Gait Laboratory Conference. Proceedings, Mayo Clinic, Rochester, MN 8th Annual East Coast, May 5-8, 1993.* p.129-130.
202. Vaughan C.L., Bresser M., Sussman M., Bowsher K. - Biomechanics of human gait. An Electronic bibliography. *Gaitbib. Human Kinetics Publishers Inc.* 1992.
203. Vaughan C.L., Murphy G.N., Leon L. du Toit. - Biomechanics of human gait. An annotated bibliography. *Human Kinetics Publishers Inc.* 1987, 230p.
204. VICON - A new look at movement analysis. *The VICON system 370*, 1993.
205. Weber W., Weber E. - *Mechanics of the Human Walking Apparatus.* 1894, English edition Springer-Verlag Berlin Heidelberg 1992, 242p.
206. Webster's New World Dictionary - Warner books, 1990, 694p.
207. Weintraub M.A., Bilander T., Simon S.R. - QUAWDS: A Composite Diagnostic system for Gait Analysis. *Comput. Math. and Programs. Biomed.* 1990, v.32, n.1, p.91-106.
208. Weiss P.L., Kearey R.E., Hunter I.W. - Position Dependence of Ankle joint dynamics - II Active mechanics. *J. of Biomech.*, 1986, v.19, n.9, p. 737-751.
209. Whittle M.W. - *Gait analysis: An introduction.* Butterworth Heinemann, 1991, 230p.
210. Whittle M.W., Barnes S.C. - Defining normal ranges for Gait parameters. *Gait Anal. and Med. Photogramm. Proc. Inf. Conf. Oxford. Headington*, 1987, /v.1-3, April, p. 46-47.
211. Whittle M.W., Jefferson R.J. - The generation and transmission of the heelstrike transient and the effects of quadriceps paralysis. *Gait Anal. and Med. Photogramm. Proc. Inf. Conf. Oxford Headington*, 1987, v. 1-3, April, p.34-35.
212. Winter D.A. - *Biomechanics and motor control of Human movement.* John Wiley & Sons. Inc. New York, Chichster, Toronto, Singapore. 1990, 277p.
213. Winter DA; Quanbury AO; Hobson DA; Sidwell HG; Reimer R; Trenholm BG; Steinke T; Shlosser H - Kinematics of normal locomotion - A. Statistical Study based on TV Data. *J. of Biomech.*, 1974, v.7, n.6, p. 479-486.

214. Winter D.A. - The Biomechanics and Motor Control of Human Gait. Waterloo, Ontario: University of Waterloo Press, Second edition, 1991, 143p.
215. Winter D.A. - The Biomechanics and Motor Control of Human Gait: Normal, Elderly and Pathological. Second Edition. University of Waterloo Press, 1992, 143p.
216. 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, v.46-A, n.2, p.361-382.
217. Wyller T. -The axis of the Ankle joint and its importance in subtalar arthodesis. Acta Orthop. Scand. 1961 v31 N3 p.201-207.
218. Yamashita T. - Moving pattern of point of application of vertical resultant force during level walking. J. of Biomech., 1976, v.9, n.2, p.93-99.
-

1. ОБЩАЯ ЧАСТЬ	23
1.1 КРАТКИЙ ОЧЕРК МЕТОДОВ АНАЛИЗА ПОХОДКИ	25
1.2 МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЯ БИОМЕХАНИКИ ПОХОДКИ	29
1.3 КИНЕМАТИКА.....	50
1.4 БИОМЕХАНИКА СТОПЫ	56

1.5 ИССЛЕДОВАНИЕ БИОПОТЕНЦИАЛОВ МЫШЦ.....	66
1. ОБЩАЯ ЧАСТЬ.....	23
1.1 КРАТКИЙ ОЧЕРК МЕТОДОВ АНАЛИЗА ПОХОДКИ	25
1.2 МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЯ БИОМЕХАНИКИ ПОХОДКИ.....	29
1.2.1 ПОДОМЕТРИЯ.....	29
1.2.2 ГОНИОМЕТРИЯ.....	31
1.2.3 ВИДЕОРЕГИСТРАЦИЯ.....	34
1.2.4 РЕГИСТРАЦИЯ РЕАКЦИЙ ОПОРЫ	36
1.2.5 ИХНОМЕТРИЯ.....	39
1.2.6 ИССЛЕДОВАНИЕ БИОПОТЕНЦИАЛОВ МЫШЦ.....	43
1.3 КИНЕМАТИКА.....	50
1.3.1 СИСТЕМА КООРДИНАТ.....	50
1.3.2 ОСИ ДВИЖЕНИЙ В СУСТАВАХ.....	53
1.4 БИОМЕХАНИКА СТОПЫ.....	56
1.4.1 СВОДЫ СТОПЫ.....	56
1.4.2 ПРОДОЛЬНАЯ ОСЬ СТОПЫ.....	56
1.4.3 РОЛЬ ПОДОШВЕННОЙ ФАСЦИИ ДЛЯ ПОДДЕРЖАНИЯ СВОДА СТОПЫ.....	56
1.4.4 СУСТАВЫ СТОПЫ.....	57
1.5 ИССЛЕДОВАНИЕ БИОПОТЕНЦИАЛОВ МЫШЦ.....	66
1.5.1 РАЗЛИЧНЫЕ СОСТОЯНИЯ ДЕЙСТВИЯ МЫШЦ И СОВЕРШАЕМОЙ ИМИ РАБОТЫ.....	66
1.5.2 ТИПЫ ДЕЙСТВИЯ МЫШЦ.....	66
1.5.3 ТИПЫ ВЗАИМНОГО ДЕЙСТВИЯ МЫШЦ.....	67
1.5.4 ЛИТЕРАТУРА.....	68
Рисунок 1.1 Фрагмент экрана исследования программно-аппаратного комплекса клинического анализа движений “МБН-БИОМЕХАНИКА” (включен режим увеличения).36	
Рисунок 1.2 Динамометрическая платформа: общий вид и принцип действия.	38
Рисунок 1.3 Схема включения для измерения длины шага. Питание включено по длине дорожки.	41
Рисунок 1.4 Схема включения для измерения базы шага. Питание включено по ширине дорожки.	42
Рисунок 1.5 Схема включения для измерения угла разворота стопы. Питание включено по ширине дорожки.	43
Рисунок 1.6 Двигательные точки мышц туловища по передней и задней поверхности.	44
Рисунок 1.7 Двигательные точки мышц ноги на внутренней поверхности.	45
Рисунок 1.8 Двигательные точки мышц ноги передней и задней поверхности.	46
Рисунок 1.9 Простой способ представления фазовой активности мышцы в цикле шага.	47
Рисунок 1.10 Способ обработки поверхностной ЭМГ. (А) - нативная ЭМГ, (Б) - выпрямленная ЭМГ, (В) - сглаженная ЭМГ.....	48
Рисунок 1.11 Конечный результат обработки ОЭМГ. Тонкая линия - средняя норма, прерывистая - пределы нормы $\pm s$, толстая линия - усредненный профиль биоэлектрической активности пациента.....	49
Рисунок 1.12 Локальная система координат для нижней конечности. Где (S) сагиттальная плоскость, (F) фронтальная плоскость, (V) горизонтальная плоскость.....	50

Рисунок 1.13 Движения в трех плоскостях для бедра (тазобедренный сустав), голени (коленный сустав) и стопы (голеностопный и подтаранный).....	51
Рисунок 1.14 Нейтральное положение суставов нижней конечности.	51
Рисунок 1.15 Реальное “нейтральное” положение суставов нижней конечности во фронтальной плоскости.	52
Рисунок 1.16 Положение теоретических осей движения в тазобедренном суставе, где (С) ось сгибания-разгибания, (О) отведения-приведения, (Р) ротации.	53
Рисунок 1.17 Положение теоретических осей движения в коленном суставе, где (С) ось сгибания-разгибания, (О) отведения-приведения, (Р) ротации.	54
Рисунок 1.18 Положение теоретических осей движения в голеностопном суставе, где (С) ось сгибания-разгибания, (О) отведения-приведения, (Р) ротации.	55
Рисунок 1.19 Тест активных движений в голеностопном и подтаранном суставах.....	58
Рисунок 1.20 Гониометр для регистрации движений в голеностопном и таранно-пяточном суставах (73).....	58
Рисунок 1.21 Способ определения истинной амплитуды движений в голеностопном суставе. Возможная амплитуда движения в голеностопном суставе равна сумме секторов (А) и (Б).....	59
Рисунок 1.22 Пространственная ориентация осей движений в суставах стопы по данным различных авторов: вид сбоку (А) и сверху (Б). Обозначения осей: ПТС - подтаранный сустав, ГСС - голеностопный сустав, ПФС - плюснефаланговый сустав, Шс - ось сгибания-разгибания Шопарова сустава, Шо-п - ось отведения - приведения Шопарова сустава.	60
Рисунок 1.23 Иллюстрация функции таранно-пяточного и Шопарова сустава по (138).63	
Рисунок 1.24 Пример концентрического действия мышцы.....	66
Рисунок 1.25 Пример эксцентрического действия мышцы.	67

ТАБЛИЦА 1.1 АМПЛИТУДА ДВИЖЕНИЙ ГОЛЕНОСТОПНОГО СУСТАВА ПО ДАННЫМ ЛИТЕРАТУРЫ.	57
ТАБЛИЦА 1.2 АМПЛИТУДА ДВИЖЕНИЙ ПОДТАРАННОГО СУСТАВА ПО ДАННЫМ ЛИТЕРАТУРЫ.	61
ТАБЛИЦА 1.3 АМПЛИТУДА ДВИЖЕНИЙ В I ПЛЮСНЕФАЛАНГОВОМ СУСТАВЕ ПО ДАННЫМ ЛИТЕРАТУРЫ.	63

—Д—	—А—
<i>Двигательная точка мышцы</i>25	<i>анизометрическое-анизотоническое</i> ...48
<i>действие</i>47	<i>анизометрическое-изотоническое</i>48
—А—	—Г—
<i>Агонисты</i>49	<i>гониограмма</i>31
—Д—	<i>гониометрия</i>10
<i>динамометрия</i> 10	

—А—	—О—
<i>Антагонисты</i> 48	<i>огibaющая ЭМГ</i> 29
—И—	—П—
<i>изокинетическое действие</i> 48	<i>подометрия</i> 10
<i>Изометрическое действие</i> 48	
<i>изометрическое-анизотоническое</i> 48	—С—
<i>изометрическое-изотоническое</i> 48	<i>Синергисты</i> 48
<i>изотоническое действие</i> 48	
—К—	—Э—
<i>клиническая биомеханика</i> 1	<i>электромиография</i>
<i>Концентрическое действие</i> 47	<i>игольчатая</i>
—И—	<i>поверхностная</i> 24
<i>ихнометрия</i> 10	<i>Экцентрическое действие</i> 48

2. БИОМЕХАНИКА НОРМАЛЬНОЙ ПОХОДКИ

2.1 ЦИКЛ ШАГА

В этой главе цикл шага освещен с точки зрения его основных параметров, а именно:

- временных,
- пространственных,
- кинематических,
- динамических,
- биоэлектрической активности мышц,
- моментов сил в суставах.

2.1.1 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* (Рисунок 2.1).

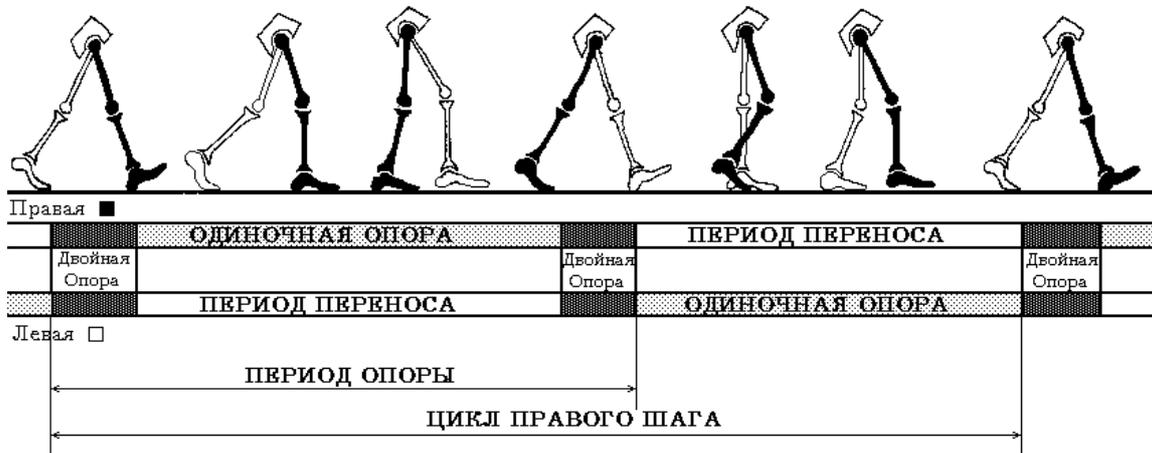


Рисунок 2.1. Цикл шага и его периоды.

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, поэтому, 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 (2) было введено понятие одиночного шага (ОШ), которое тоже иногда 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:

$$\text{ЧШ(шаг/мин.)} = 1 \text{ мин.} / 0.5 \text{ ЦШ}$$

Ниже для сравнения приведены данные измерений цикла шага и его периодов различных авторов (Таблица 2.4 и Таблица 2.5).

Таблица 2.4 Сравнительная таблица временных параметров нормальной походки (подометрия) по данным литературы

Источник	ЦШ	ПО	ПП	ОО
12	1,2±0,2 с	63,1±0,5%	36,9±0,5%	35,4±1,0%
20	0,6 с			
4		61,5±3,4%	37,6±2,0%	
41		60%	40%	
5	1,23±0,2 с	64,9%	35,1±0,9%	
52	1,3 с	57,75%		
40	1,1 с	62,9%		37,0%
59	1,03±0,8 с	0,64±0,6 с	0,39±0,3 с	
53	1,06±0,09			
50	прав.	0,79±0,06 с	0,36±0,04 с	0,41±0,05
	лев.	0,83±0,07 с	0,32±0,04 с	0,37±0,05 с
25	1,0-1,3 с	0,63-0,68с (67%)	0,32-0,37с (33%)	
23	1,23±0,02 с		35,1±0,09%	

Источник	ЦШ	ПО	ПП	ОО
36	муж. сред. возр.	162 с	60±2%	40±2%

	пожил. возр.	1,1 с	59±2%	41±2%
	жен. сред. возр.	1,17 с	59±2%	41±2%
	пожил. возр.	1,07 с	60±2%	40±2%
61			43-70%(58%)	32-50%(43%)
75	муж. 18-49 лет	1,5-2,25		
	50-64 лет	1,36-2,1		
	65-80 лет	1,35-2,0		
	жен. 18-49 лет	1,6-2,3		
	50-64 лет	1,6-2,28		
	65-80 лет	1,6-2,26		
33	муж. 50-64 лет	1,15 с		
	65-80 лет	1,16 с		
	жен. 50-64 лет	1,02 с		
	65-80 лет	1,03 с		
38	прав.		0,63±0,053 с	0,38±0,03 с
		2,20±0,21 с		
	лев.		0,63±0,052 с	0,38±0,024 с

Таблица 2.5 Продолжение.

<i>Ис-точник</i>	<i>Зависимость от возраста</i>	<i>ДО</i>	<i>Пятка</i>	<i>Носок</i>	<i>Коэфф. Ритмичности</i>
12		14,0±0,7%	7,7±0,6%	17,9±0,5%	
20					
4		12,91±6,5%	7,1±1,9%	17,5±3,0%	
41					
5		26,0±1,5%	7,6±0,6%	19,7±0,7%	0,97±0,01
40		12,1%			
25		0,98±1,0			
23		26,0±1,3%			
36	муж. сред. возр.	8,8±1,9%			
	пожил.возр.	8,9±2,0%			
	жен. сред. возр.	8,9±2,0%			
	пожил. возр.	10,0±2,5%			
38	прав.	0,116±0,023 с			
	лев.	0,124±0,025 с			

2.1.2 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 почти сходному разделению ЦШ.

В целом, в ЦШ сейчас выделяют 8 функциональных единиц - *фаз цикла шага*. По опыту зарубежных авторов имеет смысл предложить терминологию для описания ЦШ без применения таких известных в отечественной литературе терминов как опора на пятку,

всю стопу, носок и др. Эти названия достаточно однозначно связаны с нормальной походкой и будут часто неприменимы в случае походки патологической. В качестве основы автором была выбрана классификация Perry J. (60).

2.1.2.1 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 (Рисунок 2.2 А).

2. Фаза нагружения.

Интервал от 2 до 10% ЦШ. Продолжается до конца периода двойной опоры (НДО), заканчивается с уходом с опоры контрлатеральной 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 (Рисунок 2.2 Б).

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

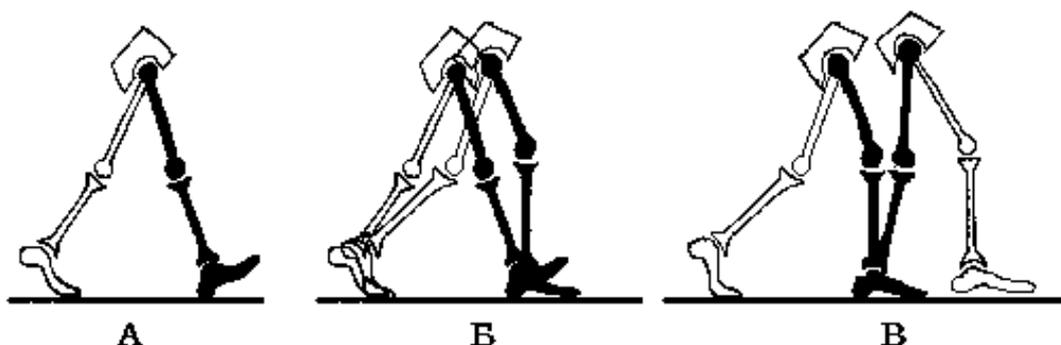


Рисунок 2.2. Фазы периода опоры. А - фаза контакта, Б - фаза нагружения, В - фаза подъема.

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** (Рисунок 2.2 В).

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 (Рисунок 2.3 А).

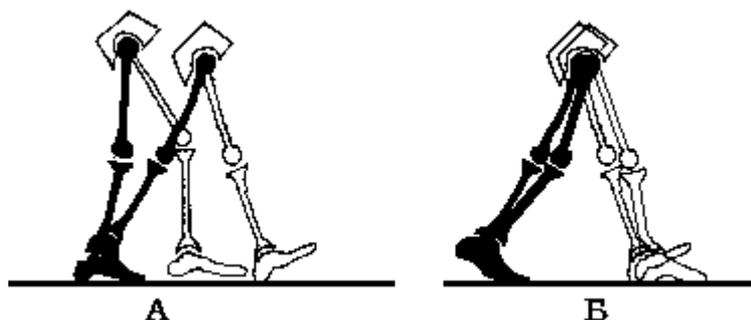


Рисунок 2.3. А - фаза падения, Б - фаза передачи.

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 (Рисунок 2.3 В).

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

2.1.2.2 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 (Рисунок 2.4 А).

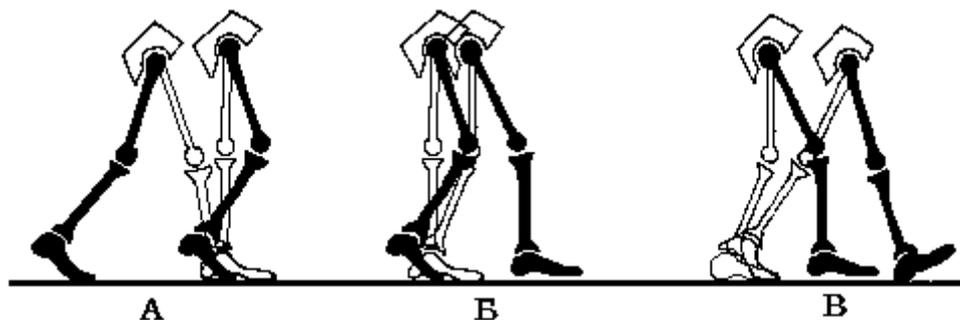


Рисунок 2.4. Фазы периода переноса. А - фаза ускорения, Б - фаза продвижения, В - фаза торможения.

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 (Рисунок 2.4 Б).

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 (Рисунок 2.4 В).

Ниже приводится общая схема периодов и фаз цикла шага.





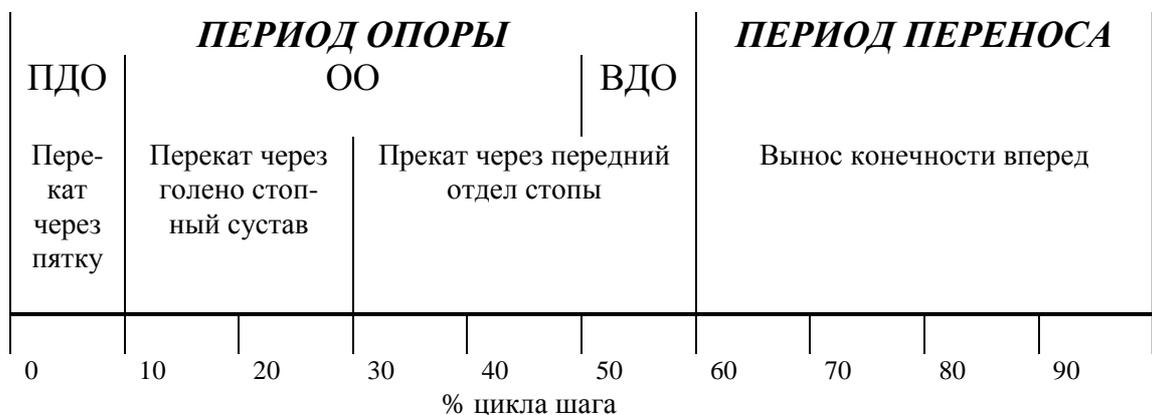
2.1.3 ФУНКЦИОНАЛЬНАЯ ИНТЕРПРЕТАЦИЯ ФАЗ ЦИКЛА ШАГА

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:

- перека́т через пятку,
- перека́т через голеностопный сустав,
- перека́т через передний отдел стопы.

Ниже приведена схема перека́тов цикла шага на фоне его периодов.



В фазах контакта и нагружения пяточная область стопы осуществляет перека́т по опоре, заканчивающийся постановкой всей стопы на опору, поэтому, в соответствии с осуществляемой функцией, эти фазы можно объединить как перека́т через пятку. В момент постановки стопы на опору, т. е. в момент касания опоры пяткой, вектор приложения силы находится впереди места контакта с опорой. Причина этого - анатомическое расположение голени впереди пятки. Продолжающееся повышение нагрузки стремится опустить передний отдел стопы, поставив его на опору. Зонай поворота при этом, естественно, служит задняя область пятки. Перека́т через пятку служит одним из механизмов поглощения энергии удара в период принятия нагрузки, а также механизмом трансформации энергии удара в поступательное движение. Перека́т через пятку обусловлен разгибанием в голеностопном суставе. Это движение в голеностопном суставе контролируется переднетибиальной группой мышц и, в особенности, т.

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 (Рисунок 2.5). Напряжение *m. quadriceps femoris* способствует аналогичному движению вперед бедра вместе с туловищем при сгибающемся коленном суставе.

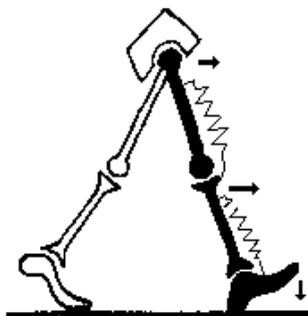


Рисунок 2.5. Механизм трансформации энергии разгибания голеностопного сустава в поступательное движение голени и бедра.

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 перекал”. Перекалы 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. Поскольку вектор веса тела в эту фазу движется от головок плюсневых костей к точке постановки стопы контрлатеральной 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” (2), а в западной литературе встречается термин “отталкивание”. М.В. Whittle (73) подвергает некоторому сомнению наличие “отталкивания” как такового, т. к. при сравнении реакции опоры и моментов сил в голеностопном суставе у здоровых испытуемых и у лиц, пере-

несших ампутацию нижней конечности, не обнаруживается существенной разницы. D.H. Shutherland с соавторами (69) при исследовании походки до и после блокады п. 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 (79) считает правильным термин “отталкивание”, поскольку мышца в этот момент генерирует максимум энергии.

Пережат через голеностопный сустав отличается абсолютным энергетическим минимумом ЦШ, что было отмечено еще Н.А. Бернштейном (2). В то же время этот пережат 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 удару³.

Динамическая нагрузка особенно велика на конечность, принимающую вес тела. J.Perry (60) отмечает, что перед фазой контакта стопа переносимой ноги находится, в среднем, в 1 см от опоры. В короткий промежуток времени до касания опорной поверхности тело находится в свободном падении. В фазу контакта за 0,2 сек. 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 деление 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 (60) 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.

³В свое время оба этих процесса были названы Н.А.Бернштейном “передним и задним толчками (2)”.

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 сек. времени двойной опоры. Разумеется, задний толчок конечности, покидающей опору, происходит несколько раньше переднего толчка ноги, принимающей вес тела.

В любом случае, таз отвечает за сложную, содружественную функцию нижних конечностей во время ходьбы или бега. Общая биомеханика таза и тазо-грудного сочленения в соответствии с фазами ЦШ будет дана ниже.

2.1.4 ПОНЯТИЕ О ПЕРЕКАТАХ СТОПЫ

Графическое представление последовательности и времени контакта с опорой различными отделами стопы при ходьбе в норме. дано ниже (Рисунок 2.6).



Рисунок 2.6. Последовательность и время контакта с опорой зон⁴:

- 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.

Очевидно, что 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 перекаат 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 перекаат стопы в сагиттальной плоскости будет называться *прямой перекаат*, т. к. он происходит в направлении движения. Во фронтальной плоскости перекаат стопы по опоре происходит по направлению снаружи вовнутрь, он получит название - *латеро-медиальный перекаат*.

Поскольку нормальный перекаат стопы по опоре ограничивается комбинацией, изложенной выше - другие варианты перекаатов освещены в разделе патологии.

⁴Фрагмент общего экрана исследования программно-аппаратного комплекса анализа движений МБН-БИОМЕХАНИКА.

2.1.5 ПРОСТРАНСТВЕННЫЕ ХАРАКТЕРИСТИКИ ШАГА

Пространственные характеристики относятся к наиболее 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 известных вариантов:

1. Между задними (пяточными) краями стоп (30, 36, 46, 74) (Рисунок 2.7).

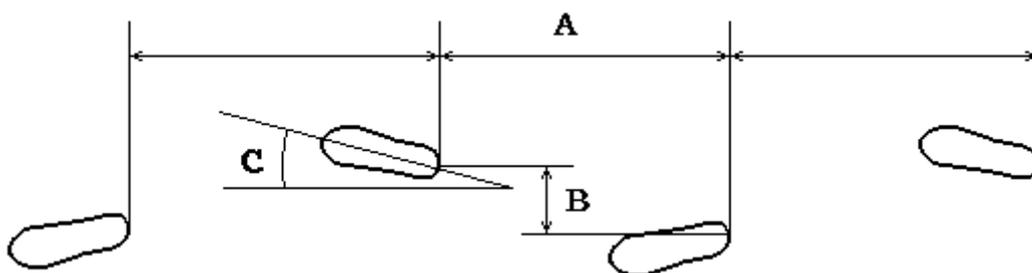


Рисунок 2.7. Способ измерения длины, базы шага и угла разворота стопы (36).

A - длина шага,
B - база шага,
C - угол разворота стопы.

2. Между проекциями на плоскость опоры центров голеностопных суставов каждой конечности (27, 28, 55, 66) (Рисунок 2.8).

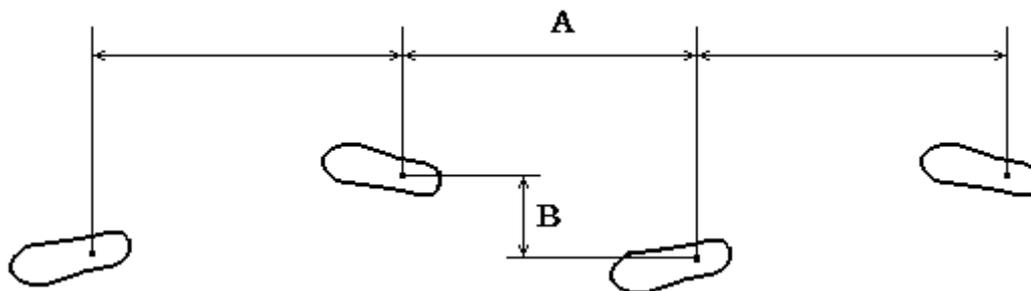


Рисунок 2.8. Способ измерения длины и базы шага (55).

A - длина шага,
B - база шага.

3. Между пяточным и носочным контактами (в первых моделях системы “Биоорт” (13, 14) и ее последующем развитии “МБН-Биомеханика” с автоматическим перерасчетом по второму варианту) (Рисунок 2.9).

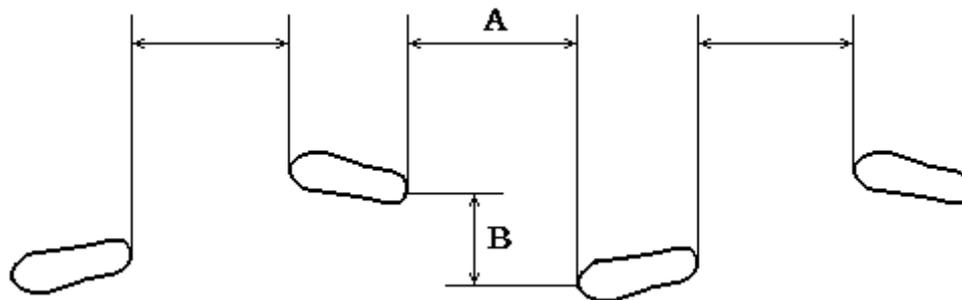


Рисунок 2.9. Способ измерения длины и базы шага (13, 14).

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 ряде случаев, в западной литературе применяется другая единица - *длина цикла шага* (stride length) (Рисунок 2.10).

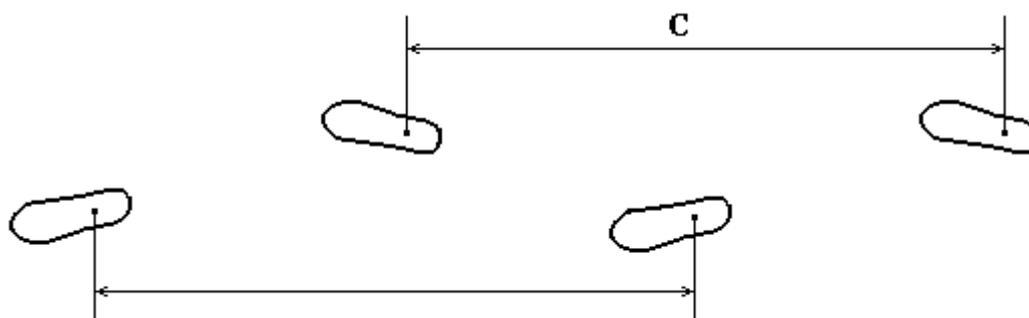


Рисунок 2.10. **C** - длина цикла шага.

Для большей достоверности предпринимались попытки отнести длину шага (36) или длину цикла шага (55, 59) к длине нижней конечности или росту обследуемого. Полученная величина относительна и позволяет сравнивать длину шага разных пациентов.

База шага (БШ) представляет собой ту же величину, измеренную во фронтальной плоскости (Рисунок 2.7). Другое её название - ширина шага. Однако, применение термина база шага будет более правильным, поскольку 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 (Рисунок 2.7). 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 известных методик они не превышают величину ошибки измерения. Как правило, ось стопы определяется как линия, проходящая через середину ее отпечатка.

Пространственные характеристики шага по данным обследования 30 здоровых мужчин трудоспособного возраста приведены (Таблица 2.6)⁵.

⁵Собственные данные автора в соавторстве с И.В. Фишкиным. Ранее не публиковались.

Таблица 2.6 Пространственные характеристики шага.

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 (град.)	9.7	4.0	9.6	2.8

Ниже приводятся сравнительные данные разных авторов по полу, росту, возрасту (Таблица 2.7).

Таблица 2.7 Пространственные показатели походки по данным литературы.

Автор		Длина шага	Асимметрия	Ширина шага	Угол разворота	Скорость
12	муж.	70-80 см	0,9-1,0	5-10 см	6-8	1,3-1,6 м/с
	жен.	60-70 см	0,9-1,0	1-4	6-10	1,3-1,6 м/с
20	средняя	66		3	8-18	
	малорослые	70-76		3-4	5-6	быстр. ходьба
	среднего	73-79		3	8-16	медл. ходьба
	высокого	77-83				
55	малорослые	75-76			8,2	6,7
	среднего	78			8,6	7,2
	высокого	81			7,2	6,4
52		66,1				71,92 м/мин
40		66,1				75,6 м/мин
59	жен.		правая	6,9±2,9	6,4±7,2	130±13см/с
			левая			
53				7,7±3,5	6,3±5,7	151±20см/с
50	правая	75,8±0,08				1,18±0,1 м/с
	левая	69,1±0,09				1,18±0,1 м/с
25	муж.	64-70				4-12 (6)
	жен.	55-68				
30		70-85				
36	муж. сред.возр.	69±9				71,9±18,3 м/мин
	пожил.возр.	73±8				76,1±12,5 м/мин
	жен. сред.возр.	60±7				63,9±11,1 м/мин
	пожил.возр.	61±8				69,4±11,0 м/мин
44	муж.					67,9±7,6 м/мин
	жен.					70,4±6,9 м/мин
75	муж. 18-49	62-93				1,10-1,82 м/с
	50-64	61-91				0,96-1,68 м/с
	65-80	56-86				0,81-1,61 м/с
	жен. 18-49	53-79				0,94-1,66 м/с
	50-64	52-78				0,91-1,61 м/с
	65-80	47-73				0,80-1,52 м/с
33	муж. 50-64	76				1,32±0,21 м/с
	64-80	72				1,21±0,24 м/с
	жен. 50-64	65				1,27±0,17 м/с
	65-80	59				1,15±,18 м/с
38						1,15±0,18 м/с

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

$$\text{СШ(м/мин)} = \text{ДШ(м)} \times \text{ЧШ(м/мин.)}$$

2.1.6 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 Γ_0 , Γ_1 , Γ_2 и так далее. Буква с индексом 0 (Γ_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.

2.1.6.1 ДВИЖЕНИЯ В САГИТТАЛЬНОЙ ПЛОСКОСТИ

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

2.1.6.1.1 ГОЛЕНОСТОПНЫЙ СУСТАВ

В течение цикла шага голеностопный сустав выполняет два сгибания и два разгибания (Рисунок 2.11).

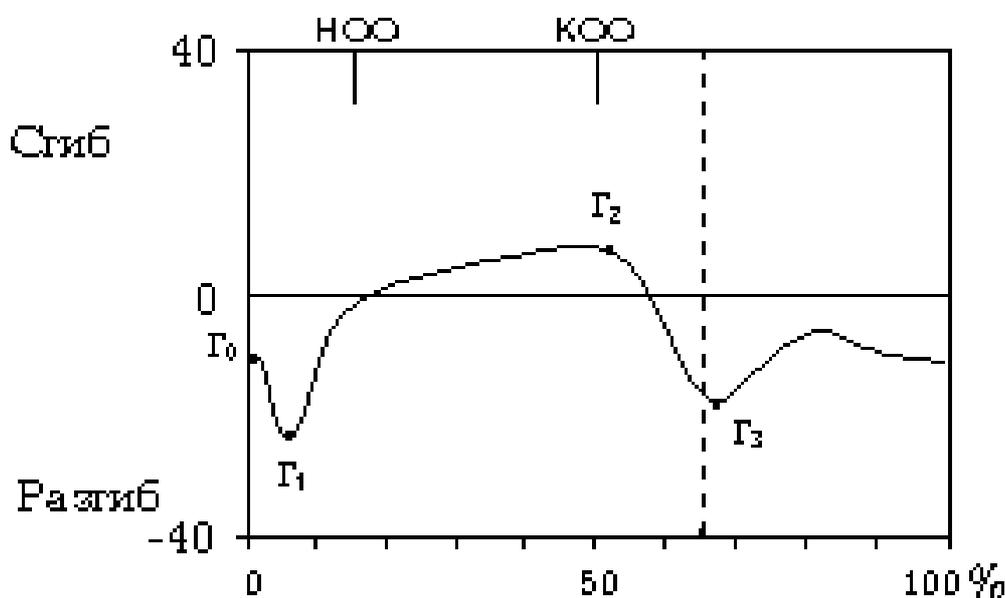


Рисунок 2.11. Гониограмма голеностопного сустава. Здесь и далее: абсцисса - время цикла шага в %, ордината - амплитуда в градусах, вертикальная пунктирная линия - конец периода опоры, НОО - начало периода одиночной опоры, КОО - конец периода одиночной опоры, 0 - нейтральное положение⁶. Буквами с индексом обозначены основные амплитуды.

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.

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.

⁶Фрагмент графического отчета программно-аппаратного комплекса МБН-БИОМЕХАНИКА.

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. Как было описано выше, 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.

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 ниже (Таблица 2.8 и 2.6).

Таблица 2.8 Амплитуды основных точек гониограммы голеностопного сустава.

Амплитуда (град.)	Γ_0		Γ_1		Γ_2		Γ_3	
	М	σ	М	σ	М	σ	М	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 2.9 Фазы основных точек гониограммы голеностопного сустава.

Фаза (%ЦШ)	t_0		t_1		t_2		t_3	
	М	σ	М	σ	М	σ	М	σ
Правая	0.0	0.0	8.2	3.5	54.2	5.7	67.0	3.8
Левая	0.0	0.0	9.6	3.6	54.4	4.8	65.3	2.9

Для сравнения ниже дана таблица амплитуд по данным различных авторов (Таблица 2.10).

Таблица 2.10 Временные и амплитудные параметры гониограммы голеностопного сустава по данным различных авторов.

Автор	Параметры амплитуды				Параметры времени ЦШ		
	Γ_0	Γ_1	Γ_2	Γ_3	t_1	t_2	t_3
12	-	-20	10	20	7%	6%:	
20	0	-15	-	30			
6	0	-16	9	13	8%	52%	
81	-	-20	10	-			
25	2-4	-12-18	6-8	8-12			
23	-	-17-20	8-10	-			
61	-	-13	0-40 (13)	5-35 (19)			

2.1.6.1.2 КОЛЕННЫЙ СУСТАВ

Коленный сустав в течение ЦШ также выполняет четыре основных движения - два сгибания и два разгибания (Рисунок 2.12).

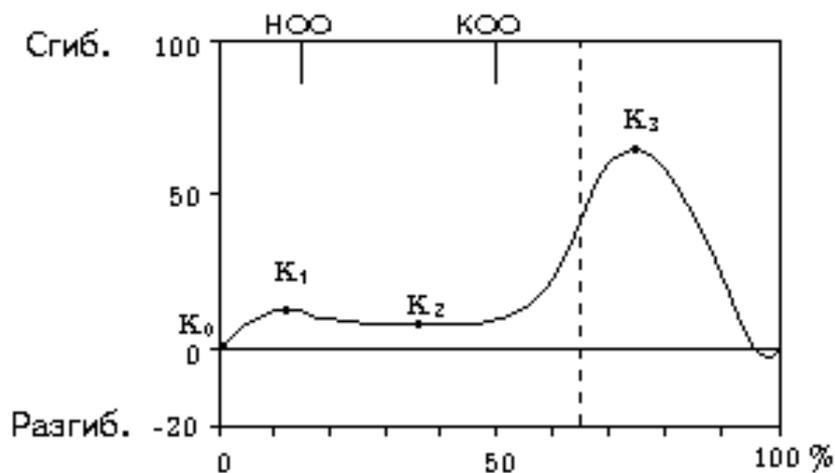


Рисунок 2.12. Гониограмма коленного сустава⁷. Буквами с индексом обозначены основные амплитуды.

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 со-

⁷Фрагмент графического отчета программно-аппаратного комплекса МБН-БИОМЕХАНИКА.

дружественно 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 отмечает наличие этого сгибания.

Основные амплитудно-фазовые характеристики нормальной гониограммы коленного сустава по данным автора приведены ниже (Таблица 2.11 и Таблица 2.12).

Таблица 2.11 Амплитуды основных точек гониограммы коленного сустава.

Амплитуда (град.)	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 2.12 Фазы основных точек гониограммы коленного сустава.

Фаза (%ЦШ)	t ₀		t ₁		t ₂		t ₃	
	М	σ	М	σ	М	σ	М	σ
Правая	0.0	0.0	14.2	2.0	39.7	4.8	74.9	2.5
Левая	0.0	0.0	16.6	2.2	41.9	3.6	75.9	2.4

Для сравнения приводится таблица с данными различных авторов. Амплитуды движений коленного сустава, приводимые различными авторами, отличаются в меньшей степени, чем для голеностопного сустава (Таблица 2.13), однако, разброс показателей остается существенным и связан с отсутствием единого мнения, что считать нейтральным положением для коленного сустава.

Как известно, при измерении по системе ISA (ноль проходящий метод) коленный сустав имеет довольно значительную амплитуду разгибания, достигающую 15, а иногда и более градусов. Большинство исследователей применяло основную стойку для отметки нейтрального положения в суставах ноги, в том числе и в коленном. Однако, если при свободной стойке используется пассивное замыкание коленного сустава, то как нейтральное положение будет регистрироваться положение разгибания в коленном суставе. Амплитуда его может колебаться от 0 до 15 градусов, т. к. стояние - процесс не менее динамичный, чем ходьба. В соответствии с изложенным, нейтральное положение может быть любым произвольным в пределах 0-15 градусов.

Подобного рода неточности в сочетании с использованием цельной конструкции гониометра для тазобедренного, коленного и голеностопного суставов и применением аналоговой измерительной техники (потенциометры) привели автора в 1987-88 годах к необходимости ручного измерения межзвенных углов в основной стойке. Амплитуды движений при этом измерялись в абсолютных значениях сгибания-разгибания с отсчетом от момента в 0% ЦШ.

Таблица 2.13 Временные и амплитудные показатели гониограммы коленного сустава по данным различных авторов.

Источ- ник	Зависимость от возраста и ДШ	Параметры амплитуды			Параметры времени ЦШ		
		K ₀	K ₁	K ₃	t ₁	t ₂	t ₃
12		0	20	60	15%	44%	72%
36	муж. сред. возр.	-7±4	13±6	68±8			
	пожил. возр.	1±4	17±5	72±6			
	жен. сред. возр.	4±6	14±5	70±8			
	пожил. возр.	0±5	15±6	66±9			
61		0-15 (5)		(57,5)			
75	ДШ <1,2 м	3-25		46-63			
	ДШ 1,2-1,5 м	7-30		50-72			
	ДШ 1,5-1,8 м	15-37		52-73			
	ДШ >1,8 м	22-40		57-76			
33	муж. 50-64 лет	19,6±5,6		60,2±4,9			
	65-80 лет	19,3±5,3		61,4±5,2			
	жен. 50-64 лет	16,5±5,5		59,3±3,5			
	65-80 лет	18,4±4,6		56,5±5,2			

2.1.6.1.3 ТАЗОБЕДРЕННЫЙ СУСТАВ

Тазобедренный сустав является соединением между конечностью и телом, а также испытывает влияние со стороны другой ноги. В течении 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 поскольку разгибание тазобедренного сустава на величину более 10 градусов невозможно ввиду его замыкания мощной Бертиниевой связкой (lig. iliofemorale). В подтверждение этого J.Perry (60) приводит две совершенно идентичные гониограммы движений бедра относительно вертикали и тазобедренного сустава, единственное различие которых - положение нейтральной линии. В первом случае она находится точно посередине полной амплитуды.

Гониограмма тазобедренного сустава при нормальной походке приведена (Рисунок 2.13). 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, т. к. 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.

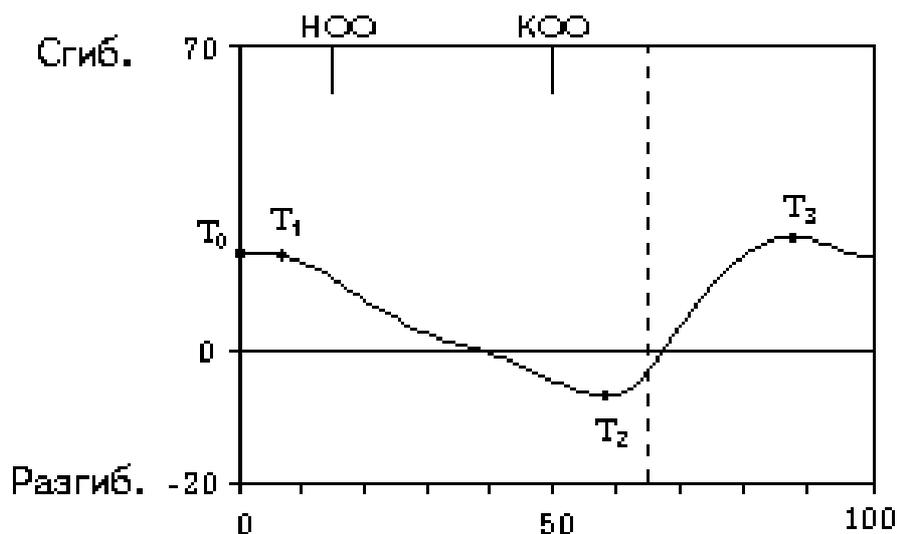


Рисунок 2.13. Гониограмма тазобедренного сустава⁸. Буквами с индексом обозначены основные амплитуды.

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 также зависят от методики измерения. Так, некоторые авторы находят, что во время ходьбы тазобедренный сустав работает 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 ниже (Таблица 2.14 и 2.12).

Таблица 2.14 Амплитуды основных точек гониограммы тазобедренного сустава.

Амплитуда (град.)	T ₀		T ₁		T ₂		T ₃	
	М	σ	М	σ	М	σ	М	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 2.15 Фазы основных точек гониограммы тазобедренного сустава.

Фаза (%ЦШ)	t ₀		t ₁		t ₂		t ₃	
	М	σ	М	σ	М	σ	М	σ
Правая	0.0	0.0	9.0	0.4	51.7	0.9	86.3	1.0
Левая	0.0	0.0	10.7	1.4	55.5	0.6	86.4	0.8

⁸Фрагмент графического отчета программно-аппаратного комплекса МБН-БИОМЕХАНИКА.

Ниже приведены результаты измерения амплитуды движений в тазобедренном суставе по данным различных авторов (Таблица 2.16).

Таблица 2.16 Амплитудно-временные параметры функции ТБС у взрослого здорового человека по данным литературы.

Источ ник	Параметры амплитуды			Параметры времени ЦШ		
	T ₁	T ₂	T ₃	t ₁	t ₂	t ₃
12	20	-12-15	22-25	8%	55%	88%
9	18,7		4,7			
25	18-30 (22)		4-12 (8)			
23			26-30			
61			45			

2.1.6.2 ДВИЖЕНИЯ ВО ФРОНТАЛЬНОЙ ПЛОСКОСТИ

2.1.6.2.1 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 (21, 25, 48). Другие применяли специальную технику или методику для получения истинной гониограммы подтаранного сустава с учетом положения его оси (37, 51, 63). Третий путь - регистрация движений во всех трех осях, сагиттальной, фронтальной, горизонтальной, что, хотя и не соответствует истинным осям действия суставов, однако дает полную пространственную картину (35, 47). Сравнение результатов такого рода (35) показывает, что данные гониограмм отведения-приведения на уровне голеностопного сустава, практически сходны с измерениями по другим методикам.

Гониограмма движений в подтаранном суставе приведена ниже (Рисунок 2.14). Это результат обследования 30 здоровых мужчин с помощью специального гониометра, конструкция которого приведена выше (27, 28, 29, 66). Сравнение гониограммы с результатами других авторов (21, 48, 83) не обнаружило существенных различий.

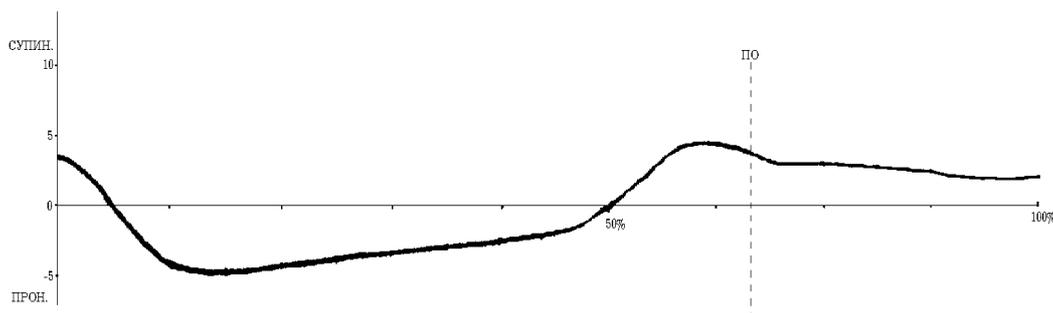


Рисунок 2.14. Гониограмма подтаранного сустава. ПО - конец периода опоры.

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.

Ниже приводится гониограмма движений отведения-приведения в норме на уровне голеностопного сустава (Рисунок 2.15).

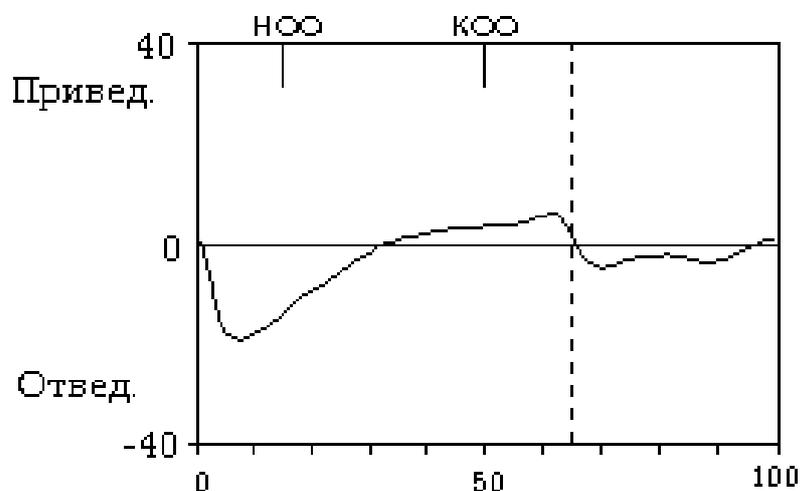


Рисунок 2.15. Гониограмма движений отведения-приведения на уровне голеностопного сустава⁹.

2.1.6.2 КОЛЕННЫЙ СУСТАВ

Движения отведения-приведения в здоровом коленном суставе незначительны и при ходьбе редко превышают 5 градусов (Рисунок 2.16).

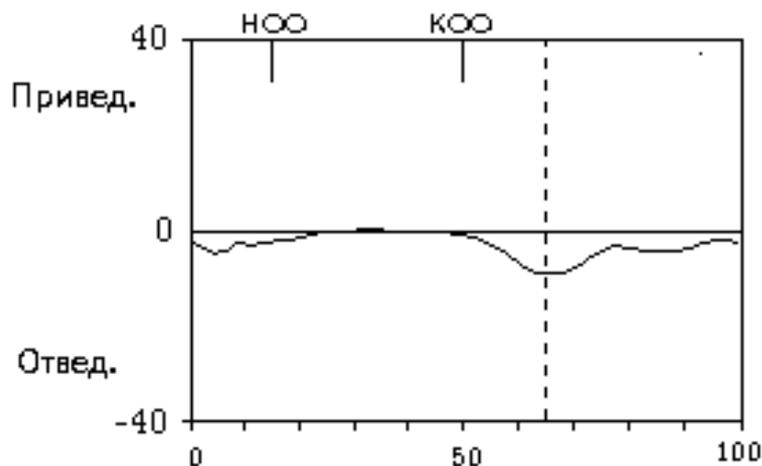


Рисунок 2.16. Гониограмма движений отведения-приведения в коленном суставе¹⁰.

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.

⁹Фрагмент графического отчета программно-аппаратного комплекса МБН-БИОМЕХАНИКА.

¹⁰Фрагмент графического отчета программно-аппаратного комплекса МБН-БИОМЕХАНИКА.

2.1.6.2.3 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 также методы регистрации движений отведения-приведения с помощью различного рода гониометров и комбинированных конструкций, позволяющих также 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 с началом периода одиночной опоры. Это движение отражает наклон таза в сторону переносимой конечности, а также перенос веса тела на опорную ногу. Сустав остается почти на этом уровне до начала следующего периода двойной опоры.

С началом периода двойной опоры приведение сменяется отведением, и к концу этого периода сустав возвращается в нейтральное положение. Отведение достигает пика 6-7 градусов в конце фазы ускорения периода переноса (Рисунок 2.17).

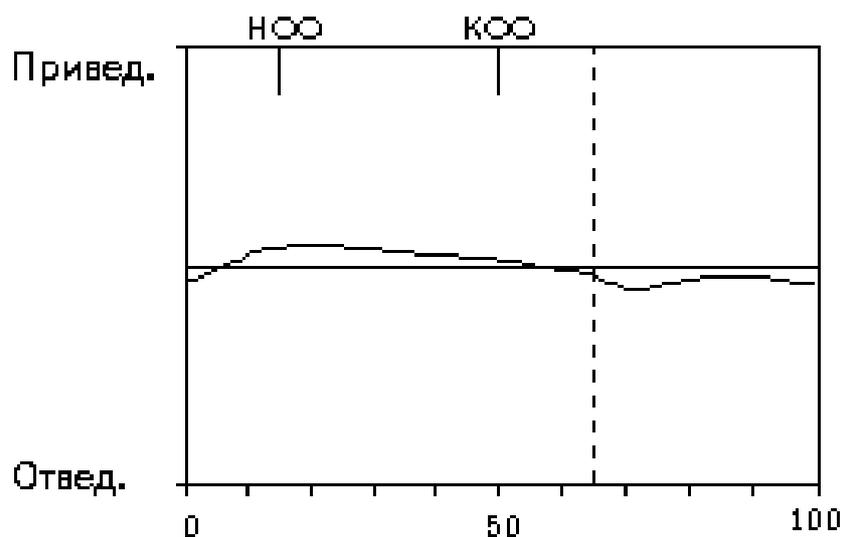


Рисунок 2.17. Гониограмма движений отведения-приведения в тазобедренном суставе¹¹.

2.1.6.3 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 только, если проекция ОЦМ будет находиться в пределах площади опоры, т. е. стопы опорной конечности (Рисунок 2.18).

¹¹Фрагмент графического отчета программно-аппаратного комплекса МБН-БИОМЕХАНИКА.

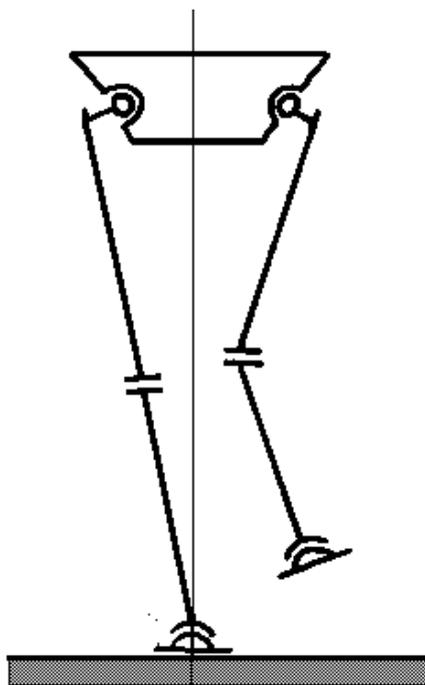


Рисунок 2.18. Вектор веса тела проходит через опорную поверхность.

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 2.19).

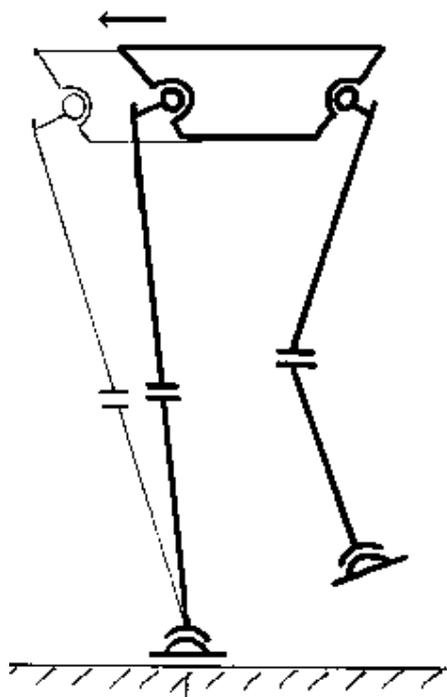


Рисунок 2.19. Движение во фронтальной плоскости осуществляется действием тазобедренного и подтаранного суставов.

Движения в здоровом коленном суставе не имеют большого значения, более важна величина физиологического вальгуса, о чем будет подробно сказано ниже.

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 (Рисунок 2.19).

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 контрлатеральной стороне.

Таким образом, за цикл шага таз дважды имеет горизонтальное положение и дважды - наклон в сторону переносимой конечности (Рисунок 2.20).

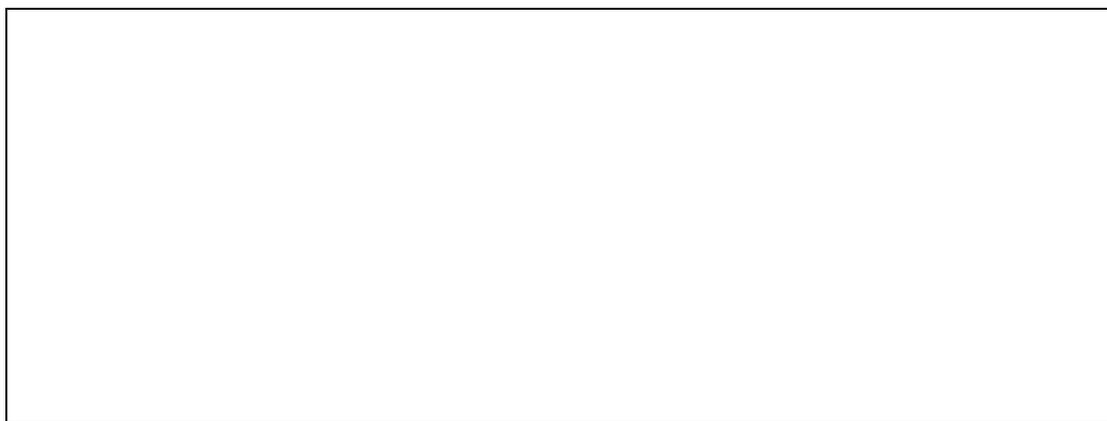


Рисунок 2.20. Движения таза во фронтальной плоскости.

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, т. к. 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. Однако, 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. D.A. Winter (80) приводит

удобную схему, показывающую траекторию ОЦМ в соответствии с периодами цикла шага (Рисунок 2.21).

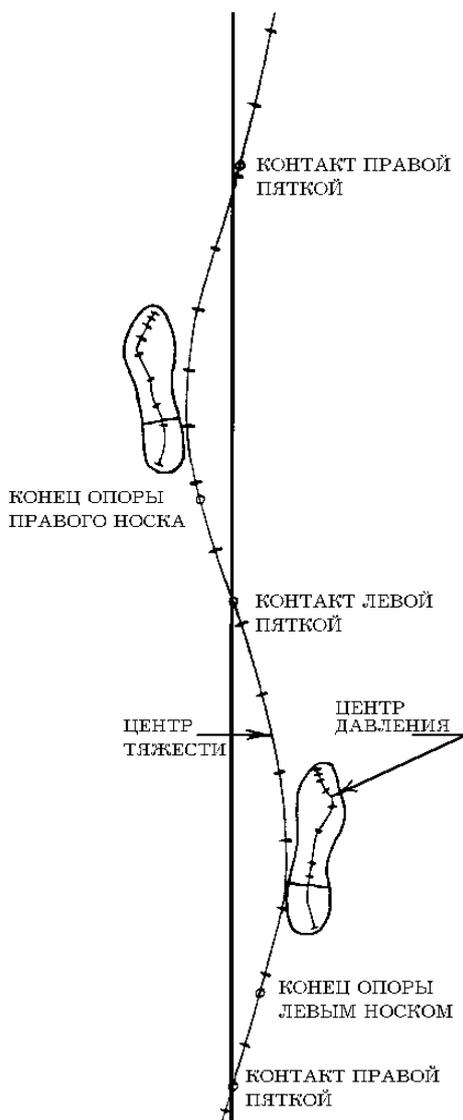


Рисунок 2.21. Траектория общего центра масс тела в проекции на плоскость опоры. Опубликовано из "The Biomechanics and Motor Control of Human Gait: Normal, Elderly and Pathological, Waterloo Biomechanics, 1990" с разрешения автора, David A. Winter.

2.1.6.4 ДВИЖЕНИЯ В ГОРИЗОНТАЛЬНОЙ ПЛОСКОСТИ

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

2.1.6.4.1 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, (Рисунок 2.26), 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 истинной наружной ротации (Рисунок 2.22).

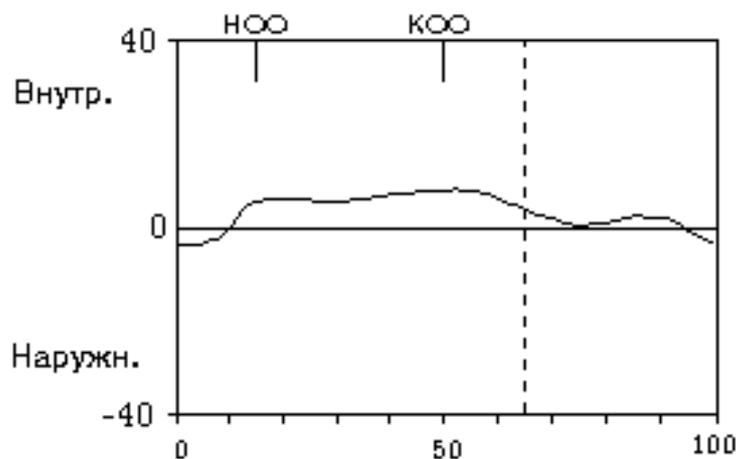


Рисунок 2.22. Гониограмма ротационных движений в тазобедренном суставе¹².

2.1.6.4.2 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 (Рисунок 2.23). В начале цикла шага сустав находится в положении, близком к нейтральному.

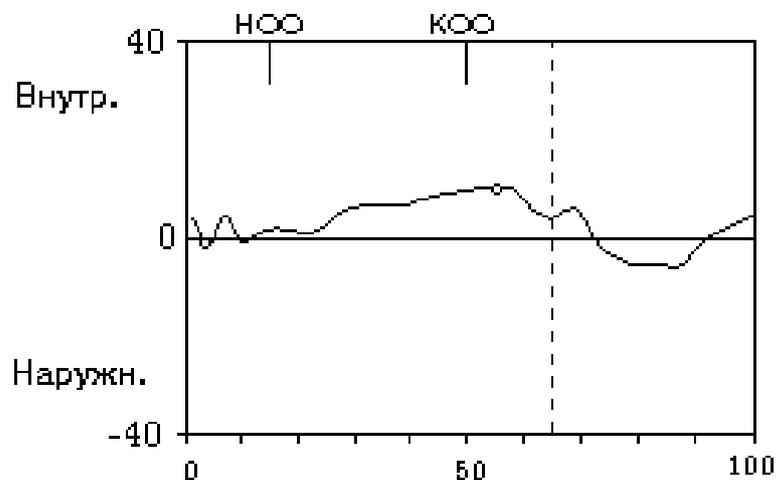


Рисунок 2.23. Гониограмма ротационных движений в коленном суставе¹³.

2.1.6.4.3 ДВИЖЕНИЯ СТОПЫ ОТНОСИТЕЛЬНО ГОЛЕНИ

Амплитуда данных движений очень мала (Рисунок 2.24). Они выполняют, в основном, корректирующее действие.

¹²Фрагмент графического отчета программно-аппаратного комплекса МБН-БИОМЕХАНИКА.

¹³Фрагмент графического отчета программно-аппаратного комплекса МБН-БИОМЕХАНИКА.

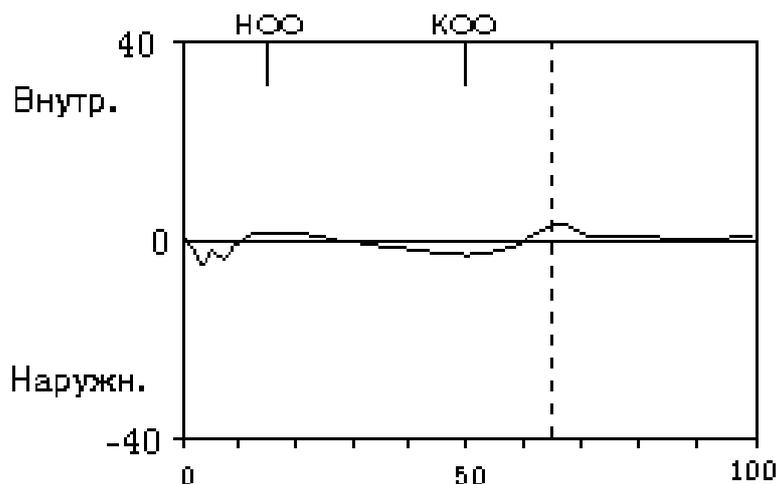


Рисунок 2.24. Гониограмма ротационных движений на уровне голеностопного сустава¹⁴.

2.1.6.5 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 собственно 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.

2.1.7 ПРОСТРАНСТВЕННЫЕ ДВИЖЕНИЯ ТАЗА

Энергетические затраты при ходьбе во многом 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 (Рисунок 2.25). 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.

¹⁴Фрагмент графического отчета программно-аппаратного комплекса МБН-БИОМЕХАНИКА.

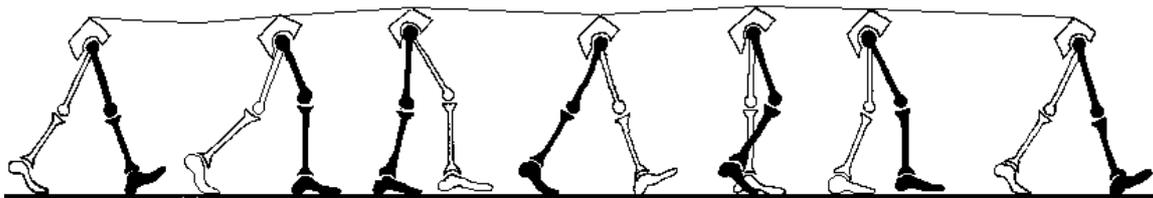


Рисунок 2.25. Вертикальные перемещения ОЦМ.

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. Это происходит с помощью пяти функциональных и анатомических приспособлений ОДА, о которых будет сказано ниже.

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 (Рисунок 2.26).

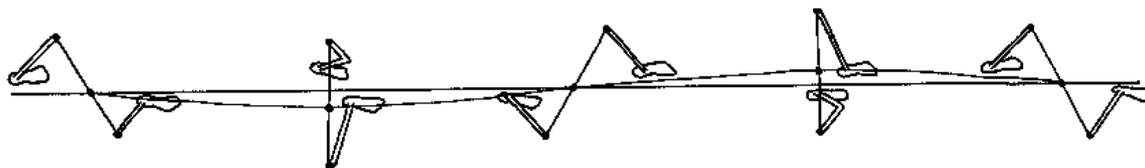


Рисунок 2.26. Боковые перемещения ОЦМ и вращение таза.

Шесть основных адаптивных механизмов, уменьшающих энергетическую стоимость ходьбы, были впервые подробно описаны в 1953 году (62). Часть из них уже известна читателю из предшествующего материала. За прошедшие годы, как описание, так и интерпретация всех шести механизмов практически не изменились. Ниже они будут даны в том порядке, как это было сделано авторами.

2.1.8 ШЕСТЬ ДЕТЕРМИНАНТ ПОХОДКИ

2.1.8.1 ПЕРВАЯ ДЕТЕРМИНАНТА: ВРАЩЕНИЕ ТАЗА

Известно, что таз совершает вращательные движения в горизонтальной плоскости с амплитудой около четырех градусов в каждую сторону, поэтому длина шага увеличивается за счет поворота таза. 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 движений в тазобедренном суставе, тем ниже будет положение ОЦМ в период двойной опоры (Рисунок 2.27).

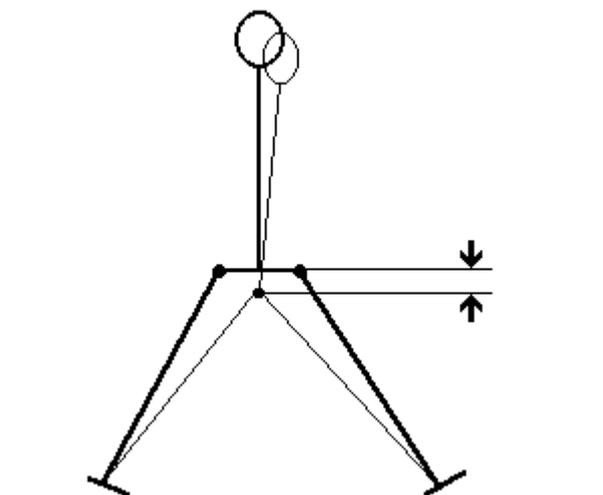


Рисунок 2.27. Поворот таза в горизонтальной плоскости позволяет поддерживать ОЦМ на более высоком уровне. Здесь и далее:

толстая линия - взаиморасположение звеньев тела с учетом адаптивного механизма,
тонкая линия - взаиморасположение звеньев тела без учета адаптивного механизма.

2.1.8.2 ВТОРАЯ ДЕТЕРМИНАНТА: НАКЛОН ТАЗА

В течении 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 (Рисунок 2.28).

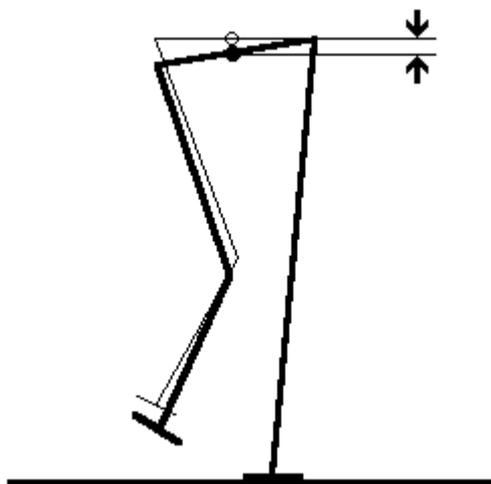


Рисунок 2.28. Уменьшение высоты подъема ОЦМ за счет наклона таза в сторону переносимой конечности.

2.1.8.3 ТРЕТЬЯ ДЕТЕРМИНАНТА: СГИБАНИЕ КОЛЕННОГО СУСТАВА В НАЧАЛЕ ПЕРИОДА ОПОРЫ

Сгибание коленного сустава в начале периода опоры позволяет уменьшить высоту траектории движения ОЦМ. 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 (Рисунок 2.29).

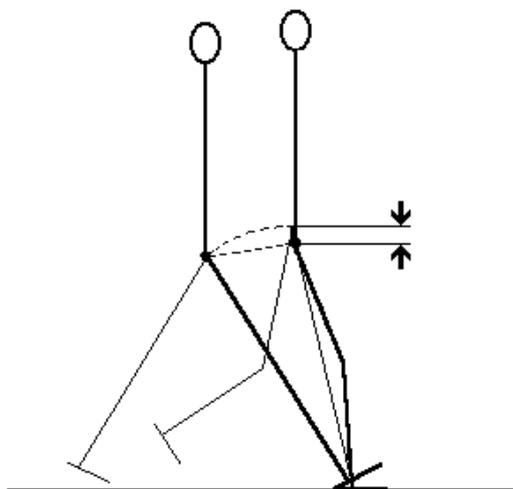


Рисунок 2.29. Уменьшение высоты подъема ОЦМ за счет сгибания в коленном суставе. Пунктиром обозначена реальная и возможная траектория движения ОЦМ (без сгибания в коленном суставе).

2.1.8.4 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: это функциональное удлинение конечности в первые 5-8% ЦШ (Рисунок 2.30).

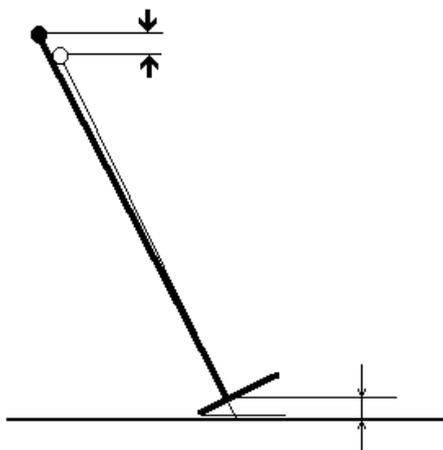


Рисунок 2.30. Функциональное удлинение конечности за счет постановки стопы на опору на пяточную область.

2.1.8.5 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 (Рисунок 2.31).

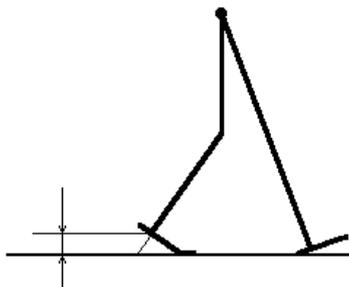


Рисунок 2.31. Функциональное удлинение конечности за счет разгибания в голеностопном суставе.

2.1.8.6 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 (Рисунок 2.32(A)). Поскольку в период одиночной опоры проекция ОЦМ должна проходить в пределах площади опоры, обеспечивая устойчивое положение, то 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 (Рисунок 2.32(B)).

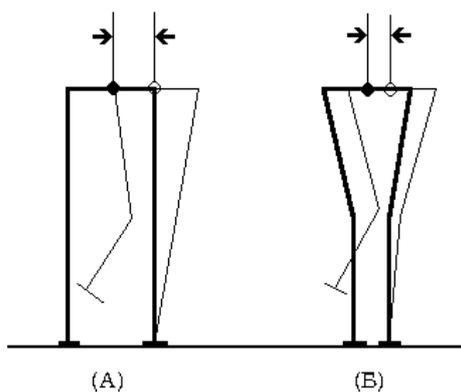


Рисунок 2.32. Физиологический вальгус коленного сустава как механизм уменьшения фронтальных девиации ОЦМ.

В приведенном выше описании автор данного руководства не всегда следовал дословному названию детерминант, потому что исходное название их даже на языке оригинала было построено частью по функциональному принципу, частью по анатомическому (62). К примеру четвертая и пятая детерминанты звучат как “механизм стопы и коленного сустава”, а шестая как “боковые смещения таза”, что не отражает производимого эффекта.

2.1.9 ДИНАМИЧЕСКИЕ ХАРАКТЕРИСТИКИ (РЕАКЦИИ ОПОРЫ)

2.1.9.1 МЕТОДИКА ИССЛЕДОВАНИЯ

Теоретической основой данного исследования является третий закон Ньютона, известный в словесной формулировке - *действие равно противодействию* (Формула 2.1).

Формула 2.1 $\mathbf{F} = - \mathbf{F}$

Опора стопы на землю, пол и др. происходит с некоторой силой \mathbf{F} , в свою очередь поверхность опоры взаимодействует со стопой с точно такой же силой $-\mathbf{F}$, но направленной в противоположную сторону. 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 \mathbf{g} (Формула 2.2).

Формула 2.2 $\mathbf{F} = m \mathbf{g}$

Поэтому сила \mathbf{F} равна весу тела (согласно второму закону Ньютона) и направлена вертикально вниз. Сила реакции опоры равна \mathbf{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 (Формула 2.3).

Формула 2.3 $\mathbf{F} = m (\mathbf{g} \pm \mathbf{a})$

Сложение или вычитание ускорения \mathbf{a} будет зависеть от совпадения направления действия относительно вектора \mathbf{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 (Рисунок 2.33).

Технически методика измерения реакции опоры осуществляется следующим образом: динамометрическая платформа устанавливается в центре дорожки для исследования походки вровень с поверхностью пола. При невозможности заглубления платформы сооружается специальный помост. К примеру, фирма Kistler Instruments приступила к выпуску переносной динамометрической платформы малой толщины с быстромонтируемым помостом. Одно из основных требований - динамометрическая платформа должна быть жестко фиксирована к фундаменту или другим несущим конструкциям здания.

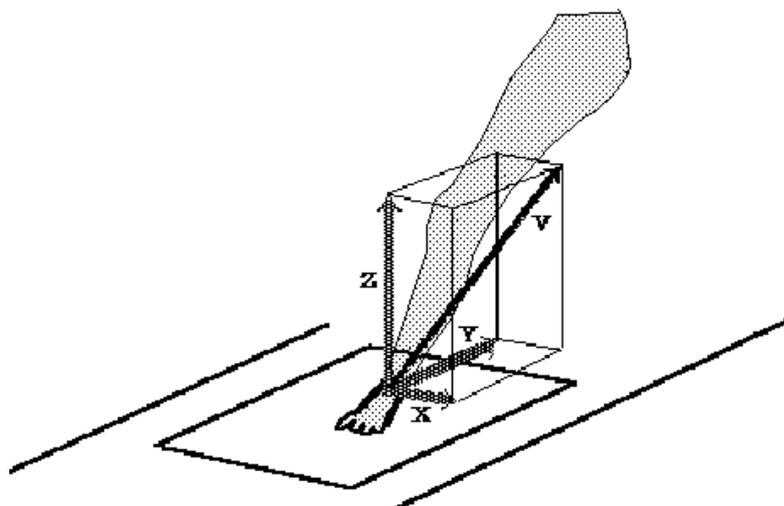


Рисунок 2.33 Построение пространственного положения вектора реакции опоры V с помощью вертикальной (Z), продольной (Y) и поперечной (X) составляющих. ТБС - тазобедренный сустав.

Железобетонные плиты перекрытий не могут быть использованы для установки платформы, т. к. их собственные деформации под весом одного человека регистрируются прибором и имеют величину, сравнимую с полезным сигналом. Но возможна установка платформы и без жесткой фиксации. В этом случае снижается собственная резонансная частота всей системы до 100-150 Гц. Данная частота остается адекватной для значительной части клинических применений этого метода.

Для исследования походки принято устанавливать две динамометрических платформы, как показано ниже (Рисунок 2.34), для регистрации реакции опоры обеих ног в течении одного прохода.

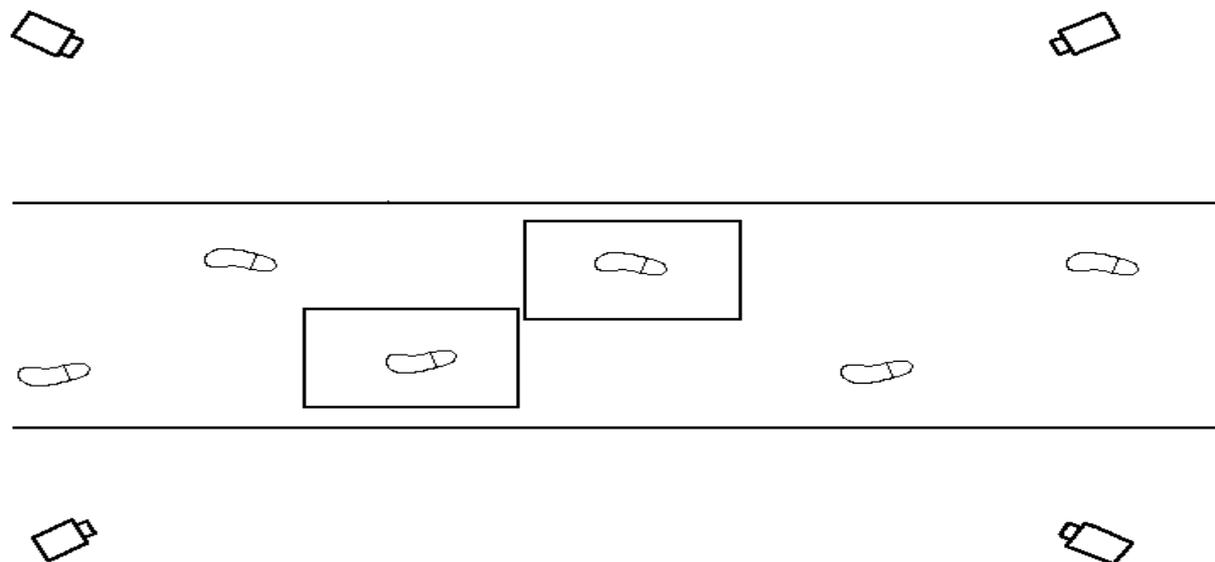


Рисунок 2.34. Схематический вид сверху дорожки с двумя динамометрическими платформами. В углах установлены телекамеры.

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. Если нет возможности видеть непосредственно опорную поверхность динамометрических платформ, последние закрыты токопроводящей дорожкой (как в системе МБН-Биомеханика или Биоорт) или ковром (76), линолеумом. 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.



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.

2.1.9.2 ВЕРТИКАЛЬНАЯ СОСТАВЛЯЮЩАЯ РЕАКЦИИ ОПОРЫ

Вертикальная составляющая, по справедливому выражению Н.А.Бернштейна (2), знаменует собой борьбу с силой тяжести. Кривая вертикальной составляющей реакции опоры имеет характерный вид двугорбой кривой с двумя максимумами и одним минимумом (Рисунок 2.35).

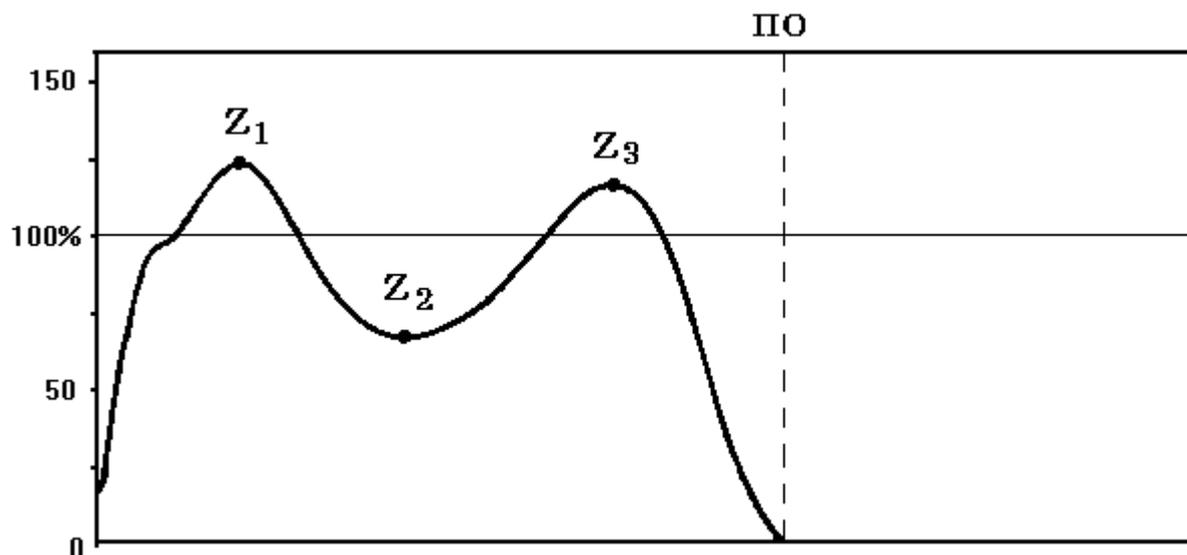


Рисунок 2.35. График вертикальной составляющей реакции опоры. Пояснение в тексте.

Первый максимум приходится на интервал 13-14% цикла шага, второй - на 46-47% ЦШ (Таблица 2.17 и Таблица 2.15)¹⁵. 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 ус-

¹⁵Данные автора. Ранее не публиковались.

корения свободного падения. Поэтому будет справедлива следующая формула (Формула 2.4):

$$\text{Формула 2.4} \quad \mathbf{F_1=m(g+a_1)}$$

Где **m** - масса тела, **g** - ускорение свободного падения, **a₁** - вертикальная компонента ускорения ОЦМ, вызванная процессом ходьбы.

Таблица 2.17 Вертикальная составляющая реакции опоры (амплитудные характеристики).

Вел-на в %ВТ	Z ₁		Z ₂		Z ₃	
	М	σ	М	σ	М	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 2.18 Вертикальная составляющая реакции опоры (фазовые характеристики).

Фаза в %ЦШ	Z ₁		Z ₂		Z ₃	
	М	σ	М	σ	М	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 имеет место в начале периода одиночной опоры (36, 60, 80). 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 перекач 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 ту-

ловище 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 завершеного 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 (Формула 2.5).

Формула 2.5 $F_3 = m(g + a_3)$

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 (80).



*Второй максимум вертикальной реакции опоры совпадает с максимальным сгибанием в голеностопном суставе и эксцентрическим 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 голеностоп-

ного 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 (Формула 2.6):

Формула 2.6 $F_2 = m(g - a_2)$

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 контрлатеральной 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 контрлатеральной конечности. Это значит, что инерционный минимум, как любой пассивный параметр, зависит от других показателей и может иметь ограниченное самостоятельное значение.

2.1.9.3 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 (Рисунок 2.36). Следовательно, продольная составляющая реакции опоры в середине периода опоры должна пройти через нулевое значение. Это было отмечено еще Н.А. Бернштейном (2), который пользовался расчетными показателями реакций опоры. Приборы для ее непосредственного измерения в то время еще не были доступны.

Поскольку 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. Характерная кривая продольной реакции опоры для нормальной походки дана ниже (Рисунок 2.36).

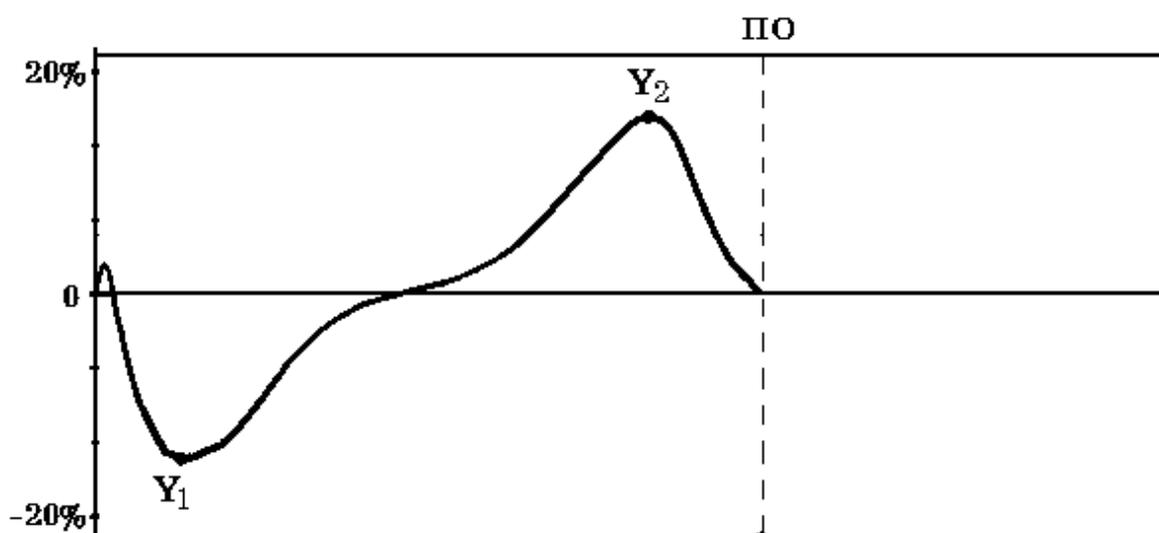


Рисунок 2.36. Продольная составляющая реакции опоры. Пояснение в тексте.

Данная кривая имеет два главных пика. Первый из них - отрицательный, с максимумом в 8-10% ЦШ, по абсолютной величине достигает 17-19% веса тела. Вторым максимумом имеет место в 51-52% ЦШ при величине 19-20% веса тела (Таблица 2.19, и Таблица 2.17)¹⁶. Нулевое значение продольная составляющая реакции опоры принимает в 30-35% ЦШ.

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.

Таблица 2.19 Амплитуда пиков продольной составляющей реакции опоры при ходьбе в норме.

Вел-на в %ВТ	Y ₁		Y ₂	
	М	σ	М	σ

¹⁶Данные автора. Ранее не публиковались.

Правая	16.8	5.5	20.0	4.7
Левая	18.5	3.8	19.0	5.5

Таблица 2.20 Фаза пиков продольной составляющей реакции опоры при ходьбе в норме.

Фаза в % ЦШ	Y ₁		Y ₂	
	М	σ	М	σ
Правая	8.9	1.5	51.7	3.0
Левая	9.6	3.4	51.8	2.5

По вертикальной составляющей реакция опоры достигает веса тела. Контрлатеральная 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 завершеного разгибания и еще не начавшегося 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 Winter D.A. (80). Ускорение в этот момент имеет острый минимум. Момент сил в голеностопном суставе также проходит через ноль (80).



*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 также показателем угла силы, приложенной со стороны конечности к опоре (Рисунок 2.37).

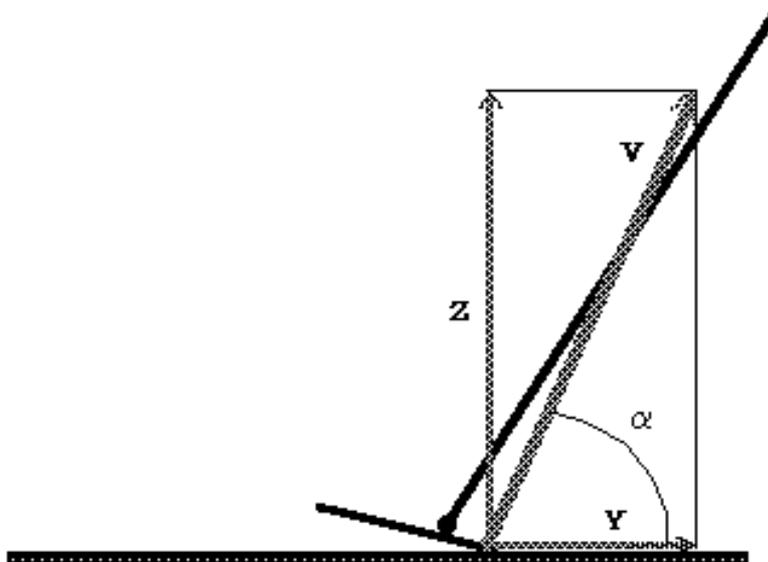


Рисунок 2.37. Продольная Y и вертикальная Z составляющие вектора V реакции опоры позволяют вычислить угол α вектора V .

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 (2) 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 (78, 79, 80) показывает, что активное отталкивание “push off” действительно существует, т. к. мышцы развивают в этот момент наибольшую энергию.

M.W.Wittle (73) 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.

Simon S.R. et all. (64) при исследовании роли задней группы мышц голени при нормальной походке обнаружил, что икроножные мышцы большей частью осуществляют контроль продвижения тела вперед, т. е. имеют собственное пропульсивное действие во второй половине периода опоры.

Murray M.P. et all. (56) 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*.

Sutherland D.A. et all. (69), исследуя здоровых мужчин до и после блокирования *p. 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 Perry J. (60), 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 выше фактический материал однозначно 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 (78, 79). Кроме этого, как показал эксперимент, при быстром действии момент максимального напряжения мышцы приходится на время, когда биоэлектрическая активность мышцы уже начала падать (78)

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 контрлатеральной стороне. Почему?

Рассмотрим для этого 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) контрлатеральная 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.

2.1.9.4 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.

Типичная кривая поперечной составляющей реакции опоры представлена ниже (Рисунок 2.38).

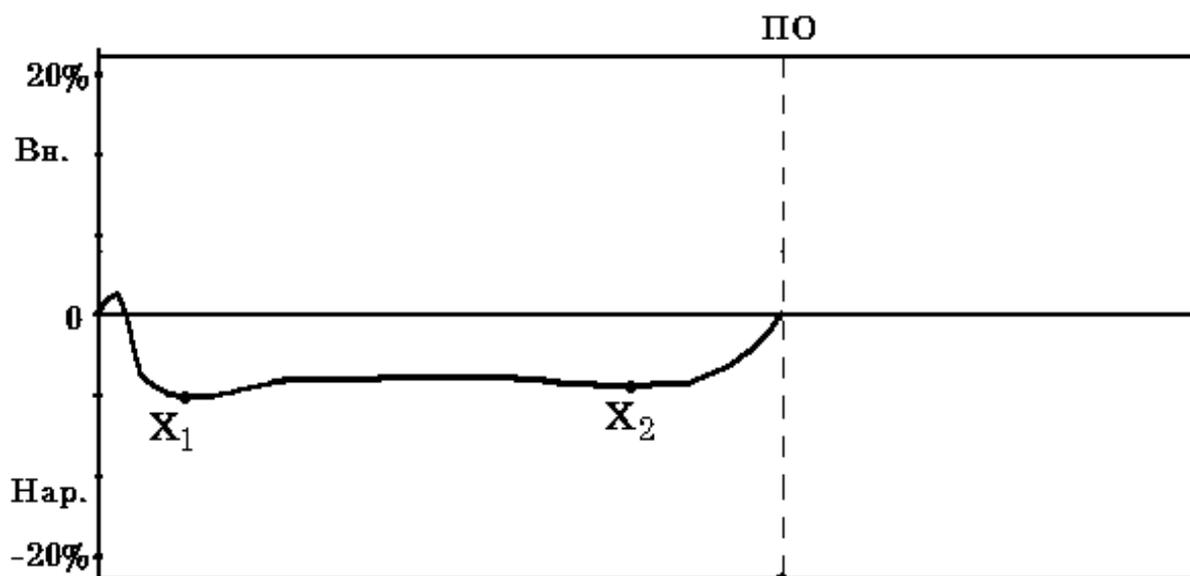


Рисунок 2.38. Поперечная составляющая реакции опоры. Пояснение в тексте

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 (45, 46).

2.1.9.5 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. Хорошо заметны быстрые пики и дополнительные волны, имеющие место в первые 5-8% ЦШ (Рисунок 2.39).

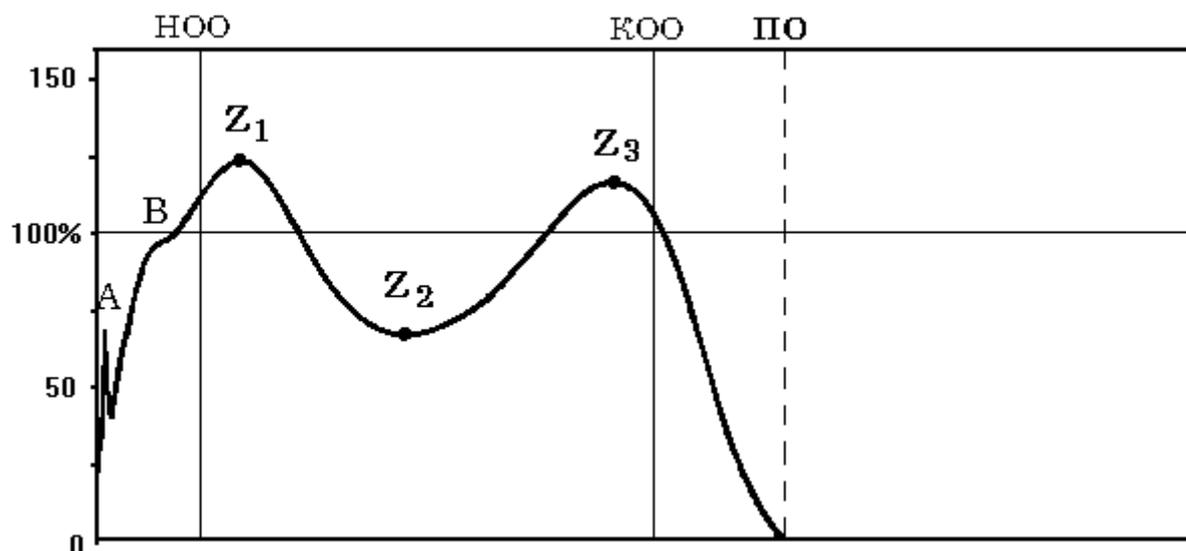


Рисунок 2.39. Вертикальная составляющая реакции опоры. Пояснение в тексте.

НОО - начало периода одиночной опоры,
 КОО - конец периода одиночной опоры.

Прежде всего обращает внимание очень острый зубец (А) в первые 2% ЦШ по вертикальной составляющей и следующее за ней более или менее выраженное плато (В). Зубцу А всегда соответствует его отражение на кривой продольной составляющей (Рисунок 2.40), и он имеет направление, обратное первому максимуму, т. е. ускорение направлено по ходу движения.

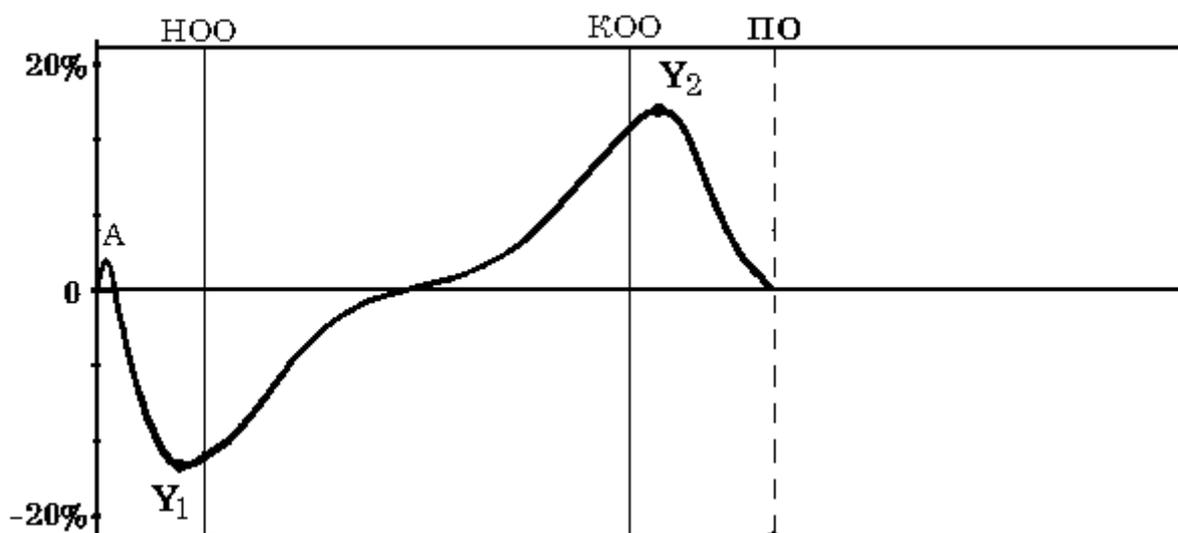


Рисунок 2.40. Продольная составляющая реакции опоры. Обозначения те же.

Несмотря на то, что данный зубец является частой находкой, изучению этого явления посвящено совсем немного работ (31, 65, 77). Механизм его происхождения легче понять, если представить реакции опоры в виде последовательных плоскостных или пространственных векторов, так называемой баттерфляй диаграммы (butterfly diagram) (Рисунок 2.41).

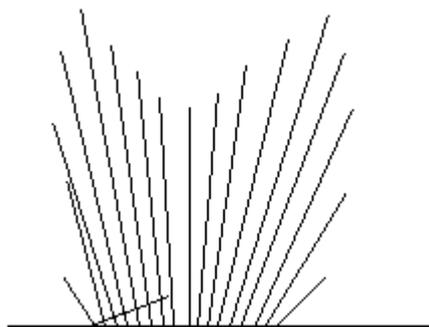


Рисунок 2.41. Butterfly diagram.

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 2.42).



Рисунок 2.42. Механизм появления 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 **A** далее будет называться **обратный зубец**.

Обратный зубец является частой находкой при исследовании, он выявляется примерно у 1/3 клинически здоровых людей (77). 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 Simon S.R. et al. (65) наличие обратного зубца есть результат остеоартроза или недостаточности *m. quadriceps femoris*.

Следующее сразу за обратным зубцом плато вертикальной составляющей является, в отличие от зубца, постоянным образованием, более или менее выраженным в каждом индивидуальном случае. 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** (Формула 2.2).

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.

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.

2.1.9.6 ВЗАИМООТНОШЕНИЯ ВЕКТОРА СИЛЫ РЕАКЦИИ ОПОРЫ И ОБЩЕГО ЦЕНТРА МАСС ТЕЛА В ЦИКЛЕ ШАГА

При решении этой проблемы Н.А. Бернштейн сделал следующий вывод (2): “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 (60, 74, 80) дали косвенное основание полагать, что взаимоотношение вектора силы реакции опоры и ОЦМ не остается постоянным в течение ЦШ.

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, очевидно, и подтверждается прямыми измерениями скорости и ускорения туловища, крестца, таза (80).

К непосредственным представлениям кинематических характеристик ОЦМ следует относиться 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 (80), 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.

Предположения, что данный процесс изменения положения ОЦМ относительно вектора силы реакции опоры происходит именно так, получили подтверждения в последние годы, когда появились системы отображения данных регистрации полной пространственно-динамической картины ходьбы реального человека на экране монитора компьютера: 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.

Результат 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.

В последние годы, в связи с появлением новых технических средств получения первичной информации с движущегося объекта, мощных компьютеров, 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.

Ниже приводится серия рисунков из программного аналитического пакета Gaitlab (70), переработанных автором настоящего руководства (Рисунок 2.43; Рисунок 2.44; Рисунок 2.45). Последовательность цикла шага обозначена цифрами.

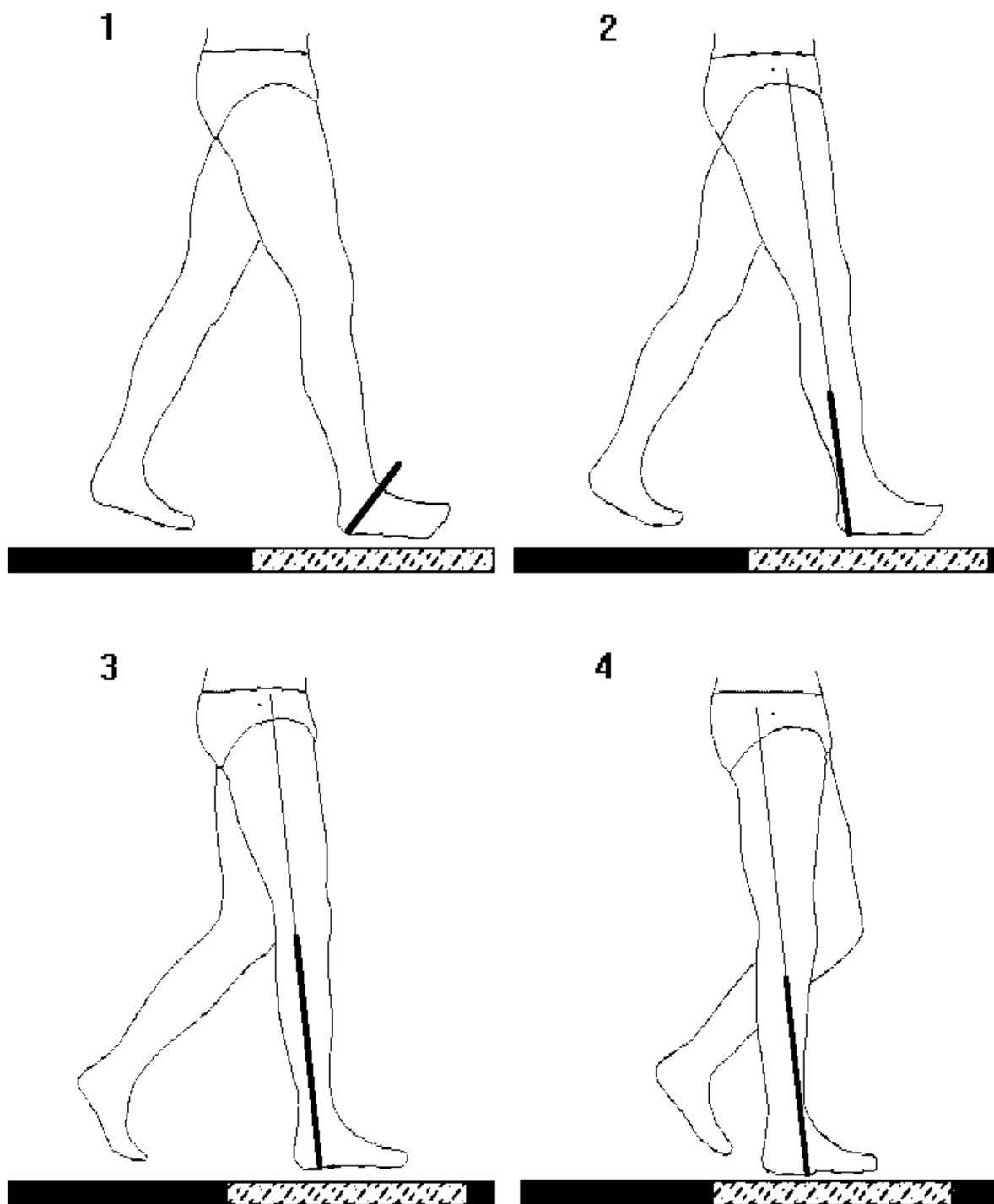


Рисунок 2.43. Взаиморасположение конечности, вектора силы реакции опоры и его проекции.

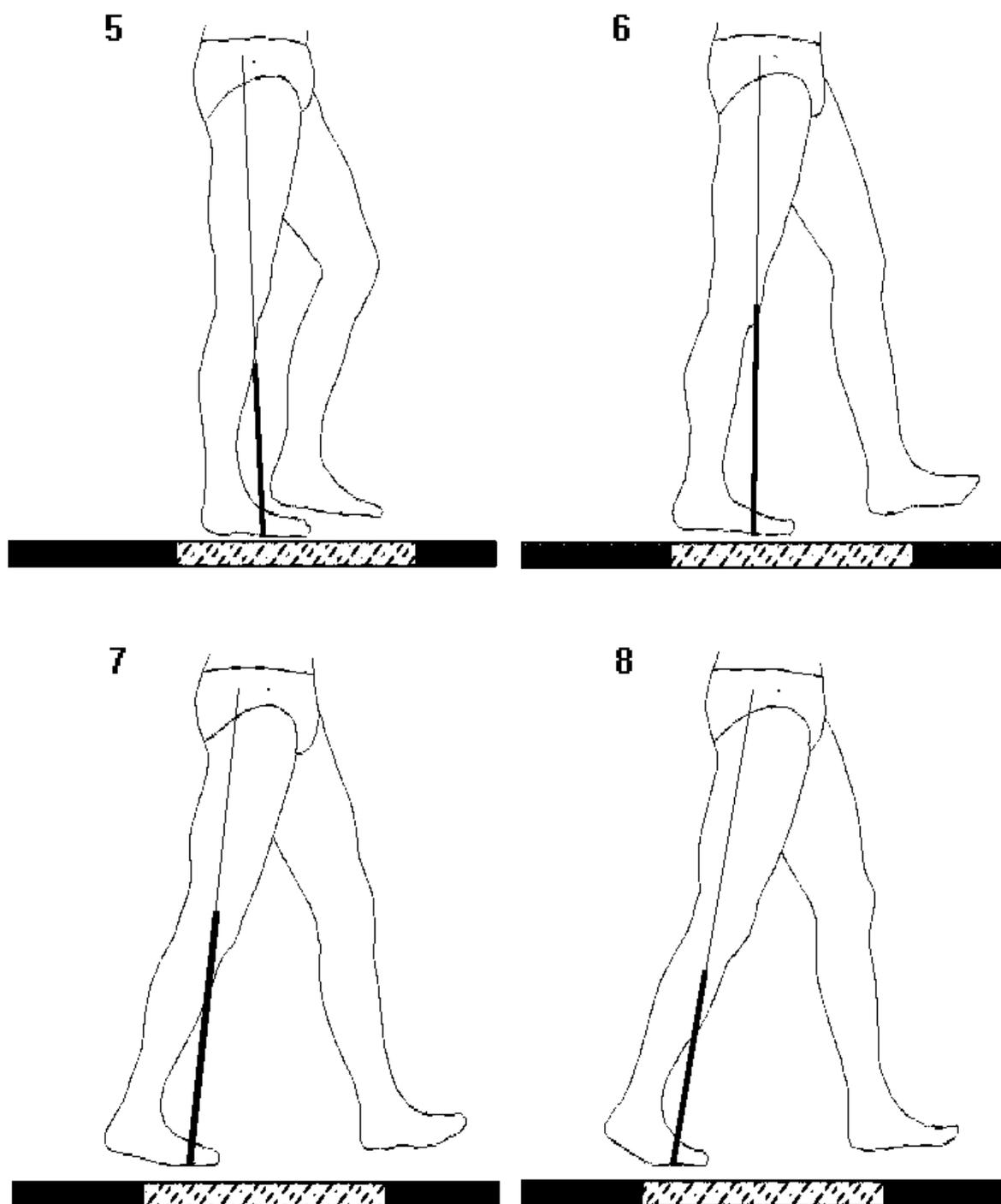


Рисунок 2.44. Взаиморасположение конечности, вектора силы реакции опоры и его проекции.

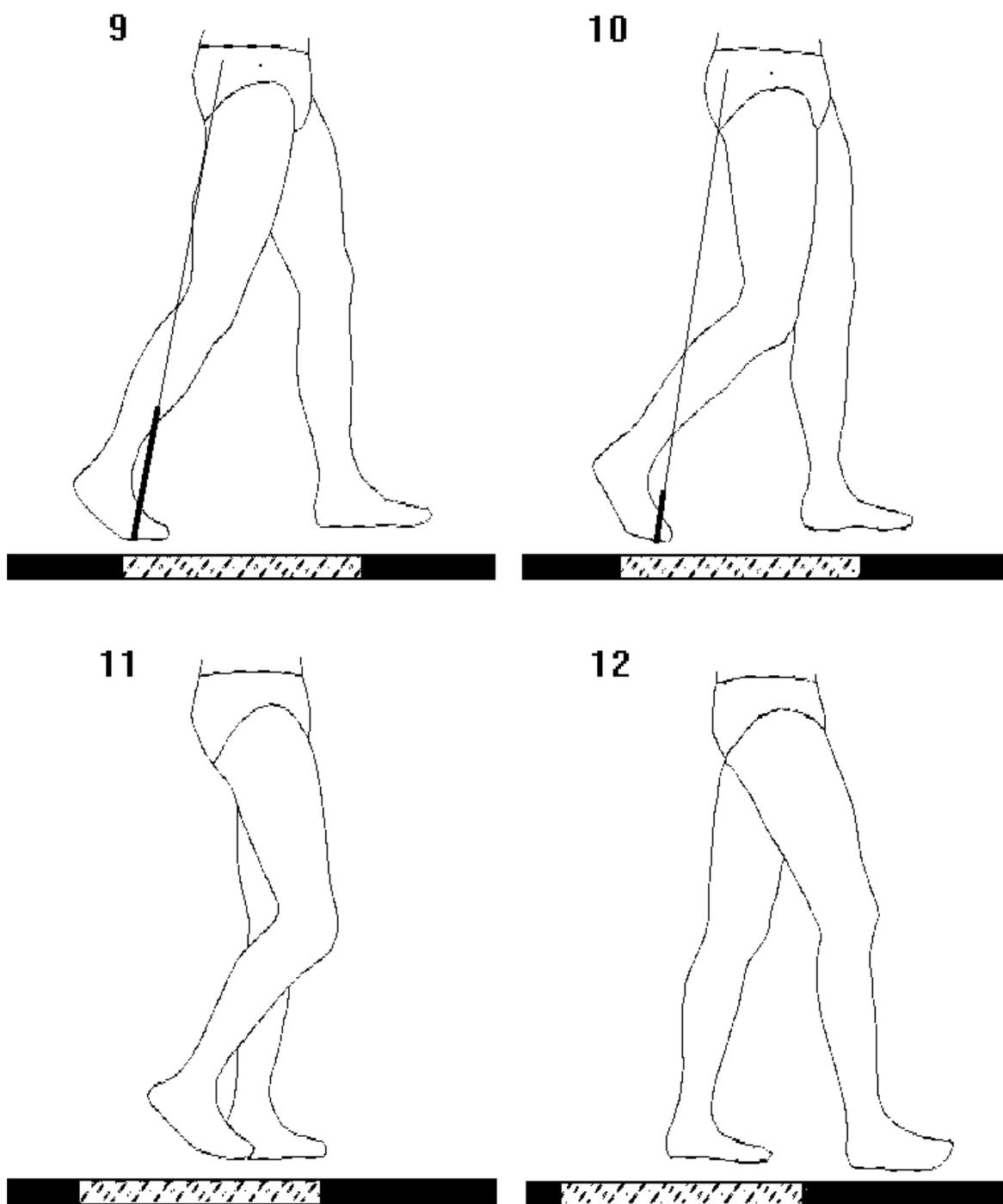


Рисунок 2.45. Взаиморасположение конечности, вектора силы реакции опоры и его проекции.

2.1.10 ПРОФИЛИ БИОЭЛЕКТРИЧЕСКОЙ АКТИВНОСТИ МЫШЦ В ЦИКЛЕ ШАГА

Исследованиям фазовой биоэлектрической активности мышц посвящено много работ, начиная с первых классических исследований (34, 41). С 70-х годов наибольший вклад в развитие понимания действия мышц в течении ЦШ внесли J.Perry и D.A.Winter (60, 80).

Ниже приведены профили биоэлектрической активности мышц так, как они были найдены D.A.Winter (80).

2.1.10.1 ПЕРЕДНЯЯ ГРУППА МЫШЦ ГОЛЕНИ

2.1.10.1.1 M. TIBIALIS ANTERIOR

Активность этой мышцы нарастает к концу периода переноса, что необходимо для развития достаточного усилия с началом опоры (Рисунок 2.46).

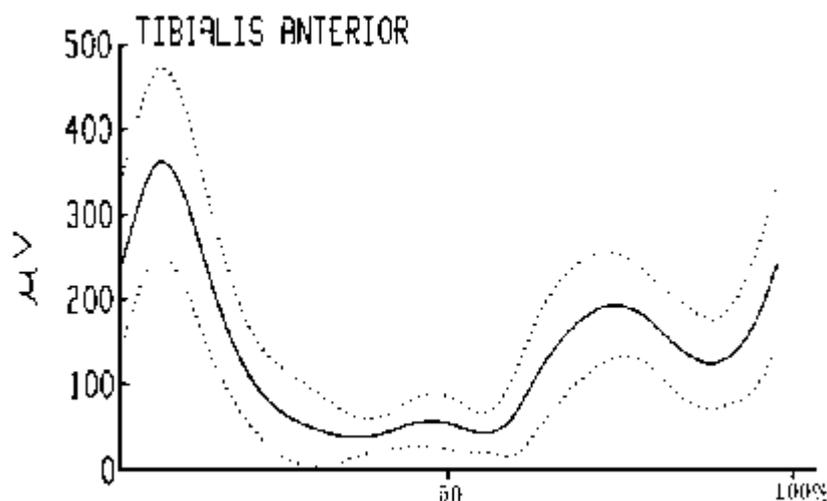


Рисунок 2.46. Активность m. tibialis anterior в цикле шага. Опубликовано из "The Biomechanics and Motor Control of Human Gait: Normal, Elderly and Pathological, Waterloo Biomechanics, 1990" с разрешения автора, David A. Winter.

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, а также 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.

2.1.10.1.2 M. EXTENSOR DIGITORUM LONGUS

По действию на стопу мышца во многом является синергистом *m. tibialis anterior* (Рисунок 2.47).

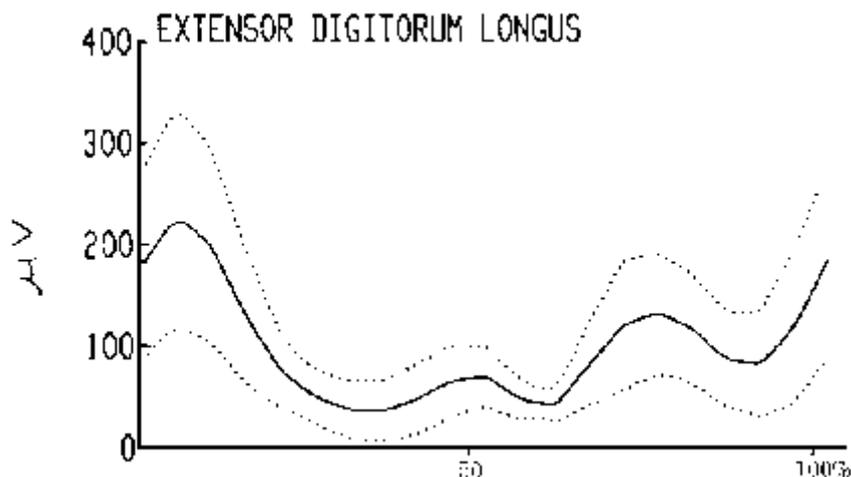


Рисунок 2.47. Активность *m. extensor digitorum longus* в цикле шага. Опубликовано из "The Biomechanics and Motor Control of Human Gait: Normal, Elderly and Pathological, Waterloo Biomechanics, 1990" с разрешения автора, David A. Winter.

Соответственно профиль данной мышцы почти полностью повторяет профиль передней мышцы голени, только 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.

2.1.10.2 ЗАДНЯЯ ГРУППА МЫШЦ ГОЛЕНИ

Основная мышца этой группы - *m. triceps surae*, которая состоит из трех головок:

- *m. soleus*, которая оказывает 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*.

2.1.10.2.1 M. SOLEUS

Мышца начинает активизироваться незадолго до конца периода переноса, до момента подъема пятки с поверхности опоры (30% ЦШ) ее активность продолжает плавно возрастать (Рисунок 2.48).

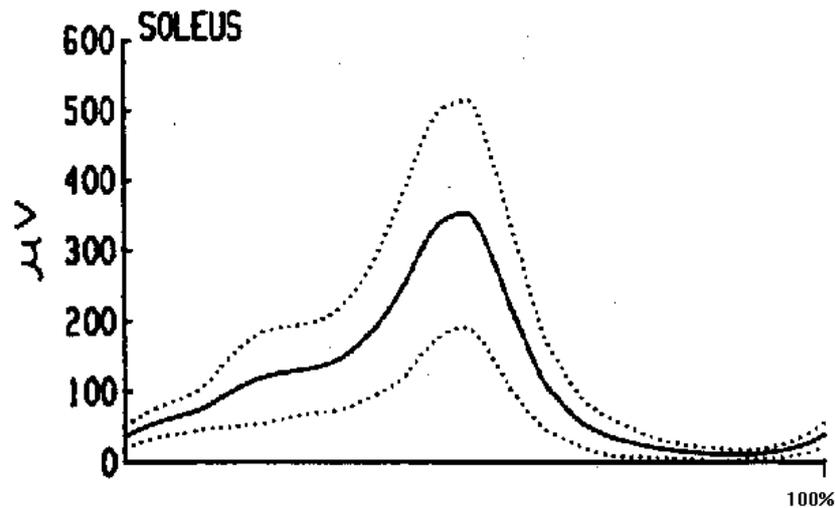


Рисунок 2.48. Активность *m. soleus* в цикле шага. Опубликовано из "The Biomechanics and Motor Control of Human Gait: Normal, Elderly and Pathological, Waterloo Biomechanics, 1990" с разрешения автора, David A. Winter.

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.

2.1.10.2.2 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 (Рисунок 2.49).

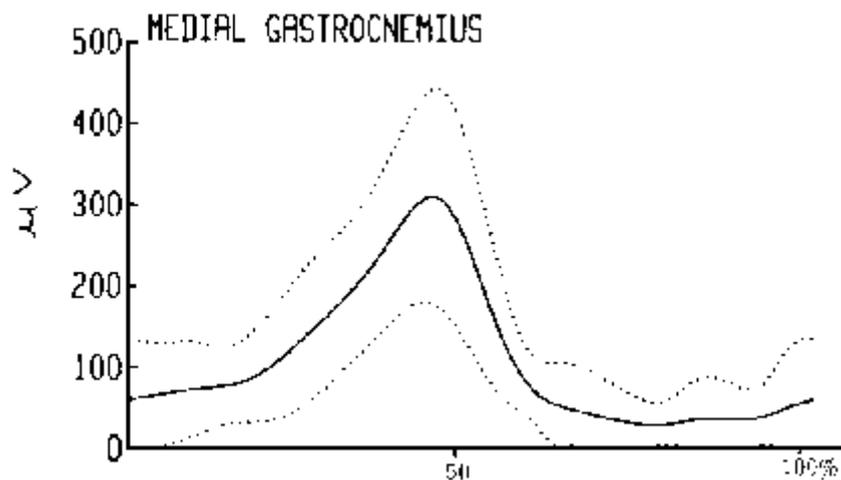


Рисунок 2.49. Активность *m. gastrocnemius medialis* в цикле шага. Опубликовано из "The Biomechanics and Motor Control of Human Gait: Normal, Elderly and Pathological, Waterloo Biomechanics, 1990" с разрешения автора, David A. Winter.

2.1.10.2.3 M. GASTROCNEMIUS LATERALIS

Несмотря на кажущуюся функциональную близость этой мышцы с *m. gastrocnemius medialis*, их профили активности существенно отличаются (Рисунок 2.50).

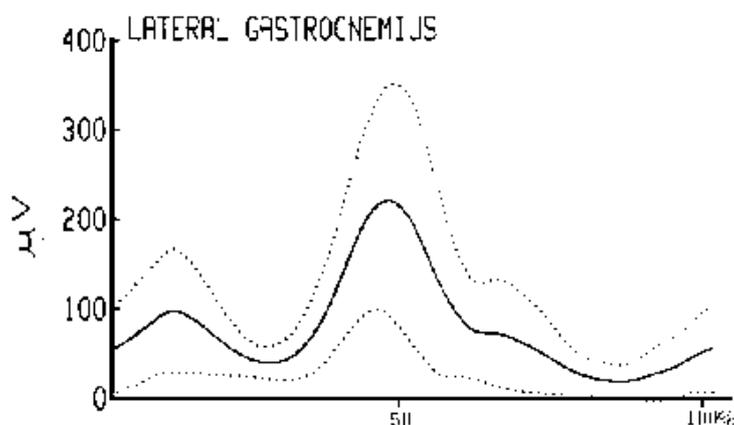


Рисунок 2.50. Активность *m. gastrocnemius lateralis* в цикле шага. Опубликовано из "The Biomechanics and Motor Control of Human Gait: Normal, Elderly and Pathological, Waterloo Biomechanics, 1990" с разрешения автора, David A. Winter.

Как и предшествующая, эта мышца активизируется в конце периода переноса. Первый максимум точно 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*.

2.1.10.2.4 M. PERONEUS LONGUS

Профиль активности данной мышцы имеет много общего с профилем *m. soleus* (Рисунок 2.51). Первый слабо выраженный 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.

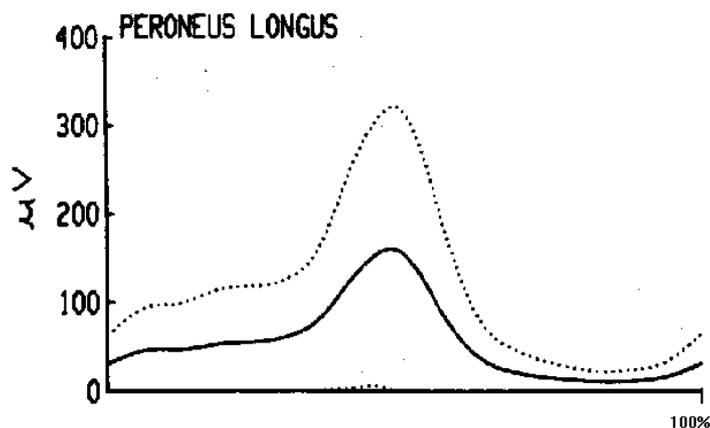


Рисунок 2.51. Активность *m. peroneus longus* в цикле шага. Опубликовано из "The Biomechanics and Motor Control of Human Gait: Normal, Elderly and Pathological, Waterloo Biomechanics, 1990" с разрешения автора, David A. Winter.

После 30% ЦШ активность мышцы резко возрастает с максимумом в 48% ЦШ. Мышца выполняет функцию дополнительного разгибателя голеностопного сустава.

2.1.10.2.5 M. PERONEUS BREVIS

Профиль активности данной мышцы также 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 (Рисунок 2.52).

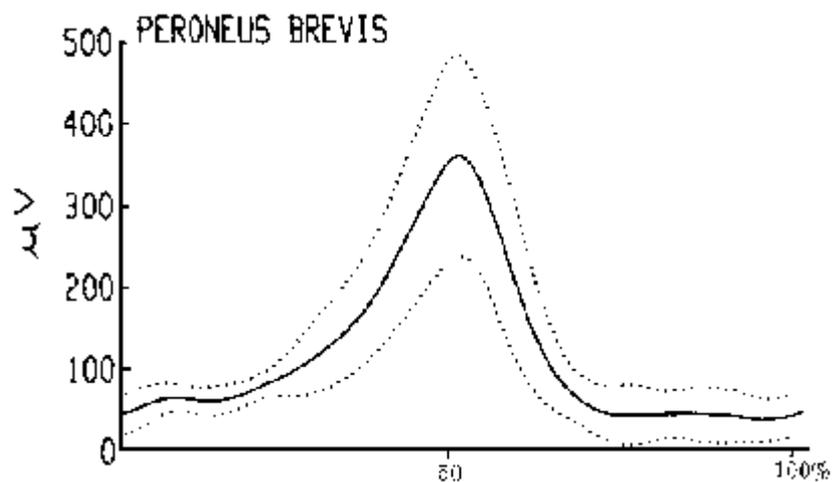


Рисунок 2.52. Активность *m. peroneus brevis* в цикле шага. Опубликовано из "The Biomechanics and Motor Control of Human Gait: Normal, Elderly and Pathological, Waterloo Biomechanics, 1990" с разрешения автора, David A. Winter.

2.1.10.3 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.

2.1.10.3.1 M. VASTUS LATERALIS

Ее активность начинается в конце периода переноса (Рисунок 2.53). 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.

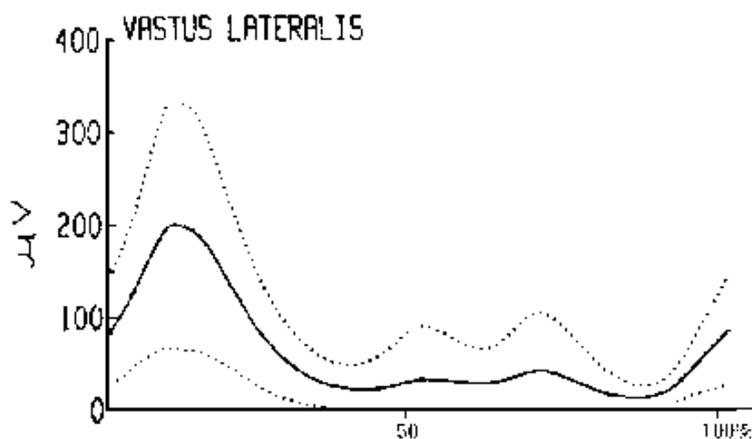


Рисунок 2.53. Активность *m. vastus lateralis* в цикле шага. Опубликовано из “The Biomechanics and Motor Control of Human Gait: Normal, Elderly and Pathological, Waterloo Biomechanics, 1990” с разрешения автора, David A. Winter.

С началом опоры активность продолжает линейно возрастать, что препятствует пролапсу коленного сустава (эксцентрическое 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.

2.1.10.3.2 M. VASTUS MEDIALIS

Профиль активности мышцы близок к профилю *m. vastus lateralis* (Рисунок 2.54).

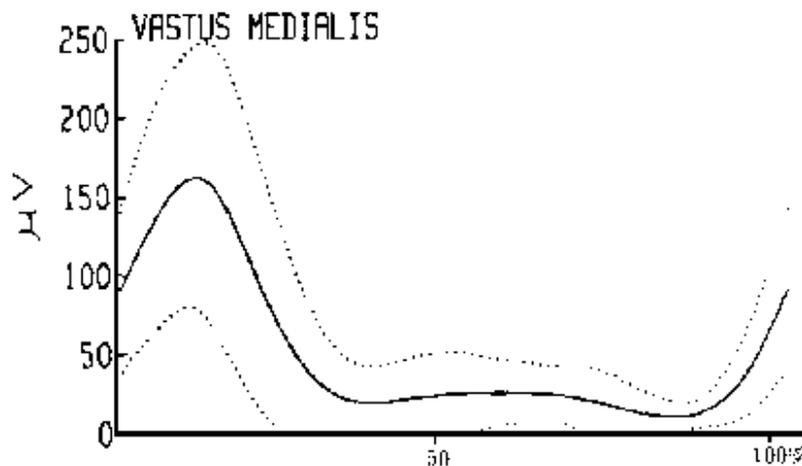


Рисунок 2.54. Активность *m. vastus medialis* в цикле шага. Опубликовано из “The Biomechanics and Motor Control of Human Gait: Normal, Elderly and Pathological, Waterloo Biomechanics, 1990” с разрешения автора, David A. Winter.

Максимум имеет место в 12% ЦШ. Мышца выполняет также 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.

2.1.10.3.3 M. RECTUS FEMORIS

Профиль активности этой мышцы отличается от *m. vastus lateralis* и *m. vastus medialis* выраженной волной активности с максимумом в 66% ЦШ (Рисунок 2.55).

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.

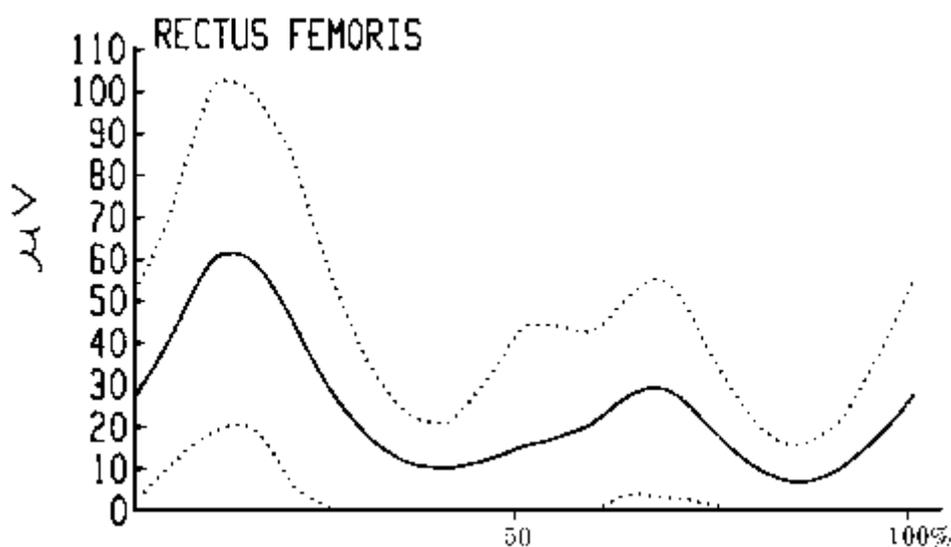


Рисунок 2.55. Активность *m. rectus femoris* в цикле шага. Опубликовано из "The Biomechanics and Motor Control of Human Gait: Normal, Elderly and Pathological, Waterloo Biomechanics, 1990" с разрешения автора, David A. Winter.

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).

2.1.10.3.4 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 (Рисунок 2.56).

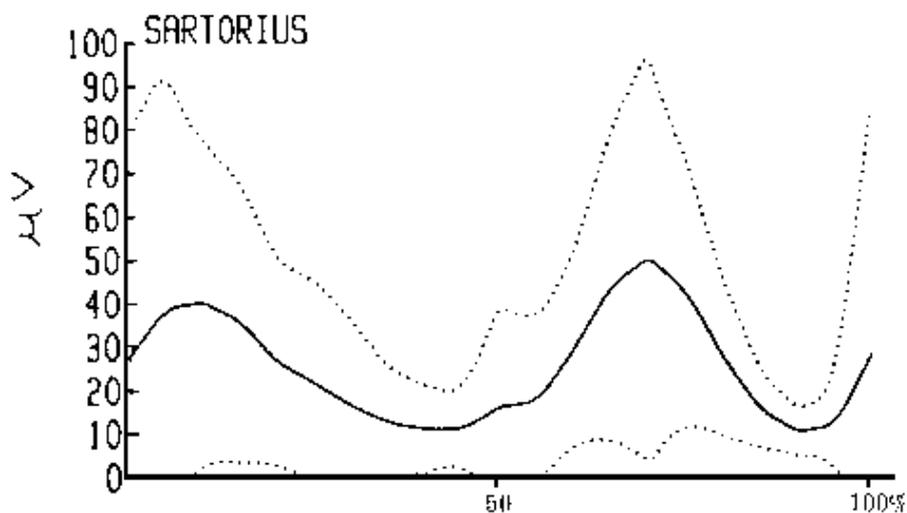


Рисунок 2.56. Активность *m. sartorius* в цикле шага. Опубликовано из "The Biomechanics and Motor Control of Human Gait: Normal, Elderly and Pathological, Waterloo Biomechanics, 1990" с разрешения автора, David A. Winter.

Значение их остается недостаточно ясным. В доступной литературе также не удалось обнаружить сколь-нибудь отчетливой интерпретации. Известны случаи, когда автор находит только один максимум в начале-середине периода переноса (60). Возможно, что при ходьбе *m. sartorius* выполняет исключительно роль стабилизатора сгибания тазобедренного сустава (80).

2.1.10.4 ДРУГИЕ МЫШЦЫ БЕДРА

2.1.10.4.1 М. SEMIMEMBRANOSUS, М. 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 (Рисунок 2.57).

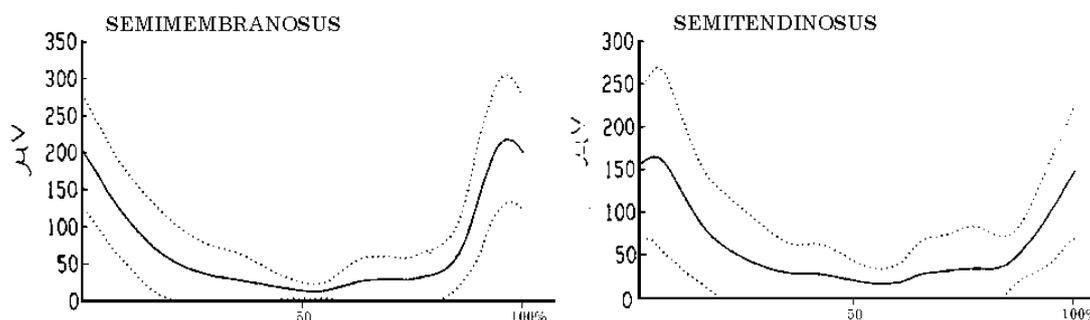


Рисунок 2.57. Активность *m. semimembranosus*, *m. semitendinosus* в цикле шага. Опубликовано из "The Biomechanics and Motor Control of Human Gait: Normal, Elderly and Pathological, Waterloo Biomechanics, 1990" с разрешения автора, David A. Winter.

С началом периода опоры обе мышцы совместно с другими работают как разгибатели тазобедренного сустава. Кроме этого, данные мышцы стабилизируют таз и предотвращают чрезмерный наклон таза (и туловища) вперед (80).

2.1.10.4.2 M. BICEPS FEMORIS

Профиль активности мышцы почти идентичен предыдущей группе мышц. Отличается лишь расположение максимума: в данном случае 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.

2.1.10.4.3 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 (Рисунок 2.58).

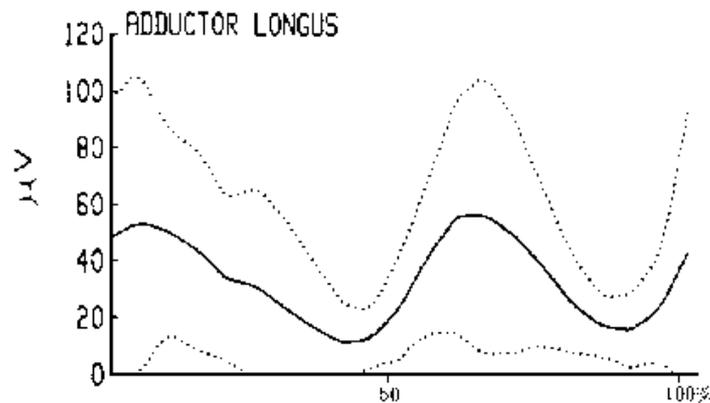


Рисунок 2.58. Активность *m. adductor longus* в цикле шага. Опубликовано из "The Biomechanics and Motor Control of Human Gait: Normal, Elderly and Pathological, Waterloo Biomechanics, 1990" с разрешения автора, David A. Winter.

2.1.10.4.4 M. ADDUCTOR MAGNUS

Профиль активности этой мышцы имеет два выраженных максимума в 26% ЦШ и в 80% ЦШ (Рисунок 2.59). 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.

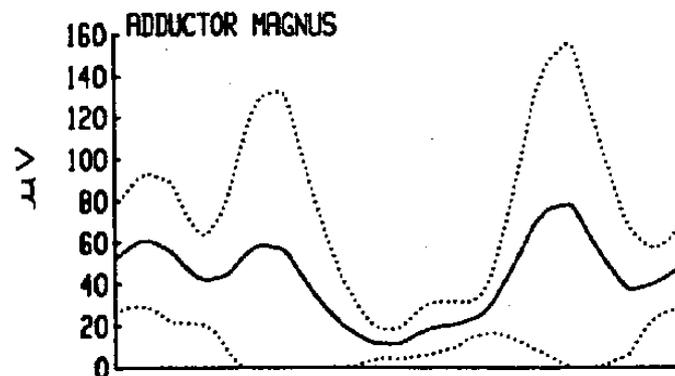


Рисунок 2.59. Активность *m. adductor magnus* в цикле шага. Опубликовано из "The Biomechanics and Motor Control of Human Gait: Normal, Elderly and Pathological, Waterloo Biomechanics, 1990" с разрешения автора, David A. Winter.

2.1.10.4.5 M. GLUTEUS MAXIMUS

Эта мышца - разгибатель тазобедренного сустава. Профиль активности почти идентичен 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 (Рисунок 2.60).

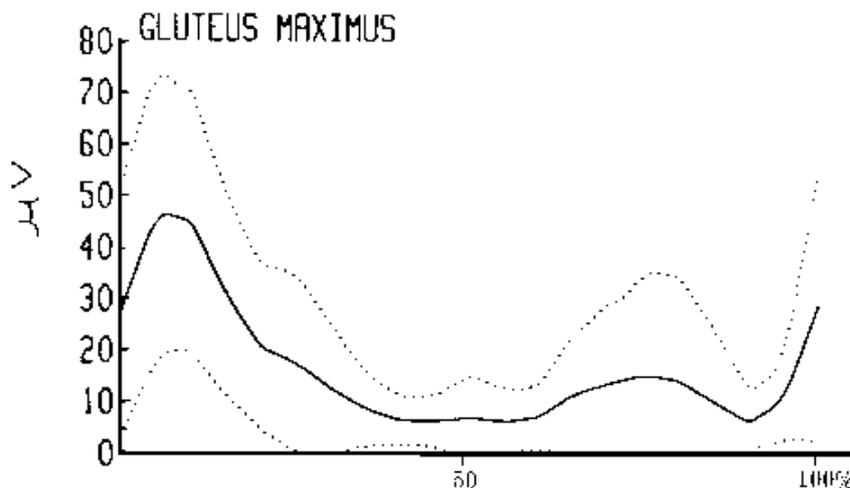


Рисунок 2.60. Активность *m. gluteus maximus* в цикле шага. Опубликовано из "The Biomechanics and Motor Control of Human Gait: Normal, Elderly and Pathological, Waterloo Biomechanics, 1990" с разрешения автора, David A. Winter.

2.1.10.4.6 M. GLUTEUS MEDIUS

Профиль активности характеризуется одним максимумом в 10% ЦШ. Легкое увеличение активности отмечается также около 70% ЦШ. Начало активности - в 86% ЦШ (Рисунок 2.61).

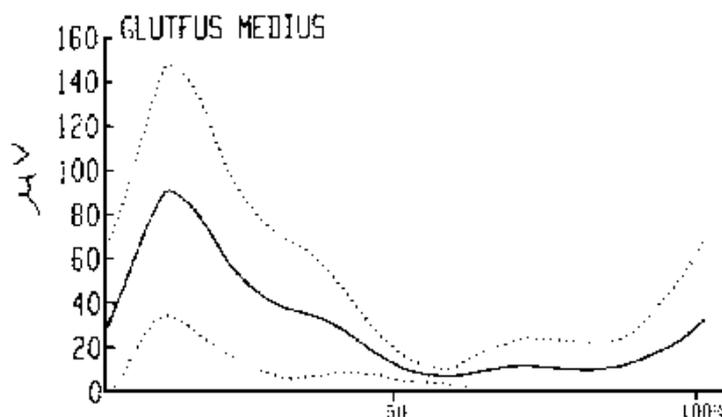


Рисунок 2.61. Активность *m. gluteus medius* в цикле шага. Опубликовано из "The Biomechanics and Motor Control of Human Gait: Normal, Elderly and Pathological, Waterloo Biomechanics, 1990" с разрешения автора, David A. Winter.

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).

2.1.10.4.7 M. TENSOR FASCIA LATAE

Имеет три постепенно уменьшающихся максимума активности в 12%, 42% и 68% ЦШ (Рисунок 2.62). 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 (80). При конечности, находящейся на опоре, это будет давать обратный результат - поворот таза на контрлатеральной стороне в направлении движения относительно фиксированной на опоре нижней конечности.

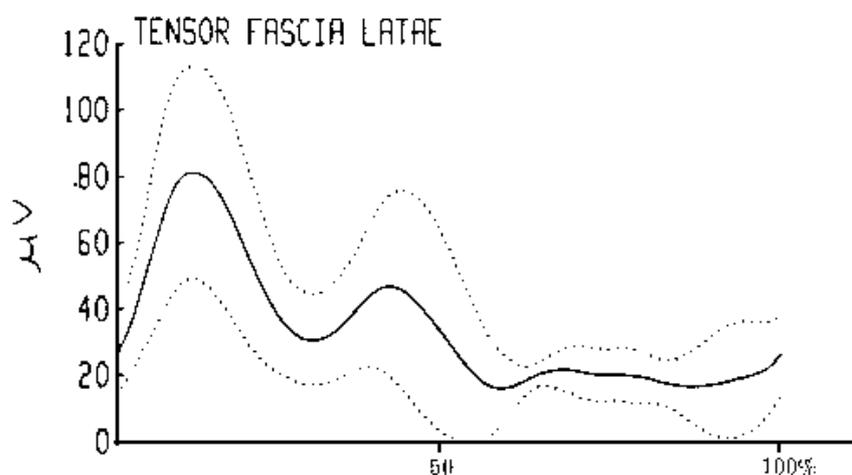


Рисунок 2.62. Активность *m. tensor fascia latae* в цикле шага. Опубликовано из "The Biomechanics and Motor Control of Human Gait: Normal, Elderly and Pathological, Waterloo Biomechanics, 1990" с разрешения автора, David A. Winter.

Последний незначительный уровень активности интерпретируется как минимальное действие как сгибателя тазобедренного сустава, а также антагониста приводящих мышц.

2.1.10.5 МЫШЦЫ ТУЛОВИЩА

2.1.10.5.1 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 (Рисунок 2.63).

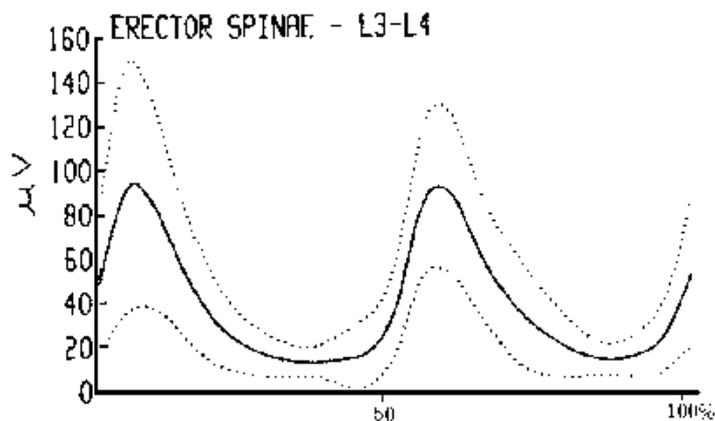


Рисунок 2.63. Активность *m. erector spinae* в цикле шага. Опубликовано из “The Biomechanics and Motor Control of Human Gait: Normal, Elderly and Pathological, Waterloo Biomechanics, 1990” с разрешения автора, David A. Winter.

Оба максимума имеют одинаковый физический смысл - это 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 контрлатеральной.

2.1.10.5.2 М. 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 (Рисунок 2.64).

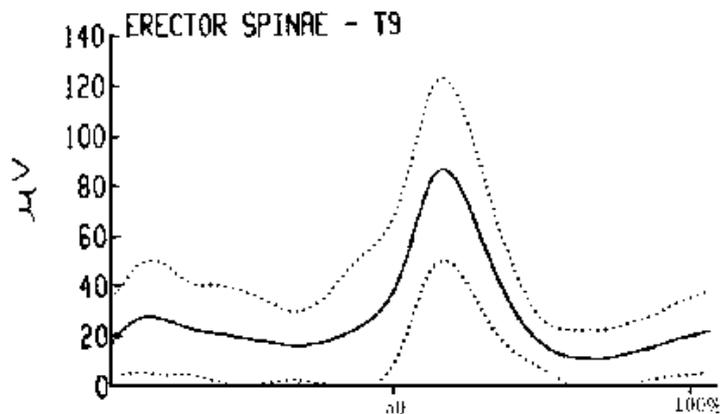


Рисунок 2.64. Активность *m. erector spinae* в цикле шага. Опубликовано из “The Biomechanics and Motor Control of Human Gait: Normal, Elderly and Pathological, Waterloo Biomechanics, 1990” с разрешения автора, David A. Winter.

2.1.10.6 КОНЦЕНТРИЧЕСКОЕ И ЭКЦЕНТРИЧЕСКОЕ ДЕЙСТВИЕ МЫШЦ В ЦИКЛЕ ШАГА

В завершении этой части хочется добавить, что концентрическое или эксцентрическое действие мышц было намеренно дано лишь на нескольких простых примерах. Это обусловлено тем, что в связи с изменяющимися взаимоотношениями сегментов реальная структура действия мышц весьма сложна. В качестве иллюстрации этого ниже приве-

ден профиль активности m. soleus для которой был рассчитан тип действия в течении ЦШ (82) (Рисунок 2.65).

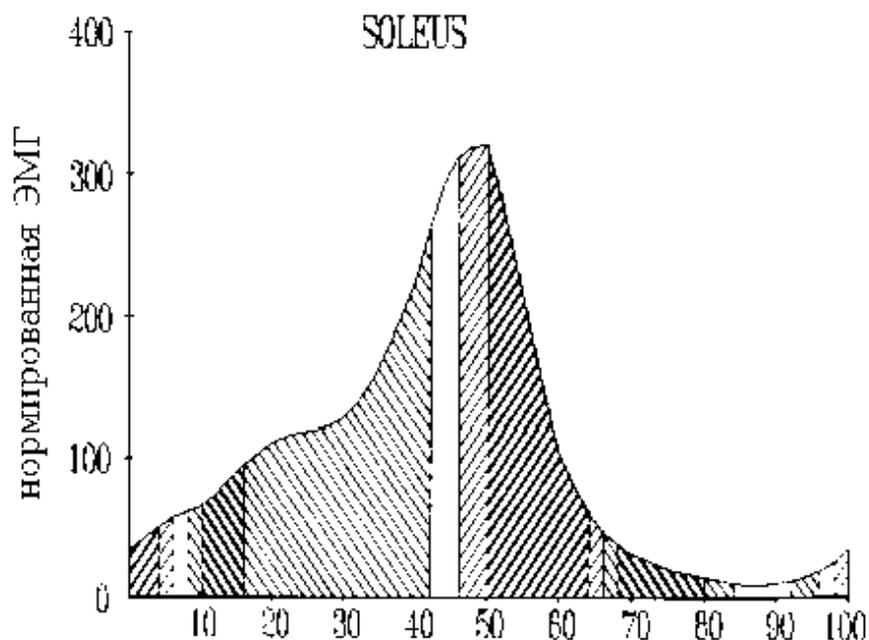


Рисунок 2.65. Различные виды действия m. soleus в цикле шага (82).

-  - концентрическое действие
-  - концентрическое действие высокой скорости
-  - эксцентрическое действие
-  - эксцентрическое действие высокой скорости
-  - изометрическое действие

В течении ЦШ мышца постоянно меняет состояние действия между концентрическим, эксцентрическим и изометрическим. Данная картина существенно отличается от простых закономерностей действия мышц.

В конечном счете, исследователю необходимо иметь ввиду, что *эксцентрическое действие мышц есть не что иное, как поглощение ею энергии, а концентрическое - генерация.*

2.1.10.7 ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Для лучшей ориентировки ниже приведены различные фазы ЦШ с обозначением активности мышц нижней конечности. Эти рисунки взяты из очень удачной анимационной модели программного пакета (70): (Рисунок 2.66-2.69). Интенсивность окрашивания мышцы пропорциональна ее напряжению.

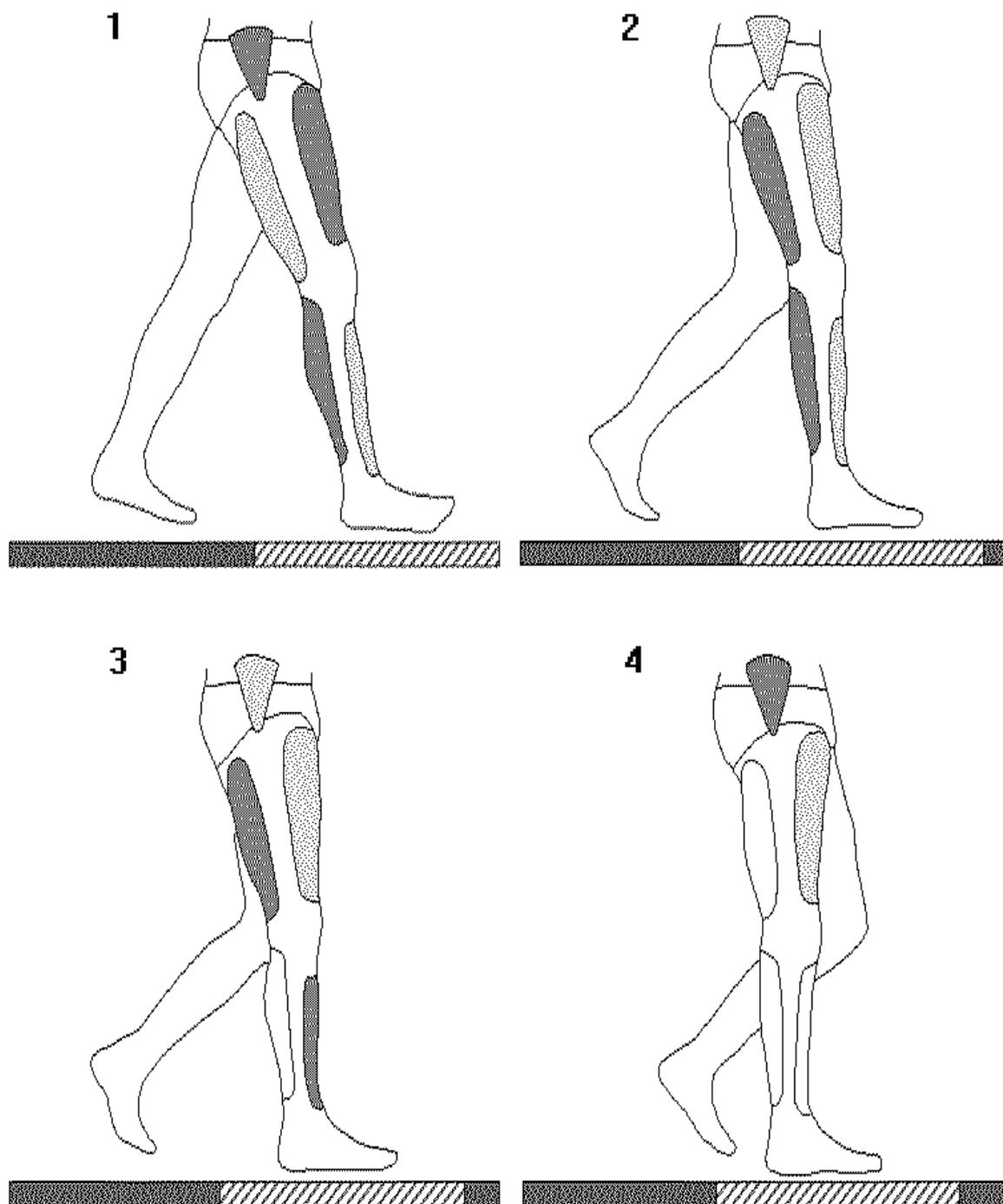


Рисунок 2.66. Фазовая активность мышц при ходьбе (70).

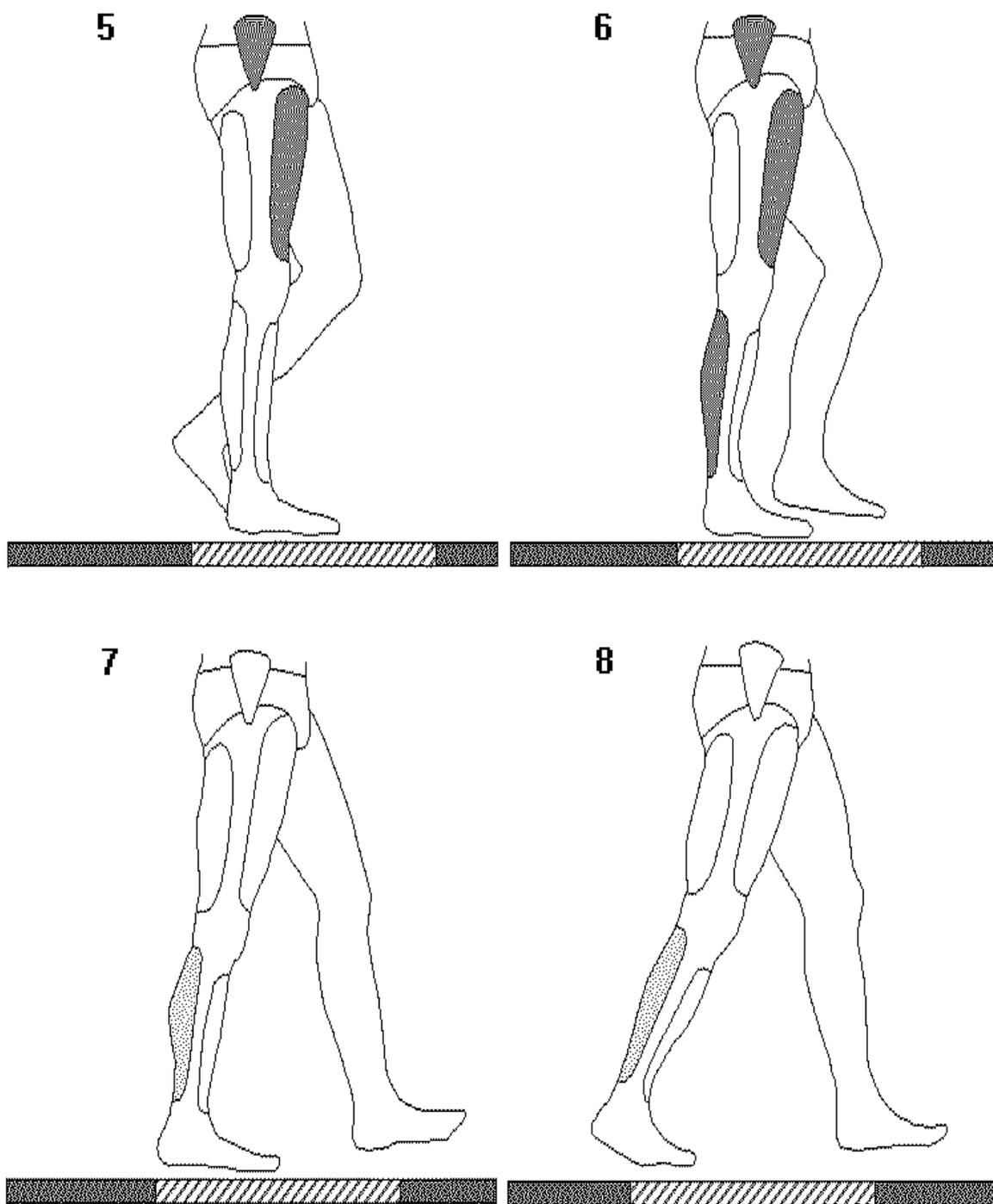


Рисунок 2.67. Фазовая активность мышц при ходьбе (70).

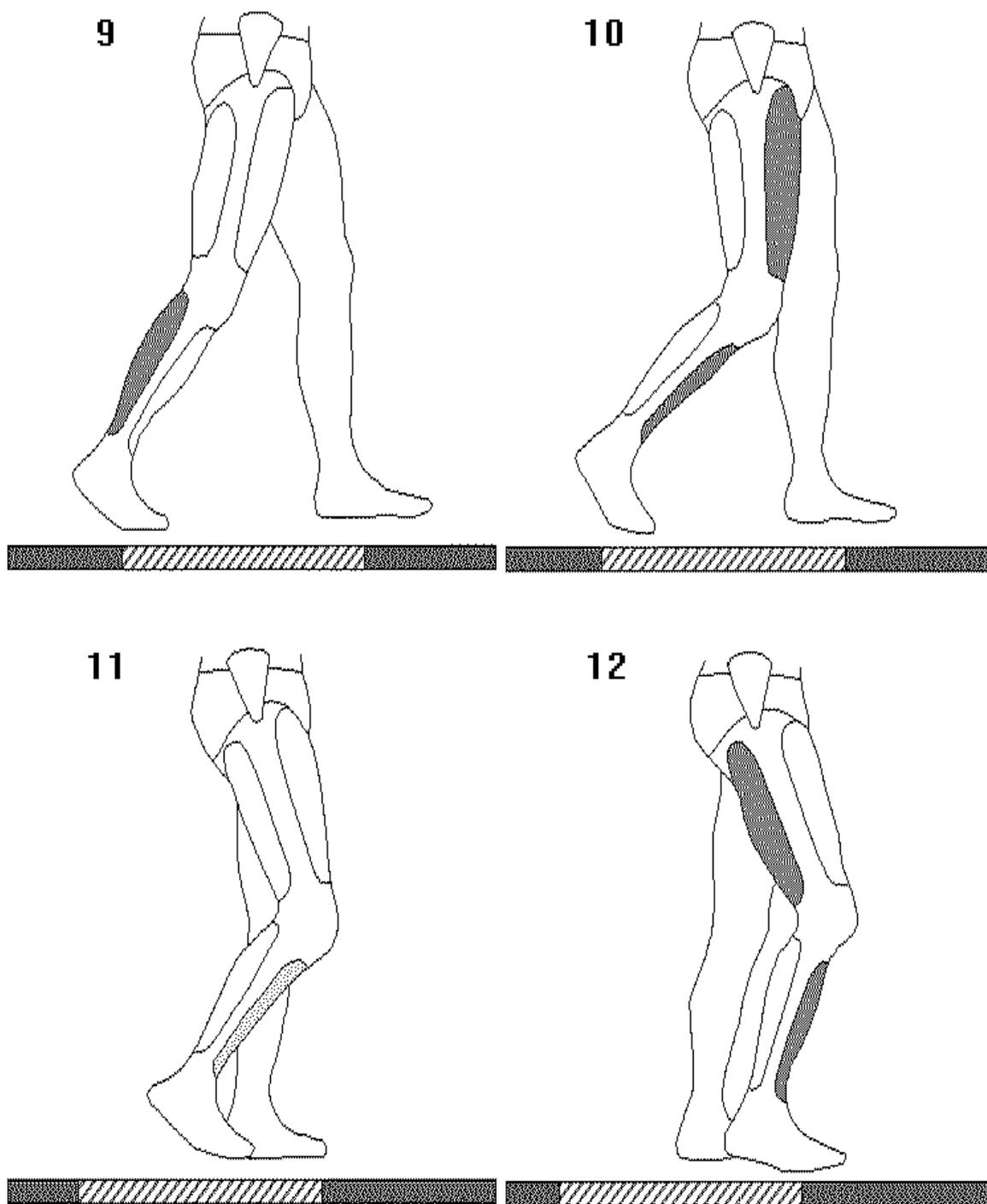


Рисунок 2.68. Фазовая активность мышц при ходьбе (70).

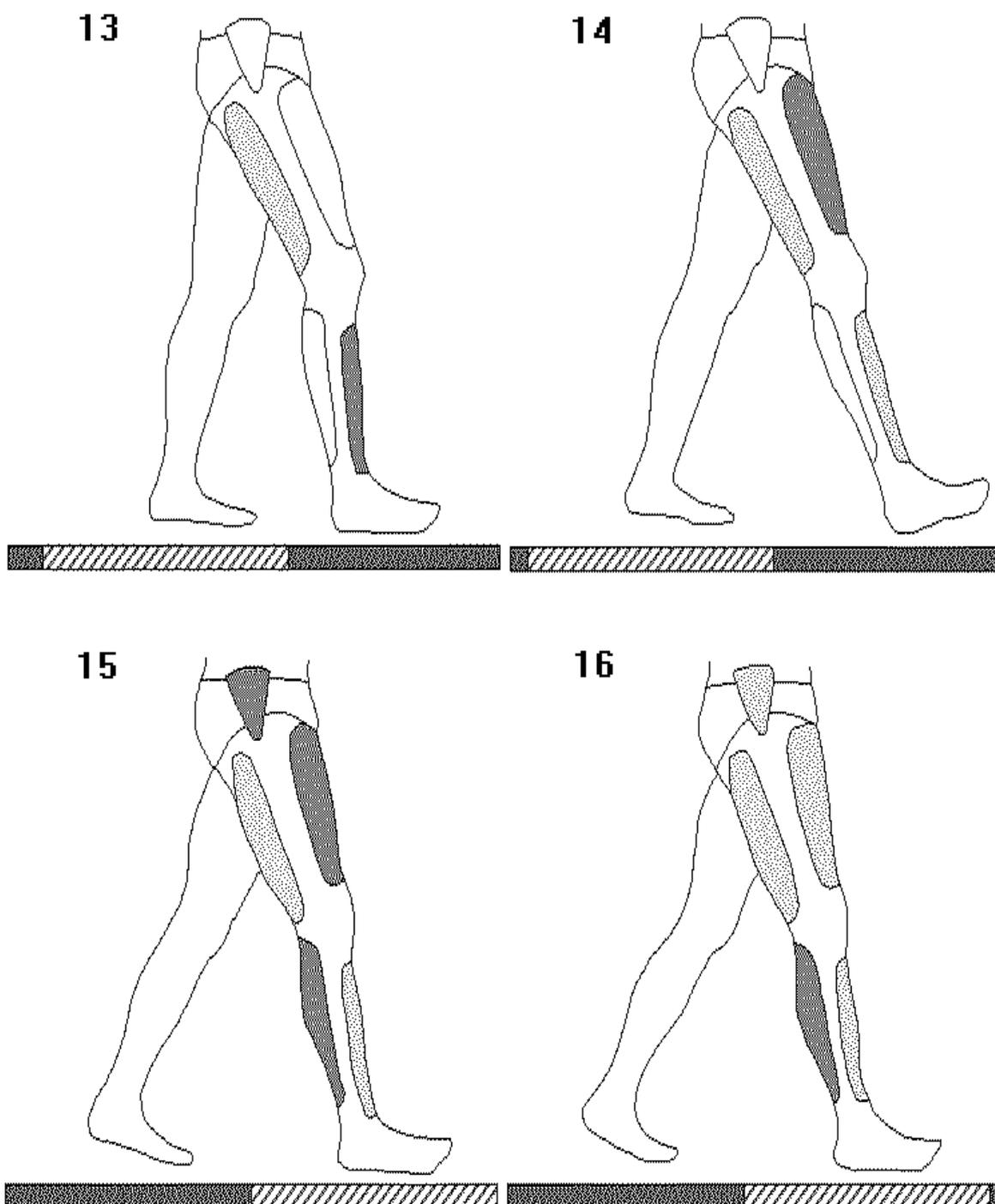


Рисунок 2.69. Фазовая активность мышц при ходьбе (70).

2.2 МОМЕНТЫ СИЛ В СУСТАВАХ

2.2.1 ВВЕДЕНИЕ

Момент силы - произведение силы на ее рычаг (Формула 2.7). Момент силы принято обозначать “**M**”:

Формула 2.7 **$M = F \cdot l$**

Где **F** - сила, а **l** - рычаг силы.

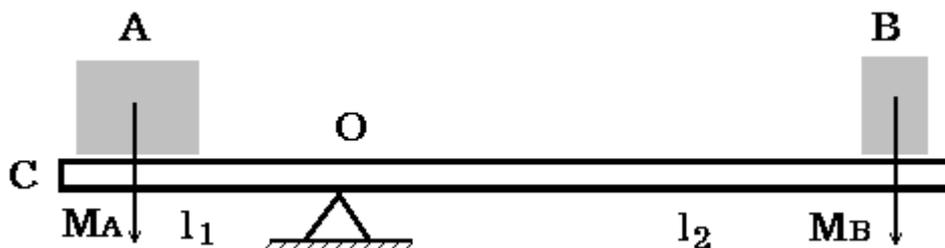


Рисунок 2.70. Пример действия моментов сил. Объяснение в тексте.

Рычаг **C** с находящимися на нем грузами **A** и **B** находится в равновесии относительно точки **O** (Рисунок 2.70). Известно, что плечи **l₁** и **l₂** не равны. В данном случае равновесие может быть достигнуто, если верно равенство:

Формула 2.8 **$M_A = M_B$**

Формула 2.9 **$F_A \cdot l_1 = F_B \cdot l_2$**

Формула 2.10 **$m_A \cdot g \cdot l_1 = m_B \cdot g \cdot l_2$**

Формула 2.11 **$m_A \cdot l_1 = m_B \cdot l_2$**

т.е. если

Формула 2.12 **$l_1 < l_2$, то $m_A > m_B$**

или

Формула 2.13 **$m_A = m_B \cdot l_1 / l_2$**

Таким образом, отношение плеч рычагов задает отношение масс грузов для решения задачи достижения баланса.

В опорно-двигательном аппарате кости, суставы, мышцы образуют свою систему рычагов и сил. Расчет ее - задача сложная, потому, что при движении в суставе отношение плеч рычагов постоянно изменяется. Для мышц, производящих движение сразу в двух суставах, механика становится еще более сложной. Умножим это все на число мышц и сегментов тела, учтем силу реакции опоры, и тогда увидим, насколько сложна эта задача.

Однако, технический прогресс привел к тому, что расчет моментов сил в суставах стал сегодня достаточно тривиальной задачей. Так, прикладная программа для анализа походки VICON (Vicon Clinical Manager) содержит необходимый расчетный аппарат для представления моментов сил в суставах во всех плоскостях.

Необходимо уточнить, о каком моменте сил в суставе идет речь. Момент силы может быть:

- результатом внешних сил,
- результатом внутренних сил.

К внешним силам относится сила реакции опоры M_H (Рисунок 2.71), что приводит к сгибанию сустава, к внутренним - действие мышц M_B , поэтому различают *наружный момент сил* и *внутренний момент сил* (74).

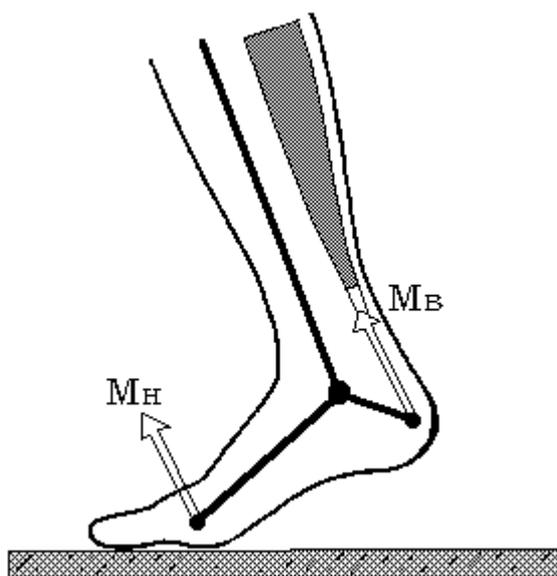


Рисунок 2.71. Действие наружного и внутреннего моментов сил.

M_H - наружный момент сил,
 M_B - внутренний момент сил.

Наружный момент сил - это результат физического взаимодействия тела с опорой. *Внутренний момент сил* - это результат взаимодействия между сегментами опорно-двигательного аппарата: костями, мышцами, связками и другими активными элементами. Движение в суставе будет зависеть от баланса обеих сил.

Очевидно, что наружный и внутренний моменты сил всегда противоположно направлены. Наружному сгибающему моменту всегда будет соответствовать внутренний разгибающий момент и наоборот. Взаимное вычитание обоих моментов будет давать момент вращения в суставе, направление которого будет определяться преобладающим по абсолютному значению моментом.

В период переноса воздействие на суставы не ограничиваются лишь внутренним моментом сил. Существуют моменты инерции, силы тяжести и другие, которые действу-

ют со стороны подвижного сегмента конечности и также оказывают влияние на конечный, результирующий момент сил в суставах.

В настоящее время наибольшее распространение получила методика расчета моментов сил в суставах, детально разработанная Winter D.A. (78, 80). Последние версии прикладного пакета VICON (Vicon Clinical Manager) продукции Oxford Metrix включают в стандартный отчет исследования графики внутренних моментов сил в суставах в том виде, в котором они были впервые представлены. Winter D.A. пошел дальше и включает в отчет моменты сил не только в сагиттальной, но и во фронтальной и горизонтальной плоскостях.

Рассмотрим систему представления моментов сил, предложенную Winter. Мышцы-разгибатели суставов осуществляют работу против силы тяжести и противодействуют коллапсу конечности. Они производят основную работу, направленную на продвижение тела вперед. Поэтому разгибающий момент сил для каждого сустава обозначается на графике как положительный, сгибающий момент - соответственно отрицательный. Поскольку момент сил зависит от веса пациента, D.A. Winter нормирует его не только по времени к циклу шага, но и по абсолютному значению к весу тела.

Конечная размерность нормированного момента сил - $n \cdot м/кг$.

2.2.2 МОМЕНТЫ СИЛ В СУСТАВАХ В САГИТТАЛЬНОЙ ПЛОСКОСТИ

В предыдущей главе был приведен способ представления реакций опоры в виде векторной диаграммы. Совместно с кинематикой суставов такая диаграмма позволяет определить очень существенную функциональную характеристику - момент силы в суставе.

Рассмотрим фазы ходьбы с позиции существующих в суставах сил.

2.2.2.1 МОМЕНТ СИЛ В ГОЛЕНОСТОПНОМ СУСТАВЕ

Голеностопный сустав в начале периода опоры имеет наружный разгибающий момент. Одновременно с ним существует внутренний сгибающий момент, производимый передней группой мышц голени, в основном *m. tibialis anterior*. Наружный разгибающий момент больше внутреннего, что и приводит к разгибанию голеностопного сустава. Продолжающееся движение тела и всей конечности вперед относительно неподвижной стопы приводит к тому, что во второй половине фазы нагружения вектор реакции опоры проходит вблизи центра голеностопного сустава, и, с учетом действия передней группы мышц, момент сил равен нулю. Последующее перемещение вектора реакции опоры в направлении движения производит наружный сгибающий момент. Ему противодействует внутренний разгибающий момент *m. triceps surae*. Однако последний относительно невелик, и *m. triceps surae* работает в эксцентрическом режиме (Рисунок 2.72).

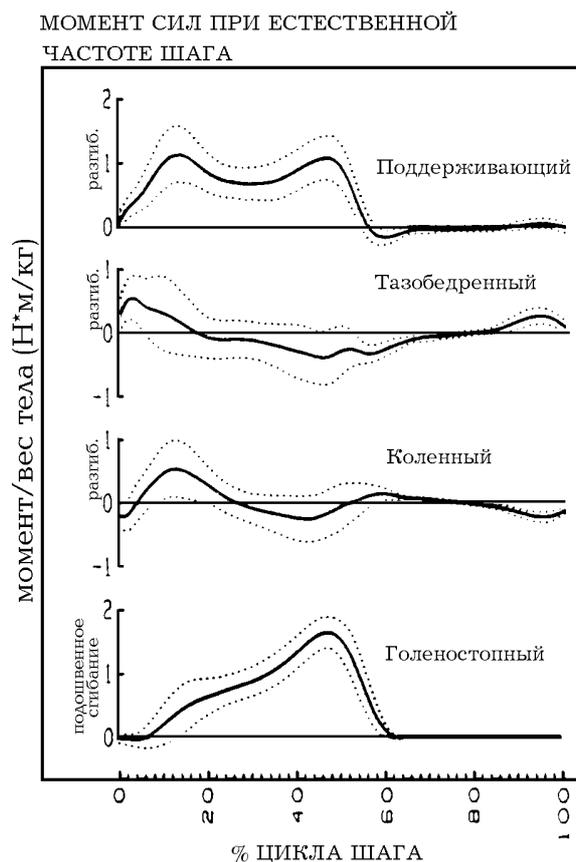


Рисунок 2.72. Внутренние моменты сил в суставах в сагиттальной плоскости. Опубликовано из "The Biomechanics and Motor Control of Human Gait: Normal, Elderly and Pathological, Waterloo Biomechanics, 1990" с разрешения автора, David A. Winter.

Наружный момент сил достигает максимума в следующей фазе падения, когда вектор реакции опоры переместился в область головок плюсневых костей, т. е. при максимальном сгибании голеностопного сустава. Максимум соответствует 48% ЦШ (за 2% ЦШ до периода двойной опоры).

Разгибание голеностопного сустава и сгибание коленного (начало передачи веса тела на другую ногу) в этот период приводит к уменьшению величины реакции опоры. При сохранении внутреннего разгибающего момента это дает резкое уменьшение момента сил в голеностопном суставе до нуля к концу периода опоры.

Период переноса характеризуется незначительным внутренним моментом сил, направленным на поддержание положения в суставе, близком к нейтральному, для сохранения необходимого клиренса с поверхностью опоры. Величина последнего колеблется в пределах 0,5-1,5 см (80).

Коленный сустав испытывает наружный сгибающий момент. Противоположный ему внутренний разгибающий момент *m. quadriceps* слабее. Поэтому коленный сустав начинает сгибаться под действием преобладающего наружного сгибающего момента.

В тазобедренном суставе существует наружный сгибающий момент. Ему противодействует внутренний разгибающий, обусловленный действием *m. gluteus maximus, medius* и группы задних мышц бедра. Оба момента почти равны, и поэтому тазобедренный сустав остается почти неподвижным.

2.2.2.2 МОМЕНТ СИЛ В КОЛЕННОМ СУСТАВЕ

Наружный момент сил изменяется соответственно взаимоотношению вектора реакции опоры с суставом.

Кривая изменения внутреннего момента сил в коленном суставе представлена выше (Рисунок 2.72).

В фазе контакта вектор силы реакции опоры может быть далеко впереди, что имеет место при наличии зубца А. Интервал времени до середины периода опоры вектор находится позади оси коленного сустава. Это создает наружный сгибающий момент, которому противодействует внутренний разгибающий момент, результат действия большей частью *m. quadriceps femoris*.

В середине периода опоры вектор силы реакции опоры минует центр коленного сустава (наружный момент сил равен нулю) и находится теперь впереди него, создавая наружный разгибающий момент сил. Разгибающему моменту сил противодействует внутренний сгибающий, в основном за счет *mm. gastrocnemius*

С началом второго периода двойной опоры вектор силы реакции опоры снова меняет свое положение и создает относительно коленного сустава наружный сгибающий момент сил, который практически лишен противоположного ему внутреннего момента. Сгибание коленного сустава необходимо для эффективного переноса конечности. Незначительная активность мышц-разгибателей в это время необходима для контроля и коррекции движения. Внутренний разгибающий момент сил снижается до нуля при достижении полного сгибания в коленном суставе. Последующее разгибание совершается пассивно, инерционно и находится под контролем мышц-сгибателей, которые создают незначительный момент сил.

2.2.2.3 МОМЕНТ СИЛ В ТАЗОБЕДРЕННОМ СУСТАВЕ

График изменения внутреннего вращающего момента изображен на той же диаграмме (Рисунок 2.72).

К началу ЦШ уже имеется некоторая активность мышц-разгибателей тазобедренного сустава. Они притормаживают инерционное сгибание в суставе, начатое в периоде переноса. Начало ЦШ связано с увеличением сил, сгибающих тазобедренный сустав. Вектор силы реакции опоры находится впереди сустава и создает относительно его наружный сгибающий момент. Внутренний разгибающий момент достигает максимума в конце фазы контакта. Далее он плавно убывает и сменяется на сгибающий к 17% ЦШ. Примерно в это время вектор силы реакции опоры проходит вблизи центра сустава, и наружный момент сил близок к нулю. Все остальное время периода опоры вектор силы реакции опоры находится позади центра тазобедренного сустава и создает наружный разгибающий момент.

Таким образом, хотя разгибание сустава еще не завершено (это произойдет к 28-30% ЦШ), оно продолжается под нарастающим контролем мышц-сгибателей бедра. Максимум внутреннего сгибающего момента будет достигнут к 50% ЦШ, т. е. к моменту наибольшего разгибания в тазобедренном суставе. С началом сгибания в тазобедренном суставе внутренний сгибающий момент также уменьшается, начинается период двойной опоры и передача веса тела на другую ногу.

В первой половине периода переноса сгибающий момент продолжает уменьшаться, т.к. суммарный импульс, полученный в первой фазе ускорения периода переноса достаточен для выноса бедра и всей конечности вперед.

В фазе торможения необходимость контроля инерционного движения бедра приводит к появлению внутреннего сгибающего момента.

2.2.3 МОМЕНТЫ СИЛ ВО ФРОНТАЛЬНОЙ ПЛОСКОСТИ

Анатомическое соединение бедренной кости с тазовой представляет собой систему рычагов. Для упрощения рассмотрим механику сил в одноопорный период цикла шага (Рисунок 2.73).

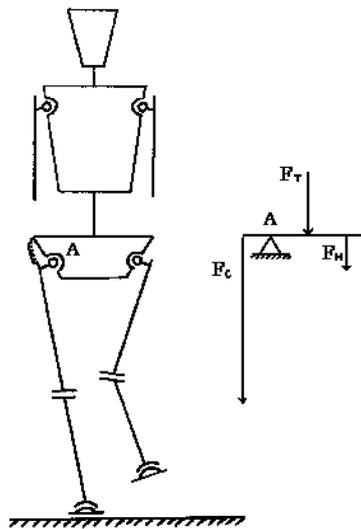


Рисунок 2.73. Силы, действующие на тазобедренный сустав опорной конечности. Пояснение в тексте.

Механически таз представляет собой неравноплечный рычаг с точкой вращения (А) в тазобедренном суставе опорной стороны. На длинное плечо рычага действуют две силы со стороны переносимой конечности (F_n) и туловища с головой и верхними конечностями (F_t). Обе силы направлены вниз и стремятся повернуть рычаг (таз) по часовой стрелке. Этому противодействует работа ягодичных мышц на коротком плече рычага (F_c). Поскольку плечо рычага ягодичных мышц существенно короче, для достижения равновесия они должны развивать большую силу. Величина ее определяется отношением моментов сил большого рычага к малому. Очевидно, что в период опоры возникающий момент сил будет всегда стремиться произвести отведение в тазобедренном суставе, и величина отводящего момента прямо пропорциональна вертикальному ускорению тела.

Формула 2.14
$$M_3 = M_1 + M_2$$

Формула 2.15
$$F_3 \cdot l_3 = F_1 \cdot l_1 + F_2 \cdot l_2$$

Формула 2.16
$$M_3 = m_1 \cdot a_1 \cdot l_1 + m_2 \cdot a_2 \cdot l_2$$

Действительно, график отводяще-приводящего момента сил в тазобедренном суставе практически соответствует по форме вертикальной составляющей реакции опоры

(Рисунок 2.74). В периоде переноса момент сил близок к нулю, т. к. движения совершаются без нагрузки.

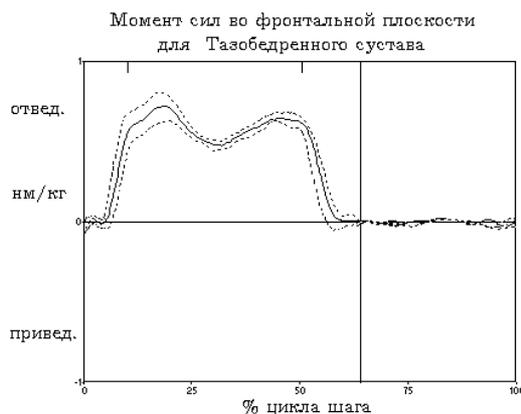


Рисунок 2.74. График внутреннего момента сил в тазобедренном суставе во фронтальной плоскости¹⁷.

Аналогично тазобедренному суставу момент сил в коленном суставе во фронтальной плоскости имеет вальгусный характер (Рисунок 2.75).



Рисунок 2.75. График внутреннего момента сил в коленном суставе во фронтальной плоскости¹⁸.

За счет сгибания коленного сустава в конце периода опоры взаимоотношения рычагов изменяется, и кривая момента сил имеет меньшую схожесть с кривой вертикальной составляющей реакции опоры. Таким образом, в период опоры как в тазобедренном, так и в коленном суставе существует внутренний отводящий момент сил. Это реакция на действие наружного приводящего момента со стороны неопорной конечности.

Подтаранный сустав испытывает наружный отводящий момент. Следовательно, внутренний момент сил будет приводящий. Точный расчет момента сил для данного сустава достаточно сложен. Как правило, для расчетов применяется одноосевая модель подтаранного сустава.

¹⁷Фрагмент отчета VCM - норма (Oxford metrix Ltd).

¹⁸Фрагмент отчета VCM - норма (Oxford metrix Ltd).

Биомеханика стопы остается малоизученной областью. Например, в программном пакете Vicon Clinical Manager (Oxford Metrix Ltd.) приводятся значения момента сил во фронтальной плоскости, вычисленные для уровня голеностопного сустава, а не подтаранного как в работе (63). Модель соединения голени со стопой в виде трехосевого шарнира имеет смысл только для упрощенного описания процесса.

Ротационные моменты сил незначительны для нормальной походки и не будут приводиться в данной книге.

2.3 ВЗАИМОЗАВИСИМОСТЬ ПАРАМЕТРОВ ПОХОДКИ ОТ СКОРОСТИ И ЧАСТОТЫ ШАГА

2.3.1 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 (46). В классическом труде братьев Weber (72) описана линейная зависимость длины шага от частоты. При обычных частотах от 70 до 130 шагов в минуту длина шага 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 (Рисунок 2.76).

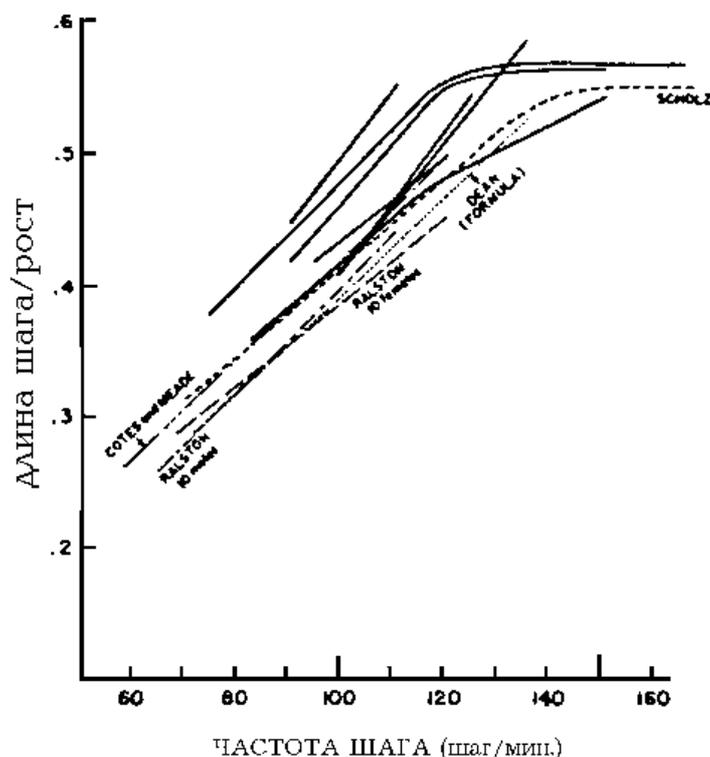


Рисунок 2.76. Взаимозависимость длины и частоты шага по данным различных авторов (72). Длина шага выражена по отношению к росту.

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.

Взаимозависимость трех основных показателей походки (длины, частоты шага и скорости ходьбы) представлена на рисунке 2.77 (42). По выражению D.A.Winter (80), - “это, вероятно, лучшая нормированная диаграмма” (Рисунок 2.77).

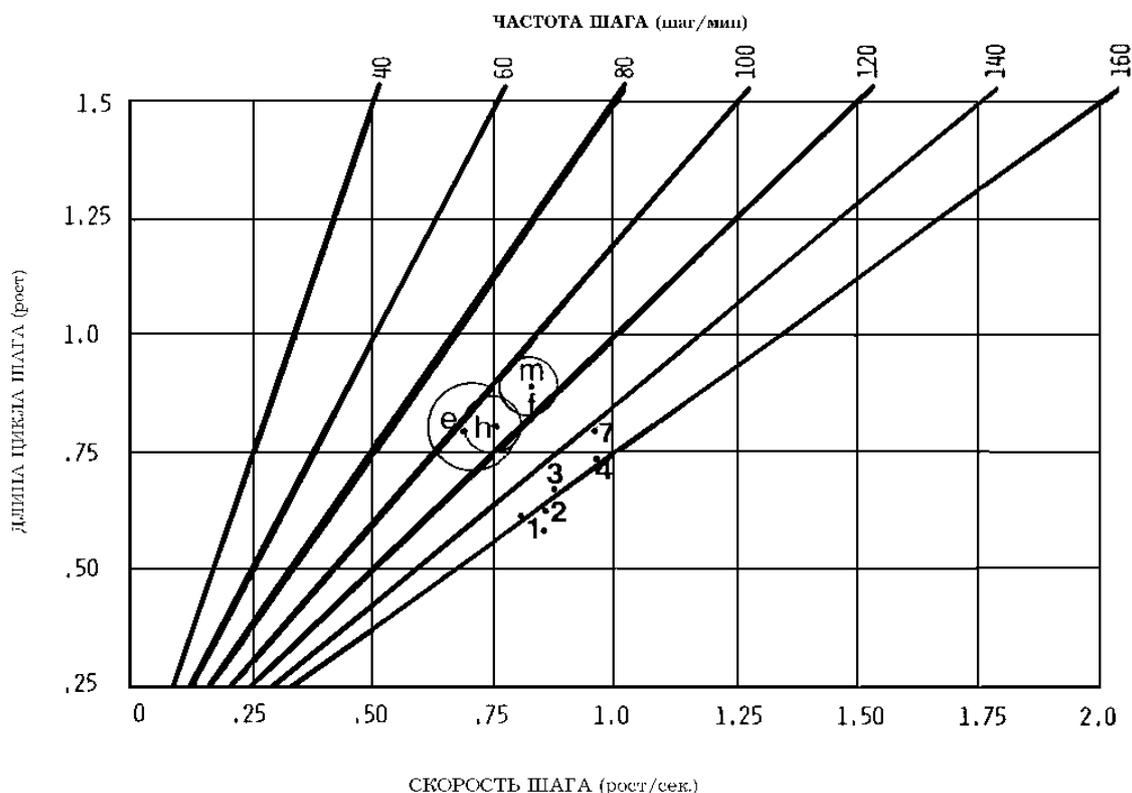


Рисунок 2.77. Номограмма основных параметров походки по Grieve (42), где: (e) - пожилые, (h) - пожилые здоровые, (m) - взрослые мужчины, (f) - взрослые женщины, 7, 4, 3, 2, 1, средние значения для детей 7, 4, 3, 2 и 1 года жизни, соответственно (42).

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 (42, 46). Естественно, что абсолютное значение продолжительности периода опоры и переноса будет уменьшаться при возрастании частоты и скорости шага (80).

Интересные результаты получены А.С. Витензоном (1, 6, 8) 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 не линейно.

2.3.2 ВЗАИМОЗАВИСИМОСТЬ АМПЛИТУД ДВИЖЕНИЙ 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 Winter D.A. (79, 80). Усредненные гониограммы тазобедренного, коленного и голеностопного суставов для естественной, медленной и быстрой частоты шага приведены ниже (Рисунок 2.78). Гониограммы демонстрируют минимальные изменения амплитуд в зависимости от частоты шага.

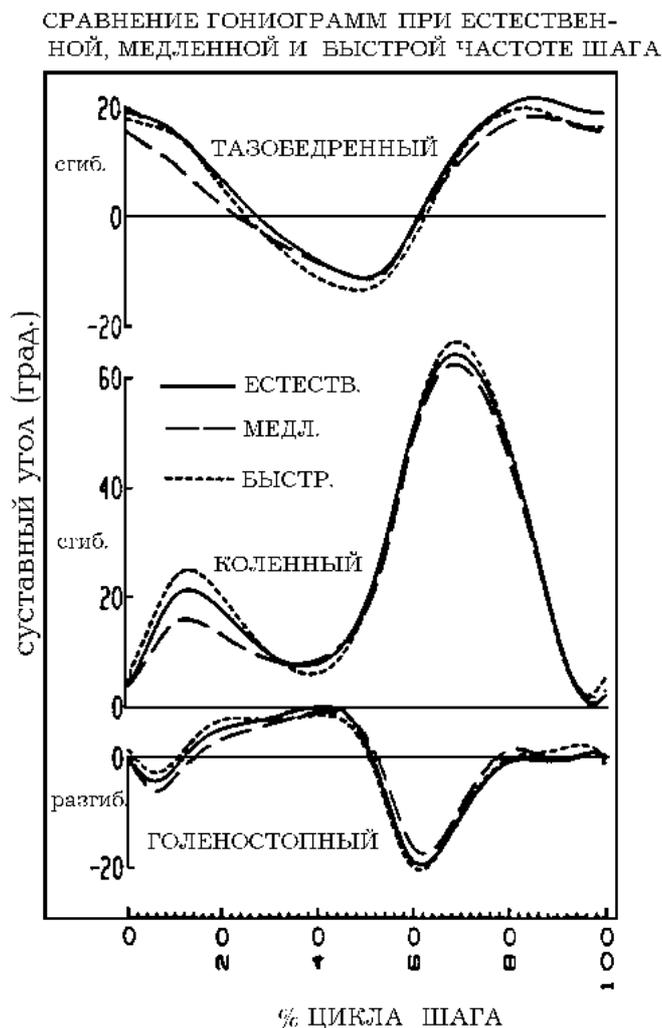


Рисунок 2.78. Гониограммы движений тазобедренного, коленного и голеностопного суставов в сагиттальной плоскости для медленной, естественной и быстрой ходьбы. Опубликовано из "The Biomechanics and Motor Control of Human Gait: Normal, Elderly and Pathological, Waterloo Biomechanics, 1990" с разрешения автора, David A. Winter.

Тазобедренный сустав реагирует и на увеличение, и на уменьшение частоты шага односторонне - 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 растёт, 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 (80).

Отечественными исследователями (1) 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 (79, 80), особенно для тазобедренного сустава. Однако, следует подчеркнуть, что свои исследования D.A. Winter проводил на более совершенной видеоаппаратуре. Полученные им коэффициенты корреляции подтверждают общий результат.

2.3.3 ЗАВИСИМОСТЬ ИЗМЕНЕНИЯ ВЕЛИЧИНЫ РЕАКЦИИ ОПОРЫ ОТ ЧАСТОТЫ ШАГА

Исследование реакций опоры при естественной, быстрой и медленной ходьбе было выполнено Angriacchi T.P. с соавт. (32), позднее D.A.Winter (79, 80). Оба исследования 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 (80) 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. Графики реакции опоры по вертикальной и продольной составляющим при быстрой, естественной и медленной ходьбе даны ниже (Рисунок 2.79; Рисунок 2.80; Рисунок 2.81).

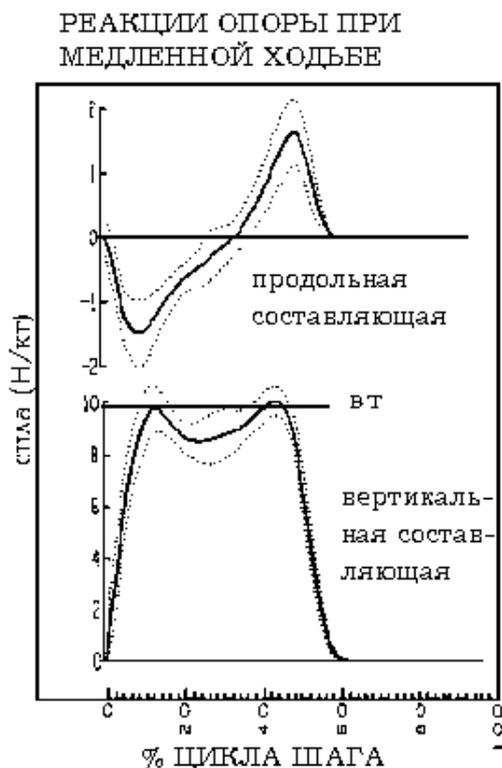


Рисунок 2.79. Реакции опоры по вертикальной и продольной составляющим при медленной частоте шага. Опубликовано из "The Biomechanics and Motor Control of Human Gait: Normal, Elderly and Pathological, Waterloo Biomechanics, 1990" с разрешения автора, David A. Winter.

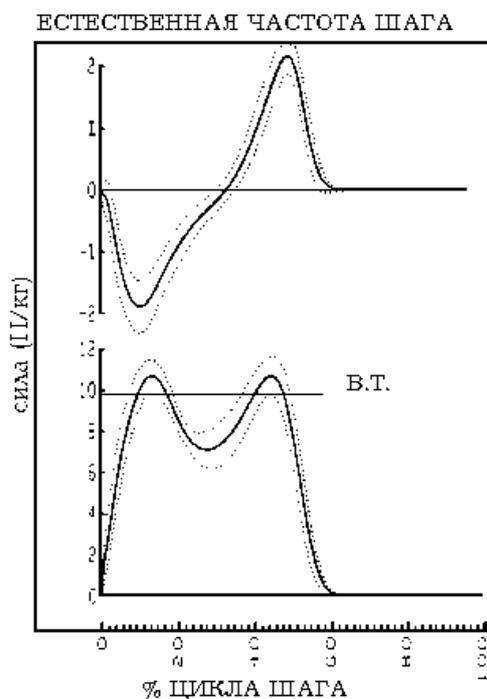


Рисунок 2.80. Реакции опоры по вертикальной и продольной составляющим при естественной частоте шага. Опубликовано из "The Biomechanics and Motor Control of Human Gait: Normal, Elderly and Pathological, Waterloo Biomechanics, 1990" с разрешения автора, David A. Winter.

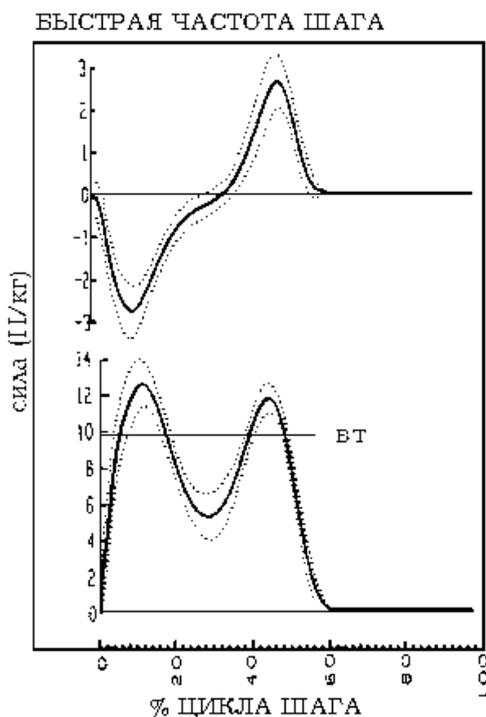


Рисунок 2.81. Реакции опоры по вертикальной и продольной составляющим при быстрой частоте шага. Опубликовано из "The Biomechanics and Motor Control of Human Gait: Normal, Elderly and Pathological, Waterloo Biomechanics, 1990" с разрешения автора, David A. Winter.



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 (54).

2.4 ВОЗРАСТНЫЕ ИЗМЕНЕНИЯ ПРОСТРАНСТВЕННО-ВРЕМЕННЫХ ПОКАЗАТЕЛЕЙ ПОХОДКИ

2.4.1 ВРЕМЕННЫЕ ПОКАЗАТЕЛИ

2.4.1.1 ВРЕМЯ ЦИКЛА ШАГА

Между вторым и третьим годом жизни время ЦШ составило 0,7с. К началу третьего года время ЦШ скачкообразно увеличивается до 0,8с. и остается на этом уровне (67).

Вариабельность времени ЦШ остается практически постоянной от 1 до 6 лет и лишь несколько снижается к семи годам.

2.4.1.2 ЧАСТОТА ШАГА

Частота шага уменьшается существенно и линейно в течении 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 (Рисунок 2.82).



Рисунок 2.82. Динамика изменения частоты шага детей в возрасте от 1 года до 7 лет. Опубликовано из "The Development of Mature Walking, MacKeith Press, London, 1988" с разрешения издательства MacKeith Press и автора David H. Sutherland.

В возрасте семи лет частота шага остается выше, чем у взрослого. Данные антропометрических измерений (67) позволили сделать вывод, что изменение частоты шага отражает интенсивность роста ребенка. По отечественным данным (3) 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 (54, 55, 57) (Таблица 2.21).

Таблица 2.21 Возрастная динамика временных и пространственных характеристик шага по данным разных авторов.

Источ ник	Возраст	Число наблюдений	Цикл шага сек.		Частота шаг/мин		Скорость м/мин	
			М	σ	М	σ	М	σ
67	1	51	0.68	0.09	176	24	38.4	0.16
	1.5	40	0.7	0.08	171	21	42.6	0.14
	2	45	0.78	0.11	156	25	43.2	0.16
	2.5	36	0.77	0.08	156	17	48.6	0.15
	3	47	0.77	0.07	154	16	51.6	0.14
	3.5	40	0.74	0.05	160	13	59.4	0.15
	4	39	0.78	0.07	152	15	60.0	0.17
	5	42	0.77	0.06	154	14	64.8	0.18
	6	44	0.82	0.09	146	18	65.4	0.19
	7	46	0.83	0.07	143	14	68.4	0.17
78	8	-			141	14		
	9	-			139	14		
	10	-			136	13		
	11	-			133	13		
	12	-			131	13		
55	20-25	12	1.04	0.1	115	10.0	92.9	7.1
	30-35	12	1.08	0.1	111	10.0	87	6.2
	40-45	12	0.98	0.17	122	18.0	87.3	6.5
	50-55	12	1.02	0.1	118	11.0	93.2	6.8
	60-65	12	1.04	0.11	115	11.0	87.9	5.8
74	68.9±4.0	18			111.8	8.7		

С 20 лет частота шага также теряет какую-либо взаимосвязь с возрастом или ростом, как длительность цикла шага и его скорость (Таблица 2.22).

Интересен феномен увеличения частоты шага в возрастных группах 40-45 и 50-55 лет, которому авторы не дают объяснения.

Таблица 2.22 Цикл шага, частота шага и скорость шага в группах мужчин разного роста (55).

Рост (в см.)	Число наблюдений (чел)	Цикл шага (сек.)		Частота (шаг/мин)		Скорость (м/мин)	
		М	σ	М	σ	М	σ
180-189	20	1.01	0.11	119	12	99.3	16.9
173-178	20	1.07	0.1	112	9	89.4	13.0
156-170	20	1.02	0.9	118	10	90.6	12.3

2.4.1.3 ЭВОЛЮЦИЯ ВРЕМЕННОЙ СТРУКТУРЫ ЦИКЛА ШАГА

Возрастные изменения продолжительности периода опоры, начального периода двойной опоры и момента постановки контрлатеральной ноги на опору (начало конечного периода двойной опоры) по Sutherland (67) в % ЦШ для правой и левой ноги приведены ниже (Таблица 2.23).

Таблица 2.23 Развитие временной структуры цикла шага (67).

Возраст (лет)	Период Опоры (в % ЦШ)		Начальный Период Двойной Опоры (%ЦШ)		Конец времени Одиночной Опоры (%ЦШ)	
	Прав.	Лев.	Прав.	Лев.	Прав.	Лев.
1	67.1	67.6	17.1	17.9	49.2	50.4
1.5	67.6	67.6	17.5	17.6	49.5	50.1
2	67.1	66.6	16.9	16.5	50.4	49.7
2.5	65.5	65.9	15.5	15.6	50.3	50.2
3	65.5	65.4	15.6	15.4	50.4	50.2
3.5	64.6	64.3	14.3	14.5	50.2	50.3
4	64.2	63.2	14.3	14.0	50.3	50.0
5	63.4	63.5	13.3	13.6	49.7	50.4
6	63.5	63.7	13.3	13.5	49.8	50.4
7	62.4	62.4	12.4	12.3	50.0	50.0

С возрастом продолжительность периода опоры относительно времени ЦШ уменьшается 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 контрлатеральной 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 контрлатеральной 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 (55) (Таблица 2.24).

Таблица 2.24 Значения временных параметров шага в группах здоровых мужчин разного роста (55).

Рост (в см.)	Опора (в % ЦШ)		Перенос (в % ЦШ)		Двойная опора (в % ЦШ)	
	М	σ	М	σ	М	σ
180-189	60	6.9	39	3.9	10	2.7
173-178	61	6.6	39	3.8	11	2.8
156-170	61	6.8	40	3.0	10	3.6

2.4.2 ПРОСТРАНСТВЕННЫЕ ПОКАЗАТЕЛИ

2.4.2.1 СКОРОСТЬ ШАГА

График изменения скорости ходьбы в возрасте от одного до семи лет приведен ниже (Рисунок 2.83). Скорость скачкообразно возрастает в первом полугодии самостоятельной ходьбы ребенка и почти не изменяется последующие полгода.

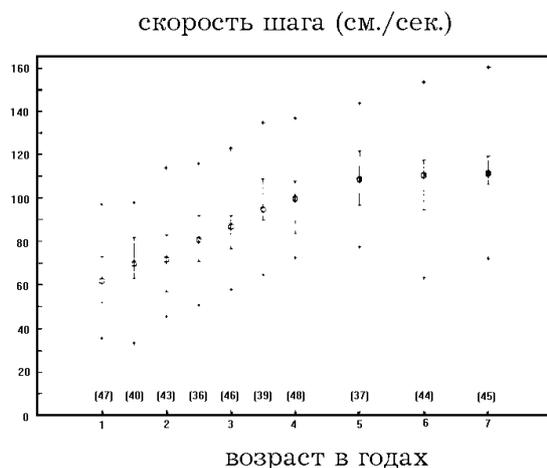


Рисунок 2.83. График изменения скорости шага с возрастом. Опубликовано из "The Development of Mature Walking, MacKeith Press, London, 1988" с разрешения издательства MacKeith Press и автора David H. Sutherland.

С двух до пяти лет наблюдается линейный рост скорости, который значительно замедляется после пяти лет. Различия в темпах роста, полученные D.H.Sutherland с соавт. (67) 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. (3) обнаруживает, что произвольная скорость групп детей, исследованных отечественными авторами много ниже, совпадают лишь скорости в возрастной группе 3-5 лет, очевидно за счет усреднения с детьми старшего возраста 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 (55), оставаясь последующие годы на этом уровне и лишь несколько снижаясь к возрасту 60-65 лет (57).

Исследования походки детей первых лет жизни было проведено лишь несколькими группами исследователей (3, 25, 53, 68, 67, 75).

Как показал M.W.Whittle с соавт. (74, 75), к 18 годам параметры походки окончательно устанавливаются и остаются постоянными до 60-65 лет, когда начинается их обратное развитие (инволюция).

2.4.2.2 ДЛИНА ШАГА, БАЗА ШАГА, УГОЛ РАЗВОРОТА СТОПЫ

Длина шага возрастает пропорционально росту ребенка т.е. с увеличение длины нижней конечности (Таблица 2.25). Как отмечает D.H.Sutherland с соавт. (67), длина шага линейно увеличивается с возрастом в промежутке 1-4 года. Возраст 4-7 лет также ха-

рактируется линейной прогрессией, но темп ее ниже, т.к. темп роста ребенка после четырех лет снижается.

Таблица 2.25 Возрастные изменения длины шага и длины цикла шага (67).

Возраст (лет)	Длина правого шага (в см.)		Длина левого шага (в см.)		Длина Цикла Шага (в см.)	
	М	σ	М	σ	М	σ
1	21.6	3.9	21.4	3.5	43.0	6.7
1.5	25.1	3.6	24.4	3.4	49.5	6.6
2	27.5	3.2	27.4	3.6	54.9	6.3
2.5	30.7	3.9	31.1	3.6	61.8	7.4
3	32.9	3.6	33.9	3.7	66.8	7.0
3.5	36.5	3.9	37.5	4.4	74.0	8.1
4	38.5	4.2	39.1	4.0	77.9	8.5
5	42.3	4.2	42.9	4.1	84.3	10.2
6	44.1	4.4	45.2	4.3	89.3	8.5
7	47.9	4.3	48.7	4.1	96.5	8.2

В более старшем возрасте длина шага продолжает увеличиваться соответственно росту (Таблица 2.26).

Таблица 2.26. Изменение длины шага в возрасте 3-15 лет (3)

Возраст (лет)	Длина шага (в см.)
3-5	39
7-8	44
10-11	61
14-15	63

К двадцати годам рост заканчивается и длина шага остается постоянной (Таблица 2.27). 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.

Таблица 2.27 Пространственные характеристики шага в возрастном аспекте (55).

Возраст (лет)	Длина Шага (в см.)		База Шага (в см.)		Угол Разворота Стопы (в град.)	
	М	σ	М	σ	М	σ
20-25	79	6	7.2	2.9	6.8	5.8
30-35	78	6	7.9	3.3	6.3	4.4
40-45	78	5	9.6	3.2	4.6	4.8
50-55	79	6	8.2	3.8	6.6	5.3
60-65	77	5	7.1	3.6	9.5	6.6
Среднее	78.0	5.7	8.0	3.5	6.8	5.6

Очевидно, что основные пространственные характеристики шага в течении зрелого возраста жизни 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 Мургау М.Р. с соавт. (55). Согласно этой работе длина шага имеет прямо пропорциональную зависимость к росту (Таблица 2.28).

Таблица 2.28 Значения пространственных параметров шага в группах здоровых мужчин разного роста (55).

Рост (в см.)	Длина Шага (в см.)		База Шага (в см.)		Угол Разворота Стопы (в град.)	
	М	σ	М	σ	М	σ
180-189	81	6	7.2	3.5	6.4	5.2
173-178	78	5	8.6	3.7	7.2	6.0
156-170	75	4	8.2	3.0	6.7	5.7

2.5 ВОЗРАСТНЫЕ ИЗМЕНЕНИЯ КИНЕМАТИЧЕСКИХ ПАРАМЕТРОВ ПОХОДКИ

Кинематика движений в суставах и других сегментов тела изучалась достаточно широко (3, 6, 25, 54, 55, 57, 67, 74). Наиболее репрезентативные данные были представлены цитированным ранее D.H. Sutherland (67). Ниже приводятся гониограммы движений в суставах так, как они были даны D.H. Sutherland. Изолинией обозначено нейтральное положение сустава.

2.5.1 САГИТТАЛЬНАЯ ПЛОСКОСТЬ

2.5.1.1 ГОЛЕНОСТОПНЫЙ СУСТАВ

Гониограммы голеностопного сустава детей от одного до семи лет представлены ниже (Рисунок 2.84; Рисунок 2.85; Рисунок 2.86).

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 аналогичной взрослого. По данным (67) после 1,5 лет увеличение амплитуды происходит лишь на 6 градусов.

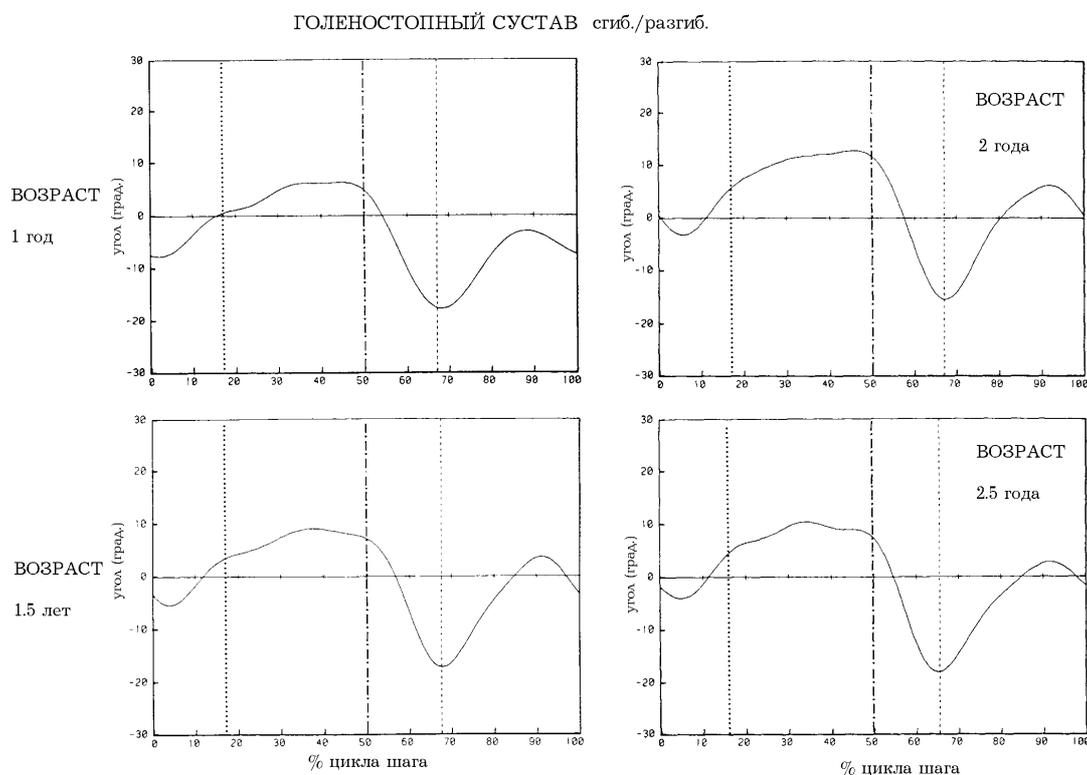


Рисунок 2.84. Гониограммы голеностопного сустава для детей в возрасте 1-2,5 года. Опубликовано из "The Development of Mature Walking, MacKeith Press, London, 1988" с разрешения издательства MacKeith Press и автора David H. Sutherland.

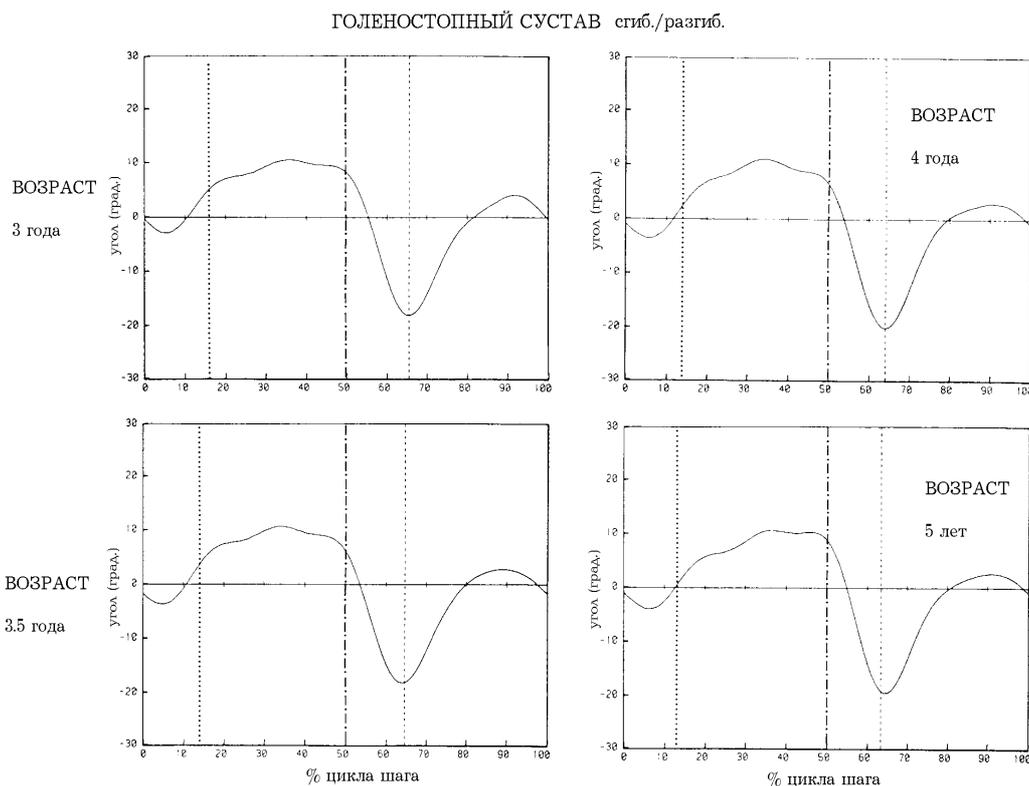


Рисунок 2.85. Гониограммы голеностопного сустава для детей в возрасте 3-5 лет. Опубликовано из "The Development of Mature Walking, MacKeith Press, London, 1988" с разрешения издательства MacKeith Press и автора David H. Sutherland.

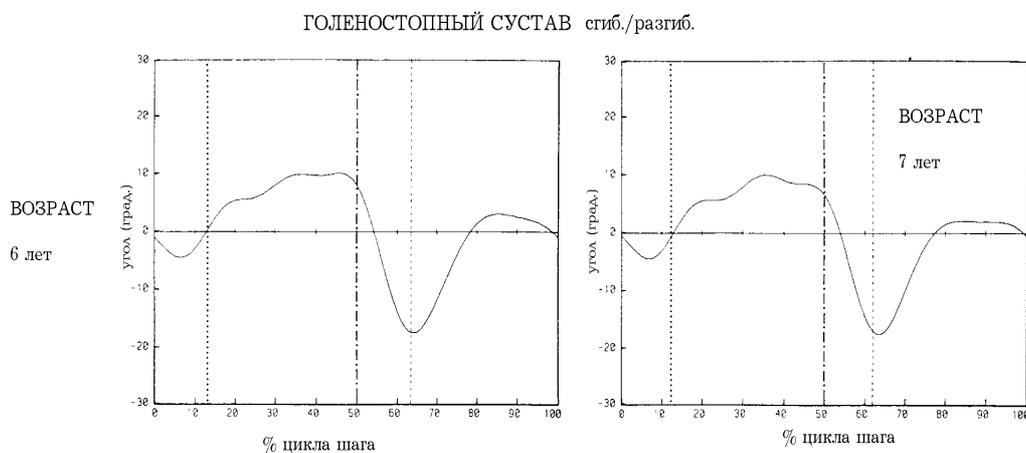


Рисунок 2.86. Гониограммы голеностопного сустава для детей в возрасте 6-7 лет. Опубликовано из "The Development of Mature Walking, MacKeith Press, London, 1988" с разрешения издательства MacKeith Press и автора David H. Sutherland.

2.5.1.2 КОЛЕННЫЙ СУСТАВ

Гониограммы движений коленного сустава для тех же возрастов приведены ниже (Рисунок 2.87; Рисунок 2.88; Рисунок 2.89).

Движения коленного сустава имеют все необходимые элементы уже в возрасте одного года. 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.

КОЛЕННЫЙ СУСТАВ сгиб./разгиб.

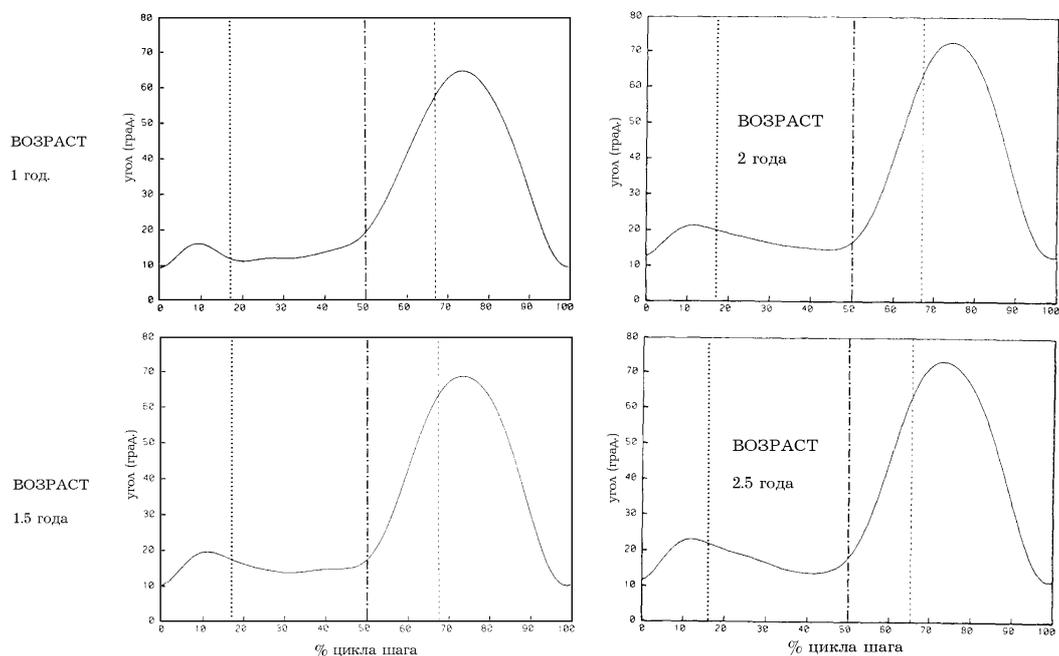


Рисунок 2.87. Гониограммы коленного сустава для детей в возрасте 1-2.5 года. Опубликовано из "The Development of Mature Walking, MacKeith Press, London, 1988" с разрешения издательства MacKeith Press и автора David H. Sutherland.

КОЛЕННЫЙ СУСТАВ сгиб./разгиб.

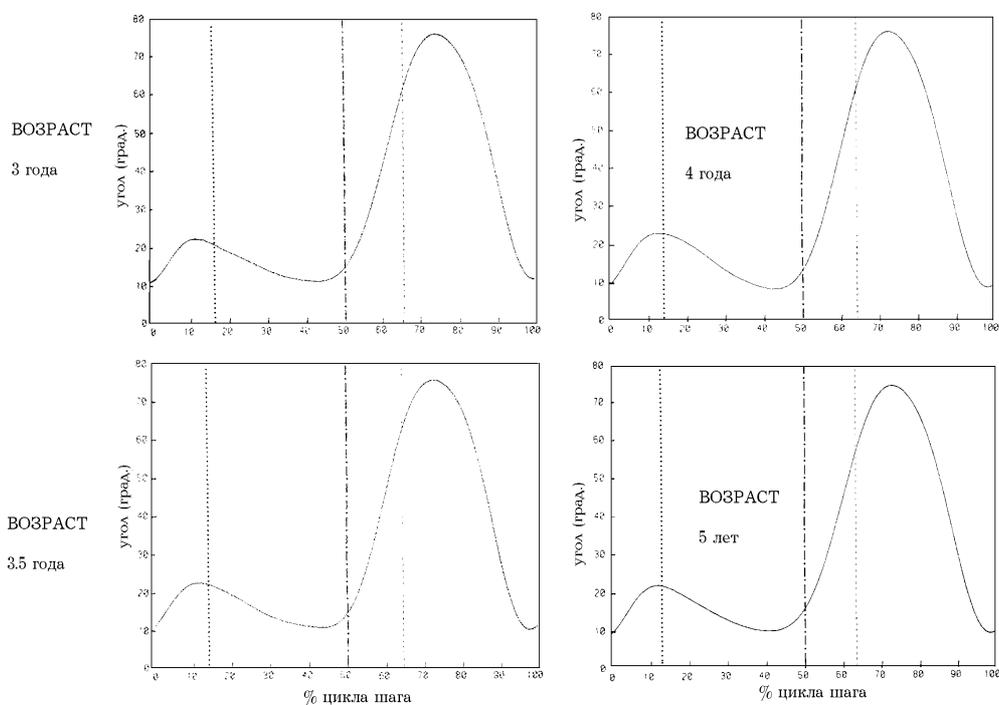


Рисунок 2.88. Гониограммы коленного сустава для детей в возрасте 3-5 лет. Опубликовано из "The Development of Mature Walking, MacKeith Press, London, 1988" с разрешения издательства MacKeith Press и автора David H. Sutherland.

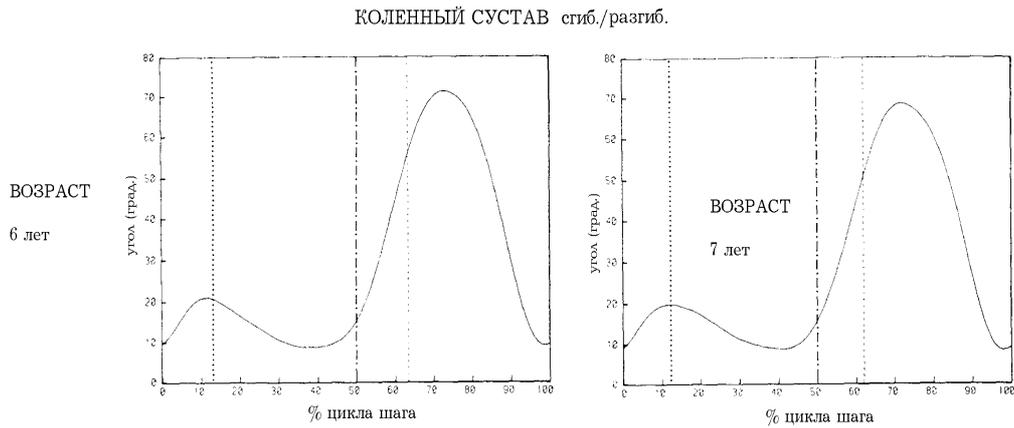


Рисунок 2.89. Гониограммы коленного сустава для детей в возрасте 6-7 лет. Опубликовано из "The Development of Mature Walking, MacKeith Press, London, 1988" с разрешения издательства MacKeith Press и автора David H. Sutherland.

2.5.1.3 ТАЗОБЕДРЕННЫЙ СУСТАВ

Гониограмма тазобедренного сустава характеризуется наименьшими возрастными изменениями. D.H. Sutherland не обнаруживает иных изменений, кроме амплитудных (Рисунок 2.90, Рисунок 2.91, Рисунок 2.92). 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, начинает появляться в возрасте 3,5 лет, т. е. в первые 3-5% ЦШ тазобедренный сустав не имеет движений. После 3,5 лет длительность "фазы - плато" неуклонно увеличивается и достигает продолжительности взрослого (в % ЦШ) к 7 годам.

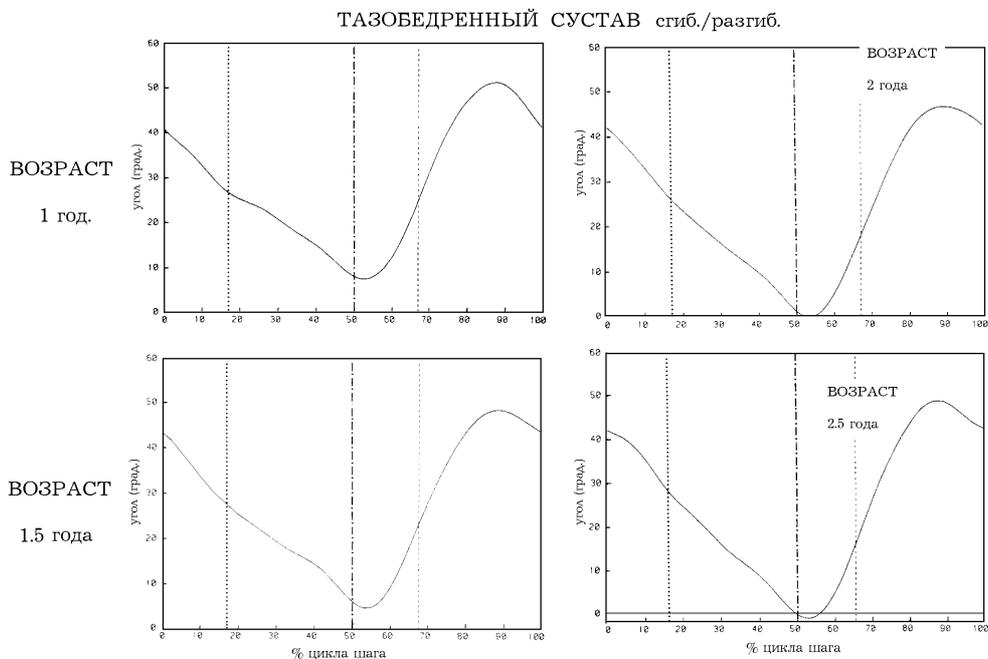


Рисунок 2.90. Гониограммы тазобедренного сустава для детей в возрасте 1-2.5 года. Опубликовано из "The Development of Mature Walking, MacKeith Press, London, 1988" с разрешения издательства MacKeith Press и автора David H. Sutherland.

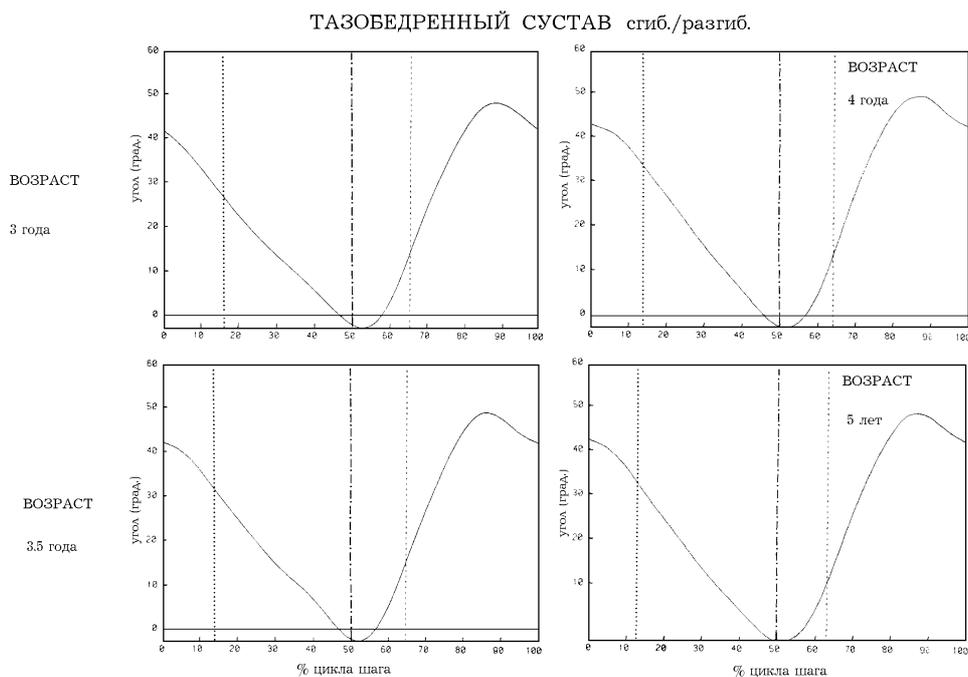


Рисунок 2.91. Гониограммы тазобедренного сустава для детей в возрасте 3-5 лет. Опубликовано из "The Development of Mature Walking, MacKeith Press, London, 1988" с разрешения издательства MacKeith Press и автора David H. Sutherland.

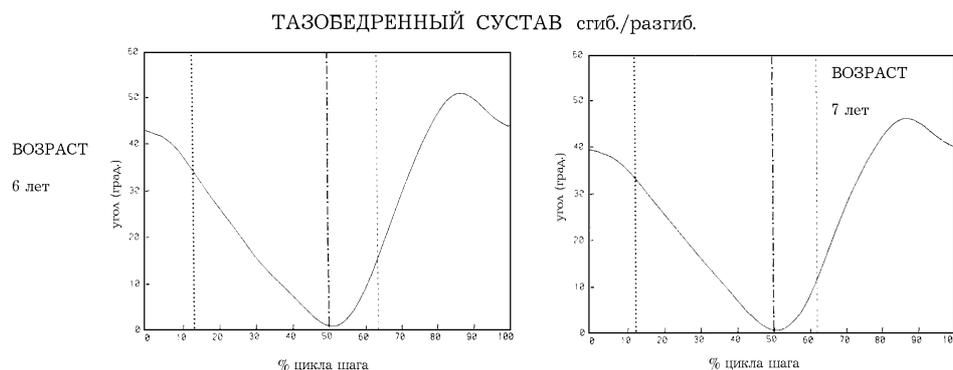


Рисунок 2.92. Гониограммы тазобедренного сустава для детей в возрасте 6-7 лет. Опубликовано из "The Development of Mature Walking, MacKeith Press, London, 1988" с разрешения издательства MacKeith Press и автора David H. Sutherland.

2.5.2 ФРОНТАЛЬНАЯ ПЛОСКОСТЬ

Данная плоскость в работе D.H.Sutherland (67) представлена только для тазобедренного сустава.

Как видно из графиков, в возрасте 1-1,5 лет гониограмма имеет практически такой же вид, как и у взрослого. Обращает внимание, что 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 (67). К возрасту 2,5 лет гониограмма совпадает с аналогичной для взрослого и после этого возраста уже не меняется.

В целом видно, что кинематика движений ребенка не имеет глобальных отличий от кинематики взрослого. К началу третьего года жизни гониограммы имеют уже полный набор всех необходимых волн.

 *Возраст 2 года является точкой отсчета для дифференциальной диагностики между нормальной и патологической походкой. Если ходьба ребенка на третьем году жизни все еще отличается от нормальной - это патология.*

Поскольку все вышеперечисленные признаки зрелости походки появляются в раннем возрасте, они, по мнению D.H.Sutherland, могут иметь ограниченное значение. D.H.Sutherland приводит пять наиболее важных признаков зрелости походки:

- продолжительность времени одиночной опоры,
- скорость шага,
- частота шага,
- длина шага,
- отношение ширины таза (расстояния между передне-верхними осями) 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. На практике 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 развитии и созревании походки, полученные D.H.Sutherland, несколько расходятся с заключениями, сделанными Т. Поповой (1940), а именно:

1. Оказалось, что в интервале 1-2 года походка ребенка уже имеет в своей структуре все основные элементы. По временным и кинематическим параметрам (и другим тоже) можно однозначно определить, что имеет место именно ходьба, а не бег или другая локомоция. Поэтому утверждение, что 1-2-годовалый ребенок имеет недифференцированную локомоцию с позиции фактов, обнаруженных D.H.Sutherland, следует считать не совсем адекватным.

2. Второе утверждение Т.Поповой есть прямое продолжение первого и заключается в следующем: на третьем году жизни начинается дивергенция бега от ходьбы. Реально в этот период ходьба ребенка приобретает все основные характеристики ее зрелости. Это качественное изменение и было, очевидно, обнаружено Т. Поповой, но получило иную интерпретацию

В конечном счете, ранние этапы становления походки ребенка были определены Т. Поповой совершенно верно и на 40 лет раньше D.H.Sutherland. Проведение параллели с бегом, возможно, явилось проявлением стереотипа отношения, т. к. для нижних конечностей известны лишь две устойчивые локомоции - бег и ходьба.

В отношении других находок, сделанных Т. Поповой, не представляется возможным сделать однозначный вывод. То, что полный динамический комплект волн ходьбы за-

полняется к 5 годам, не противоречит новым данным. Конкретную возрастную границу тут можно провести лишь очень деликатно. По данным коллектива авторов ЛНИИП (25) эта граница определяется весьма условно в 6 лет.

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 в лице Т. Поповой 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 возрасту **три года** происходит полное созревание пространственно-временной структуру шага (73).

Вариабельность походки детей в раннем возрасте подтверждается исследованиями других авторов (6, 25).

Регистрация параметров походки детей старше 7 лет была проведена многими исследователями, поскольку существующие ограничения, накладываемые регистрирующей техникой, менее значимы для более старшего возраста.

Классические исследования, проведенные Р.Murray (54, 55, 57) и др. показали, что произвольная ходьба взрослых мало изменяется в течении жизни. Отчетливая инволюция происходит лишь после 65 лет. В промежутке от 20 до 60 лет значимые изменения не обнаруживаются.

Усредненные гониограммы тазобедренного, коленного и голеностопного суставов в сагиттальной плоскости для различных возрастных групп показаны (Рисунок 2.93). Существенные возрастные отличия в кинематике суставов отсутствуют.

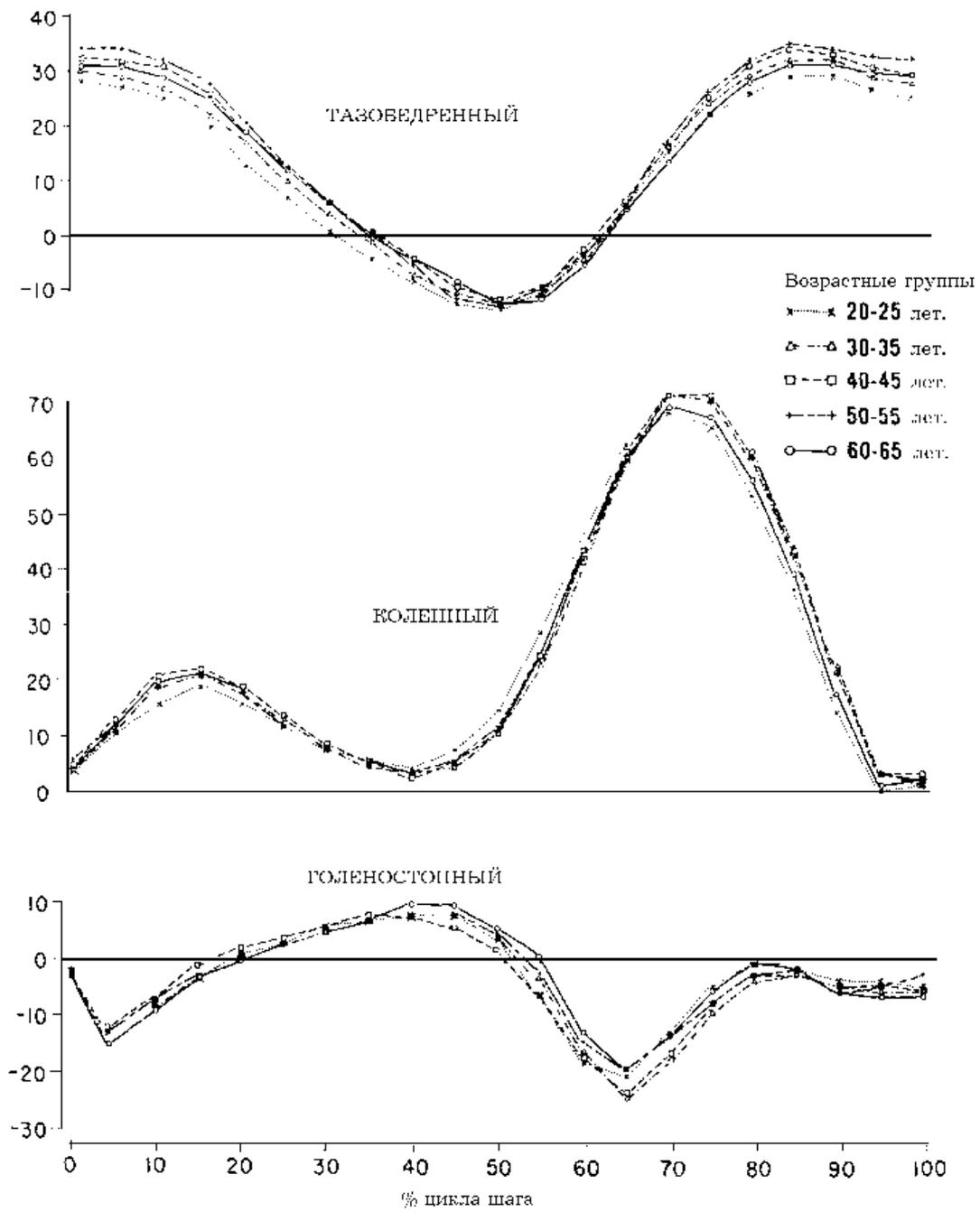


Рисунок 2.93. Гониограммы тазобедренного, коленного и голеностопного суставов различных возрастных групп (55).

2.6 ЭВОЛЮЦИЯ ДИНАМИЧЕСКИХ ПОКАЗАТЕЛЕЙ ПОХОДКИ

Реакции опоры при ходьбе у детей раннего возраста жизни наиболее полно были исследованы не раз цитируемым D.H. Sutherland (67).

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 600x400 (Kistler Inst.), 500x500 (АМТИ), 600x400 (Bertec Inc.), 600x400 (МБН). Длинное плечо платформы устанавливается вдоль дорожки для исследования. Средняя длина шага у ребенка 1-7 лет (67) варьирует от 22 до 49 см. Поэтому у детей раннего возраста на платформу будут попадать всегда обе ноги (Рисунок 2.94). Получить изолированную кривую для одной конечности оказывается невозможным.

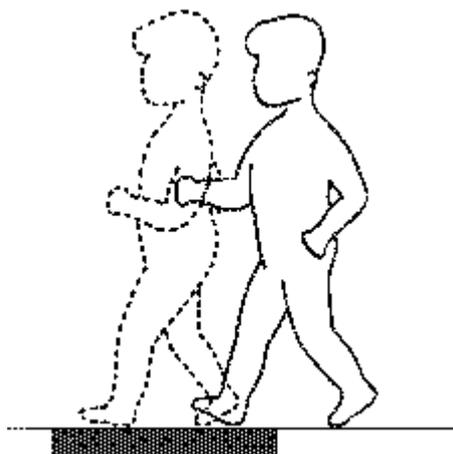


Рисунок 2.94. При малой длине шага обследуемый ребенок в любом случае будет попадать двумя ногами на динамометрическую платформу.

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.

В силу данных обстоятельств результаты исследования реакции опоры приведены (67) в развертке по времени только до 50% ЦШ. В 50% ЦШ начинается второй период двойной опоры.

2.6.1 ВЕРТИКАЛЬНАЯ СОСТАВЛЯЮЩАЯ

Рисунок 2.95 показывает графики вертикальной составляющей реакции опоры для детей 2-7 лет. Даже при первом взгляде становится очевидно сходство вертикальной составляющей реакции опоры у детей 2-3 лет и далее с образцом взрослых. Это подтверждает еще раз, что и в раннем возрасте ребенок уже имеет сформированный стереотип ходьбы. 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.

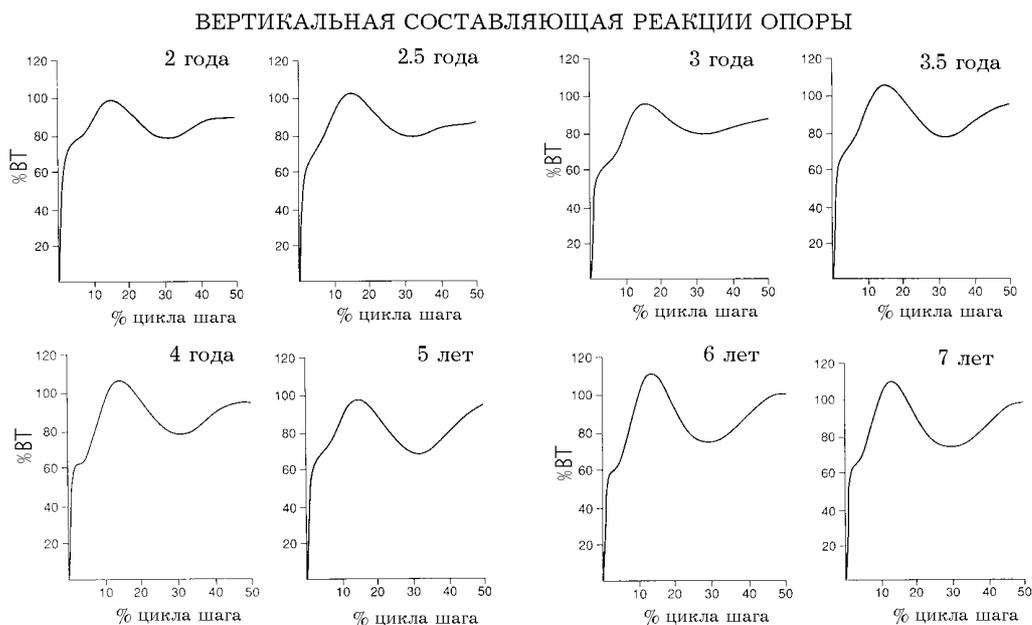


Рисунок 2.95. Графики вертикальной составляющей реакции опоры у детей от двух до семи лет. Опубликовано из “The Development of Mature Walking, MacKeith Press, London, 1988” с разрешения издательства MacKeith Press и автора David H. Sutherland.

Вернемся к вертикальной составляющей реакции опоры. D.H. Sutherland обращает внимание на то, что минимум всегда приходится на 30% ЦШ, точно также, как у взрослого. Следовательно, это есть жесткое, структурно устойчивое соотношение, свойственное нормальной походке.

Следующее, что видно невооруженным взглядом, это увеличение с возрастом первого максимума и соответствующее уменьшение минимума. Нетрудно сделать вывод, что это не что иное, как результат увеличения скорости шага.

Результат роста скорости шага приводит к увеличению диапазона изменений ускорений ОЦМ в горизонтальной плоскости. Этот процесс и находит свое отражение в изменениях вертикальной составляющей реакции опоры. D.H. Sutherland (67) находит разность между минимумом и максимумом:

- 2-3 года: или 17-24%
- 3,5-5 лет: или 30%
- 6-7 лет: или 40%.

Из других признаков хочется обратить внимание на очень отчетливую волну “плато” или, скорее, “холм” в первые 5% ЦШ. Только в возрасте 2 года “плато” имеет начало при достижении нагрузки свыше 70% веса тела. Во все последующие годы жизни этот момент прочно занимает положение порядка 60% веса тела.

Из отечественных авторов результаты исследования реакции опоры для детей 1-6 лет были опубликованы в (25). Обнаружено, что вертикальная составляющая реакции опоры не имеет выраженных максимумов. При этом все показатели не достигают 100% веса тела. Вероятно, такой результат мог быть получен на динамометрической плат-

форме с фатально низкой разрешающей способностью или другой метрологической погрешностью.

2.6.2 ПРОДОЛЬНАЯ СОСТАВЛЯЮЩАЯ

Кривые изменений продольной составляющей реакции опоры для детей 2-7 лет взяты из работы (67) (Рисунок 2.96).

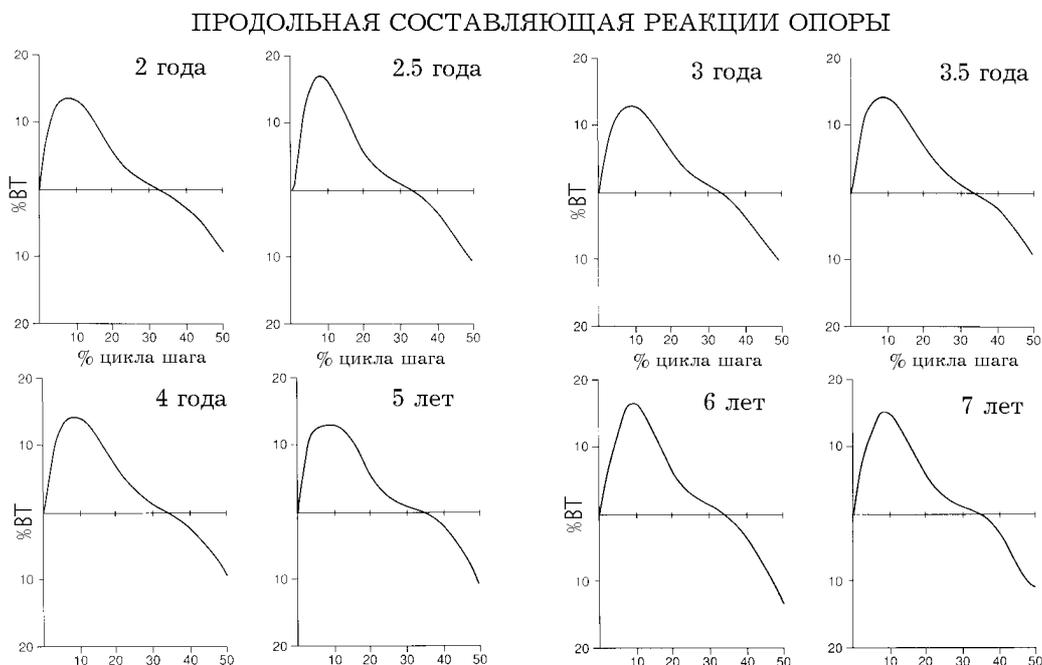


Рисунок 2.96 Графики продольной составляющей реакции опоры у детей от двух до семи лет. Опубликовано из "The Development of Mature Walking, MacKeith Press, London, 1988" с разрешения издательства MacKeith Press и автора David H. Sutherland.

Возрастная динамика однотипна с вертикальной составляющей:

- 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 можно отметить полное отсутствие обратного пика как по вертикальной, так и по продольной составляющей. Причина этого, скорее всего, низкая частота сканирования каналов динамометрической платформы.

Интересна находка Katoh-M. с соавт. (49). Авторы отмечают еще один признак зрелости походки - более позднее время наступления пика торможения продольной составляющей реакции опоры. Этот признак особенно выражен начиная с возраста в 5 лет.

2.6.3 ПОПЕРЕЧНАЯ СОСТАВЛЯЮЩАЯ

Графики возрастных изменений поперечной составляющей реакции опоры даны ниже (Рисунок 2.97).

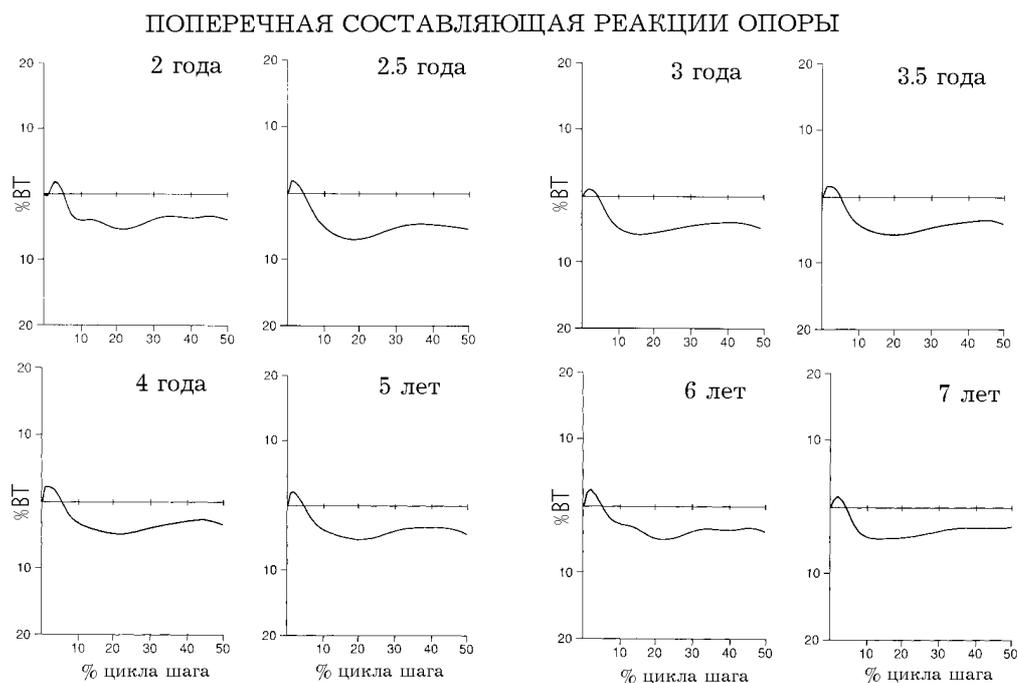


Рисунок 2.97. Графики поперечной составляющей реакции опоры для детей от двух до семи лет. Опубликовано из "The Development of Mature Walking, MacKeith Press, London, 1988" с разрешения издательства MacKeith Press и автора David H. Sutherland.

Поперечная составляющая не обнаруживает существенной возрастной динамики. Изменения базы шага не находят какого-либо отражения в данном показателе. Значительное увеличение поперечной составляющей реакции опоры в возрастной группе 2,5 года не нашло объяснения в работе (67).

Реакции опоры при ходьбе в более старшем возрасте 7-12 лет (средний возраст составил 9 лет) были изучены J.R. Engsborg (39) на очень большом количестве обследуемых - 225 человек. Кривые всех трех составляющих не имеют каких-либо 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 (39) провести исследования полного периода опоры, несмотря на габариты примененной динамометрической платформы, превышающие стандартные (600x900 мм). Результат, полученный J.R. Engsborg, 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 менее 60% ЦШ.

2.7 ЭВОЛЮЦИЯ МЫШЕЧНОЙ АКТИВНОСТИ

Первое подробное исследование на большом фактическом материале возрастного развития биоэлектрической активности мышц проведено также в лаборатории Д.Н.

Sutherland (67, 68) на основе регистрации ПЭМГ семи мышц. Ниже приведены возрастные изменения их биоэлектрической активности. (Рисунок 2.98 и Рисунок 2.99).

2.7.1 M. TIBIALIS ANTERIOR

Хорошо заметно, что 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.

2.7.2 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 почти нормального значения. Окончательное становление стереотипа действия данной мышцы происходит в возрасте 4 лет.

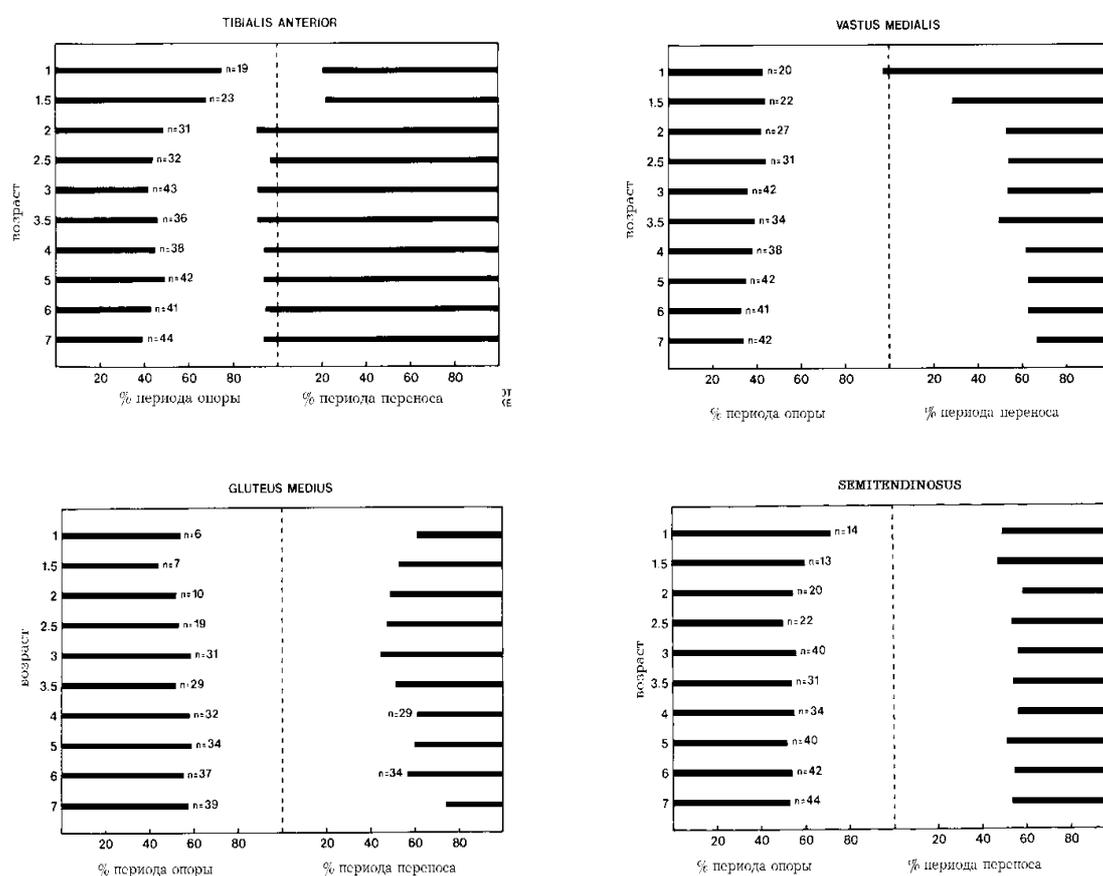


Рисунок 2.98. Возрастные изменения фазовой биоэлектрической активности мышц в цикле шага. Опубликовано из "The Development of Mature Walking, MacKeith Press, London, 1988" с разрешения издательства MacKeith Press и автора David H. Sutherland.

2.7.3 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.

2.7.4 M. SEMITENDINOSUS, M. SEMIMEMBRANOSUS

К возрасту 2 лет эти мышцы начинают проявлять фазовую активность, аналогичную взрослому. без существенных изменений в последующие возрастные периоды.

2.7.5 M. BICEPS FEMORIS

Первые две возрастные группы демонстрируют несколько продолженную активность в период опоры и раннюю активность в период переноса. Возрастные группы 2 лет и старше демонстрируют более зрелые образцы фазовой активности.

2.7.6 M. GLUTEUS MAXIMUS

Данная мышца не показывает значительных изменений активности в возрастных группах. Однако можно отметить, что 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.

2.7.7 M. TRICEPS SURAE

Для этой мышцы D.H. Sutherland обнаружил два образца функционирования, которые требуют отдельного описания. Первая разновидность названа им незрелым образцом функционирования (Рисунок 2.99), т. к. имелась выраженная активность мышцы в конце периода переноса и начале периода опоры, что не может являться физиологическим вариантом. 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. Зрелый образец отмечался во всех возрастных группах, но до двухлетнего возраста составил менее 1/2 случаев.

Таким образом, можно сделать вывод, что фазовая активность, свойственная взрослому, устанавливается в возрасте 2 лет и выше.

Большой фактический материал, приведенный выше, однозначно 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.

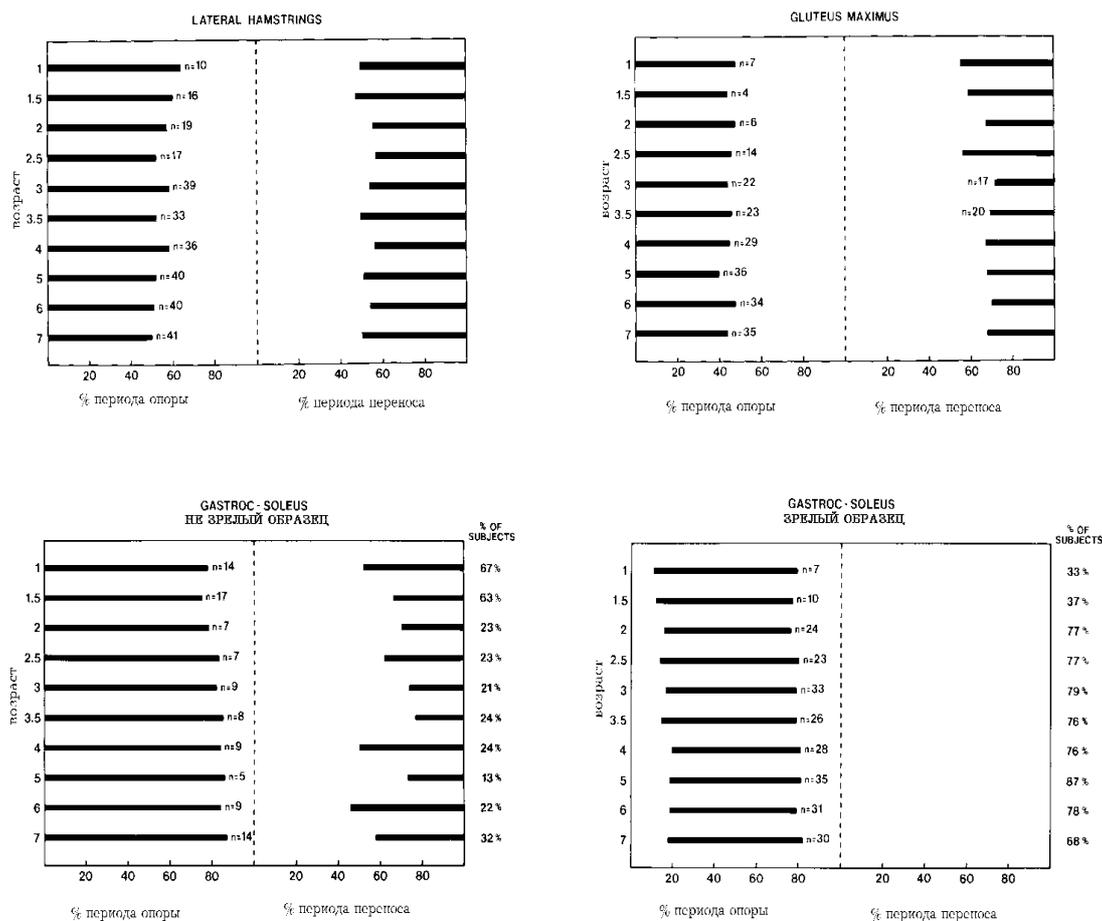


Рисунок 2.99. Возрастные изменения фазовой биоэлектрической активности мышц в цикле шага. Опубликовано из "The Development of Mature Walking, MacKeith Press, London, 1988" с разрешения издательства MacKeith Press и автора David H. Sutherland.

2.8 ИНВОЛЮЦИЯ ПОХОДКИ В ПОЖИЛОМ ВОЗРАСТЕ

2.8.1 ПРОСТРАНСТВЕННЫЕ И ВРЕМЕННЫЕ ХАРАКТЕРИСТИКИ

Первые исследования походки в возрастном аспекте были проведены в СССР под руководством Н.А. Бернштейна. В 1940 году П. Шпильберг опубликовал первые результаты измерений параметров походки для старших возрастных групп: 60-72 года, 72-86 лет и 86-104 года. В 1964 году американскими исследователями (55) были обнаружены отличия походки в возрастной группе 60-65 лет. Эти находки получили продолжение в исследовании образцов походки здоровых мужчин старшего возраста 67-87 лет (57). Последние исследования кинематики, динамики и ЭМГ были проведены в Канаде (80). Пространственно-временные характеристики шага по данным работам (55, 57, 80) представлены ниже (Таблица 2.29, Таблица 2.30 и Таблица 2.31).

Таблица 2.29 Пространственно-временные параметры походки мужчин различных возрастных групп (57)

Параметр	Среднее		Возрастные группы							
	М	σ	20-25	30-35	40-45	50-55	60-65	67-73	74-80	81-87
Скорость (м/мин.)	83.4	13.8	90.0	85.8	95.4	94.2	87.0	70.8	73.8	70.8
Длина Шага (м)	0.73	0.08	0.77	0.76	0.76	0.8	0.76	0.68	0.7	0.63
База Шага (см)	9.0	4.0	8.0	9.0	9.0	9.0	8.0	9.0	10.0	10.0
Угол Р-та стопы (гр.)	8.0	7.0	8.0	6.0	4.0	7.0	10.0	5.0	9.0	13.0
Цикл Шага (с)	1.08	0.11	1.05	1.09	0.98	1.04	1.07	1.18	1.15	1.10
Период Опоры (%)	62		60	61	62	60	61.4	63.3	63	62.5

Таблица 2.30 Пространственные и временные параметры походки мужчин различных возрастных групп (55).

Возраст (лет)	Число наблюдений (чел)	Цикл шага (сек.)		Частота (шаг/мин)		Скорость (м/мин)	
		М	σ	М	σ	М	σ
20-25	12	1.04	0.1	115	10	91	6.4
30-35	12	1.08	0.1	111	10	89.4	14.0
40-45	12	0.98	0.17	122	18	99.0	20.6
50-55	12	1.02	0.1	118	11	95.8	15.5
60-65	12	1.04	0.11	115	11	90.8	14.0
Среднее	60	1.03	0.1	117	11	93.8	15.3

Таблица 2.31 Структура цикла шага походки мужчин различных возрастных групп по (55).

Возраст (лет)	Опора (в % ЦШ)		Перенос (в % ЦШ)		Двойная опора (в % ЦШ)	
	М	σ	М	σ	М	σ
20-25	60	6.7	41	3.9	9.0	2.7
30-35	61	7.3	39	3.7	11	2.8
40-45	61	5.2	39	3.0	11	3.0
50-55	60	6.8	40	4.0	10	2.7
60-65	61	7.6	39	3.9	11	2.8
Среднее	61	6.8	39	3.9	11	3.0

Авторами (55, 57) 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 (80), ($p < 0,01$). Для мужчин моложе 65 лет длина ЦШ составила в среднем 89% длины тела, в то время как для более старшей группы - 79% длины тела.

Величина базы шага не обнаружила статистически достоверного отличия. Однако, авторы (55, 57) отмечают, что для возраста 74 лет и старше база шага была несколько больше.

Отмечено, что угол разворота стопы достоверно больше ($p < 0,01$) только в возрастной категории 81-87 лет (57). Абсолютная длительность ЦШ для возрастных групп 67-87 лет больше, но отличия не достоверны.

В более позднем исследовании (80) получен обратный результат. Продолжительность ЦШ (эквивалент частоты шага) в старшей возрастной группе оказалась меньше, чем в молодой: 1,07 сек. против 1,08. Однако, 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 (57) ($p < 0,01$). Такой же результат был получен для относительной продолжительности периода опоры (80).

Авторами (55, 57) отмечено незначительное уменьшение амплитуды движений в суставах нижней конечности в сагиттальной плоскости в возрастных группах 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 (80). 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 (80).

Гониограмма тазобедренного сустава выглядит иначе благодаря иному расположению маркеров в данном исследовании (80). 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 (55, 57) 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) (80). D.A. Winter (80) 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.

2.8.2 БИОЭЛЕКТРИЧЕСКАЯ АКТИВНОСТЬ МЫШЦ

Сравнение функционирования 15 мышц у 11 здоровых испытуемых молодого возраста $24,9 \pm 1,9$ лет и 18 испытуемых старшего возраста $68,9 \pm 4,0$ лет, которые не имели патологии опорно-двигательного аппарата и вели активный возраст жизни показало (80) что, среднее значение коэффициента вариации для всех 15 мышц группы молодых испытуемых составило $44,5\% \pm 9,7\%$. Для второй группы этот коэффициент статистически достоверно ниже - $34,3\% \pm 6,3\%$ ($p < 0,01$). Это значит, что в старшем возрасте двигательный стереотип изменяется в сторону снижения адаптивных возможностей. Другая сторона этого - потеря в старшем возрасте некоторой невральной пластичности (80).

Коэффициент вариации ЭМГ для каждого отдельного обследуемого старшей возрастной группы также оказался достоверно ниже, чем в группе молодых (80) - $36,4\% \pm 7,1\%$ и $44,2\% \pm 9,2\%$, соответственно ($p < 0,01$).

2.9 ОТЛИЧИТЕЛЬНЫЕ ОСОБЕННОСТИ МУЖСКОЙ И ЖЕНСКОЙ ПОХОДКИ

То, что женская походка отличается от мужской, было 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 относительно недавно: в 69-70 годах в США (59). Проведено обследование 30 здоровых женщин (по шесть человек в пяти возрастных группах от 20 до 70 лет) по 21 компоненту походки (Таблица 2.32).

Таблица 2.32 Пространственные, временные и кинематические показатели нормальной походки женщин (59).

Параметр	Высота Каблука			
	Низкий		Высокий	
	М	σ	М	σ
Скорость (м/мин.)	78.0	9.0	72	7.2
Цикл Шага (с)	1.03	0.08	1.02	0.07
Частота (шаг/мин.)	117	8.0	118	11.0
Время Опоры (с)	0.64	0.06	0.64	0.06
Время Переноса (с)	0.39	0.03	0.38	0.03
Длина Шага (м)	0.67	0.05	0.60	0.04
База Шага (см)	6.9	2.9	6.8	2.9
Угол Р-та Стопы справа (град.)	6.4	7.2	5.8	5.6
Угол Р-та Стопы слева (град.)	5.1	5.7	4.3	6.2
Максимальное сгибание в периоде опоры (град.)				
Коленный сустав	11.0	6.0	15.0	5.0
Голеностопный	7.0	4.0	-21.0	5.0
Максимальное разгибание в периоде опоры (град.)				
Коленный сустав	0	4.0	-1.0	6.0
Голеностопный	-25.0	8.0	44.0	7.0
Положение суставов в фазу начального контакта (град.)				
Тазобедренный	29.0	7.0	29.0	6.0
Коленный	1.0	4.0	4.0	4.0
Голеностопный	-7.0	5.0	-40.0	6.0

Аналогичное исследование на более совершенной аппаратуре выполнено в конце 80-х годов М. W. Whittle (74) (Таблица 2.33 и Таблица 2.31).

Таблица 2.33 Нормативные данные по базовым параметрам походки для женщин (74).

Возраст (лет)	Частота Шага (шаг/мин.)		Длина Шага (м)		Скорость Шага (м/мин.)	
	М	σ	М	σ	М	σ
13-14	127	12	0.64	0.07	75.6	10.8
15-17	122	11	0.65	0.06	76.8	10.8
18-49	118	10	0.66	0.07	78.0	10.8
50-64	117	10	0.65	0.07	76.2	10.8
65-80	116	10	0.60	0.07	69.6	10.8

Таблица 2.34 Нормативные данные по базовым параметрам походки для женщин различных возрастных групп (74).

Возраст (лет)	Частота Шага (шаг/мин.)		Длина Шага (м)		Скорость Шага (м/мин.)	
	М	σ	М	σ	М	σ
13-14	125	12	0.68	0.07	78.6	10.8
15-17	119	12	0.73	0.08	83.4	10.8
18-49	113	11	0.78	0.08	87.6	10.8
50-64	104	16	0.76	0.08	79.2	10.8
65-80	103	11	0.70	0.08	72.6	12.0

Значительные группы нормы как мужчин, так и женщин исследованы в лаборатории биомеханики клиники *Mayo*, США (36). Ниже приведены результаты этих исследований (Таблица 2.35).

Таблица 2.35 Нормативные временные и пространственные данные походки для женщин и мужчин среднего возраста (36).

Параметр	Мужчины		Женщины	
	М	σ	М	σ
Скорость (м/мин.)	74.4	15.1	67.5	11.2
Частота (шаг/мин.)	102	12.0	108	10.0
Период Опоры (%ЦШ)	59.0	2.0	59.0	2.0
Двойная Опора (%ЦШ)(один период)	9.4	2.3	9.6	4.6
Одиночная Опора (%ЦШ)	41.0	2.0	41.0	2.0
Длина Шага (м)	0.71	0.08	0.61	0.07

Итак, характерные отличия женской походки от мужской следующие:

Во-первых, уменьшение скорости и длины шага. Как следствие уменьшения длины шага возросла его частота, поэтому продолжительность ЦШ, в среднем, у женщин меньше, чем у мужчин.

Во-вторых, гониограммы тазобедренного, коленного и голеностопного суставов в сагиттальной плоскости аналогичны таковым мужчин, но амплитуда движений в тазобедренном и коленном суставах ниже. Очевидно, что это также следствие 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 (24). 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 (Таблица 2.36). Это результат того, что скорость шага у женщин меньше. Косвенным свидетельством этого является увеличение показателя Z_2 вертикальной составляющей реакции опоры (80).

Таблица 2.36 Величина трех составляющих реакции опоры по основным точкам для мужчин и женщин (36).

Параметр (в % ВТ)	Мужчины		Женщины	
	М	σ	М	σ
Z_1	113	8.0	108	8.0
Z_2	72	11	75	8.0
Z_3	112	8.0	112	8.0
Y_1	17.4	4.2	15.7	4.7
Y_2	19.9	3.5	18.1	4.5
X_1	4.8	2.2	4.6	2.2
X_2	4.7	2.1	4.1	1.8

Фазовые показатели реакций опоры у женщин отличаются более поздним моментом пиков первой половины периода опоры по вертикальной составляющей (Таблица 2.37).

Таблица 2.37 Фазы основных точек по трем составляющим реакции опоры (36).

Параметр (в % Периода Опоры)	Мужчины		Женщины	
	М	σ	М	σ
t_{Z1}	24	3.0	27	3.0
t_{Z2}	47	5.0	49	6.0
t_{Z3}	78	3.0	78	3.0
t_{Y1}	19	3.0	20	3.0
t_{Y2}	86	2.0	87	3.0
t_{X1}	27	6.0	31	8.0
t_{X2}	73	5.0	70	10.0
t_{Z1} в % ЦШ	14.0		16.0	
t_{Z2}	28.0		30.0	
t_{Z3}	46.0		46.0	
t_{Y1}	11.2		11.8	
t_{Y2}	50.7		51.3	
t_{X1}	16.0		18.3	
t_{X2}	43.0		41.3	

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 (Таблица 2.38).

Таблица 2.38 Сравнение основных показателей походки женщин и мужчин.

<i>Средний показатель женщин</i>	<i>Сравнение с мужчинами</i>
Время цикла шага	<
Скорость шага	<
Частота шага	>
Длина шага	<
Амплитуда ТБС	<
Амплитуда КС	<
Ротация таза	<
Фронтальные движения таза	>
Вертикальные движения головы	<
Фронтальные движения головы	<

2.9.1 ЛИТЕРАТУРА

1. Баскакова М.В., Витензон А.С. - Влияние темпа и длины шага на основные параметры ходьбы человека: Биомеханика, Рига, 1975, с. 242 - 243.
2. Бернштейн Н.А. - Исследование по биодинамике локомоций. Книга первая. Издательство ВИЭМ, 1935, 244с.
3. Букреева Д.П., Косилов С.А., Тамбиева А.П. - Возрастные особенности циклических движений детей и подростков. Москва, "Педагогика", 1975, 159с.
4. Вилка И.К. - Биомеханический принцип управления периодом реабилитации в травматологии и ортопедии: Дисс. на соиск. уч. ст. к.м.н., Рига 1978.
5. Витензон А.С. - Биомеханическая закономерность компенсации двигательных нарушений при патологической ходьбе. Сбор. ЦНИИПП 1980, вып. 55, с. 41.
6. Витензон А.С. - Исследование биомеханических и нейрофизиологических закономерностей нормальной и патологической ходьбы человека: Дисс. на соис. уч. ст. д.м.н. Москва, 1983.
7. Витензон А.С. - О влиянии биомеханических факторов на электрическую активность мышц нижних конечностей при нормальной и патологической ходьбе: Орг. травм. и протез. 1974, N 8, с. 14 - 19.
8. Витензон А.С., Баскакова Н.В. - Биомеханическая и иннервационная структура ходьбы при изменении типа и длины шага. Сборник ЦНИИПП 1978, вып. 44, с. 5 - 16.
9. Вопросы биомеханики в травматологии и ортопедии: Ленинград, 1978.
10. Ефимов А.П. - Биомеханическая диагностика и восстановительное лечение синдрома нарушения функции переднего толчка у больных с последствиями переломов нижних конечностей: Тез. докл. III Всесоюзной конф. по пробл. биомеханики. Рига, 1983, том II, с. 218 - 220.
11. Ефимов А.П. - Кинематическая структура ходьбы в норме: Метод. рекоменд. Горький 1980.

12. Ефимов А.П. - Пространственная и временная структура ходьбы в норме: Метод. рекоменд. Горький, 1980.
13. Закурин Н.А., Скворцов Д.В. - Новое устройство для измерения пространственных и временных характеристик шага. Биомеханика на защите жизни и здоровья человека. 1 Всероссийская конференция-ярмарка. Тезисы докладов, том 2, с. 106. Нижний Новгород 1992.
14. Закурин Н.А., Скворцов Д.В. - Программно-аппаратный комплекс анализа походки "БИООРТ". Биомеханика на защите жизни и здоровья человека. 1 Всероссийская конференция-ярмарка. Тезисы докладов, том 2, с. 104-105. Нижний Новгород 1992.
15. Иванов В.И., Нерянов Ю.М. - Клинико-биомеханическая оценка отдельных результатов лечения сложных повреждений голеностопного сустава: Тез. докл. III Всеросс. конф. по пробл. биомех. Рига 1979, т. 4, с. 199 - 205.
16. Клиническая биомеханика: под общ. ред. проф. Филатова Ленинград, из. "Медицина", 1980, 199с.
17. Кравцова Г.В., Ревенко Т.А., Гаврилов И.И., Гончарова Л.Д. - Некоторые биомеханические показатели в оценке результатов лечения застарелых переломо-подвывихов в области голеностопного сустава: Тез. докл. III Всеросс. конф. по пробл. биомех. Рига 1983, т. 2, с. 224 - 226.
18. Кравцова Г.В., Хоменко Б.Ф. - Особенности ходьбы по данным подографии у больных с последствиями переломов бедренной кости и костей голени: Биомеханика, Рига, 1975, с. 378 - 380.
19. Лавруков А.М. - Функциональная пригодность стопы после артрореза голеностопного сустава у больных с осложненными переломами лодыжек: Автореф. дисс. к.м.н. Новосибирск, 1986.
20. Николаев Л.П. - Руководство по биомеханике в применении к ортопедии травматологии и протезированию: Гос. изд. УССР, Киев, 1947, т. 1, 315с.
21. Полян М.П. - Исследование пронационно-супинационных движений стопы при ходьбе в норме. В кн. Протезирование и протезостроение, сборник ЦНИИПП, 1968, вып. 21, с.115-120.
22. Прокопишин Ю.А. - Ложные переломы таранной кости и их последствия: Дисс. на соиск. уч. ст. к.м.н. Киев, 1972.
23. Руководство по протезированию - по ред. проф. Н.И. Кондрашина, изд. второе, Москва, "Медицина", 1988, 544с.
24. Синельников Р.Д. - Атлас анатомии человека. т.1. Москва, Медицина, 1978, 472с.
25. Филатов В.И. (отв. редактор) - Клиническая биомеханика. Ленинград, М., 1980, 199с.
26. Фишкин В.И., Фишкин И.В., Скворцов Д.В. - А.С. СССР N 1489722 от 1.03.89. "Устройство для измерения угловых перемещений голеностопного и подтаранного суставов во время ходьбы".

27. Фишкин В.И., Фишкин И.В., Скворцов Д.В. - Некоторые особенности функционирования голеностопного и подтаранного суставов в норме и лиц с последствиями внутрисуставных переломов пяточной кости. "Реабилитация больных с травмами и заболеваниями опорно-двигательного аппарата". Сб. научн. трудов, книга 2. Иваново, 1989, с. 45-51.
28. Фишкин И.В., Скворцов Д.В. - Объективизация оценки исходов лечения больных с переломами пяточной кости с помощью биомеханических методов исследования. "Тезисы докладов научной конференции молодых ученых ИГМИ им. А.С.Бубнова". Иваново, 1987, с. 69.
29. Фишкин И.В., Скворцов Д.В. - Особенности функции голеностопного и подтаранного суставов в норме и в отдаленные сроки переломов пяточной кости. "Актуальные вопросы травматологии ортопедии". Всесоюзный симпозиум с международным участием. Рига, 1987, (стенд. доклад).
30. Янсон Х.А. - Биомеханика нижней конечности человека: Рига, "Зинатне", 1975, 324с.
31. Acharya K.R.; Harris G.F. Riedel S.A.; Kazarian L. - Force magnitude and spectral frequency content of heel strike during gait. IEEE Conf. Seattle, 9-12, 1989, v.14. n.316, p.826-827.
32. Andriacchi T.P.; Ogle J.A.; Galante J.O. - Walking speed as a basis for normal and abnormal gait measurements. Journal of Biomechanics, 1977 10(4):261-268.
33. Barnes S.C., Whittle M.W., Jefferson R.J. - Gait dynamics in middle aged and elderly control subjects: Gait Anal. and Med. Photogramm. Proc. inf. Conf. Oxfordt. Headington. 1987, v. 1 - 3, April, p. 12 - 13.
34. Basmajian JV; - Electromyographic analysis of basic movement patterns Exercise and Sport Sciences Reviews, 1973; 1:259-284.
35. Buck P.; Morrey B.F.; Chao E.Y. - The optimum position of arthrodesis of the ankle. A gait study of the knee and ankle. Journal of Bone and Joint Surgery (Am), 1987, 69(7):1052-1062.
36. Chao E.Y., Laughman R.K., Schneider E., Stauffer R.N. - Normative Data of Knee Joint Motion and Ground Reaction Forces in Adult Level Walking. J. of Biomech., 1983, v.16, n.3, p. 219-233.
37. D'Andrea S., Tylkowski C., Losito J., Arguedas W., Bushman T., Howell V. - Three dimensional kinematics of the foot. 8th Annual East Coast Clinical Gait Laboratory Conference, Proceedings Mayo Clinic, Rochester, MN, p. 109-110.
38. Eisenstein S.M., Knodadadeh S., Patrisk J.H. - Gait analysis in chronic low back pain: Gait Anal. and Med. Photogramm. Proc. inf. Conf. Oxfordt. Headington. 1987, v. 1 - 3, April, p. 61 - 62.
39. Engsberg J.R.; Lee A.G.; Patterson J.L.; Harder J.R. - External loading comparison between able-bodied and below-knee-amputee children during walking. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation 1991, 72(9):657-661.

40. Fogel G.R., Katon J., Rand J.A., Chao E.Y. - Talonavicular arthrodesis for isolated arthrosis 9.5-year results and gait analysis: *Foot & Ankle*, 1982, v. 3, N. 2, p. 105 - 113.
41. Gray E.G., Basmajian J. - Electromyography and Cinematography of leg and foot (normal and flat) during walking: *Anat. Rec.* 1968, v. 161, N 1, p. 1 - 15.
42. Grieve D.W. - Gait patterns and the speed of walking. *Biomedical Engineering*, 1968 3:119-122.
43. Human Walking. Second Edition. Edited by Jessica Rose and James G. Gamble. Published by Williams & Wilkins, Baltimore, Maryland USA. Copyright 1994.
44. Ida H. Yamamuro T. - Kinetic analysis of the center of gravity of the human body in normal and pathological gaits: *J. of Biomech.*, 1987, v. 20, N 10, p. 987 - 995.
45. Inman V.T. - Human locomotion. *Canadian Medical Association Journal*, 1966, 94:1047-1054.
46. Inman V.T., Ralston H.J., Todd F. - Human Walking. Williams & Wilkins 1981, 154p.
47. Isacson J.; Gransberg L.; Knutsson E. - Three-dimensional electrogoniometric gait recording. *Journal of Biomechanics*, 1986, 19(8):627-635.
48. Karpovich P.V., Leighton M.D., Wilklow M.S. - Goniometric Study of the Human foot in Standing and Walking. *Industrial Medicine and Surg.* 1960, v.29, n.7, p.339-347.
49. 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 May; 35(5): 417-23
50. Keefe F.J., Hill R.W. - An objective Approach to Quantifying Pain Behavior and Gait Patterns in Low Back Pain Patients. *Pain*, 1985, v.21, p.153-161.
51. Kidder S.M., Harris G.F., Johnson J.E., Abuzzahab F.S. - A kinematic Model for Clinical Description of foot and ankle motion. 8th Annual East Coast Clinical Gait Laboratory Conference, Proceedings Mayo Clinic, Rochester, MN, p. 111-112.
52. Laughman R.K., Carr T.A., Chao E.Y., Ioudas L.W. Sim F.H. - Three-dimensional kinematics of the taped ankle before and after exercise: *The American J. of Sports Medicine*, 1980, v. 8, N 6, p. 425 - 431.
53. Murray M.P. - Gait as a total pattern of movement. Including a bibliography on gait. *Amer. J. of Physical Med.* 1967, v.46. n1, p.290-333.
54. Murray M.P. - Studies of normal and abnormal motion (progress reports). *Bulletin of Prosthetics Research, BPR*, 1981, 10-35, 18(1):116-117
55. Murray M.P.; Drought A.B.; Kory R.C. - Walking patterns of normal men. *Journal of Bone and Joint Surgery (Am)*, 1964 46A:335-360.
56. Murray M.P.; Guten G.N.; Sepic S.B.; Gardner G.M.; Baldwin J.M. - Function of the triceps surae during gait. Compensatory mechanisms for unilateral loss. *Journal of Bone and Joint Surgery (Am)*, 1978 Jun 60(4):473-476.

57. Murray M.P.; Kory R.C.; Clarkson B.H. - Walking patterns in healthy old men. *Journal of Gerontology*, 1969 Apr. 24(2):169-178.
58. Murray MP; Kory RC; Clarkson BH; Sepic SB - Comparison of free and fast speed walking patterns of normal men. *American Journal of Physical Medicine*, 1966 45:8-25.
59. Murray P.M., Kory R.C., Sepic S.B. - Walking Patterns of normal Women: *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 1970, v. 51, p. 637 - 650.
60. Perry J. - *Gait Analysis normal and pathological function.* SLACK Incorporated, 1992, 524p.
61. Rozin R; Robin GC; Magora A; Simkin A; Gonen B - Investigation of gait. 2. Gait analysis in normal individuals. *Electromyography*, 1971, 11(2):183-190.
62. Saunders JBDM; Inman VT; Eberhardt HD - The major determinants in normal and pathological gait. *Journal of Bone and Joint Surgery (Am)*, 1953, 35A:543-558.
63. Scott, S.H. and Winter, D.A. Talocrural and Talocalcantal joint kinematics and kinetics during the stance phase of walking. *J. Biomech.* 24:8;743-752. 1991.
64. Simon S.R.; Mann R.A.; Hagy J.L.; Larsen L.J. - Role of the posterior calf muscles in normal gait. *Journal of Bone and Joint Surgery* 1978 Jun (Am), 60(4):465-472.
65. Simon S.R., Paul I.L., Mansour J., Munro M., Abernathy P.J., Radin E.I. - Peak dynamic force in human gait. *J. of Biomech.*, 1982, v.14, p.817-822.
66. Skvortsov D.V., I.V. Fishkin. - Gait Analysis of Patients one year after calcaneal fractures. *Conference Proceedings, American Society of Biomechanics 17th Annual Meeting October 21-23, 1993, Iowa City, Iowa*, p. 159-160.
67. Sutherland D.H.; Olshen R.A.; Biden E.N.; Wyatt M.P. - *The Development of Mature Walking.* 1988, MacKeith Press, London, 227p.
68. Sutherland D.H.; Olshen R.; Cooper L.; Woo S.L. - The development of mature gait. *Journal of Bone and Joint Surgery (Am)*, 1980 Apr 62(3):336-353.
69. Sutherland Cooper L., Daniel D. - The role of the ankle plantar flexors in normal walking. *J. Bone and Joint Surg.* 1980, 62-A, p.354-363.
70. Vaughan C.L., Besser M., Sussman M., Bowsher K. - *Biomechanics of Human Gait. An electronic bibliography.* Third edition. Human kinetics publisher. 1992.
71. VICON - A new look at movement analysis. *The VICON system* 370, 1993.
72. Weber W., Weber E. - *Mechanics of the Human Walking Apparatus.* 1894, English edition Springer-Verlag Berlin Heidelberg 1992, 272p.
73. Wheelwright-EF; Minns-RA; Law-HT; Elton-RA - Temporal and spatial parameters of gait in children. I: Normal control data. *Dev-Med-Child-Neurol.* 1993 Feb; 35(2): 102-113.
74. Whittle M.W. - *Gait Analysis: An introduction.* Butterworth-Heinemann, 1991, 230p.

75. Whittle M.W., Barnes S.C. - Defining normal ranges for gait parameter: *Gait Anal. and Med. Photogramm. Proc. inf. Conf. Oxfordt. Headington.* 1987, v. 1 - 3, April, p. 46 - 47.
 76. Whittle M.W., Ferris K.J. - Effect of walkway carpeting on gait analysis data. *Clinical gait laboratory conference, May 5-8, Mayo Clinic* 1993, p. 65-66.
 77. Whittle M.W. Jefferson R.J. - The generation and transmission of the heelstrike transient and the effects of quadriceps paralysis. *Gait Anal. and Med. Photogramm. Proc. Inf. Conf. Oxford. Headington, 1987, /v.1-3, April, p. 34-35*
 78. Winter D.A. - *Biomechanics and motor control of human movement. Second edition.* John Wiley & Sons, Inc. 1990, 277p.
 79. Winter D.A. - Energy generation and absorption at the ankle and knee during fast, natural, and slow cadences. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 1983, 175:147-154.
 80. Winter D.A. - *The Biomechanics and Motor Control of Human Gait: Normal, Elderly and Pathological*, Waterloo Biomechanics, Ontario: University of Waterloo Press, Second edition, 1990, 143p.
 81. Winter D.A. Quanbury AO; Hobson DA; Sidwell HG; Reimer R; Trenholm BG; Steinke T; Shlosser H - Kinematics of normal locomotion - A statistical study based on TV data. *J of Biomech.*, 1974, v. 7, N 6, p. 479 - 486.
 82. Winter D.A., Scott S.H. - Technique for Interpretation of electromyography for concentric and eccentric contraction in gait. *J. Electromyography and Kinesiology* 1991; v.1; No.4; 263-269.
 83. 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 v. 46-A, N 2, p. 361 - 382.
-

3. ПАТОЛОГИЯ - ОБЩАЯ ЧАСТЬ

3.1 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 едва-ли не всеми известными заболеваниями. Это обстоятельство делает невозможным перечисление конкретных нозологических форм. Поэтому ниже приведена общая классификация возможных причин патологии походки, в которой, разумеется, большую часть занимает патология собственно опорно-двигательной системы.

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

3.2 РОЛЬ И МЕСТО АНАЛИЗА ДВИЖЕНИЙ В СИСТЕМЕ МЕДИЦИНСКОЙ И СОЦИАЛЬНОЙ ПОМОЩИ

Эта глава отражает современное состояние клинического анализа движений в развитых странах, перспективы развития и собственный опыт автора данного руководства.

Основные области использования клинического анализа движений, в целом, и анализа походки, в частности, лежат в сфере оказания помощи больным с заболеваниями опорно-двигательного аппарата. Это ортопедия-травматология, неврология, протезирование. Надо отметить, что в такой стране, как США, особенно активно используется анализ движений и походки в лечении детей с церебральным параличом. С момента появления этих методов в клинической и научной практике существенно изменились взгляды на понимание патологии и подходы к ее лечению.

В системе оказания медицинской и социальной помощи анализ движений может использоваться как:

1. Средство инструментальной диагностики. Это единственная, на сегодняшний день, технология непосредственного исследования двигательной функции, позволяющая определить количественно и качественно имеющуюся патологию. Это функциональная диагностика опорно-двигательного аппарата.
2. Средство контроля результата проведенного лечения. Для этого необходимо провести одно исследование до начала лечения и одно после его завершения. Такой подход позволяет оценить качество проведенных лечебных мероприятий и степень восстановления патологически измененной функции.
3. Средство функционально обоснованного управления реабилитацией. Многократно повторенные исследования пациента в процессе реабилитации позволяют ответить на многие вопросы об адекватности и качестве проводимых лечебных воздействий по изменению функции опорно-двигательного аппарата.¹⁹
4. Средство контроля качества и адекватности протезирования и ортезирования. Это также единственный способ прямой регистрации имеющегося у пациента функционального результата, что особенно важно для оценки протезирования нижних конечностей.

В последние годы анализ движений активно развивается в новых сферах. В какой-то мере это технологии завтрашнего дня, которые существуют уже сегодня:

1. Методы лечения с применением локомоторной обратной связи при нарушенной двигательной функции. Данные технологии развиваются, в основном, в сфере восстановления нормальных двигательных навыков и действий, их саморегуляции, а также в лечебной физкультуре.
2. Обучение правильной походке пациентов после протезирования нижней конечности и больных с различными заболеваниями опорно-двигательного аппарата посредством обратной связи с выполняемым движением.

¹⁹Реальный эффект возможно получить на самом примитивном уровне, отслеживая, в какую сторону изменяются параметры: по направлению к норме или от нее.

3. Моделирование и прогнозирование результата лечения. Развитие данного направления тесно связано с совершенствованием компьютерной техники и разработкой многопараметрических математических моделей костно-мышечной системы. Такие модели позволяют исследовать функциональный результат планируемого оперативного лечения и скорректировать его с целью получения максимального эффекта.
4. Экспертные системы, автоматически формирующие заключение и рекомендации к лечению. Это направление требует значительных баз данных и в настоящее время может развиваться только в конкретной прикладной сфере.

Столь широкое использование клинического анализа движений и походки требует единой системы оценки и интерпретации изменений по всем применяемым для этой цели методам. Эти вопросы освещены в следующей главе.

3.3 КЛАССИФИКАЦИЯ ИЗМЕНЕНИЙ ПАРАМЕТРОВ ПОХОДКИ

Системная классификация патологии походки - область малоразработанная. Из зарубежных исследователей наибольшего внимания, по мнению автора, заслуживает попытка единого подхода к оценке и терминологии патологических изменений, сделанная J. Perry (1992). Несмотря на наметившуюся тенденцию к созданию экспертных систем, построение клинической классификации и алгоритма формирования клинического функционального диагноза явно отстает от аппаратного обеспечения. Предлагаемая автором клиническая классификация предназначена для ежедневной клинической практики. Практическому врачу она может показаться, на первый взгляд, слишком громоздкой, однако, альтернативой может быть только примитивность. 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 этого, даны определения основных терминов, которые будут применяться далее при описании различной патологии.

Принцип описания следующий:

- Параметр
 - качественные варианты изменения
 - возможные модификации вариантов

3.3.1 ПРОСТРАНСТВЕННЫЕ ПАРАМЕТРЫ

Данные параметры, как и остальные оцениваются относительно соответствующей нормы.

- Длина шага
 - нормальная
 - короткая
 - увеличенная
- База шага
 - нормальная
 - широкая
 - узкая
 - отрицательная

Первые три варианта не нуждаются в комментариях. В последнем случае понятие *отрицательная база шага* означает патологическую установку тазобедренных суставов в положение приведения, когда в результате этого ноги перекрещиваются, и стопа пра-

вой стороны оказывается слева и наоборот. Более подробно этот случай освещен в главе, посвященной патологии тазобедренного сустава.

- Угол разворота стопы
 - нормальный
 - увеличенный
 - уменьшенный
 - инвертированный

Под *инвертированным* углом разворота стопы следует понимать положение стопы носком вовнутрь.

- Скорость шага
 - нормальная
 - низкая
 - высокая
- Частота шага
 - нормальная
 - низкая
 - высокая
- Клиренс²⁰
 - нормальный
 - низкий
 - высокий

3.3.2 ВРЕМЕННЫЕ ХАРАКТЕРИСТИКИ ШАГА

Все временные характеристики шага при их оценке могут иметь только три различных варианта: данный параметр укладывается в пределы нормы, длительность его превосходит норму или меньше ее.

Цикл шага

- нормальный
- продленный

²⁰Клиренс - минимальное расстояние между поверхностью опоры и нижней точкой стопы в периоде переноса. Подробнее см. ниже.

- 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 периода²¹. Оценка проводится по трем степеням по сравнению 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

²¹Для временных характеристик имеет смысл говорить именно о начале какого-либо периода, ибо для циклического действия конец одного периода является началом для следующего.

- преждевременный
- поздний

- Начало опоры на всю стопу
 - своевременное
 - преждевременное
 - позднее

- Начало опоры на передний отдел стопы
 - своевременное
 - преждевременное
 - позднее

3.3.2.1 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, который напрямую не является временным, но тесно связан с данной методикой, и поэтому приводится в настоящем разделе. Это характеристика переката стопы по опоре.

Для самого первого заключения необходима информация, какой зоной подошвы стопа вступила в контакт с опорой (*начальный контакт*) и какой его закончила (*конечный контакт*).

Начальный контакт

- пяткой
 - низкая пятка
 - высокая пятка
 - пяточная стопа

При патологии голеностопного сустава или голени начальный контакт может происходить, как это и положено в норме, пяткой, но в положении разгибания голеностопного сустава. При этом перекат через пятку сильно редуцирован или практически отсутствует. Такое состояние получило название в зарубежной литературе - *низкий контакт пяткой* (low heel contact)²². Этот термин и будет использоваться далее.

²²Американские исследователи (72) 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.

Противоположное состояние - сгибательная установка голеностопного сустава - делает перекал через пятку избыточным. Эта патология будет обозначаться как **высокий контакт пяткой**.

Нормальный *начальный контакт* всегда совершается пяткой. Начальный контакт любой другой зоной стопы - есть аномалия.

- 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

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

Перекал стопы в сагиттальной плоскости - **продольный перекал**:

- прямой
- обратный
- внутренний
- наружный

- отсутствует

Прямой перека́т - это перека́т с пятки на носок, т. е. перека́т в направлении движения.

Обратный перека́т - перека́т с носка на пятку (перека́т в направлении, обратном движению), после чего, как правило, имеет место движение с пятки на носок (например, при разгибательной контрактуре голеностопного сустава).

Внутренний перека́т характеризуется тем, что контакт стопы с опорой происходит только внутренним краем.

Наружный перека́т представляет собой обратную ситуацию - контакт только наружным краем стопы.

Отсутствие перека́та наблюдается, если зона опоры не меняется во времени, например, при деформации “конская стопа” опора происходит только на передний отдел стопы, поэтому перека́т в сагиттальной плоскости отсутствует. Под эту категорию подпадают также случаи, когда не представляется возможности сделать однозначный вывод о наличии какого-либо конкретного перека́та (например, при постановке стопы на опору всей поверхностью).

Перека́т стопы во фронтальной плоскости - **поперечный перека́т**:

- латеро-медиальный
- медио-латеральный
- отсутствует

Латеро-медиальный перека́т - это нормальный перека́т стопы, когда опора на головку первой плюсневой кости наступает вслед за опорой на головку пятой плюсневой кости.

Медио-латеральный перека́т - характеризуется контактом первой плюсневой кости с опорой раньше, чем контактом пятой плюсневой кости.

При отсутствии перека́та во фронтальной плоскости стопа может контактировать с опорой внутренним своим краем - *внутренний перека́т*, наружным краем - *наружный перека́т*, или всей поверхностью (недифференцируемый перека́т) - отсутствие перека́та.

Функциональные перека́ты периода опоры (пяточный, голеностопный и носочный) также требуют для оценки, как минимум, два основных критерия: наличие перека́та и его длительность.

Наличие перека́та:

- 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 перекаты. В этом случае в течение всего периода опоры имеет место перекаты носочный.

Длительность перекатов:

- в пределах нормы
- избыточная
- недостаточная

В норме пяточный перекаты продолжается от начала цикла шага до контакта с опорой головки плюсневой кости, т. е. до постановки всей стопы на опору, голеностопный перекаты - от момента постановки всей стопы на опору до отрыва пятки от поверхности опоры (подъема пятки), носочный перекаты - от момента отрыва пятки до конца периода опоры. Кроме этого, все виды перекатов одной стороны могут отсутствовать, например, при ходьбе на костылях без опоры на данную ногу.

3.3.3 КИНЕМАТИЧЕСКИЕ ПАРАМЕТРЫ

3.3.3.1 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, которые 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, ибо, в действительности, речь идет о разгибании. В данном руководстве этот термин будет обозначать 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 - 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 разгибания²³, то это инвертированное движение, т. к. направление его обратно нормальному.

²³В норме - сгибание.

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 действия²⁴.

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 - другое понятие для оценки его функции в цикле шага.

Исходное положение сустава - это положение сустава в момент начала цикла шага²⁵.

Исходное положение сустава может быть:

- правильное
- в сгибании
- в разгибании
- в переразгибании
- в отведении
- в приведении
- ротация вовнутрь
- ротация наружу

Общая характеристика движений в суставе:

- нормальные
- недостаточные

²⁴Понятие “установка сустава” и среднефизиологическое положение - отличны. Сустав может иметь установку в среднефизиологическом положении в результате патологического процесса.

²⁵Это положение для голеностопного или коленного суставов практически не отличается от “нейтрального” при нормальной походке. Для тазобедренного сустава в норме - это всегда положение сгибания.

- 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.

3.3.3.2 ХАРАКТЕРИСТИКА ДВИЖЕНИЙ В САГИТТАЛЬНОЙ ПЛОСКОСТИ

Данная классификация предназначена для качественного и количественного анализа гониограмм движений в суставах. Основа анализа - это 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

3.3.3.3 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

3.3.3.4 ХАРАКТЕРИСТИКА ДВИЖЕНИЙ В ГОРИЗОНТАЛЬНОЙ ПЛОСКОСТИ

Тип движения и его амплитуда.

- Наружная ротация
 - нормальная
 - отсутствует
 - недостаточная
 - избыточная
 - инвертированная
 - дополнительные
 - волна
 - зубец
- Внутренняя ротация
 - нормальная
 - отсутствует
 - недостаточная
 - избыточная
 - инвертированная
 - дополнительные
 - волна

- зубец

Оценка времени максимума.

- своевременный
- ранний
- поздний

Продолжительность максимума

- нормальный
- продленный
- сокращенный
- недифференцированный

3.3.3.5 ФУНКЦИОНАЛЬНАЯ КЛАССИФИКАЦИЯ КОНТРАКТУР СУСТАВОВ

Для исследования функции сустава при наличии в нем контрактуры важную роль имеет учет 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 3.17).

Формула 3.17

<i>нарушенное</i>		<i>установка</i>		<i>остаточная</i>		<i>название</i>
<i>движение</i>	+	<i>сустава</i>	+	<i>амплитуда</i>	+	<i>сустава</i>

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 супинационная, соответственно.

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

Каждый изолированный вид установки сустава имеет две градации: первая - это 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.

Смешанные контрактуры (например, сгибательно-разгибательная) представляют собой особую патологию. Нарушение и того, и другого движения данной плоскости в любом положении сустава может быть только при ригидной контрактуре, т. е. при наличии лишь 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.

- отсутствуют
- Продольная
 - Y_1 Амплитуда

нормальной амплитуды	своевременный
увеличен	поздний
уменьшен	ранний
 - Y_2 Амплитуда

нормальной амплитуды	своевременный
увеличен	поздний
уменьшен	ранний
- Поперечная
 - X_1 Амплитуда

нормальной амплитуды	своевременный
увеличен	поздний
уменьшен	ранний
инвертирован	
 - X_2 Амплитуда

нормальной амплитуды	своевременный
увеличен	поздний
уменьшен	ранний
инвертирован	

3.3.5 ПРОФИЛЬ БИОЭЛЕКТРИЧЕСКОЙ АКТИВНОСТИ МЫШЦ

Оценка профиля биоэлектрической активности мышц происходит по двум основным критериям: максимумам амплитуды и их времени в цикле шага.

Общая характеристика

- Активность
 - нормальная
 - избыточная

-
- недостаточная

 - Амплитуда
 - нормальная
 - высокая
 - низкая

 - Начало активности
 - своевременное
 - раннее
 - позднее

 - Конец активности
 - своевременный
 - ранний
 - поздний
-

3.4 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.

Конечно, данное построение весьма схематично, но совершенно очевидно, что именно пространственные параметры должны возглавлять иерархию, поскольку именно они первично определяют все остальные.

Дальнейшее изложение будет построено по следующему принципу. Предполагается, что имеется некое патологическое воздействие на до того здоровый организм. Кроме специально отмеченных 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.

3.4.1 ПРОСТРАНСТВЕННЫЕ ПАРАМЕТРЫ

3.4.1.1 СКОРОСТЬ ШАГА

Скорость шага - наиболее общий параметр, характеризующий походку.

Она имеет только одну степень свободы как индикатор патологического процесса - снижение. Это очень неспецифический индикатор, но в случаях существенного снижения, когда возможности произвольного контроля данного параметра ограничены, скорость шага может служить неплохим ориентиром динамики патологического процесса.

3.4.1.2 ЧАСТОТА ШАГА

Это чисто временной показатель, эквивалент времени цикла шага. Однако, именно он употребляется в зарубежных работах в реестре общих параметров походки (*general gait parameters*), где все остальные являются пространственными и подвергаются совместному анализу. Именно из этих соображений автор включил его в настоящий раздел.

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 выбирается 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.

3.4.1.3 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, более короткого шага. Возможно лишь только относительное увеличение длины шага, когда с одной стороны шаг длиннее, чем с другой.

Длина шага также относится к двусторонним показателям. В отличие от частоты шага взаимоотношение длин шага при изолированной односторонней патологии нижней конечности имеет довольно жесткую закономерность. Длина шага пораженной стороны, как правило, больше длины шага здоровой. К этому известному феномену предстоит вернуться позже.

3.4.1.4 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 осями подвздошных костей и превышает редко. Почему это так, можно понять, если рассмотреть кинематическую схему нижних конечностей и таза в свете действующих в ней рычагов (Рисунок 3.100).

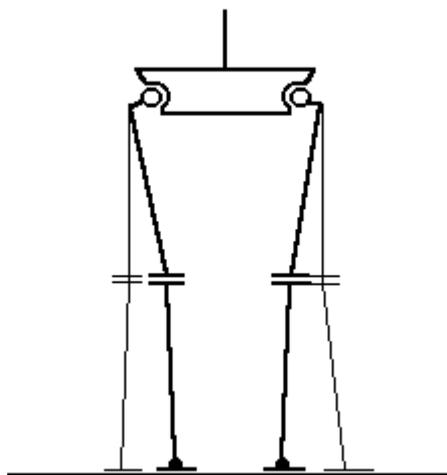


Рисунок 3.100. Схема взаиморасположения рычагов сегментов нижней конечности и ее пояса.

Физическое определение данного предела - это расстояние между центрами тазобедренных суставов. Этот показатель можно назвать *анатомической базой нижних конечностей*. Измерение анатомической базы нижних конечностей нельзя провести точно без рентгенограммы или других специальных методов. Расстояние между передне-верхними осями или *клиническая база нижних конечностей* лишь 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 не выгодна с точки зрения затрат на передвижение ОЦМ во фронтальной плоскости.

База шага может и уменьшаться, но такой вариант практически однозначно указывает на патологию либо самого тазобедренного сустава, либо приводящих мышц бедра. В тяжелых случаях база шага может иметь и отрицательное значение.

3.4.1.5 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 вышеизложенного 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 (го-

леностопный 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 происходит **фронтализация** оси движений голеностопного сустава (Рисунок 3.101).

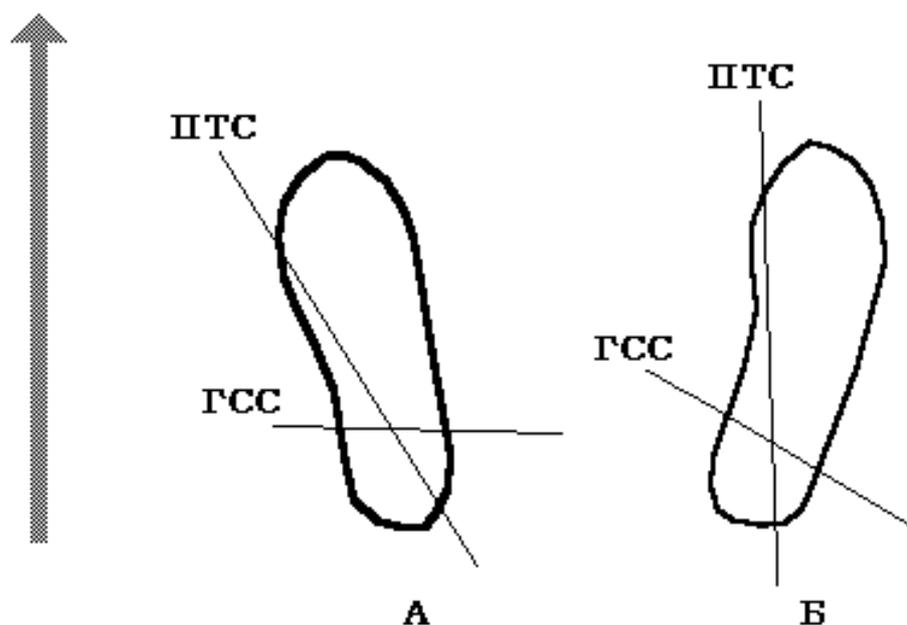


Рисунок 3.101. Фронтализация оси голеностопного сустава при блокировании движений в таранно-пяточном (А). Нормальное взаиморасположение осей голеностопного и таранно-пяточного суставов (Б). Большой стрелкой обозначено направление движения (ходьбы).

В этом положении необходимость в движениях таранно-пяточного сустава близка к нулю, и вся нагрузка падает на голеностопный. Обратный вариант: при блокировании движений в голеностопном суставе его функцию будет выполнять таранно-пяточный (Рисунок 3.102).

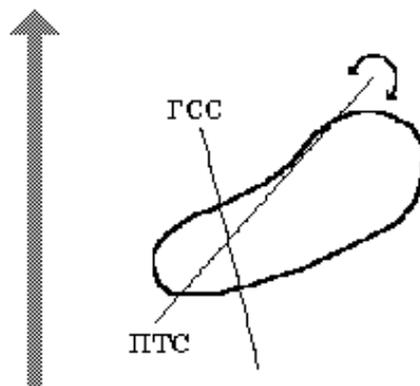


Рисунок 3.102. Фронтализация оси подтаранного сустава при блокировании движений в голеностопном.

В данном случае имеет место фронтализация оси движений таранно-пяточного сустава²⁶. Для тазобедренного сустава подобные примеры менее демонстративны, и термин “фронтализация” может быть применен достаточно умозрительно, поскольку сустав шаровидный, однако, ограниченное применение его возможно, поскольку свобода движений во фронтальной и сагиттальной плоскости определяется натяжением окружающих сустав мышц и, соответственно, зависит от ротационной установки. Кроме этого, ротационные установки тазобедренного сустава часто первичной природы (спастика) при дегенеративно-дистрофических процессах движения сгибания-разгибания оказываются наиболее резистентными.

3.4.1.6 КЛИРЕНС

Этот существенный параметр редко анализируется по своему абсолютному значению²⁷. Для клинического анализа более важным представляется не его абсолютная величина, а факт наличия или отсутствия контакта стопой опоры в период переноса. В самом простом варианте информация может быть представлена в виде констатации: есть, нет. Отсутствие контакта - норма. Клиренс может быть и высоким, а это явная патология, результат избыточного сгибания коленного или тазобедренного или обоих суставов. Контакт стопы с опорой, зарегистрированный в период переноса - тоже не всегда патология или, правильнее сказать, 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.

3.4.2 ВРЕМЕННЫЕ ПАРАМЕТРЫ

²⁶Именно фронтализация. Название дается по признаку функционирующего сустава-заместителя.

²⁷Прямое измерение клиренса доступно только с помощью систем видеорегистрации.

3.4.2.1 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.

3.4.2.1.1 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.

3.4.2.1.2 ПЕРИОД ДВОЙНОЙ И ОДИНОЧНОЙ ОПОРЫ

Оба параметра ставятся рядом из тех же соображений - взаимообусловленности обоих параметров.

При уменьшении частоты шага время двойной опоры увеличивается как по абсолютному, так и по относительному 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.

3.4.3 КИНЕМАТИЧЕСКИЕ ПАРАМЕТРЫ

Кинематика движений в суставах - одна из самых “живых” составляющих биомеханики походки. Ниже будут освещены лишь самые общие закономерности изменения амплитуд, их фазовые соотношения будут рассмотрены подробно в специальной части.

3.4.3.1 ДВИЖЕНИЯ СГИБАНИЯ-РАЗГИБАНИЯ

Поскольку при патологии скорость шага снижается, можно сделать логический вывод - наиболее типичной реакцией со стороны кинематики суставов в сагиттальной плоскости будет тотальное уменьшение амплитуд сгибания-разгибания, как это имеет место при медленной ходьбе. Увеличение какой-либо амплитуды - всегда результат патологического воздействия или ответная приспособительная реакция организма.

3.4.3.2 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, в соответствии с этим, наиболее общая тен-

денция изменения кинематики суставов во фронтальной плоскости - это 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.

3.4.3.3 РОТАЦИОННЫЕ ДВИЖЕНИЯ

Общая тенденция ротационных движений - уменьшение амплитуды с падением скорости шага. Увеличение амплитуды ротации обычно свидетельствует о существенном нарушении кинематики суставов - декомпенсации.

3.4.4 ДИНАМИЧЕСКИЕ ПАРАМЕТРЫ

3.4.4.1 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.

Описанный вариант - лишь наиболее общая тенденция. При грубой патологии величина одного или обоих максимумов может не превышать веса тела или достигать значения 115-120% веса тела.

3.4.4.2 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. Поскольку 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 вследствие 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.

3.4.4.3 ПОПЕРЕЧНАЯ СОСТАВЛЯЮЩАЯ

Поперечная составляющая реакции опоры отражает балансирующие 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.

3.4.5 БИОЭЛЕКТРИЧЕСКАЯ АКТИВНОСТЬ МЫШЦ

Исследование биоэлектрической активности мышц это, строго говоря, не биомеханический метод. Тем не менее, его клиническая ценность настолько велика, что в настоящее время исследование поверхностной электромиограммы стало “табельным” 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. Другой важный момент - своевременность действия мышцы. Также нередки нарушения фазовой активности.

3.5 ОБЩИЕ КОМПЕНСАТОРНЫЕ РЕАКЦИИ ОПОРНО-ДВИГАТЕЛЬНОГО АППАРАТА НА ПАТОЛОГИЮ

(ТРИ ПРАВИЛА КОМПЕНСАЦИИ)

Ниже будут рассмотрены 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 рассмотрения материала предположим, что гипотетический пациент имеет одностороннее поражение. Поэтому одна сторона тела или конечность может быть названа *больной*, а вторая - *здоровой*. Необходимо отметить, что правила компенсации будут действовать и в случае двустороннего поражения. Наиболее очевидно действие правил, если степень поражения одной стороны тела превышает другую. В таком случае можно говорить не о больной и здоровой стороне или конечности, а о преимущественно больной или преимущественно здоровой стороне.

3.5.1 ПРАВИЛО ПЕРЕРАСПРЕДЕЛЕНИЯ ФУНКЦИЙ

Известный пример с устойчивой разностью длины шага здорового человека, которое приводит к хождению по кругу при отсутствии ориентации, имеет и другое следствие - отличие временной структуры. Применительно к функциональной асимметрии нижних конечностей в цикле шага это значит, что одна нога имеет период опоры больше, чем другая. В свою очередь, период переноса другой ноги больше, чем на контрлатеральной. Это позволяет сделать предположение, что изначально для одной ноги больше свойственна функция опоры, а для другой - переноса.

При патологии функциональные возможности пораженной конечности поддерживать вес тела, как правило, снижаются. Это особенно актуально в период одиночной опоры: уменьшается как абсолютное, так и относительное время одиночной опоры, а также длительность всего периода опоры. Это нормальный механизм компенсации, позволяющий осуществить частичную разгрузку пораженной конечности. Но разгрузка больной стороны должна быть компенсирована повышением нагрузки другой, и поэтому период опоры здоровой ноги увеличивается. Изменения периодов опоры имеют очевидное следствие - увеличение на больной стороне времени периода переноса, а на здоровой - его сокращение. В случаях тяжелой патологии хорошо заметно даже визуально, что больной опирается, в основном, на здоровую конечность в то время как пораженная большую часть времени находится в переносе. Опора на больную ногу осуществляется в минимально возможное время. Пациент старается в буквальном смысле проскочить этот период как можно быстрее. На основании такого механизма компенсации можно вывести общее правило.

***Правило перераспределения функций** - 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 конечность, степень поражения которой меньше.

Наличие такого типа компенсации подтверждено многими исследованиями (2, 6, 7, 8, 11, 16). Необходимо помнить, что это правило есть лишь адекватная реакция опорно-двигательного аппарата на патологию. Из всякого правила могут быть исключения (1):

увеличение периода одиночной опоры на больную конечность, что означает срыв, истощение естественных компенсаторных возможностей организма.

3.5.2 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 не выгодна организму ни с точки зрения энергетики, ни механики. Значительная степень асимметрии - свидетельство истощения внутренних резервов, недостаточность опорной функции одной из ног. В этом случае для компенсации используются средства дополнительной опоры. Необходимость поддерживать относительную симметричность функции правой и левой стороны тела приводит к следующему следствию: здоровая сторона тела или конечность обладает большим функциональным резервом, чем больная, поэтому уменьшение функциональной асимметрии может происходить только путем приближения образца функционирования здоровой конечности к образцу функционирования больной (14, 82, 83).

Правило функционального копирования - здоровая конечность копирует функцию больной с целью уменьшения функциональной асимметрии.

3.5.3 ПРАВИЛО ОБЕСПЕЧЕНИЯ ОПТИМУМА

Организм стремится создать для больного органа или системы оптимальные условия функционирования или сохранения, сбережения при его патологии. Случаи афункциональности конечности, когда необходима ее полная разгрузка, здесь рассматриваться не будут. Отсутствие функции - есть крайняя степень обеспечения оптимального режима для больной конечности.

Наиболее оптимально нормальное функционирование. Именно 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 нормальному.

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. Поскольку взаимоотношение всех элементов нормального цикла шага является физиологическим оптимумом, а любые отклонения от него требуют включения дополнительных адаптивных резервов, которые на стороне поражения снижены, организм стремится обеспечить больной стороне этот оптимальный уровень функционирования, т. е. норму. Это можно сделать только за счет здоровой стороны, которая, таким образом, попадает в условия, заведомо отличные от оптимальных. Но адаптивные резервы здоровой стороны позволяют ей функционировать, хотя и с большими энергетическими затратами. Таким образом, образец функционирования (к примеру параметры цикла шага) больной стороны приближается к норме, а образец функционирования здоровой дивергирует от нее.

Правило обеспечения оптимума - больной конечности обеспечивается режим функционирования, приближенный к нормальному, за счет функционального напряжения здоровой.

Близкую мысль, что адаптация происходит именно за счет функционального напряжения здоровой конечности, высказал отечественный исследователь Витензон А.С. (2): “движение здоровой ноги приспособляется к движению больной”.

Правило обеспечения оптимума позволяет оценить динамику течения патологического процесса. Это особенно эффективно, если процесс односторонний и его уровень не выше крестца²⁸. Например, при первом исследовании пациента параметры цикла шага больной стороны близки к норме, а здоровой стороны существенно от нее отличаются. При втором исследовании параметры обеих сторон конвергируют к норме, что говорит о положительной динамике течения заболевания. Если же при повторном исследовании нарастает дивергенция от нормы параметров здоровой стороны при стабильности параметров больной, то имеет место прогрессирование патологического процесса на больной стороне. Если начинают дивергировать от нормы и показатели здоровой стороны, это означает срыв компенсаторных возможностей, переход патологического процесса на качественно иной, более неблагоприятный для больного уровень.

²⁸Патология вышележащих отделов опорно-двигательного аппарата имеет ряд перекрестных влияний на параметры цикла шага больной и здоровой стороны, которые не будут отражены в настоящем руководстве.

3.6 КОМПЕНСАТОРНЫЕ РЕАКЦИИ ПРИ ИЗМЕНЕНИИ ОТНОСИТЕЛЬНОЙ ДЛИНЫ НИЖНЕЙ КОНЕЧНОСТИ

Одной из причин появления стойкой хромоты является разность длины ног выше физиологического предела (12). 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.

3.6.1 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 во время его 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 (96), 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 (Рисунок 3.103).

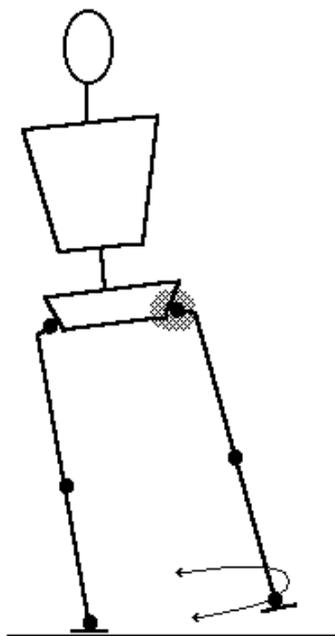


Рисунок 3.103. Период переноса, осуществляемый посредством кругового движения.

Отведение может быть произведено в тазобедренном суставе как переносимой конечности, так и опорной при дисфункции сустава контрлатеральной 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. (Рисунок 3.104).

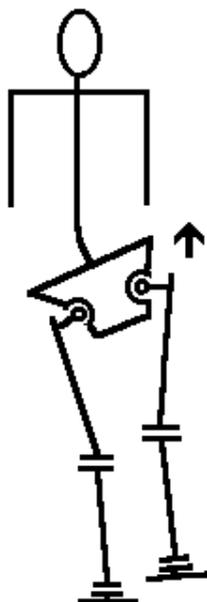


Рисунок 3.104. Подбрасывание таза.

Данный механизм позволяет скомпенсировать относительно малые степени удлинения конечности, поскольку таз не может быть поднят на значительную высоту. Другая особенность этого механизма - он может быть использован пациентом с сохранными мышцами тазового пояса и туловища.

В англоязычной литературе существует такое название данного механизма, как подбрасывание бедра (hip hiking). Это почти адекватно воспроизводит суть происходящего. Думается, что указание на действие тазом более точно отражает данный процесс.

Подскок - это не что иное, как разгибание голеностопного сустава на контрлатеральной стороне в период одиночной опоры. (Рисунок 3.105).

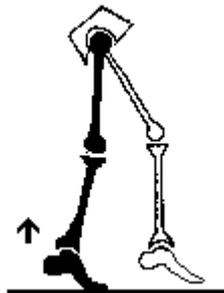


Рисунок 3.105. Механизм подскока.

Разгибание голеностопного сустава имеет три следствия: относительное удлинение контрлатеральной 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.

Существуют и другие механизмы компенсации относительного удлинения конечности в период переноса, но они наблюдаются при специфической патологии и будут даны ниже.

3.6.2 МЕХАНИЗМЫ КОМПЕНСАЦИИ ОТНОСИТЕЛЬНОГО УКРОЧЕНИЯ НИЖНЕЙ КОНЕЧНОСТИ

Относительное укорочение конечности - это такое взаиморасположение ее сегментов в периоде опоры, при котором перенос контрлатеральной конечности затруднен.

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, которые подробно будут освещены ниже. Результат относительного укорочения конечности - затруднение переноса контрлатеральной ноги. Однако механизмы компенсации здесь иные. При здоровой контрлатеральной конечности для компенсации используется избыточное сгибание тазобедренного, коленного или голеностопного сустава. При значительном относительном укорочении используются все три сустава (Рисунок 3.106).

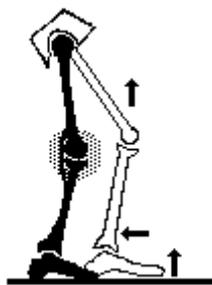


Рисунок 3.106. Компенсация относительного укорочения опорной конечности сгибанием тазобедренного, коленного и голеностопного суставов контрлатеральной.

Если со стороны контрлатеральной конечности также присутствует патология, то могут быть применены механизмы компенсации, описанные в предшествующем разделе.



3.7 СИММЕТРИЯ И АСИММЕТРИЯ ПОХОДКИ

В рутинном клиническом анализе походки оценка ее симметрии или асимметрии²⁹ занимает значительное место. Именно по этому показателю происходит первичная глобальная оценка качества локомоции. В связи с этим важно определение следующих трех отправных моментов:

- симметрична ли походка в норме?
- как математически корректно определять асимметрию?
- каковы пределы нормальной асимметрии?

3.7.1 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 (96). 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 позволит провести точную количественную и качественную диагностику данного состояния и его возможной причины. Однако, для этого необходимо знать, насколько симметрична или асимметрична нормальная походка.

Каждому известен эффект заблудившегося в лесу человека: незнающий дороги постоянно возвращается в одно и то же место, делая круги. Этот эффект связан с тем, что длина шага имеет незначительную, но устойчивую асимметрию³⁰. 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 (54). 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 известно, что есть толчковая нога и нога маховая. Это значит, что биологически правая и левая стороны тела неравнозначны³¹. 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 последующем изложении нормальная функциональная асимметрия походки будет называться - *физиологическая асимметрия*. С развитием объективных и точных методов регистрации различных параметров шага появилась возможность использовать асимметрию поход-

²⁹Имеется ввиду сравнение значений различных параметров цикла шага для правой и левой ноги.

³⁰Длина шага левой ногой достоверно меньше длины шага правой ногой.

³¹Данные отличия имеют функциональную природу. Анатомически наблюдаются лишь количественные различия. Такая асимметрия - результат функциональной асимметрии коры полушарий головного мозга.

ки 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 (17, 24, 30, 76, 77, 90); по временным и пространственным (32); кинематическим и динамическим параметрам (42, 43, 44, 46, 51, 85);
- исследования, демонстрирующие асимметрию походки при различной патологии (25, 41, 58, 69, 70);
- исследования, посвященные динамике асимметрии в процессе лечения или реабилитации (75), а также оценки результатов лечения (27, 28, 80).

3.7.2 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 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. Данное положение подтверждается опытом (74).

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:

$$Kp = \frac{\text{min}(\text{период опоры})}{\text{max}(\text{период опоры})}$$

Коэффициент ритмичности, таким образом, не может превышать единицу или быть равным нулю.

Известен и обратный вариант расчета коэффициента ритмичности по времени периода переноса (4), а также по всему периоду цикла шага (5). Однако, все они страдают мето-

дологической погрешностью, указанной выше: сравнение должно производиться по времени периода *одиночной опоры*.

Индекс временной асимметрии. Данный показатель предложен британскими исследователями (30). 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 (93):

$$\frac{\text{Время двойной опоры} - \text{Время переноса}}{\text{Время двойной опоры} + \text{Время переноса}} = \frac{\text{Время двойной опоры} - \text{Время переноса}}{\text{Время двойной опоры} + \text{Время переноса}}$$

При абсолютной симметрии отношение равно единице. В других случаях принимает значение больше 1 (до двух и выше). Достоинство метода - простота и учет именно первично значимого параметра. К относительному недостатку можно отнести размерность получаемого отношения, которое может восприниматься не совсем адекватно (ввиду отсутствия верхнего предела, наличие потенциальной возможности иметь значения меньше единицы), не линейность изменений отношения асимметрии, в связи с чем невозможно применение стандартных статистических процедур при обработке данных (34).

Параметр асимметрии. Это один из наиболее удобных и универсальных показателей (17). Расчет ведется по общей формуле:

$$\text{Параметр асимметрии} = \left(1 - \frac{\text{Время переноса} \cdot \text{Время двойной опоры}}{\text{Время двойной опоры} \cdot \text{Время переноса}} \right) * 100\%$$

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 "шум" - период двойной опоры.

В целом, можно сделать следующее заключение:

- наиболее удобная методика расчета - это формула **параметра асимметрии**
- Для расчета можно применять любые одноименные параметры цикла шага в период одиночной опоры³².

3.7.3 КАКАЯ АСИММЕТРИЯ НОРМАЛЬНА?

Достаточно большой статистический материал, накопленный современными исследователями, однозначно подтверждает, что, в целом, функциональные показатели для

³²Для расчета по любым временным параметрам должны применяться **абсолютные значения** временных интервалов в одинаковых единицах измерения.

правой и левой конечности не имеют отличий, более того, симметрия цикла шага для человека желательна (82, 88). Однако, это имеет место только в среднем для выборки (64). Необходимо учитывать и точность измеряемых параметров. Если точность измерения составляет 10-20 и более процентов от измеряемого значения, то незначительную физиологическую асимметрию обнаружить не удастся. Отмечено, что физиологическая асимметрия может быть легко обнаружена при разрешающей способности регистрирующей аппаратуры порядка 0.01 измеряемой величины (17): 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 (2, 5) приводят значение средней физиологической асимметрии³³ в $3\pm 1\%$ (коэффициент ритмичности 0.97 ± 0.01). Таким образом, максимальное значение физиологической асимметрии будет достигать 6%. Другие исследователи (95) предлагают критерий наличия асимметрии понизить до 8-10%. Однако, 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 $\pm 1\%$. Необходимо учитывать, что с созреванием двигательных и нервных структур величина асимметрии снижается (61). 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 (9). Согласно этому уровень асимметрии в 5% может служить ориентиром, как верхний предел нормы. Таким образом, функциональная асимметрия периода одиночной опоры цикла шага свыше 5% может быть принята как **патологическая асимметрия**. Патологическая асимметрия свыше 10% проявляется как **очевидная хромота**, поскольку обнаруживается без использования каких-либо инструментов. Патологическая асимметрия от 5 до 10% это **скрытая хромота**, поскольку регистрируется только при помощи аппаратуры.

³³У автора, по традиции, этот показатель называется коэффициентом ритмичности.

3.8 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. Если больные хроническими заболеваниями рано или поздно находят приемлемый для себя способ, 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 их это:

- использование СДО для улучшения различных типов патологической походки (18, 33, 37, 50, 62),
- использование СДО для предотвращения заболеваний опорно-двигательного аппарата (19),
- изучение роли СДО при патологической походке в результате различных заболеваний (20, 21, 22, 26, 29, 36, 52, 53, 57, 62, 71, 78),
- теоретические и методические вопросы эффекта СДО (63, 67, 68, 73, 78, 81, 86, 94, 97).

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 дру-

гие средства дополнительной опоры: только один костыль, комбинация костыль-трость или две трости.

3.8.1 КРИТЕРИИ НАЗНАЧЕНИЯ СРЕДСТВ ДОПОЛНИТЕЛЬНОЙ ОПОРЫ

В данном разделе будут освещены самые общие правила для определения, какие средства дополнительной опоры *должны быть использованы*. Естественно, что врач может заставить пациента использовать, например, трость когда еще необходим костыль, и пациент будет ходить, и конечный результат может быть тот же (но не лучше), чем при правильном ведении. Другой вопрос: “какова цена такой реабилитации для больного или лечебного учреждения?” особенно в случае спровоцированных избыточной (или недостаточной) нагрузкой осложнений. Автору данного руководства приходилось встречаться в личной практике с осложнениями, вызванными как избыточной, так и недостаточной нагрузкой применительно к конкретному этапу реабилитации. Тем не менее, все изложенные ниже критерии носят предварительный характер.

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 отдельными напольными весами. Для формирования критериев назначения и использования средств дополнительной опоры необходима информация по следующим 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 тела³⁴. Она определяется при стоянии пациента одной ногой на платформе (или обеими с перерасчетом) без средств дополнительной опоры. Регистрация производится в течении 2-3^x минут с выдержкой до исследования в течении 3-4^x минут для уменьшения влияния произвольных позных установок пациента³⁵.

Динамическая опороспособность конечности - это способность конечности удерживать вес тела в период одиночной опоры. Динамическая опороспособность конечности выражается также в процентах веса тела³⁶. Регистрируется динамическая опороспособность 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.

³⁴В норме в основной стойке на одну ногу приходится $50 \pm 5\%$ веса тела.

³⁵Данный вопрос относится к методике стабилметрического исследования и не будет освещен в настоящем руководстве.

³⁶Практически динамическую опороспособность конечности характеризуют амплитуды Z_1 и Z_3 вертикальной составляющей реакции опоры.

Для измерения как статической, так и динамической опороспособности необходима динамометрическая платформа. Статическая опороспособность может быть измерена приблизительно и с помощью отдельных 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 наступать 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 течении не менее 3-4^x минут,
- 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 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 сильно зависит 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 часто 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 (Рисунок 3.107):

- 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, поскольку длительное отсутствие нормальной физиологической нагрузки на мышцы приводит к недостаточности их функции.

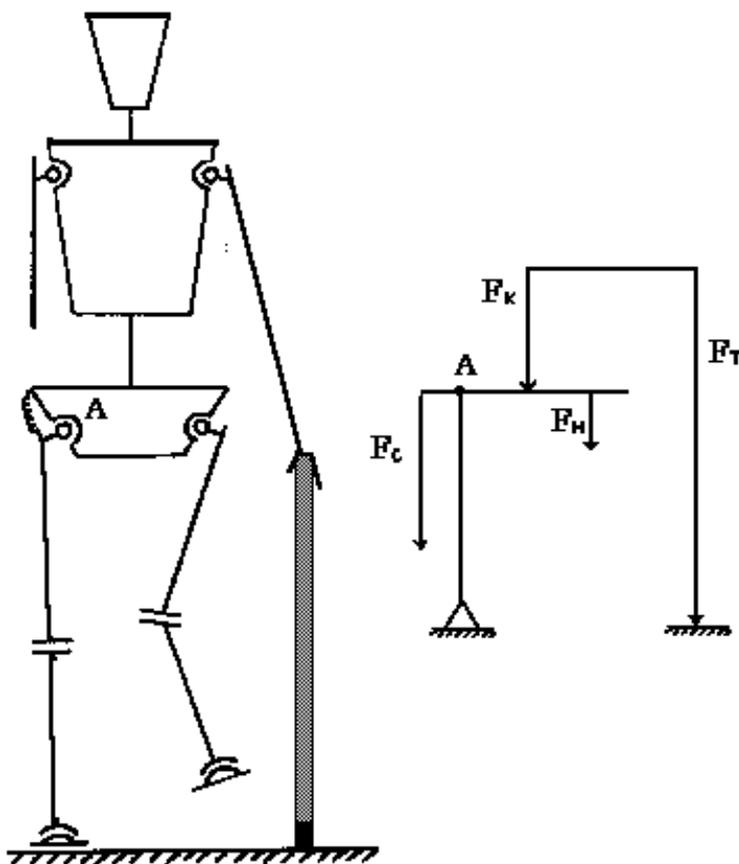


Рисунок 3.107. Механизм разгрузки больной конечности с помощью трости.

А - тазобедренный сустав - точка вращения,

F_k - сила тяжести туловища,

F_n - сила тяжести переносимой конечности,

F_c - сила сопротивления отводящих мышц бедра,

F_T - сила тяжести части туловища и руки, опирающейся на трость.

Общая закономерность биомеханики походки при различном способе применения трости была наглядно показана в исследовании на примере пациентов с односторонним заболеванием тазобедренного сустава (65). 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.

Ниже приводится клинический пример периода реабилитации пациента с односторонним переломом костей левой голени.

3.8.2 КЛИНИЧЕСКИЙ ПРИМЕР

Больной С-в М.Ю. 35 лет. Диагноз - закрытый перелом костей левой голени. Лечение - гипсовая повязка. Ходить с тростью начал с 16 недель со дня травмы. Жалобы на боли в левой голени при ходьбе.

Исследование походки произведено через одну неделю от начала ходьбы с тростью³⁷. Средняя нагрузка на трость составила 53% веса тела (Таблица 3.39).

Таблица 3.39 Временные характеристики шага при ходьбе с тростью.

<i>Показатель</i>	<i>Больная сторона</i>	<i>Здоровая сторона</i>	<i>Норма</i>
Время ЦШ	1.44 с	1.36 с	1.17 с
Период опоры	64%	72%	63%
Период переноса	36%	28%	37%
Перекаат ч-з пятку	3%	2%	6%
Перекаат ч-з ГСС	47%	50%	34%
Перекаат ч-з носок	14%	20%	22%
Двойная опора ³⁸	0.24 с	0.18 с	0.15 с

Временные характеристики шага демонстрируют типичное перераспределение функций с преимущественно опорной здоровой конечностью. Соотношение периодов опоры и переноса на больной стороне при этом соответствует норме для медленного шага. Как для больной, так и для здоровой ноги основным механизмом продвижения вперед является перекаат через голеностопный сустав. Для здоровой ноги это результат приспособительной реакции, направленной на уменьшение асимметрии (здоровая нога копирует больную). Перекаат через передний отдел стопы на больной стороне снижен из-за низкой опороспособности за счет недостаточности *m. triceps surae*. Длительность периода двойной опоры увеличена на стороне перелома для обеспечения лучшей стабильности.

Гониограммы движений в суставах представлены ниже (Рисунок 3.108).

³⁷Представление данных отличается, поскольку они были получены на более примитивной аппаратуре до создания систем “БИООРТ” и “МБН-БИОМЕХАНИКА”.

³⁸Первый период двойной опоры.

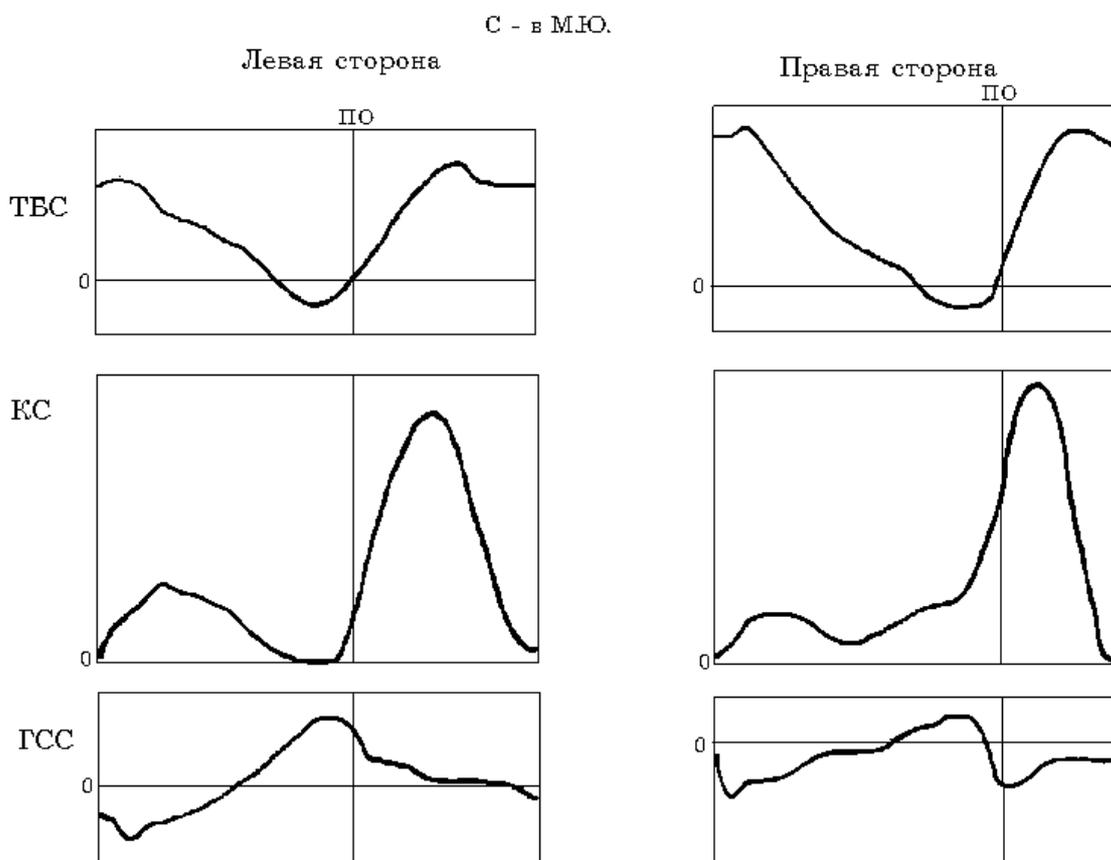


Рисунок 3.108. Гониограммы движений в суставах больной и здоровой стороны при ходьбе с тростью³⁹.

На гониограмме голеностопного сустава больной стороны характерный симптом - уменьшение амплитуды разгибания в фазу разгрузки. В данном случае разгибание не достигает нейтрального положения. Из других симптомов демонстративна компенсаторная реакция здоровой стороны на примере гониограммы коленного сустава. Гониограмма больной стороны гораздо более соответствует норме, чем здоровой.

На основании приведенной выше информации можно сделать предварительный вывод: больной начал пользоваться одной тростью преждевременно. Больная конечность еще не в состоянии успешно справляться с падающей на нее нагрузкой. Мышцы левой голени не готовы к предложенной им нагрузке. Пациенту следовало пользоваться одним костылем или комбинацией костыль-трость.

Все вышеизложенное находит подтверждение при ходьбе без трости, которая была исследована в тот же день (Таблица 3.40).

Таблица 3.40 Временные характеристики шага при ходьбе без трости.

³⁹Эти данные были получены автором с помощью аппаратуры собственного изготовления еще до создания программно-аппаратного комплекса анализа движений "МБН-БИОМЕХАНИКА", поэтому результат исследования имеет несколько другой вид. То же самое верно и для других кинематических параметров в этой главе.

Показатель	Больная сторона	Здоровая сторона	Норма
Время ЦШ	1.22 с	1.12 с	1.17 с
Период опоры	60%	74%	63%
Период переноса	40%	26%	37%
Перекаат ч-з пятку	6%	3%	6%
Перекаат ч-з ГСС	44%	56%	34%
Перекаат ч-з носок	10%	15%	22%
Двойная опора ⁴⁰	0.28 с	0.18 с	0.15 с

Время цикла шага уменьшилось по сравнению с ходьбой с тростью как для больной, так и для здоровой конечности. Произошло относительное уменьшение периода опоры для больной стороны и его возрастание для здоровой. Возросло время периода двойной опоры для больной стороны, и произошла незначительная внутренняя перефазировка периода опоры.

Гониограммы ходьбы без трости демонстрируют симптомы явного ухудшения функции: существенно снизилась амплитуда разгибания голеностопного сустава, появилась дополнительная волна сгибания коленного и тазобедренного сустава на больной стороне в конце периода опоры. На здоровой стороне коленный сустав находится в значительном сгибании весь период опоры (Рисунок 3.109).

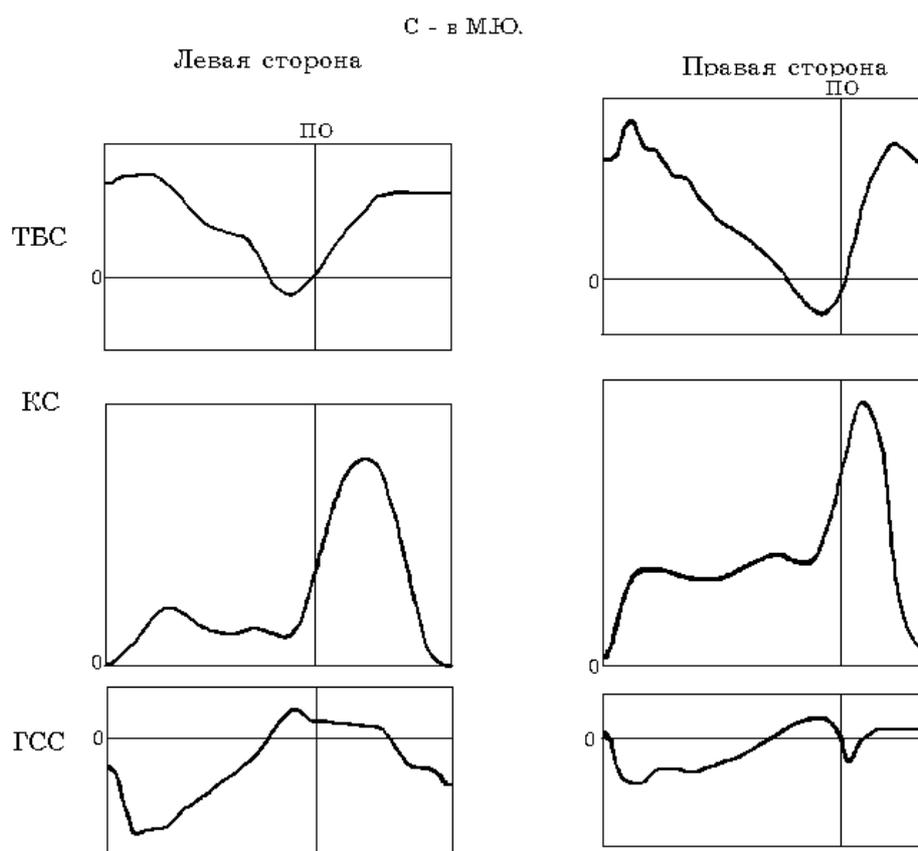


Рисунок 3.109. Гониограммы движений в суставах больной и здоровой стороны при ходьбе без трости.

⁴⁰Первый период двойной опоры.

Повторное исследование произведено через одну неделю. Статическая опороспособность составила 40% веса тела. Динамическая опороспособность при ходьбе без трости колебалась от 91 до 97% веса тела. Нагрузка на трость - 49% веса тела. Временные характеристики шага при ходьбе с тростью представлены в таблице (Таблица 3.41).

Таблица 3.41 Временные характеристики шага при ходьбе с тростью.

Показатель	Больная сторона	Здоровая сторона	Норма
Время ЦШ	1.36 с	1.26 с	1.17 с
Период опоры	63%	67%	63%
Период переноса	37%	33%	37%
Перекаат ч-з пятку	6%	3%	6%
Перекаат ч-з ГСС	41%	48%	34%
Перекаат ч-з носок	16%	16%	22%
Двойная опора ⁴¹	0.18 с	0.23 с	0.15 с

Общая продолжительность цикла шага остается выше нормы, но соотношение периодов опоры и переноса на больной стороне соответствует норме, а на здоровой лишь незначительно отличается от нее. Время перекаата через голеностопный сустав остается выше, особенно для здоровой ноги. В целом, очевидно, что параметры больной стороны более соответствуют норме, чем здоровой.

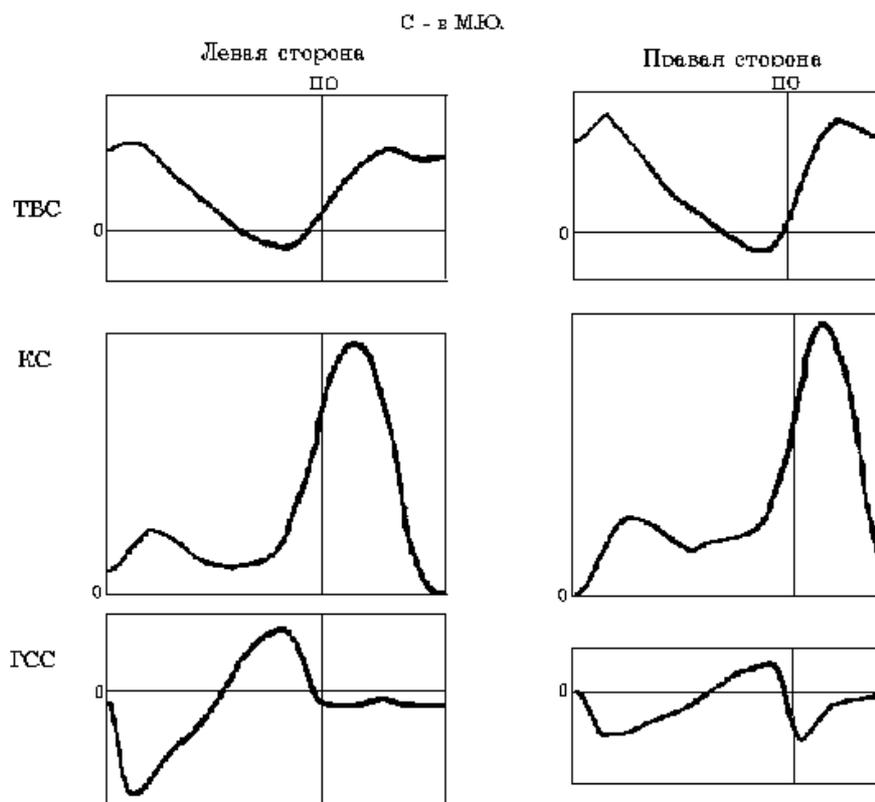


Рисунок 3.110. Гониограммы движений в суставах больной и здоровой стороны при ходьбе с тростью.

⁴¹Первый период двойной опоры.

Гониограммы суставов больной стороны показывают существенные изменения. Функция коленного и тазобедренного суставов практически соответствует норме. Значительно увеличилась амплитуда разгибания голеностопного сустава в конце периода опоры. На здоровой стороне коленный сустав продолжает действие в периоде опоры с избыточным сгибанием (Рисунок 3.110).

Исследование ходьбы без трости дало следующие результаты: время цикла шага вновь уменьшилось, соотношение периодов переноса и опоры практически не изменилось, уменьшилось время переката через передний отдел стопы на больной стороне за счет увеличения переката через голеностопный сустав (Таблица 3.42).

Таблица 3.42 Временные характеристики шага при ходьбе без трости.

<i>Показатель</i>	<i>Больная сторона</i>	<i>Здоровая сторона</i>	<i>Норма</i>
Время ЦШ	1.23 с	1.18 с	1.17 с
Период опоры	62%	67%	63%
Период переноса	38%	33%	37%
Перекат ч-з пятку	7%	3%	6%
Перекат ч-з ГСС	46%	49%	34%
Перекат ч-з носок	9%	15%	22%
Двойная опора ⁴²	0.2 с	0.2 с	0.15 с

Гониограммы суставов больной стороны демонстрируют практически полное отсутствие различий между кинематикой суставов при ходьбе с тростью и без нее. Однако, на здоровой стороне амплитуда сгибания коленного сустава в период опоры увеличена по сравнению с ходьбой без трости (Рисунок 3.111).

⁴²Первый период двойной опоры.

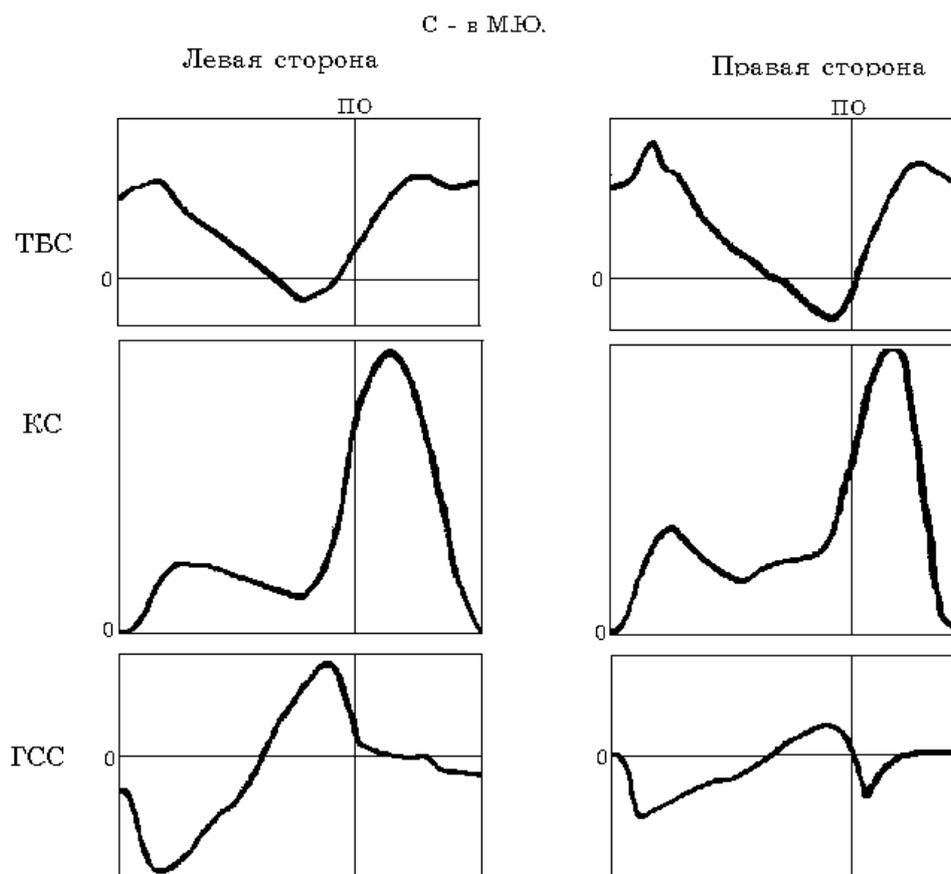


Рисунок 3.111. Гониограммы движений в суставах больной и здоровой стороны при ходьбе без трости.

Интересный результат получен при исследовании реакций опоры при ходьбе без трости (Таблица 3.43 и Таблица 3.44).

Амплитуды максимумов вертикальной составляющей реакции опоры при ходьбе без трости на больной стороне не достигают величины веса тела обследуемого. Инерционный минимум превышает нормальное значение - 82% ВТ. Это типичная картина ограничения переменных динамических воздействий на опорно-двигательный аппарат (14, 82, 83). Общая амплитуда изменения нагрузки на больную конечность равна всего 9% веса тела, в то время как в норме этот показатель составляет порядка 36% веса тела. То, что максимумы вертикальной составляющей не достигают веса тела больного, есть симптом *недостаточности динамической опороспособности* больной конечности. При этом меньшая величина показателя Z_3 по сравнению с Z_1 - симптом не только недостаточности динамической опороспособности, но и недостаточности разгибателей голеностопного сустава. Это также подтверждается при исследовании временных и кинематических характеристик.

Вертикальная составляющая реакции опоры на здоровой стороне показывает лишь незначительное снижение динамики шага, что соответствует медленной скорости шага.

Очень характерные изменения присутствуют со стороны продольной составляющей реакции опоры. В самом общем виде можно отметить, что величина максимумов торможения и ускорения на больной стороне ниже нормы, а на здоровой - превышают ее. Это результат того, что здоровая конечность берет на себя преимущественную функцию динамики ходьбы в направлении движения. Это также один из симптомов ограни-

чения переменных динамических нагрузок на больную конечность. Характерно значительное уменьшение максимума торможения на больной стороне. Фаза нагружения является динамически самой напряженной для ОДА, и поэтому нарушения часто наиболее демонстративны именно в эту фазу. В данном случае это результат как недостаточности сгибателей голеностопного сустава, так и недостаточной динамической опороспособности конечности.

Таблица 3.43 Амплитуды вертикальной и продольной составляющих реакции опоры при ходьбе без трости.

<i>Амплитуда в % веса тела</i>	<i>Больная сторона</i>	<i>Здоровая сторона</i>	<i>Норма</i>
Z ₁	97	109	113.4
Z ₂	82	78	77.5
Z ₃	91	109	111.6
Y ₁	7	21	17
Y ₂	18	22	19.5

Таблица 3.44 Фазовые параметры амплитуд вертикальной и продольной составляющих реакции опоры при ходьбе без трости.

<i>Фаза в % ЦШ</i>	<i>Больная сторона</i>	<i>Здоровая сторона</i>	<i>Норма</i>
Z ₁	18	11	13.3
Z ₂	30	31	30.0
Z ₃	40	48	46.8
Y ₁	7	7	9.0
Y ₂	48	53	51.5

Анализ фазовых соотношений основных амплитуд реакций опоры показывает позднее наступление максимума ускорения подъема и раннее наступление максимума ускорения падения, что является следствием стремления больной конечности сократить до минимума период одиночной опоры. На здоровой стороне данное соотношение равно нормальному при большей продолжительности периода опоры. Максимум торможения продольной составляющей реакции опоры наступает преждевременно для обеих ног. Максимум ускорения также имеет место преждевременно на больной стороне. Оба являются следствием дезактивации движений голеностопного сустава и мышц, ими управляющих.

Вышеизложенное позволяет сделать вывод, что в данный период реабилитации больной использовал адекватное средство дополнительной опоры, т. е. трость, но нагрузка на трость (и, следовательно, на верхнюю конечность) избыточна, что может быть допустимо для физически развитого мужчины.

Следующее исследование произведено через две недели. Пациент пользуется тростью. Нагрузка на трость 30% веса тела. Статическая опороспособность возросла до 45% веса тела. Динамическая опороспособность также возросла до 100% веса тела.

Временные характеристики шага обнаруживают увеличение темпа (т. е. уменьшение времени цикла шага). Фазовые соотношения периодов опоры и переноса не измени-

лись. Практически без изменений осталось и внутреннее фазовое содержание периода опоры (Таблица 3.45).

Таблица 3.45 Временные характеристики шага при ходьбе с тростью.

Показатель	Больная сторона	Здоровая сторона	Норма
Время ЦШ	1.24 с	1.26 с	1.17 с
Период опоры	63%	67%	63%
Период переноса	37%	33%	37%
Перекаат ч-з пятку	7%	4%	6%
Перекаат ч-з ГСС	45%	48%	34%
Перекаат ч-з носок	11%	15%	22%
Двойная опора ⁴³	0.2 с	0.2 с	0.15 с

Гониограммы суставов больной стороны демонстрируют практически нормальные образцы движений в тазобедренном и коленном суставах. В голеностопном суставе амплитуда разгибания в фазу разгрузки остается недостаточной.

На здоровой стороне сгибание коленного сустава в периоде опоры избыточное, и недостаточна амплитуда голеностопного сустава (Рисунок 3.112).

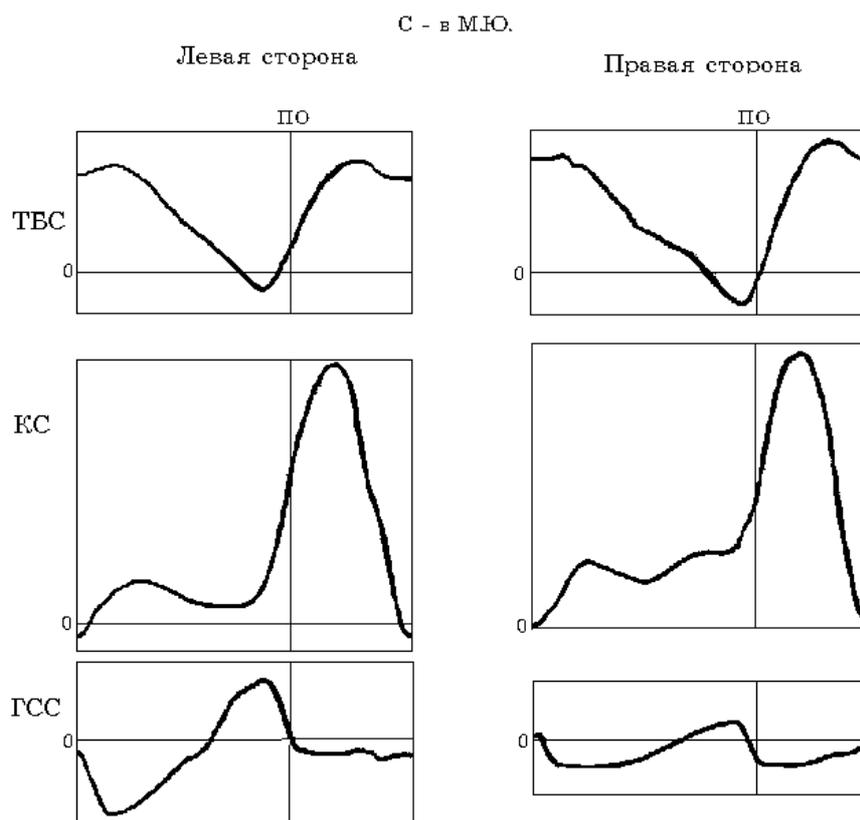


Рисунок 3.112. Гониограммы движений в суставах больной и здоровой стороны при ходьбе с тростью.

При ходьбе без трости время цикла шага сократилось. Соотношение периодов опоры и переноса изменилось в сторону периода опоры (Таблица 3.46).

⁴³Первый период двойной опоры.

Таблица 3.46 Временные характеристики шага при ходьбе без трости.

Показатель	Больная сторона	Здоровая сторона	Норма
Время ЦШ	1.12 с	1.18 с	1.17 с
Период опоры	68%	72%	63%
Период переноса	32%	28%	37%
Перекаат ч-з пятку	7%	3%	6%
Перекаат ч-з ГСС	45%	52%	34%
Перекаат ч-з носок	16%	17%	22%
Двойная опора ⁴⁴	0.18 с	0.2 с	0.15 с

Гониограммы суставов при ходьбе пациента без трости показывают увеличение амплитуды сгибания коленного сустава и с больной, и, особенно, со здоровой стороны, а также увеличение всех амплитуд голеностопного сустава с здоровой стороны (Рисунок 3.113).

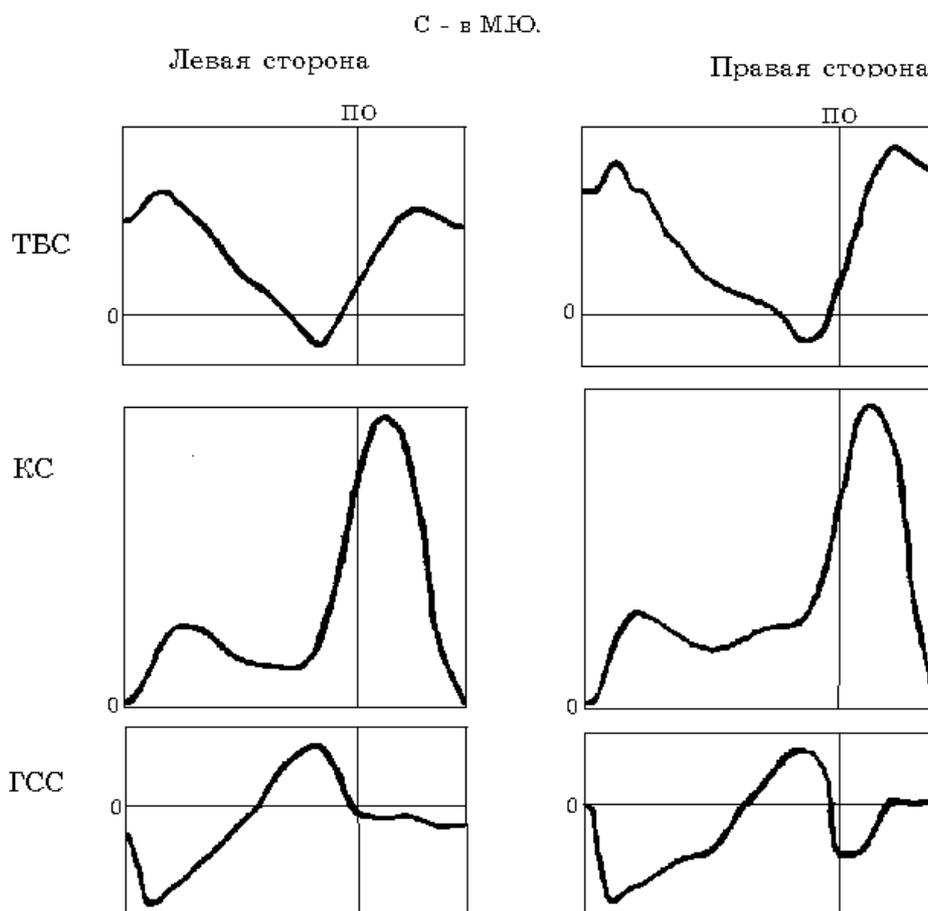


Рисунок 3.113. Гониограммы движений в суставах больной и здоровой стороны при ходьбе без трости.

Сравнение амплитуд реакций опоры с предшествующим исследованием показывает, что произошло увеличение динамической опороспособности больной ноги до 100% веса тела. Это результат улучшившейся функции голеностопного сустава и его разгибателей. Произошло также выравнивание продольных динамических нагрузок на опор-

⁴⁴Первый период двойной опоры.

но-двигательный аппарат. Однако, амплитуда торможения осталась сниженной на больной стороне (следствие болевого синдрома и недостаточности сгибателей голеностопного сустава) (Таблица 3.47).

Таблица 3.47 Амплитуды вертикальной и продольной составляющих реакции опоры при ходьбе без трости.

<i>Амплитуда в % веса тела</i>	<i>Больная сторона</i>	<i>Здоровая сторона</i>	<i>Норма</i>
Z ₁	95	105	113.4
Z ₂	87	83	77.5
Z ₃	100	107	111.6
Y ₁	6	12	17
Y ₂	14	19	19.5

Таблица 3.48 Фазовые параметры амплитуд вертикальной и продольной составляющих реакции опоры при ходьбе без трости.

<i>Фаза в % ЦШ</i>	<i>Больная сторона</i>	<i>Здоровая сторона</i>	<i>Норма</i>
Z ₁	21	13	13.3
Z ₂	34	36	30.0
Z ₃	45	50	46.8
Y ₁	7	8	9.0
Y ₂	51	52	51.5

Фазовые параметры реакций опоры не имеют существенных изменений по сравнению с предшествующим исследованием (Таблица 3.10). Обращает внимание, что максимум ускорения падения на больной стороне не только возрос по амплитуде, но и происходит своевременно. Динамику течения восстановительного периода данного пациента по последнему исследованию можно характеризовать как положительную, а средство дополнительной опоры как адекватное. Однако, темпы восстановления функций явно недостаточные.

Последнее исследование проведено через три недели после предыдущего. Пациент продолжал пользоваться тростью. Статическая опороспособность больной конечности составила 45% веса тела, динамическая опороспособность - 95-105% веса тела. На трость больной прикладывал усилие в среднем в 34% веса тела. Временные характеристики шага при ходьбе без трости показывают практически прежнее соотношение периодов цикла шага и перекатов стопы, что и ранее (Таблица 3.49).

Таблица 3.49 Временные характеристики шага при ходьбе без трости.

<i>Показатель</i>	<i>Больная сторона</i>	<i>Здоровая сторона</i>	<i>Норма</i>
Время ЦШ	1.12 с	1.16 с	1.17 с
Период опоры	64%	67%	63%
Период переноса	36%	33%	37%
Перекаат ч-з пятку	6%	3%	6%
Перекаат ч-з ГСС	44%	48%	34%
Перекаат ч-з носок	14%	16%	22%

Двойная опора ⁴⁵	0.14 с	0.18 с	0.15 с
-----------------------------	--------	--------	--------

При исследовании реакций опоры существенной динамики по сравнению с предшествующим обследованием не обнаружено (Таблица 3.50 и Таблица 3.51). Однако, амплитуда вертикальной составляющей реакции опоры (максимум ускорения падения) возросла до 105% веса тела.

Таблица 3.50 Амплитуды вертикальной и продольной составляющих реакции опоры при ходьбе без трости.

Амплитуда в % веса тела	Больная сторона	Здоровая сторона	Норма
Z ₁	95	105	113.4
Z ₂	90	93	77.5
Z ₃	105	114	111.6
Y ₁	6	12	17
Y ₂	13	17	19.5

Таблица 3.51 Фазовые параметры амплитуд вертикальной и продольной составляющих реакции опоры при ходьбе без трости.

Фаза в % ЦШ	Больная сторона	Здоровая сторона	Норма
Z ₁	17	13	13.3
Z ₂	32	37	30.0
Z ₃	45	49	46.8
Y ₁	6	10	9.0
Y ₂	53	57	51.5

Отсутствие существенной динамики восстановления функций говорит о том, что в данном случае имело место недостаточно активное ведение пациента (физиолечение и ЛФК не проводились).

⁴⁵Первый период двойной опоры.

3. ПАТОЛОГИЯ - ОБЩАЯ ЧАСТЬ	296
3.1 КЛАССИФИКАЦИЯ ВОЗМОЖНЫХ ПРИЧИН ПАТОЛОГИИ ПОХОДКИ	297
3.2 РОЛЬ И МЕСТО АНАЛИЗА ДВИЖЕНИЙ В СИСТЕМЕ МЕДИЦИНСКОЙ И СОЦИАЛЬНОЙ ПОМОЩИ.....	299
3.3 КЛАССИФИКАЦИЯ ИЗМЕНЕНИЙ ПАРАМЕТРОВ ПОХОДКИ.....	301
3.4 ТИПИЧНЫЕ ФУНКЦИОНАЛЬНЫЕ РЕАКЦИИ ОПОРНО-ДВИГАТЕЛЬНОГО АППАРАТА ПРИ ПАТОЛОГИИ	319
3.5 ОБЩИЕ КОМПЕНСАТОРНЫЕ РЕАКЦИИ ОПОРНО-ДВИГАТЕЛЬНОГО АППАРАТА НА ПАТОЛОГИЮ.....	327
3.6 КОМПЕНСАТОРНЫЕ РЕАКЦИИ ПРИ ИЗМЕНЕНИИ ОТНОСИТЕЛЬНОЙ ДЛИНЫ НИЖНЕЙ КОНЕЧНОСТИ.....	330
3.7 СИММЕТРИЯ И АСИММЕТРИЯ ПОХОДКИ.....	334
3.8 СРЕДСТВА ДОПОЛНИТЕЛЬНОЙ ОПОРЫ	338
3. ПАТОЛОГИЯ - ОБЩАЯ ЧАСТЬ	296
3.1 КЛАССИФИКАЦИЯ ВОЗМОЖНЫХ ПРИЧИН ПАТОЛОГИИ ПОХОДКИ	297
3.2 РОЛЬ И МЕСТО АНАЛИЗА ДВИЖЕНИЙ В СИСТЕМЕ МЕДИЦИНСКОЙ И СОЦИАЛЬНОЙ ПОМОЩИ.....	299
3.3 КЛАССИФИКАЦИЯ ИЗМЕНЕНИЙ ПАРАМЕТРОВ ПОХОДКИ.....	301
3.3.1 ПРОСТРАНСТВЕННЫЕ ПАРАМЕТРЫ	301
3.3.2 ВРЕМЕННЫЕ ХАРАКТЕРИСТИКИ ШАГА	302
3.3.2.1 ПЕРЕКАТЫ СТОПЫ	304
3.3.3 КИНЕМАТИЧЕСКИЕ ПАРАМЕТРЫ.....	307
3.3.3.1 ОБЩИЕ ПОНЯТИЯ	307
3.3.3.2 ХАРАКТЕРИСТИКА ДВИЖЕНИЙ В САГИТТАЛЬНОЙ ПЛОСКОСТИ	310
3.3.3.3 ХАРАКТЕРИСТИКА ДВИЖЕНИЙ ВО ФРОНТАЛЬНОЙ ПЛОСКОСТИ	311
3.3.3.4 ХАРАКТЕРИСТИКА ДВИЖЕНИЙ В ГОРИЗОНТАЛЬНОЙ ПЛОСКОСТИ	312
3.3.3.5 ФУНКЦИОНАЛЬНАЯ КЛАССИФИКАЦИЯ КОНТРАКТУР СУСТАВОВ	313
3.3.4 ДИНАМИЧЕСКИЕ ПАРАМЕТРЫ.....	316
3.3.5 ПРОФИЛЬ БИОЭЛЕКТРИЧЕСКОЙ АКТИВНОСТИ МЫШЦ.....	317
3.4 ТИПИЧНЫЕ ФУНКЦИОНАЛЬНЫЕ РЕАКЦИИ ОПОРНО-ДВИГАТЕЛЬНОГО АППАРАТА ПРИ ПАТОЛОГИИ	319
3.4.1 ПРОСТРАНСТВЕННЫЕ ПАРАМЕТРЫ	319

3.4.1.1 СКОРОСТЬ ШАГА	319
3.4.1.2 ЧАСТОТА ШАГА	319
3.4.1.3 ДЛИНА ШАГА.....	320
3.4.1.4 БАЗА ШАГА.....	320
3.4.1.5 УГОЛ РАЗВОРОТА СТОПЫ.....	321
3.4.1.6 КЛИРЕНС	323
3.4.2 ВРЕМЕННЫЕ ПАРАМЕТРЫ	323
3.4.2.1 ВРЕМЯ ЦИКЛА ШАГА	324
3.4.2.1.1 Период опоры и переноса	324
3.4.2.1.2 Период двойной и одиночной опоры.....	324
3.4.3 КИНЕМАТИЧЕСКИЕ ПАРАМЕТРЫ.....	324
3.4.3.1 ДВИЖЕНИЯ СГИБАНИЯ-РАЗГИБАНИЯ	324
3.4.3.2 ДВИЖЕНИЯ ОТВЕДЕНИЯ-ПРИВЕДЕНИЯ	324
3.4.3.3 РОТАЦИОННЫЕ ДВИЖЕНИЯ	325
3.4.4 ДИНАМИЧЕСКИЕ ПАРАМЕТРЫ.....	325
3.4.4.1 ГОРИЗОНТАЛЬНАЯ СОСТАВЛЯЮЩАЯ.....	325
3.4.4.2 ПРОДОЛЬНАЯ СОСТАВЛЯЮЩАЯ.....	325
3.4.4.3 ПОПЕРЕЧНАЯ СОСТАВЛЯЮЩАЯ.....	326
3.4.5 БИОЭЛЕКТРИЧЕСКАЯ АКТИВНОСТЬ МЫШЦ.....	326
3.5 ОБЩИЕ КОМПЕНСАТОРНЫЕ РЕАКЦИИ ОПОРНО-ДВИГАТЕЛЬНОГО АППАРАТА НА ПАТОЛОГИЮ.....	327
3.5.1 ПРАВИЛО ПЕРЕРАСПРЕДЕЛЕНИЯ ФУНКЦИЙ.....	327
3.5.2 ПРАВИЛО ФУНКЦИОНАЛЬНОГО КОПИРОВАНИЯ.....	328
3.5.3 ПРАВИЛО ОБЕСПЕЧЕНИЯ ОПТИМУМА	328
3.6 КОМПЕНСАТОРНЫЕ РЕАКЦИИ ПРИ ИЗМЕНЕНИИ ОТНОСИТЕЛЬНОЙ ДЛИНЫ НИЖНЕЙ КОНЕЧНОСТИ	330
3.6.1 МЕХАНИЗМЫ КОМПЕНСАЦИИ ОТНОСИТЕЛЬНОГО УДЛИНЕНИЯ НИЖНЕЙ КОНЕЧНОСТИ	330
3.6.2 МЕХАНИЗМЫ КОМПЕНСАЦИИ ОТНОСИТЕЛЬНОГО УКРОЧЕНИЯ НИЖНЕЙ КОНЕЧНОСТИ	332
3.7 СИММЕТРИЯ И АСИММЕТРИЯ ПОХОДКИ.....	334
3.7.1 ФИЗИОЛОГИЧЕСКАЯ АСИММЕТРИЯ ПОХОДКИ.....	334
3.7.2 ЧТО ИЗМЕРЯТЬ?	335
3.7.3 КАКАЯ АСИММЕТРИЯ НОРМАЛЬНА?	336
3.8 СРЕДСТВА ДОПОЛНИТЕЛЬНОЙ ОПОРЫ	338
3.8.1 КРИТЕРИИ НАЗНАЧЕНИЯ СРЕДСТВ ДОПОЛНИТЕЛЬНОЙ ОПОРЫ	339
3.8.2 КЛИНИЧЕСКИЙ ПРИМЕР	342
Рисунок 3.1 Схема взаиморасположения рычагов сегментов нижней конечности и ее пояса.....	321
Рисунок 3.2 Фронтализация оси голеностопного сустава при блокировании движений в таранно-пяточном (А). Нормальное взаиморасположение осей голеностопного и таранно-пяточного суставов (Б). Большой стрелкой обозначено направление движения (ходьбы).....	322

Рисунок 3.3 Фронтализация оси подтаранного сустава при блокировании движений в голеностопном.	323
Рисунок 3.4 Период переноса, осуществляемый посредством кругового движения. ...	331
Рисунок 3.5 Подбрасывание таза.	331
Рисунок 3.6 Механизм подскока.	332
Рисунок 3.7 Компенсация относительного укорочения опорной конечности сгибанием тазобедренного, коленного и голеностопного суставов контрлатеральной.	333
Рисунок 3.8 Механизм разгрузки больной конечности с помощью трости.	341
Рисунок 3.9 Гониограммы движений в суставах больной и здоровой стороны при ходьбе с тростью.	343
Рисунок 3.10 Гониограммы движений в суставах больной и здоровой стороны при ходьбе без трости.	344
Рисунок 3.11 Гониограммы движений в суставах больной и здоровой стороны при ходьбе с тростью.	345
Рисунок 3.12 Гониограммы движений в суставах больной и здоровой стороны при ходьбе без трости.	347
Рисунок 3.13 Гониограммы движений в суставах больной и здоровой стороны при ходьбе с тростью.	349
Рисунок 3.14 Гониограммы движений в суставах больной и здоровой стороны при ходьбе без трости.	350

ТАБЛИЦА 3.1 ВРЕМЕННЫЕ ХАРАКТЕРИСТИКИ ШАГА ПРИ ХОДЬБЕ С ТРОСТЬЮ.	342
ТАБЛИЦА 3.2 ВРЕМЕННЫЕ ХАРАКТЕРИСТИКИ ШАГА ПРИ ХОДЬБЕ БЕЗ ТРОСТИ.	343
ТАБЛИЦА 3.3 ВРЕМЕННЫЕ ХАРАКТЕРИСТИКИ ШАГА ПРИ ХОДЬБЕ С ТРОСТЬЮ.	345
ТАБЛИЦА 3.4 ВРЕМЕННЫЕ ХАРАКТЕРИСТИКИ ШАГА ПРИ ХОДЬБЕ БЕЗ ТРОСТИ.	346
ТАБЛИЦА 3.5 АМПЛИТУДЫ ГОРИЗОНТАЛЬНОЙ И ПРОДОЛЬНОЙ СОСТАВЛЯЮЩИХ РЕАКЦИИ ОПОРЫ ПРИ ХОДЬБЕ БЕЗ ТРОСТИ.	348
ТАБЛИЦА 3.6 ФАЗОВЫЕ ПАРАМЕТРЫ АМПЛИТУД ВЕРТИКАЛЬНОЙ И ПРОДОЛЬНОЙ СОСТАВЛЯЮЩИХ РЕАКЦИИ ОПОРЫ ПРИ ХОДЬБЕ БЕЗ ТРОСТИ.	348
ТАБЛИЦА 3.7 ВРЕМЕННЫЕ ХАРАКТЕРИСТИКИ ШАГА ПРИ ХОДЬБЕ С ТРОСТЬЮ.	349
ТАБЛИЦА 3.8 ВРЕМЕННЫЕ ХАРАКТЕРИСТИКИ ШАГА ПРИ ХОДЬБЕ БЕЗ ТРОСТИ.	350
ТАБЛИЦА 3.9 АМПЛИТУДЫ ВЕРТИКАЛЬНОЙ И ПРОДОЛЬНОЙ СОСТАВЛЯЮЩИХ РЕАКЦИИ ОПОРЫ ПРИ ХОДЬБЕ БЕЗ ТРОСТИ.	351
ТАБЛИЦА 3.10 ФАЗОВЫЕ ПАРАМЕТРЫ АМПЛИТУД ВЕРТИКАЛЬНОЙ И ПРОДОЛЬНОЙ СОСТАВЛЯЮЩИХ РЕАКЦИИ ОПОРЫ ПРИ ХОДЬБЕ БЕЗ ТРОСТИ.	351
ТАБЛИЦА 3.11 ВРЕМЕННЫЕ ХАРАКТЕРИСТИКИ ШАГА ПРИ ХОДЬБЕ БЕЗ ТРОСТИ.	351
ТАБЛИЦА 3.12 АМПЛИТУДЫ ВЕРТИКАЛЬНОЙ И ПРОДОЛЬНОЙ СОСТАВЛЯЮЩИХ РЕАКЦИИ ОПОРЫ ПРИ ХОДЬБЕ БЕЗ ТРОСТИ.	352
ТАБЛИЦА 3.13 ФАЗОВЫЕ ПАРАМЕТРЫ АМПЛИТУД ВЕРТИКАЛЬНОЙ И ПРОДОЛЬНОЙ СОСТАВЛЯЮЩИХ РЕАКЦИИ ОПОРЫ ПРИ ХОДЬБЕ БЕЗ ТРОСТИ.	352

—В—

<i>варусный контакт</i>	188
<i>вальгусный контакт</i>	188

—А—

<i>абсолютно недостаточное движение</i>	191
---	-----

—Д—		—Н—	
<i>деформация сустава</i>	190	<i>недостаточное движение</i>	191
<i>Динамическая опороспособность конечности</i>	222	—П—	
—А—		<i>переразгибание</i>	191
<i>анатомическая база нижних конечностей</i>	204	—О—	
—В—		<i>обратный перекал</i>	188
<i>возвратное движение</i>	190	—Н—	
—А—		<i>наружный перекал</i>	189
<i>аномальное движение</i>	191	—П—	
—Д—		<i>патологическая асимметрия</i>	220
<i>дополнительные движения</i>	193	—Н—	
—В—		<i>начальный контакт</i>	187
<i>внутренний перекал</i>	189	—П—	
<i>высокий контакт пяткой</i>	187	<i>правило обеспечения оптимума</i>	212
—Л—		<i>правило перераспределения функций</i>	210
<i>латеро-медиальный перекал</i>	189	<i>правило функционального копирования</i>	211
—И—		<i>продольный перекал</i>	188
<i>избыточное движение</i>	191	<i>прямой перекал</i>	188
—К—		—Н—	
<i>круговое движение</i>	213	<i>низкий контакт пяткой</i>	187
<i>клиническая база нижних конечностей</i>	204	—П—	
—И—		<i>подбрасывание таза</i>	214
<i>инвертированное движение</i>	191	<i>подскок</i>	215
—К—		<i>поперечный перекал</i>	189
<i>конечный контакт</i>	187	—О—	
<i>контакт лыжника</i>	188	<i>относительно недостаточное движение</i>	191
<i>кошачий контакт</i>	188	<i>относительное удлинение конечности</i>	213
—И—		<i>относительное укорочение конечности</i>	215
<i>истинное движение</i>	190	<i>очевидная хромота</i>	220
<i>исходное положение сустава</i>	192	—С—	
—М—		<i>скрытая хромота</i>	220
<i>медιο-латеральный перекал</i>	189	<i>Статическая опороспособность конечности</i>	222
		—Х—	
		<i>хромота</i>	217

—Ф—

<i>фронтализация</i>	205
<i>физиологическая асимметрия</i>	218
<i>физиологическое движение</i>	191

—У—

<i>установка сустава</i>	191
--------------------------------	-----

4. ПАТОЛОГИЯ ЧАСТНАЯ

4.1 ГОЛЕНОСТОПНЫЙ СУСТАВ

4.1.1 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 артрореза голеностопного сустава в различных позициях (23, 45). Обнаружено, что артрорез 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 артрорез 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.

4.1.2 ПАТОЛОГИЯ В САГИТТАЛЬНОЙ ПЛОСКОСТИ

4.1.2.1 ДЕВИАЦИИ ПОХОДКИ ПРИ ПРАВИЛЬНОМ ПОЛОЖЕНИИ ГОЛЕНОСТОПНОГО СУСТАВА

4.1.2.1.1 НЕДОСТАТОЧНОЕ РАЗГИБАНИЕ

Голеностопный сустав производит два относительно быстрых разгибания, которые приходится на период опоры. Первое происходит в фазы *контакта* и *нагрузки*, 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 указанные фазы, т. е. в начале и в конце периода опоры. Фактически это приводит к избыточному пяточному перекату, увеличению времени опоры на область пятки с соответствующими изменениями на подопламе. Постановка всей стопы на опору будет тем больше зависеть от активности пяточного переката, чем меньше амплитуда первого разгибания голеностопного сустава (Γ_1). Активность носочного переката будет наоборот снижаться с уменьшением амплитуды второго разгибания голеностопного сустава (Γ_3). Недостаточное разгибание (Γ_3) - причина относительного укорочения конечности в фазу *разгрузки*. Последнее 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 (K_1) будет увеличиваться соответственно снижению амплитуды первого разгибания голеностопного сустава (Γ_1).

4.1.2.1.2 НЕДОСТАТОЧНОЕ СГИБАНИЕ

Голеностопный сустав производит два сгибания за цикл шага. Первое сгибание занимает фазы *нагрузки*, *подъема* и завершается в конце фазы *падения*, второе - 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 перекал. В период переноса недостаточное сгибание голеностопного сустава может привести к уменьшению клиренса⁴⁶. Отметим, что для нормальной походки клиренс в среднем составляет 1.6 см и не превышает 2.5 см (98).

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 контрлатеральной стороны (последний находится в периоде опоры).

⁴⁶Клиренсом в технике называется расстояние между нижней точкой какого-либо движущегося механизма и поверхностью опоры, дороги. В данном случае клиренсом называется расстояние между нижней точкой траектории стопы в периоде переноса и поверхностью опоры.

4.1.2.1.3 СГИБАТЕЛЬНО-РАЗГИБАТЕЛЬНАЯ НЕЙТРАЛЬНАЯ РИГИДНАЯ КОНТРАКТУРА ГОЛЕНОСТОПНОГО СУСТАВА

Такая 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. Ниже приведена гониограмма голеностопного сустава, имеющего сгибательно-разгибательную нейтральную ригидную контрактуру (Рисунок 4.114).

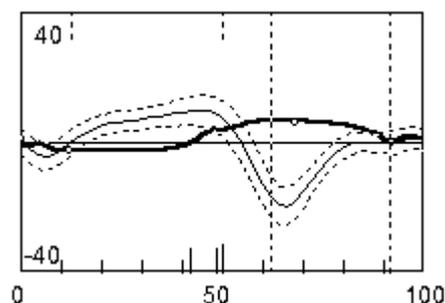


Рисунок 4.114. Гониограмма голеностопного сустава при сгибательно-разгибательной нейтральной ригидной контрактуре⁴⁷. Здесь и далее: тонкая линия с пунктиром - норма, вертикальная пунктирная линия на 62% ЦШ - конец периода опоры в норме, вторая такая же линия - конец периода опоры пациента.

Постановка стопы на опору становится возможной только перекатом через пятку за счет сгибания в коленном суставе. Последний увеличивает амплитуду первого сгибания (K_1), в среднем, в два раза (72). 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* (Рисунок 4.115).

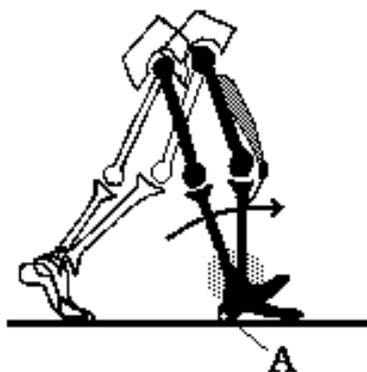


Рисунок 4.115. Механика фазы нагружения - голеностопный сустав фиксирован в нейтральном положении. **A** - гипотетическая ось переката через пятку.

Из других симптомов будет характерно:

- увеличение времени пяточного и носочного перекатов,
- сокращение времени опоры на всю стопу, которое в норме соответствует голеностопному перекату,

⁴⁷Фрагмент отчета программно-аппаратного комплекса анализа движений “МБН-БИОМЕХАНИКА”.

- 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 контрлатеральной стороне.

4.1.2.2 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 лишь движения разгибания. Сгибанием будет являться возврат в исходное положение.

В цикле шага имеются только две фазы, в которые положение разгибания голеностопного сустава будет вызывать наименьшие изменения - это фазы *нагружения* и *разгрузки*. Данное положение верно, если разгибание от нейтрального положения не превышает 20 градусов, что близко к нормальному значению амплитуд (Γ_1) и (Γ_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. Это имеет место только при отсутствии существенной патологии на вышележащем уровне или болевого синдрома, а также других факторов, уменьшающих длину шага. Критическая величина в 20 градусов определяется углом между вертикалью и продольной осью нижней конечности (72). 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 (Рисунок 4.116).

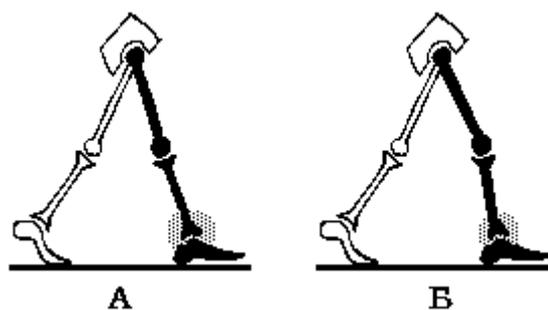


Рисунок 4.116. Возможность контакта пяткой зависит от взаиморасположения голеностопного и тазобедренного суставов (А) или голеностопного и коленного (Б).

При сохранении контакта пяткой пяточный перекат, тем не менее, остается недостаточным. Такое состояние в англоязычной литературе получило название - *низкий контакт пяткой*. Ниже приведена гониограмма голеностопного сустава при низком контакте пяткой (Рисунок 4.117).

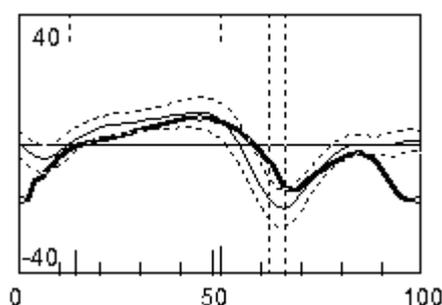


Рисунок 4.117. Низкий контакт пяткой на гониограмме движений голеностопного сустава. В начале цикла шага сустав имеет установку в разгибании⁴⁸.

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.

Если при физическом обследовании пациента диагностировать контакт всей стопой можно довольно часто, то современные, точные методы исследования, за редким исключением, позволяют более точно дифференцировать всю структуру переката.

В целом, *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. При этом углы исходного положения составляют порядка 20 градусов сгибания в коленном и 20 граду-

⁴⁸Фрагмент отчета программно-аппаратного комплекса анализа движений “МБН-БИОМЕХАНИКА”.

сов разгибания в голеностопном суставах или превышают его (Рисунок 4.118). При таких условиях в фазу контакта пятка оказывается выше своего переднего отдела (72).

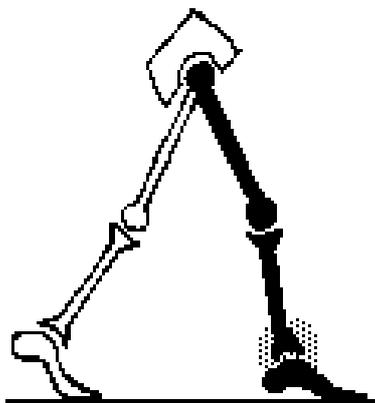


Рисунок 4.118. Контакт передним отделом стопы.

Фаза нагружения

Биомеханика этой фазы будет зависеть от типа контакта, имевшего место в предшествующей фазе. Если имел место низкий контакт пяткой, то пяточный перекал будет недостаточным. Соответственно этому, прогрессия голени в направлении движения уменьшится, что приведет к недостаточному сгибанию коленного сустава (K_1).

Аналогичная картина наблюдается в случае контакта всей стопой. В данном случае, пяточный перекал будет полностью отсутствовать. При наличии исходного сгибания коленного сустава амплитуда (K_1) может достигать нормы по абсолютному значению, однако, амплитуда реального сгибания будет недостаточной ввиду наличия 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 именно⁴⁹:

1. При мобильном голеностопном суставе - обратный перекал.

Если голеностопный сустав сохраняет возможность сгибания, так называемая “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 (72). Это - **обратный перекал** (Рисунок 4.119).



Рисунок 4.119. Обратный перекал. Вид подограммы при обратном перекале левой стопы (верхний комплекс), нижний - правая с нормальным перекалом⁵⁰.

⁴⁹Поскольку автору не удалось обнаружить общепринятого названия данных механизмов функционирования опорно-двигательного аппарата в доступной отечественной и зарубежной литературе, он приводит собственные.

- А** - контакт пяткой,
- Б** - контакт головкой пятой плюсневой кости,
- В** - контакт носком стопы,
- Г** - контакт головкой первой плюсневой кости.

При эластической контрактуре, когда сохраняется возможность сгибания под нагрузкой, также может наблюдаться *обратный перекаат*.

Клиническое дифференцирование этих состояний, как правило, не вызывает трудностей. Косвенными дифференциальными биомеханическими симптомами могут служить скорость сгибания сустава⁵¹ 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 перекаата, 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 течении всего периода опоры (Рисунок 4.120).

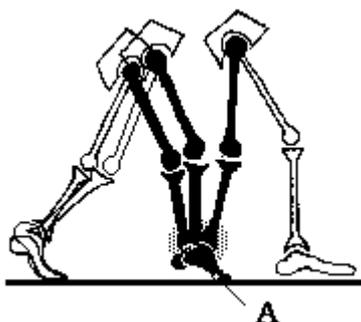


Рисунок 4.120. Механизм постоянной зоны опоры. (А) - гипотетическая ось вращения.

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 рекурвации⁵² коленного сустава (Рисунок 4.121).

⁵⁰Фрагмент страницы исследования программно-аппаратного комплекса анализа движений МБН-БИОМЕХАНИКА.

⁵¹Скорость 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.

⁵²Рекурвация - *истинное разгибание* или *переразгибание* сустава. Термин применяется только по отношению к коленному и локтевому суставам.

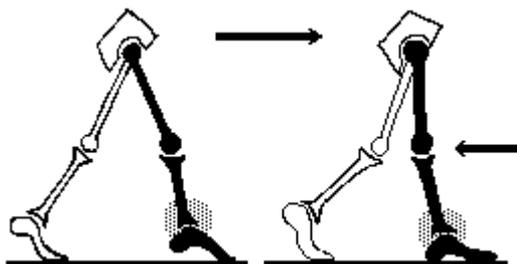


Рисунок 4.121. Рекурсивный механизм фазы нагружения.

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 \geq *угол разгибания голеностопного сустава*.

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 перекал через голеностопный сустав. Поскольку сгибание полной амплитуды в суставе невозможно, то длина шага контрлатеральной стороны будет меньше, чем стороны, находящейся на опоре. В данном случае действует общее правило: большая сторона выполняет преимущественно функцию переноса, а здоровая - опоры. Возможны четыре следующих механизма реализации прогрессии тела⁵³:

- вращение,
- замена,
- рекурвация,
- наклон.

Из них механизмы *замены*, *рекурвации* и *наклона* предполагают достижение контакта с опорой всей стопой в фазе *нагружения*. Вращение является логическим продолжением механизма *постоянной зоны опоры*.

1. Вращение.

Начатый в фазу *нагружения* перекал через носок продолжается всю последующую фазу. Фактически происходит вращение вокруг оси, приблизительно совпадающей с головками плюсовых костей (Рисунок 4.120).

⁵³Поскольку автору не удалось обнаружить названия данных механизмов функционирования опорно-двигательного аппарата в доступной отечественной и зарубежной литературе, он приводит собственные.

Кроме упомянутой деформации по типу “конской стопы,” 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” (72). 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. (72).

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 (Рисунок 4.122). Однако это относительная инверсия: бедро фактически остается на месте, а туловище (вместе с тазом) поворачивается вперед вокруг оси сгибания-разгибания тазобедренного сустава.

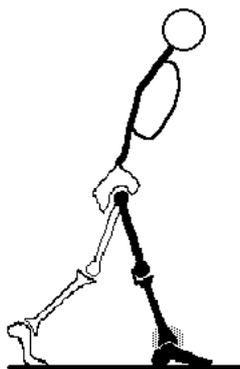


Рисунок 4.122. Механизм наклона.

Опорная конечность остается неподвижной. Реальная прогрессия за счет действия голеностопного или коленного суставов⁵⁴ сменяются псевдопрогрессией - сгибанием тазобедренного сустава, изменением взаиморасположения масс тела. Это наиболее тяжелый контингент больных в данной группе. Скорость шага составляет, в среднем, 15% от нормы (72).

⁵⁴Как известно, в норме в этом участвует и тазобедренный сустав, но имеет место разгибание.

Фаза падения

В норме в эту фазу голеностопный перекал сменяется носочным в силу перемещения проекции ОЦМ на передний отдел стопы. В соответствии с этим, в данную фазу 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 течении данной фазы.

Фаза передачи

Поскольку в норме именно в эту фазу разгибание имеет максимальную амплитуду, девиации будут минимальны.

Одна из важнейших проблем фазы *передачи* - механизм сгибания коленного сустава. Возможны два варианта⁵⁵:

- физиологический,
- аномальный.

Физиологический вариант предполагает, что носочный перекал 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 контрлатеральную 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 экстензионной установки его 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

⁵⁵Поскольку автору не удалось обнаружить общепринятого названия данных вариантов функционирования опорно-двигательного аппарата в доступной отечественной и зарубежной литературе, он приводит собственные.

В этой фазе разгибательная установка голеностопного сустава является одной из существенных проблем для перемещения конечности вперед. Возможны два основных механизма решения этой проблемы⁵⁶:

- компенсированный,
- декомпенсированный.

В первом случае имеются два варианта:

Первый имеет место, если сохраняется *адекватная* функция коленного и тазобедренного суставов. В этом случае тазобедренный сустав имеет *избыточное сгибание*, что позволяет увеличить *клиренс* (Рисунок 4.123 (А)).

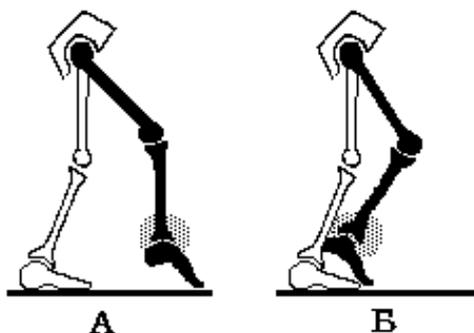


Рисунок 4.123. Поддержание клиренса при адекватной функции коленного и тазобедренного суставов (А), при относительной недостаточности сгибания тазобедренного сустава (Б).

Второй вариант может быть реализован, если существует *относительно недостаточное сгибание* в тазобедренном суставе. В этом случае поддержание должного клиренса происходит за счет избыточного сгибания в коленном суставе (Рисунок 4.123 (Б)). Данный вариант является, с позиции биомеханики, менее благоприятным, чем первый. 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. Так или иначе, данный вариант следует признать пограничным, субкомпенсированным.

При декомпенсации используются механизмы относительного удлинения конечности, запущенные в предшествующей фазе.

Фаза торможения

Нарушения клиренса в эту фазу - редкая находка (72), потому, что конечность, вынесенная вперед даже при разогнутом голеностопном суставе, будет терять часть своей длины в проекции на фронтальную плоскость. Последнее остается верным 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 контрлатеральной стороне в конце фазы падения

⁵⁶Поскольку автору не удалось обнаружить общепринятого названия данных вариантов функционирования опорно-двигательного аппарата в доступной отечественной и зарубежной литературе, он приводит собственные.

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*.

4.1.2.3 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. Ниже дана гониограмма голеностопного сустава с начальным положением в сгибании (Рисунок 4.124).

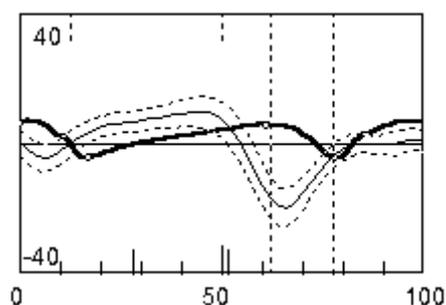


Рисунок 4.124 Гониограмма голеностопного сустава. Начальное положение в сгибании⁵⁷.

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 (15, 72). Если ригидная экстензионная контрактура голеностопного сустава известна как *конская стопа*, то ригидная флексионная контрактура получила название - *пяточная стопа*. Умеренная и выраженная степени флексионной контрактуры автор предлагает назвать по аналогии с такими же степенями экстензионной, а именно: *высокая пятка*.

Фаза контакта

В данную фазу флексионное положение стопы не будет иметь существенного влияния в силу ее кратковременности, но можно уже констатировать, что пяточный перекаат будет избыточным. Эта позиция нестабильна (72), однако, результат нестабильности может быть виден только в последующих фазах.

Фаза нагружения

Характеризуется избыточным пяточным перекаатом. Возможны два варианта протекания этой фазы в зависимости от степени деформации. Первый имеет место в случае умеренной и выраженной степени деформации, второй - при ригидной. Вследствие этого механизм перекаата может быть двух видов:

- избыточный

⁵⁷Фрагмент отчета программно-аппаратного комплекса анализа движений "МБН-БИОМЕХАНИКА".

- абсолютный.

1. *Избыточный перекал* характеризуется увеличением продвижения голени вперед (т. е. голень движется вместе со стопой (Рисунок 4.125).

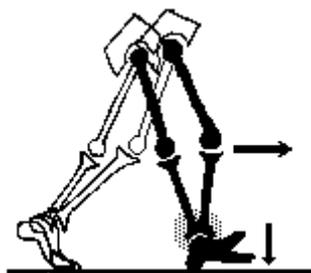


Рисунок 4.125. Результат избыточного пяточного перекалa.

Следствие избыточного перекалa - 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 перекал*, как следует из названия, 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 перекал, то динамика фазы подъема может проходить двумя способами⁵⁸:

- последовательный,
- жесткий.

1. *Последовательный способ* характерен для случаев, когда сохраняется возможность 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. В силу вышесказанного, 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 нагрузки⁵⁹ происходит быстрое, резкое сгибание голени.

⁵⁸Поскольку автору не удалось обнаружить общепринятого названия данных способов функционирования опорно-двигательного аппарата в доступной отечественной и зарубежной литературе, он приводит собственные.

⁵⁹С 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.

ностопного сустава, что вторично вызывает адекватное ему сгибание коленного сустава. Оба действия вместе равносильны короткому падению, провалу пациента.

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 случае применения 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

Ключевым симптомом избыточного сгибания голеностопного сустава в данной фазе - это своевременное прекращение контакта пятки с поверхностью опоры⁶⁰. Возможны три функциональных механизма, используемых в фазу падения⁶¹:

- поздний перекат,
- наведенный перекат
- непрерывный перекат

1. *Поздний перекат*. Перекат через передний отдел стопы запаздывает в силу наличия 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.

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 (Рисунок 4.126).

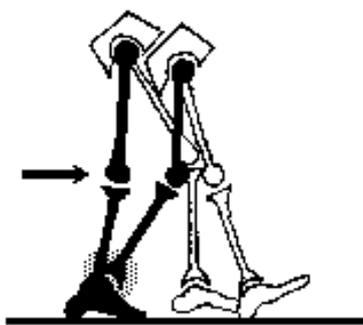


Рисунок 4.126. Механизм наведенного переката.

⁶⁰Последнее должно быть выполнено в самом начале фазы падения.

⁶¹Поскольку автору не удалось обнаружить общепринятого названия данных вариантов функционирования опорно-двигательного аппарата в доступной отечественной и зарубежной литературе, он приводит собственные.

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 пережат - это продолжающийся пяточный пережат. Данная форма может быть использована при завершенной флекссионной 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 контрлатеральной стороны (компенсаторное относительное укорочение противоположной ноги).

Последние два механизма используются, если в этой фазе стопа остается в контакте с опорой только пяткой (абсолютный пережат). В таком случае коленный сустав остается малоактивным и в течении всего периода опоры находится в положении, близком к нейтральному⁶².

Фаза ускорения и фаза продвижения

Как было сказано выше, период переноса вообще мало подвержен изменениям в результате избыточного сгибания голеностопного сустава. Две первые фазы его, как правило, не имеют собственной симптоматики. Фаза ускорения может иметь сопутствующие симптомы:

- недостаточное сгибание коленного сустава ипсилатеральной стороны,
- избыточное сгибание коленного сустава контрлатеральной стороны,

а также некоторые другие, которые отражают лишь влияние установок предшествующей фазы.

Фаза торможения

В эту фазу возможна сгибательная установка коленного сустава. Патогенез ее может иметь следующую природу:

- произвольное сгибание с целью уменьшения активности пяточного пережата,
- вынужденное сгибание, которое происходит в силу натяжения *m. gastrocnemius lateralis* и *m. gastrocnemius medialis* (Рисунок 4.127).

⁶²Разумеется, это верно только при отсутствии другой значимой патологии опорно-двигательного аппарата.

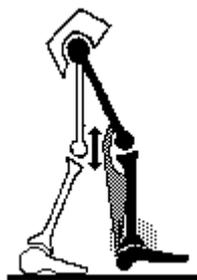


Рисунок 4.127. Механизм вынужденного сгибания коленного сустава в конце периода переноса.

Этот механизм может быть реализован при:

- установке голеностопного сустава в положении полного сгибания⁶³,
- различных патологических и инволютивных процессах в мышцах, сопровождающихся потерей их эластичности,
- других патологических процессах мягких тканей задней половины голени.

4.1.3 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. Обратное явление - гипермобильность - также 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,
- 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 - X-образная деформация коленных суставов, варусной - O-образная деформация (Рисунок 4.128).

⁶³Это возможно только при свежей патологии, т. к. далее мышцы “привыкают” к новому состоянию, и болевой порог снижается.

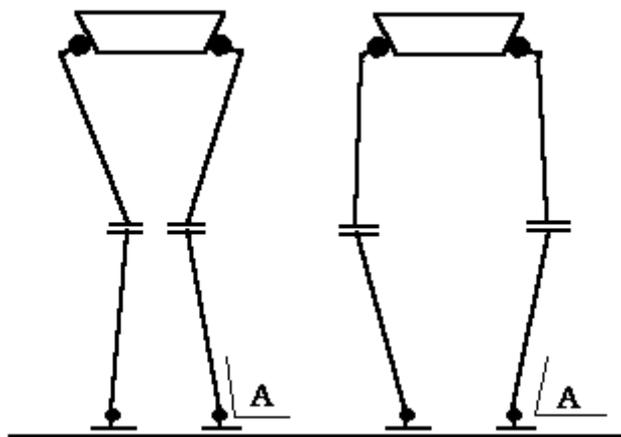


Рисунок 4.128. Вальгусная (справа) и варусная (слева) установка стопы по отношению к голени при X и O-образной деформации коленных суставов. А - угол между голенью и стопой.

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 перекал стопы по опоре и заметить патологические установки, неотмечаемые визуально в статике при обследовании пациента.

1. Вальгусная деформация

Для вальгусной деформации, в целом, характерен *внутренний перекал* стопы по опоре. Фактически, это перекал 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 *медιο-латеральный перекал*. Медιο-латеральный перекал может быть легко диагностирован по подограмме. Критерием служит начало опоры на область головки I плюсневой кости раньше Vⁱⁱ. Пример подограммы медιο-латерального перекала приведен ниже (Рисунок 4.129).

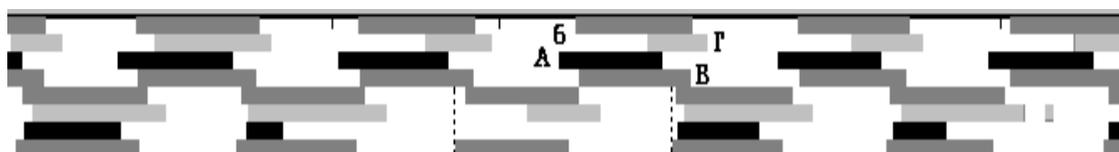


Рисунок 4.129. Подограмма медιο-латерального перекала (правая стопа - нижний графический блок). Вертикальные штриховые линии обозначают момент начала периода опоры, который совпадает с контактом на область головки I плюсневой кости, после чего происходит нагружение головки V плюсневой кости. Обозначения контактов даны на подограмме левой стопы⁶⁴.

- А - контакт пятки,
- б - контакт области под головкой V плюсневой кости,
- Г - контакт носком,

⁶⁴Фрагмент экрана исследования программно-аппаратного комплекса “МБН-БИОМЕХАНИКА”.

В - контакт областью под головкой I плюсневой кости.

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

Из других симптомов возможно увеличение амплитуды отведения в период опоры. Обнаружение этого симптома во многом зависит от техники измерения.

Если для отметки изолинии на гониограммах используется положение основной стойки, то в этом случае 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.

Отечественный программно-аппаратный комплекс “МБН-БИОМЕХАНИКА” позволяет регистрировать гониограмму непосредственно от нейтрального положения независимо от имеющейся деформации (Рисунок 4.130).

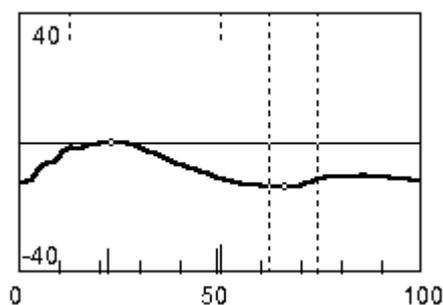


Рисунок 4.130. Гониограмма движений приведения-отведения на уровне голеностопного сустава⁶⁵. В начале цикла шага сустав имеет установку в положении отведения (вальгусную). В первую половину периода опоры происходит приведение до нейтрального положения (инверсия), которое совпадает с концом первого периода двойной опоры.

2. Варусная деформация.

Для варусной деформации характерен, соответственно, наружный перекат (Рисунок 4.131). Возможные варианты подограммы при варусной деформации:

- поздний контакт на область головки первой плюсневой кости
- отсутствие контакта на область головки первой плюсневой кости

⁶⁵Фрагмент экрана исследования программно-аппаратного комплекса “МБН-БИОМЕХАНИКА”.



Рисунок 4.131. Наружный пережат (левая стопа, сверху). Полностью отсутствует опора на головку первой плюсневой кости, контакт пятки спорадический⁶⁶.

- 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 классическая подометрия теряет всякий смысл.

Ниже приведена гониограмма движений отведения-приведения на уровне голеностопного сустава с начальным положением сустава в приведении (Рисунок 4.132).

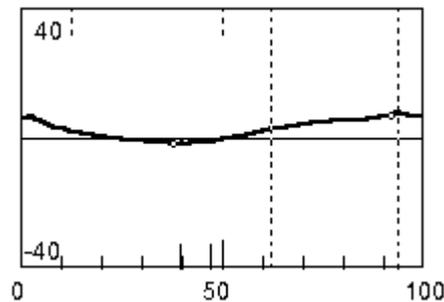


Рисунок 4.132. Гониограмма движений отведения-приведения на уровне голеностопного сустава⁶⁷. Исходное положение в приведении, после чего происходит отведение (возвратное, т.к. идет возвращение в нейтральное положение), которое вновь сменяется истинным приведением.

4.1.4 ПАТОЛОГИЯ В ГОРИЗОНТАЛЬНОЙ ПЛОСКОСТИ

Ротационные движения стопы относительно голени остаются малоизученной областью, так как способы их измерения и регистрации стали доступны совсем недавно. Клинически же 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. Возможны три варианта:

- увеличение амплитуды наружной ротации
- увеличение амплитуды внутренней ротации
- 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:

⁶⁶Фрагмент экрана исследования программно-аппаратного комплекса “МБН-БИОМЕХАНИКА”.

⁶⁷Фрагмент экрана исследования программно-аппаратного комплекса “МБН-БИОМЕХАНИКА”.

- наружной ротации
- внутренней ротации
- нейтральном положении

В целом, 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 сильно влиять конечная пространственная ориентация стопы на опоре по отношению к направлению движения.

Пример исходного положения сустава в наружной ротации в сочетании с увеличением амплитуды наружной ротации дан ниже (Рисунок 4.133). В данном случае, имеется истинное увеличение амплитуды наружной ротации, т. к. практически все движение происходит в этой области.

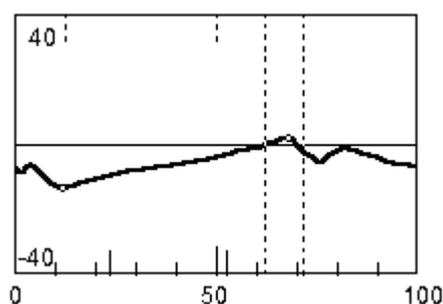


Рисунок 4.133. Гониограмма ротационных движений на уровне голеностопного сустава⁶⁸. Сочетание увеличения амплитуды движений наружной ротации с исходным положением сустава в наружной ротации.

Противоположный вариант - увеличение амплитуды внутренней ротации в сочетании с исходным положением сустава во внутренней ротации (Рисунок 4.134).

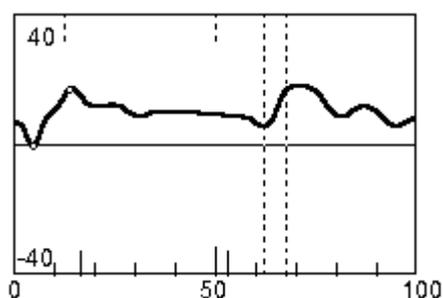


Рисунок 4.134. Гониограмма ротационных движений на уровне голеностопного сустава⁶⁹. Весь цикл шага имеет внутренняя ротация с максимумами в конце первого периода двойной опоры и в конце периода опоры.

4.2 КОЛЕННЫЙ СУСТАВ

Патология коленного сустава будет рассмотрена соответственно каждой геометрической плоскости его функционирования: сагиттальной, фронтальной и горизонтальной.

⁶⁸Фрагмент экрана исследования программно-аппаратного комплекса “МБН-БИОМЕХАНИКА”.

⁶⁹Фрагмент экрана исследования программно-аппаратного комплекса “МБН-БИОМЕХАНИКА”.

Особенность его функционирования 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) также оказывают непосредственное влияние на функцию как тазобедренного, так и голеностопного суставов.

4.2.1 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.

4.2.1.1 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 нарушениями⁷⁰:

- 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 ходьбы патологические симптомы могут отсутствовать. При большем ограничении движений недостаточное сгибание будет также и в *фазы передачи и ускорения*.

⁷⁰Названия и смысл возникающих нарушений соответствуют аналогичным в классификации контрактур.

Пример гониограммы коленного сустава с умеренной степенью недостаточного сгибания приведен ниже (Рисунок 4.135).

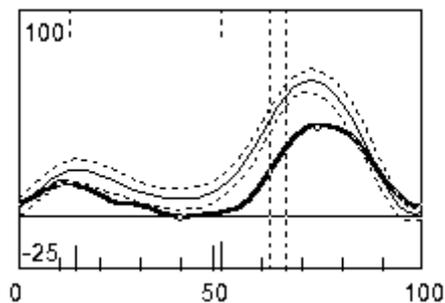


Рисунок 4.135. Гониограмма коленного сустава в сагиттальной плоскости⁷¹. Имеется уменьшение амплитуды обоих сгибаний.

Ригидная степень наступает, если амплитуда сгибания менее 20 градусов. В этом случае в первичный патологический механизм включаются *фазы нагружения и подъема*.

Пример гониограммы коленного сустава с ригидной степенью недостаточного сгибания (Рисунок 4.136).

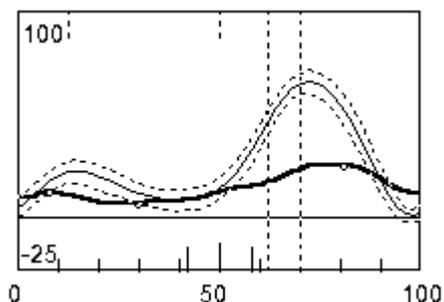


Рисунок 4.136. Гониограмма коленного сустава в сагиттальной плоскости⁷². Имеется существенное уменьшение амплитуды обеих сгибаний.

Фаза контакта

Без сопутствующей патологии данная фаза не имеет специфической симптоматики.

Фаза нагружения

Типичные симптомы этой фазы:

- уменьшение амплитуды сгибания,
- снижение угловой скорости сгибания⁷³.

⁷¹Фрагмент отчета программно-аппаратного комплекса клинического анализа движений “МБН-БИОМЕХАНИКА”.

⁷²Фрагмент отчета программно-аппаратного комплекса клинического анализа движений “МБН-БИОМЕХАНИКА”.

⁷³Скорость 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.

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

Специфические изменения 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” (72). Для уменьшения относительной длины конечности требуется включение дополнительных механизмов компенсации:

- избыточное сгибание тазобедренного сустава,
- недостаточное разгибание голеностопного сустава,
- подъем таза.

Однако, J. Perry (72) 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 (Рисунок 4.137).

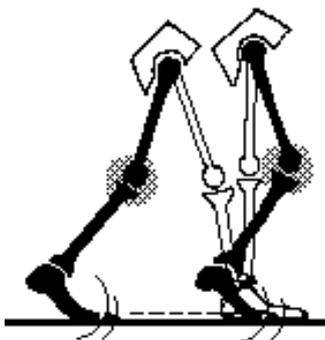


Рисунок 4.137. Сохранение контакта переднего отдела стопы с опорой.

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.

4.2.1.2 НЕДОСТАТОЧНОЕ РАЗГИБАНИЕ

Так как нормальная работа коленного сустава совершается, практически, только в области *истинного сгибания*, то данный 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 возможно 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 как⁷⁴:

- компенсированная,
- декомпенсированная.

Компенсированная форма. К недостаточному разгибанию коленного сустава прежде всего чувствительны фазы *подъема*, *падения* и *торможения*, т. е. фазы, когда в норме сустав имеет положение, близкое к нейтральному. Однако, это отмечается 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 пе-

⁷⁴Поскольку автору настоящего руководства не удалось обнаружить удачных названий для данных видов нарушений походки, он счел возможным дать им собственные.

риода опоры и последней фазы периода переноса. В этом случае также будут включаться различные механизмы компенсации относительного укорочения конечности. Существеннейший из них - сгибательная установка коленного сустава контрлатеральной конечности. Это одно из проявлений общего принципа - *здоровая нога копирует больную*.

Фаза контакта

Для компенсированной формы характерен контакт *низкой пяткой*. Это прямой результат остаточного сгибания коленного сустава (Рисунок 4.138).

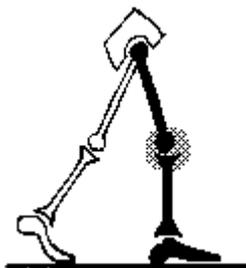


Рисунок 4.138. Контакт низкой пяткой как следствие остаточного сгибания коленного сустава.

Декомпенсированная форма недостаточного сгибания коленного сустава может явиться причиной контакта *всей поверхностью* стопы или контакта *передним отделом*. Последний вариант может быть:

- произвольным,
- вынужденным (при значительной степени сгибания коленного сустава) (Рисунок 4.139).

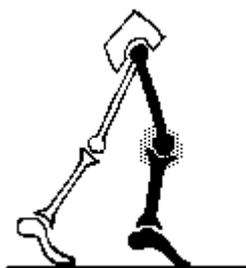


Рисунок 4.139. Вынужденный контакт передним отделом стопы.

Фаза нагружения

Компенсированная форма: типично уменьшение амплитуды первого разгибания голеностопного сустава (*недостаточный пяточный перекал*). Это следствие *вертикализации голени* из-за остаточного сгибания коленного сустава.

Декомпенсированная форма: 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

Компенсированная форма: подъем ОЦМ в верхнее положение незавершен в силу относительного укорочения конечности, коленный сустав контрлатеральной конечности имеет избыточное сгибание для компенсации относительного укорочения ипсилатеральной. Другое следствие - избыточное сгибание голеностопного сустава (Рисунок 4.140).

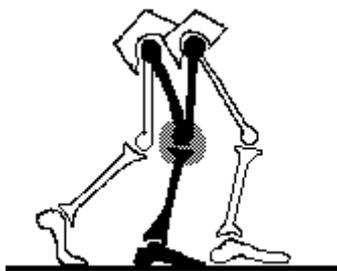


Рисунок 4.140. Чрезмерное сгибание голеностопного сустава.

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 (72) называет это незавершенным периодом переноса. Возможно также сохранение наклона таза в ипсилатеральную сторону.

4.2.1.3 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 - это *фазы нагружения и подъема*⁷⁵, а в периоде переноса - *фаза продвижения* и, отчасти, *фаза ускорения*. Особенность этого синдрома в том, что избыточное сгибание в период опоры и в период переноса вызвано разными патологическими процессами. Последнее утверждение 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 стопой⁷⁶. Таким образом, оба процесса механически разнонаправлены. Многолетний клинический опыт подтверждает, что избыточное сгибание в период опоры и переноса “представляет очень различную патологию” (72).

Избыточное сгибание может симулироваться в случае, 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 (Рисунок 4.141).

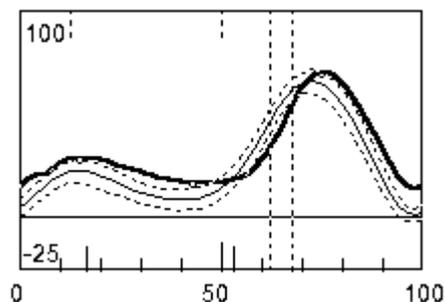


Рисунок 4.141. Гониограмма коленного сустава в сагиттальной плоскости⁷⁷. Имеется исходная установка сустава в положении сгибания, поэтому абсолютное значение амплитуд сгибаний и разгибания оказывается больше нормы.

Фазы нагружения и подъема

Избыточное сгибание коленного сустава может иметь следующие две причины:

- разгибательная флекссионная контрактура голеностопного сустава,

⁷⁵NB! В норме максимум сгибания коленного сустава приходится на начало *фазы подъема*.

⁷⁶Влияние собственного ускорения голени и стопы на этот процесс неоднозначно и не будет здесь обсуждаться.

⁷⁷Фрагмент отчета программно-аппаратного комплекса клинического анализа движений “МБН-БИОМЕХАНИКА”.

- начальная степень недостаточности m. quadriceps femoris.

В первом случае избыточное сгибание будет носить вторичный характер. Во втором - это первичное нарушение механики периода опоры.

Фазы ускорения и продвижения

Также 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.

4.2.1.4 ИЗБЫТОЧНОЕ РАЗГИБАНИЕ

Избыточным разгибанием называется *истинное разгибание*, т. е. движение, совершаемое в сторону разгибания из нейтрального положения⁷⁸, а *переразгибанием* - разгибание с амплитудой, превышающей нормальную. Такое разгибание **всегда** будет избыточным, поскольку коленный сустав в норме не имеет истинного разгибания в цикле шага⁷⁹. 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:

1. 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.
2. Необходимость пассивного замыкания сустава. Данное состояние характерно при недостаточности функции m. quadriceps femoris.
3. Обеспечение прогрессии - продвижения бедра (и тела) вперед, если это невозможно произвести другими средствами. Это состояние возникает обычно при блокировании переката через голеностопный сустав.
4. Активное разгибание. Производится действием m. quadriceps femoris при ее спастическом поражении.

Ниже приведен пример типичного истинного разгибания коленного сустава, которое происходит в фазу подъема, при недостаточности m. quadriceps femoris (Рисунок 4.142).

⁷⁸В отечественной медицинской литературе это движение обычно обозначается как переразгибание, независимо от его амплитуды.

⁷⁹На самом деле истинное разгибание может иметь место в конце фазы торможения, о чем было сказано выше.

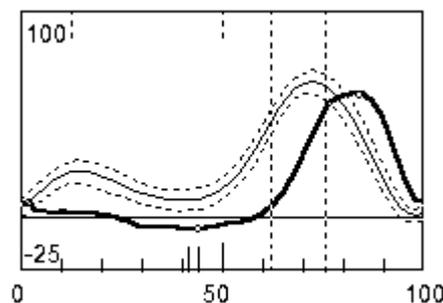


Рисунок 4.142. Гониограмма коленного сустава в сагиттальной плоскости⁸⁰. Истинное разгибание коленного сустава с максимумом в 44% цикла шага.

1. 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*.

2. Пассивное замыкание коленного сустава

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 - *проlapsa*. При отсутствии или недостаточности действия *m. quadriceps femoris* вес тела будет стремиться согнуть сустав на протяжении 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 будут не соответствовать темпу ходьбы, имея более высокий показатель⁸¹.

Фаза торможения

⁸⁰Фрагмент отчета программно-аппаратного комплекса клинического анализа движений "МБН-БИОМЕХАНИКА".

⁸¹Ориентиром может служить скорость сгибания тазобедренного сустава, т. е. число градусов сгибания в единицу времени или, на качественном уровне, крутизна кривой сгибания на гониограмме.

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, продолжая движение вперед, произвести полное *относительное разгибание* коленного сустава. В ряде случаев интенсивность торможения такова, что возможно его *истинное разгибание* (72).

Фаза контакта

Специфическая патология отсутствует. Отмечается низкий контакт пяткой (72).

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 механизмов⁸²:

- 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 (Рисунок 4.143).

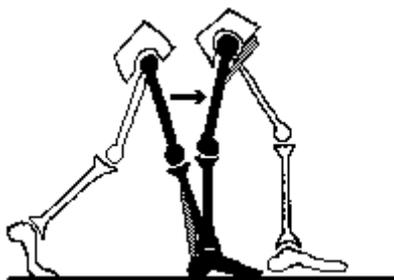


Рисунок 4.143. Активное блокирование тазобедренного и голеностопного суставов.

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 (72).

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 (Рисунок 4.144).

⁸²Поскольку автору не удалось обнаружить собственного названия данных механизмов функционирования опорно-двигательного аппарата в доступной отечественной и зарубежной литературе, он приводит свои.

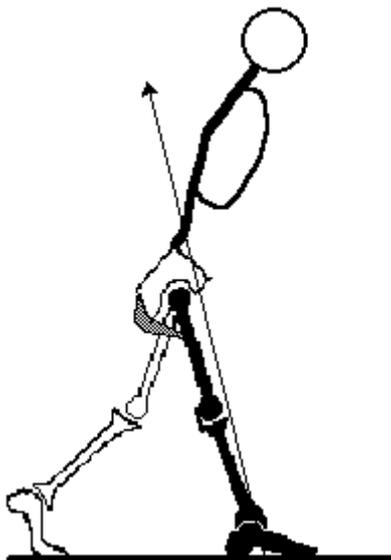


Рисунок 4.144. Замыкание коленного сустава перераспределением массы тела.

Стрелкой обозначено направление вектора реакции опоры.

Серым цветом обозначено действие *m. gluteus maximus*, которая ингибирует сгибание тазобедренного сустава.

Коленный сустав замыкается пассивно в разгибании связками.

3. 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.

4. Активное разгибание

Наиболее чувствительны к спастике *m. quadriceps femoris* три фазы цикла шага: *нагрузки, 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. В последнем случае создается наружный разгибающий момент. Аналогичный результат может быть достигнут при содружественной спастике *m. soleus* и *m. gluteus maximus* (72).

Фаза подъема

Замыкание коленного сустава действием *m. quadriceps femoris* и спровоцированным ею наружным разгибающим моментом сил (Рисунок 4.145).

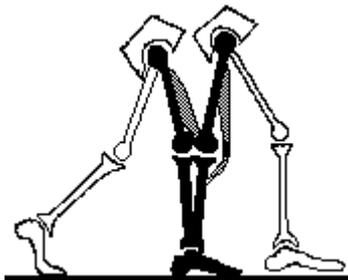


Рисунок 4.145. Замыкание коленного сустава:

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 контрлатеральной конечности.

Фаза продвижения и фаза торможения

Специфическая патология отсутствует. Конкретная симптоматика будет зависеть от механизма реализации периода переноса.

4.2.2 ПАТОЛОГИЯ ВО ФРОНТАЛЬНОЙ ПЛОСКОСТИ

Амплитуда движений коленного сустава во фронтальной плоскости при ходьбе в норме незначительна и не играет существенной роли, поэтому двигательная патология может идти только по пути увеличения амплитуды движений либо деформации сустава, а также их комбинации.

Нарушения биомеханики коленного сустава во фронтальной плоскости могут иметь следующие формы⁸³:

⁸³Поскольку автору не удалось обнаружить собственного названия данных форм патологии опорно-двигательного аппарата в доступной отечественной и зарубежной литературе, он приводит свои.

- статическая,
- динамическая,
- комбинированная.

Статическая форма представляет деформацию сустава *вальгусного* или *варусного* характера.

4.2.2.1 ВАЛЬГУСНАЯ ДЕФОРМАЦИЯ

Вальгусная деформация характеризуется наличием отведения голени относительно бедра на угол, превышающий 10 градусов⁸⁴ (Рисунок 4.146).

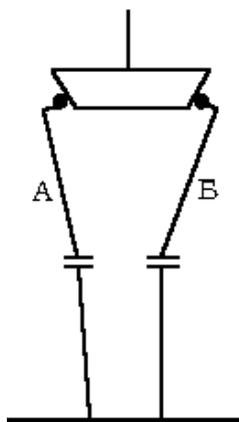


Рисунок 4.146. Вальгусная деформация коленного сустава, сторона (Б).

Двусторонняя вальгусная деформация коленных суставов называется X-образной (икс-образной).

Вальгусная деформация коленных суставов приводит к тому, что в периоде опоры голень занимает не вертикальное положение (относительно фронтальной плоскости), а имеет наклон в сторону контрлатеральной конечности. В случае отсутствия сопутствующей 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 (Рисунок 4.147).

⁸⁴Как известно, вальгус до 10 градусов - это нормальное физиологическое состояние, которое необходимо для уменьшения движений ОЦМ во фронтальной плоскости.

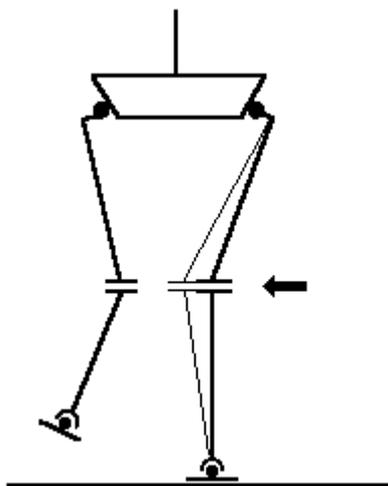


Рисунок 4.147. Приведение в тазобедренном и голеностопном суставах при отведении (вальгировании) коленного.

Уменьшение расстояния между коленными суставами нарушает нормальное выполнение переноса контрлатеральной конечности. Чтобы избежать столкновения коленных суставов, больному приходится увеличивать амплитуду отведения тазобедренного сустава контрлатеральной 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 контрлатеральной 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.

Симптоматика аналогична представленным выше формам. На гониограммах симптомы наличия избыточного отведения, *исходное положение сустава - патологический вальгус* (Рисунок 4.148).

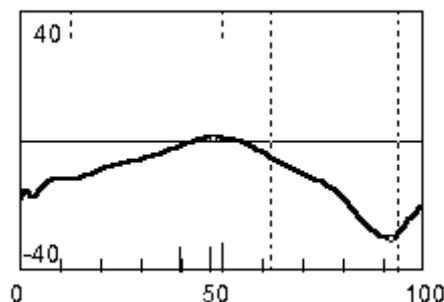


Рисунок 4.148. Гониограмма коленного сустава во фронтальной плоскости⁸⁵. Исходное положение сустава в отведении. Под нагрузкой в середине периода опоры сустав возвращается в нейтральное положение, после чего вновь происходит отведение. Период опоры 93% ЦШ. Результат врожденной патологии (ДЦП).

При значительной выраженности любой из вышеописанных форм будет иметь место *медιο-латеральный перекал стопы по опоре*.

4.2.2.2 ВАРУСНАЯ ДЕФОРМАЦИЯ

Варусная деформация - это деформация, обратная вальгусной. При выпрямленном состоянии конечности продольные оси бедра и голени имеют угол, открытый кнутри (Рисунок 4.149).

⁸⁵Фрагмент отчета программно-аппаратного комплекса клинического анализа движений "МБН-БИОМЕХАНИКА".

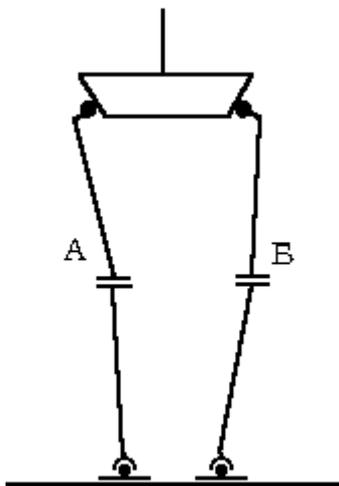


Рисунок 4.149. Варусная деформация коленного сустава.

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* (Рисунок 4.150).

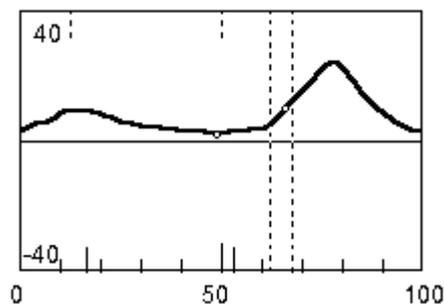


Рисунок 4.150. Гониограмма коленного сустава во фронтальной плоскости⁸⁶. В исходном положении имеется легкий варус, который существенно увеличивается в фазы нагружения и ускорения.

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.

4.2.3 ПАТОЛОГИЯ В ГОРИЗОНТАЛЬНОЙ ПЛОСКОСТИ

Ротационные движения остаются малоизученной областью, поскольку 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.

Пример нормальной относительной амплитуды ротационных движений в коленном суставе в сочетании с исходным положением во внутренней ротации показан ниже (Рисунок 4.151). В результате этого абсолютное значение амплитуды внутренней ротации оказывается выше нормы, а наружной - ниже ее.

⁸⁶Фрагмент отчета программно-аппаратного комплекса клинического анализа движений "МБН-БИОМЕХАНИКА".

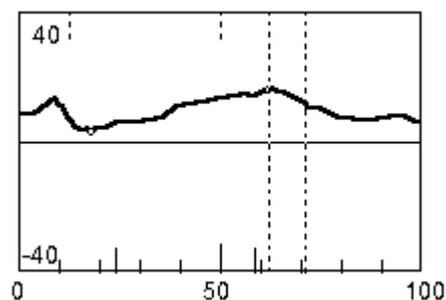


Рисунок 4.151. Гониограмма коленного сустава в горизонтальной плоскости⁸⁷. Общая амплитуда движений соответствует норме, но имеется исходная установка сустава в положении внутренней ротации.

Другой вариант - увеличение амплитуды ротационных движений в сочетании с установкой сустава в положении внутренней ротации (Рисунок 4.152).

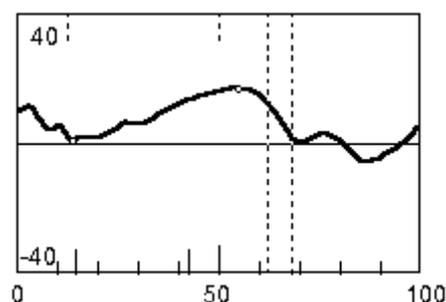


Рисунок 4.152. Гониограмма коленного сустава в горизонтальной плоскости⁸⁸. Сочетание увеличенной амплитуды ротационных движений с установкой в положении внутренней ротации.

Следующий вариант, когда сустав имеет исходное положение в наружной ротации (Рисунок 4.153). В данном случае, имеется еще истинное увеличение амплитуды наружной ротации, т. к. в конце периода опоры сустав принимает положение, близкое к нейтральному.

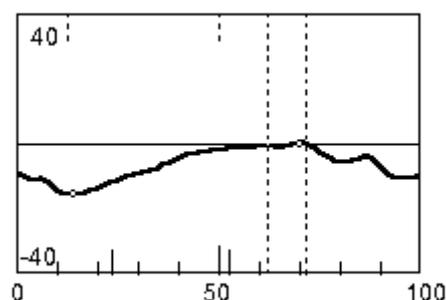


Рисунок 4.153. Гониограмма коленного сустава в горизонтальной плоскости⁸⁹. Избыточная наружная ротация. Исходное положение сустава в наружной ротации.

⁸⁷Фрагмент отчета программно-аппаратного комплекса клинического анализа движений “МБН-БИОМЕХАНИКА”.

⁸⁸Фрагмент отчета программно-аппаратного комплекса клинического анализа движений “МБН-БИОМЕХАНИКА”.

⁸⁹Фрагмент отчета программно-аппаратного комплекса клинического анализа движений “МБН-БИОМЕХАНИКА”.

Наконец, 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 (Рисунок 4.154).

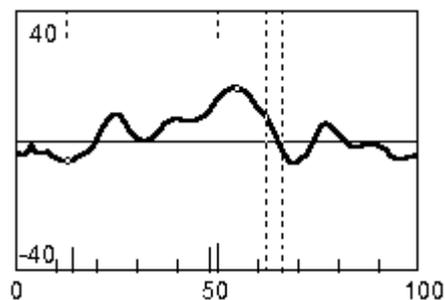


Рисунок 4.154. Гониограмма коленного сустава в горизонтальной плоскости⁹⁰. Сочетание увеличения амплитуды ротационных движений с исходным положением сустава, близким к нейтральному.

⁹⁰Фрагмент отчета программно-аппаратного комплекса клинического анализа движений "МБН-БИОМЕХАНИКА".

4.3 ТАЗОБЕДРЕННЫЙ СУСТАВ

Функционально тазобедренный сустав является особым образованием. Он имеет значительные амплитуды движений во всех трех плоскостях. Кроме этого, тазобедренный сустав 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.

4.3.1 ПАТОЛОГИЯ ОСНОВНОЙ СТОЙКИ

4.3.1.1 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.

4.3.1.1.1 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 флекссионная контрактура. Конечный клинический результат будет зависеть от:

- угла сгибания тазобедренного сустава,
- состояния контрлатерального тазобедренного сустава, поясничного отдела позвоночника и окружающих его мышц.

Угол сгибания тазобедренного сустава до 15 градусов (72) может быть легко компенсирован разгибанием в поясничном отделе позвоночника (Рисунок 4.155). 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.

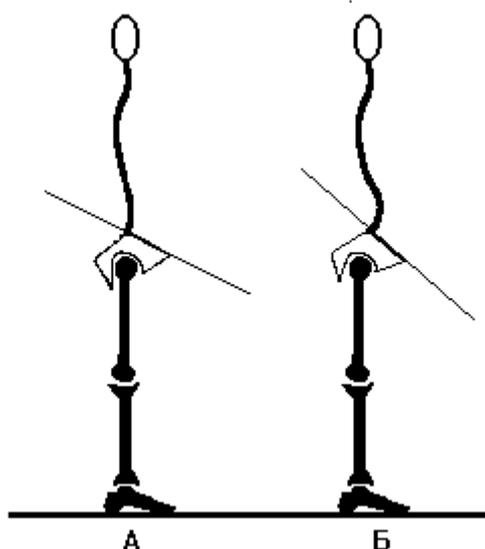


Рисунок 4.155. Компенсация контрактуры за счет разгибания поясничного отдела позвоночника.

А - норма
Б - контрактура

Наклон туловища вперед имеет свой физический предел. Дело в том, что в норме в основной стойке ОЦМ⁹¹ в сагиттальной плоскости проецируется на середину свода стопы (Рисунок 4.156).

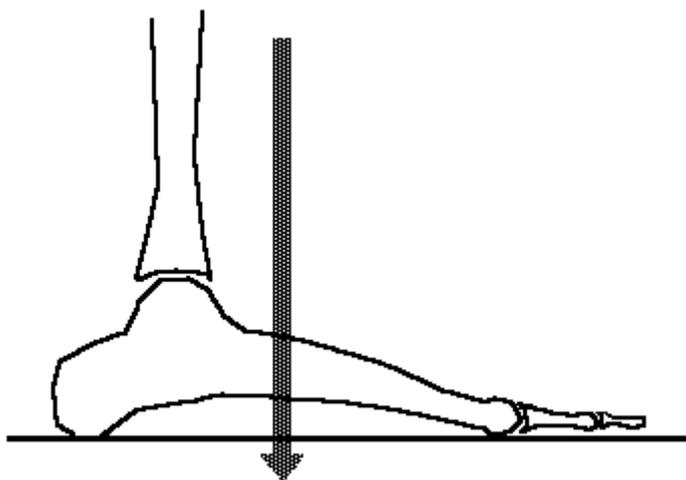


Рисунок 4.156. Проекция общего центра масс проходит на уровне середины свода стопы.

Такая ориентация ОЦМ не случайна. Именно в этом положении имеется максимальная возможность контроля движений ОЦМ как по направлению вперед, так и назад. С по-

⁹¹Если быть физически точным, то при исследовании на динамометрической платформе регистрируется не проекция ОЦМ на плоскость опоры, а *общий центр давления*. Физический смысл их отличается (13).

зиции сохранения баланса это положение оптимально, когда проекция ОЦМ приходится на центр площади опоры.⁹² (Рисунок 4.157).

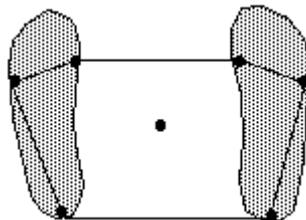


Рисунок 4.157. Активная площадь опоры и положение проекции ОЦМ при стоянии в норме.

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 балансирующая. Постоянная опора на нее невозможна, т. к. приведет к чрезмерной нагрузке на мышцы. Изложенное выше правило универсально и действует в случае любой патологии.

Если разгибание поясничного отдела позвоночника невозможно или сгибание тазобедренного сустава превышает 15 градусов, то туловище остается наклонено вперед. В этом случае реализуется один из двух механизмов компенсации⁹³:

- разгибательный,
- сгибательный.

Разгибательный механизм состоит в перемещении ОЦМ в правильное положение за счет разгибательной установки голеностопных суставов (Рисунок 4.158).

⁹²Пальцы стопы участвуют только в дополнительных балансирующих актах и не являются активной опорной поверхностью в основной стойке. Только первый палец представляет собой своего рода переходную зону.

⁹³Поскольку автору настоящего руководства не удалось обнаружить удачных названий для данных механизмов компенсации, он счел возможным дать им собственные.

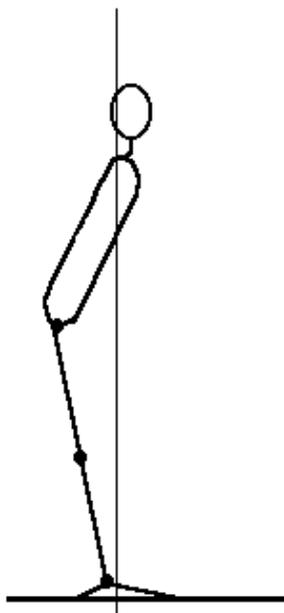


Рисунок 4.158. Разгибательный механизм.

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 (Рисунок 4.159).

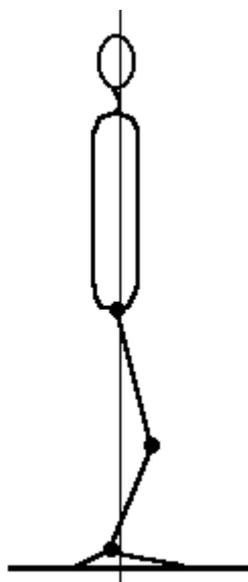


Рисунок 4.159. Сгибательный механизм.

Достоинство сгибательного механизма в том, что туловище возвращается в вертикальное положение. Однако, цена за это оказывается слишком дорогой: резко 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 приходится иметь дело со спастическими поражениями мышц-сгибателей и другой патологией, сопровождающейся их стойким укорочением.

4.3.1.1.2 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, поскольку последний практически 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 (Рисунок 4.160).

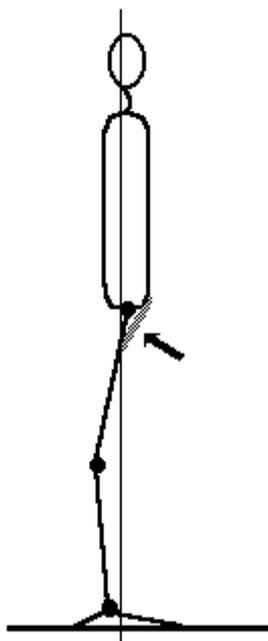


Рисунок 4.160. Пассивное замыкание тазобедренного сустава. Стрелка показывает на lig. ileofemorale.

Тем не менее, надо учитывать, что данное положение применяется и в норме для снижения нагрузки на мышцы. Патогномоничные симптомы могут быть обнаружены при исследовании походки, а также клинически.

4.3.1.2 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 контрлатеральной конечности и перекосом таза (Рисунок 4.161).

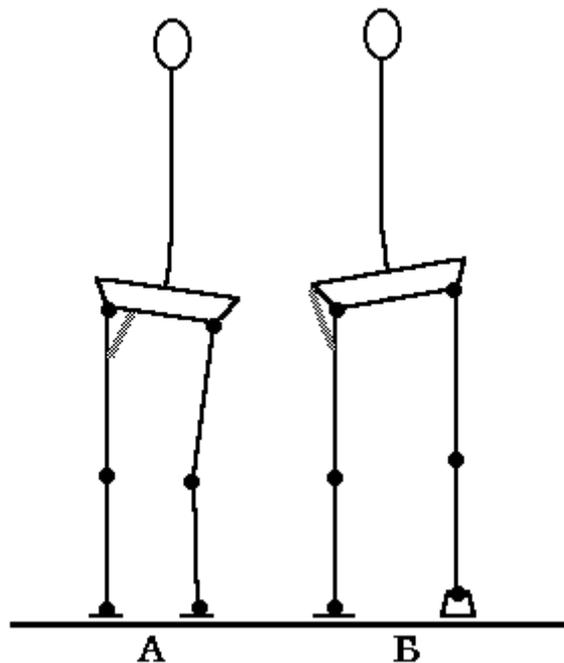


Рисунок 4.161. Приводящая (А) и отводящая (Б) установки тазобедренного сустава.

Клиническая симптоматика их хорошо изложена в специальной ортопедической литературе и не будет повторяться здесь. Влияние на девиации походки представлено ниже.

4.3.2 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 (Рисунок 4.162).

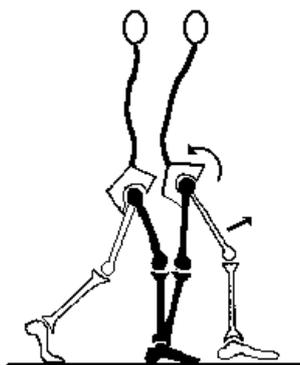


Рисунок 4.162. Замещение сгибания одного тазобедренного сустава (белая сторона) разгибанием в другом (черная).

Движения отведения-приведения и ротационные аналогично могут замещаться одноименными, но выполняемыми другим тазобедренным суставом.

Движения в сагиттальной плоскости обладают хорошо видимой особенностью⁹⁴ - 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 контрлатеральный тазобедренный сустав⁹⁵. Поясничный отдел позвоночника позволяет осуществлять движения за отсутствующий тазобедренный сустав, не вовлекая в это верхнюю часть туловища. Поясничный отдел позвоночника при этом осуществляет балансировку туловища.

4.3.2.1 САГИТТАЛЬНАЯ ПЛОСКОСТЬ

Многообразная патология движений тазобедренного сустава в сагиттальной плоскости, в конечном счете, сводится к недостаточному или избыточному сгибанию или разгибанию.

4.3.2.1.1 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

⁹⁴Тоже самое правило существует и для движений во фронтальной и вертикальной плоскости, но они менее демонстративны.

⁹⁵Эта функция приписывается поясничному отделу позвоночника видимо потому, что его движения совпадают по фазе с движениями в отсутствующем тазобедренном суставе.

стать сгибательная флекссионная контрактура, анкилоз или артродез сустава в положении сгибания менее 20° (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 сустава или аналогичное энергичное разгибание голеностопного. Выполнение их мало эффективно, т. к. происходит разгрузка 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 контрлатеральной стороны или произвольным сгибанием коленного сустава ипсилатеральной стороны.

Фаза контакта

Особенность этой фазы - *контакт низкой пяткой*. Это последствие короткой длины шага.

4.3.2.1.2 НЕДОСТАТОЧНОЕ РАЗГИБАНИЕ

Эта патология будет наблюдаться в течение почти всего периода опоры, исключая его последнюю *фазу передачи*, поскольку именно в период опоры в норме происходит разгибание тазобедренного сустава. Ниже представлен пример гониограммы тазобедренного сустава при недостаточном разгибании (Рисунок 4.163).

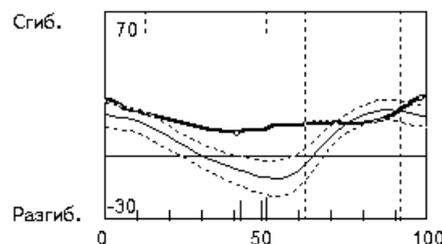


Рисунок 4.163. Гониограмма тазобедренного сустава⁹⁶. Недостаточное разгибание.

⁹⁶Фрагмент отчета программно-аппаратного комплекса клинического анализа движений "МБН-БИОМЕХАНИКА".

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 контрлатерального 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 в норме испытывать 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 контрлатерального 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 артродез, анкилоз сустава в положении сгибания более 10-15 градусов⁹⁷, к внесуставной - спастическое поражение мышц-сгибателей или недостаточность мышц-разгибателей, укорочения m. tensor fasciae latae с широкой фасцией бедра.

4.3.2.1.3 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. Ниже представлена гониограмма тазобедренного сустава при избыточном сгибании (Рисунок 4.164).

⁹⁷ Артродез тазобедренного сустава принято выполнять в положении компромисса между положением его стоя и сидя, что, в среднем, составляет 25-30 градусов.

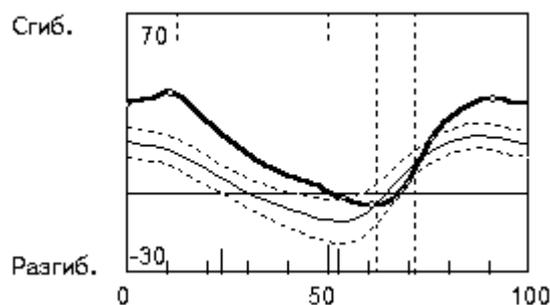


Рисунок 4.164. Избыточное сгибание тазобедренного сустава⁹⁸.

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 самое происходит при недостаточном сгибании коленного сустава.

4.3.2.1.4 ИЗБЫТОЧНОЕ РАЗГИБАНИЕ

Нетипичный вид патологии. Результат врожденной аномалии сгибательного аппарата или посттравматической. Ниже приведена гониограмма тазобедренного сустава больного ДЦП, где имеется разгибание на верхней границе нормы, а также избыточное сгибание (Рисунок 4.165).

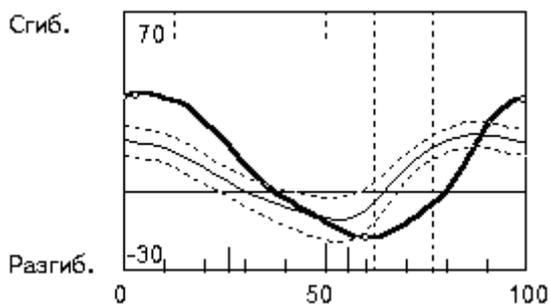


Рисунок 4.165. Гониограмма тазобедренного сустава⁹⁹. Избыточное сгибание и разгибание на верхней границе нормы.

4.3.2.2 ФРОНТАЛЬНАЯ ПЛОСКОСТЬ

Наибольшее значение данный вид патологии имеет для реализации цикла шага. Наиболее тяжелые и демонстративные симптомы будут иметь место в период одиночной опоры, когда от 70 и до 115 процентов веса тела ложится на опорную конечность¹⁰⁰.

⁹⁸Фрагмент отчета программно-аппаратного комплекса клинического анализа движений “МБН-БИОМЕХАНИКА”.

⁹⁹Фрагмент отчета программно-аппаратного комплекса клинического анализа движений “МБН-БИОМЕХАНИКА”.

4.3.2.2.1 ПРИВОДЯЩАЯ УСТАНОВКА

Поскольку в период одиночной опоры головка бедренной кости выступает в роли точки опоры для туловища и контрлатеральной конечности, то таз с окружающими сустав мышцами образует рычаг, который и передает вес туловища на головку бедренной кости (Рисунок 4.166).

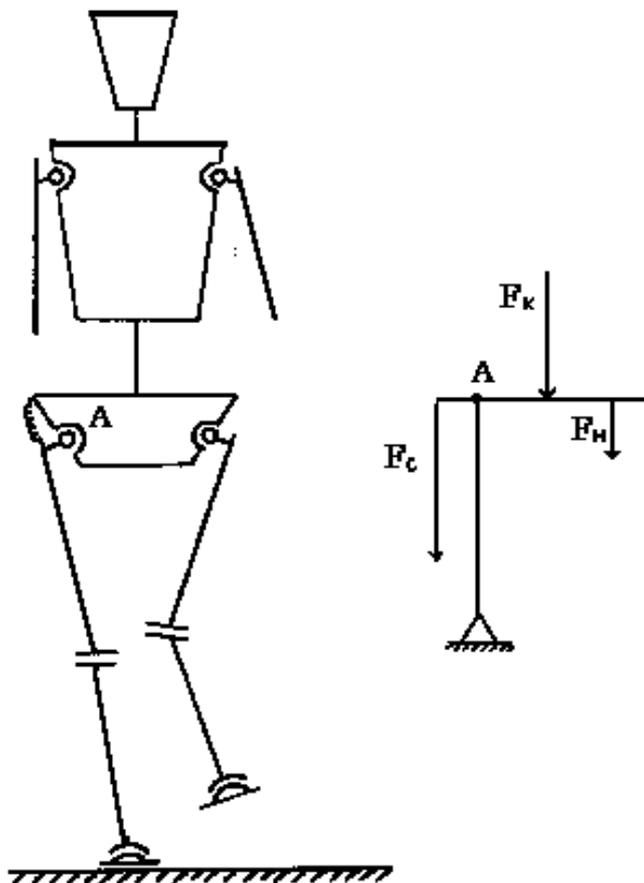


Рисунок 4.166. Рычаг, образуемый тазом.

A - тазобедренный сустав - точка вращения,
F_к - сила тяжести туловища,
F_н - сила тяжести переносимой конечности,
F_с - сила сопротивления отводящих мышц бедра,

Туловище и контрлатеральная 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,¹⁰¹ в несколько раз превосходит суммарный вес туловища и контрлатеральной 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,

¹⁰⁰Как известно, максимумы Z_1 и Z_3 и минимум вертикальной составляющей реакции опоры Z_2 приходится именно на период одиночной опоры.

¹⁰¹Главная из отводящих мышц - *m. gluteus medius*. Существуют и другие, но *m. gluteus medius* играет ключевую роль в период одиночной опоры.

известную как *синдром Тренделенбурга-Дюшена*. При ходьбе наиболее демонстративны два его проявления:

- наклон таза в сторону переносимой конечности,
- 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 (Рисунок 4.167).

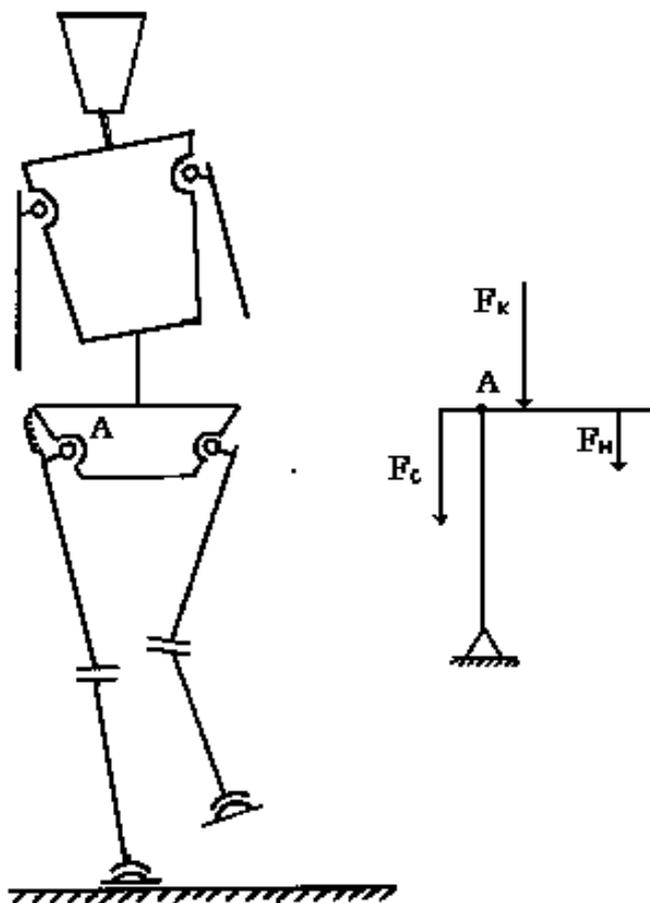


Рисунок 4.167. Механизм уменьшения нагрузки на отводящие мышцы и тазобедренный сустав. Обозначения те же, что и на Рисунке 4.53.

Снижение нагрузки на тазобедренный сустав - это лишь 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, а именно:

- 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.
- 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 наличия:

- 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 другой¹⁰², 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.

Синдром обратного Тренделенбурга-Дюшена - это сочетание наклона таза и туловища в сторону больной конечности (10) (Рисунок 4.168).

¹⁰²Вопрос о том, что считать существенной разницей ног, остается открытым. Можно пользоваться критерием: до двух сантиметров - малая разность, свыше двух - большая (12). Однако, абсолютное значение страдает известными ограничениями. Необходимо применение относительных величин, например, сравнение с ростом или длиной ноги.

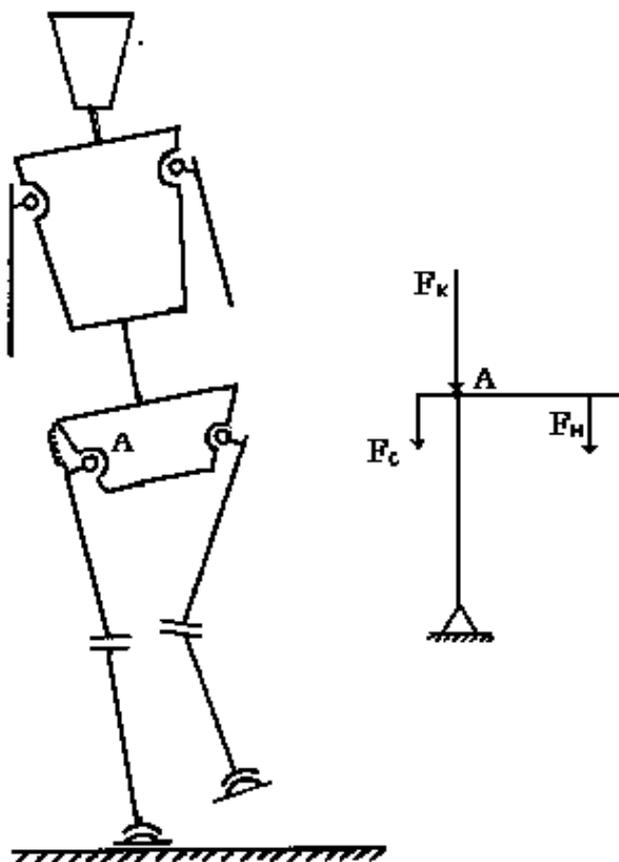


Рисунок 4.168. Синдром обратного Тренделенбурга-Дюшена.

Такая установка позволяет уменьшить суммарную нагрузку на тазобедренный сустав за счет снижения напряжения отводящих мышц бедра. Вес туловища с контрлатеральной конечностью распределяется в данном положении практически равномерно по обе стороны тазобедренного сустава, поэтому напряжения отводящих мышц не требуется, или оно очень невелико.

Интересен тот факт, что 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 часто 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.

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 (Рисунок 4.169).

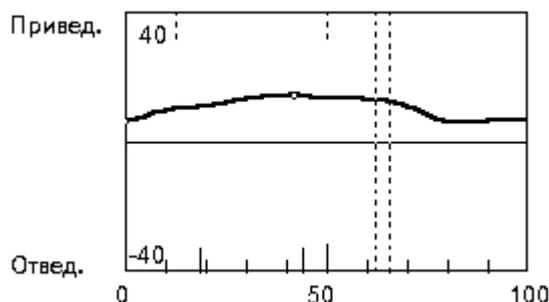


Рисунок 4.169. Гониограмма тазобедренного сустава во фронтальной плоскости¹⁰³. Имеется исходная установка сустава в приведении.

Симптоматика - 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 спастическое или дегенеративно-дистрофический процесс, сопровождающийся индукцией¹⁰⁴ пораженных мышц).

Аналогичный эффект может дать отводящая абдукционная контрактура контрлатеральной конечности (72) (Рисунок 4.170).

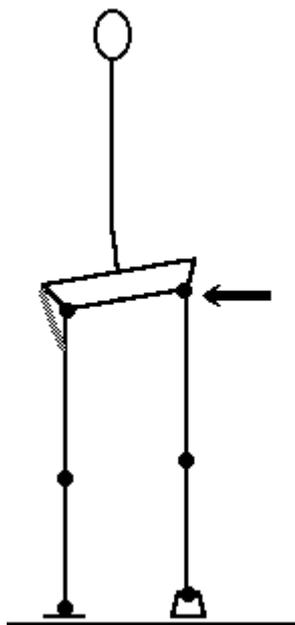


Рисунок 4.170. Приведение тазобедренного сустава (указано стрелкой) при отводящей контрактуре на контрлатеральной стороне.

¹⁰³Фрагмент отчета программно-аппаратного комплекса клинического анализа движений "МБН-БИОМЕХАНИКА".

¹⁰⁴От латинского *induracio* - уплотнение.

Другой вариант отмечается, когда приводящие мышцы используются как сгибатель бедра. В обоих случаях избыточное приведение тазобедренного сустава здоровой стороны будет отмечаться в период переноса (72).

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 контрактуры¹⁰⁵ дает отрицательную базу походки (Рисунок 4.171).

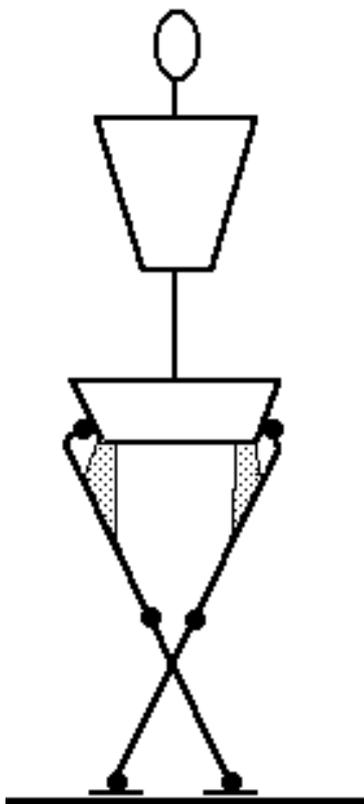


Рисунок 4.171. Отрицательная база походки при двусторонней ригидной приводящей контрактуре. Серым цветом показаны укороченные приводящие мышцы.

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 (Рисунок 4.172).

¹⁰⁵Такое возможно, например, при двустороннем тяжелом коксартрозе.

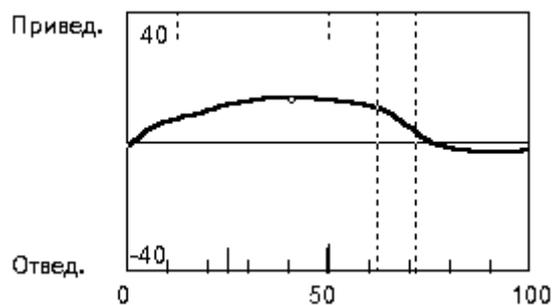


Рисунок 4.172. Гониограмма тазобедренного сустава¹⁰⁶. Избыточное приведение.

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 - это состояние умеренной сгибательно-пронационной контрактуры, при которой сгибание тазобедренного сустава сопровождается внутренней ротацией (Рисунок 4.173).

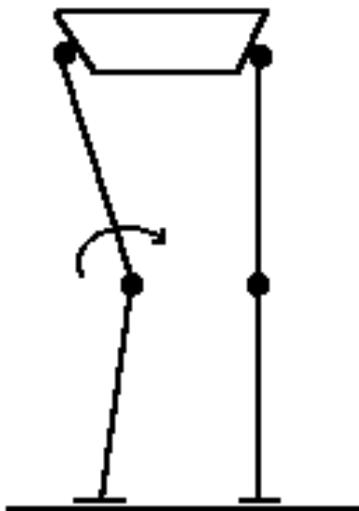


Рисунок 4.173. Сгибательно-пронационная контрактура тазобедренного сустава выглядит во фронтальной плоскости как его приведение.

Дифференциальная диагностика легко проводится клинически и описана в специальной ортопедической литературе. Помните о таком варианте необходимо для правильного определения исходного положения суставов и его отличия от нейтрального.

4.3.2.2 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).

¹⁰⁶Фрагмент отчета программно-аппаратного комплекса клинического анализа движений "МБН-БИОМЕХАНИКА".

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 функциональном¹⁰⁷ 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 - произвольное отведение ноги, например, для увеличения базы шага при снижении способности к сохранению баланса тела (Рисунок 4.174).

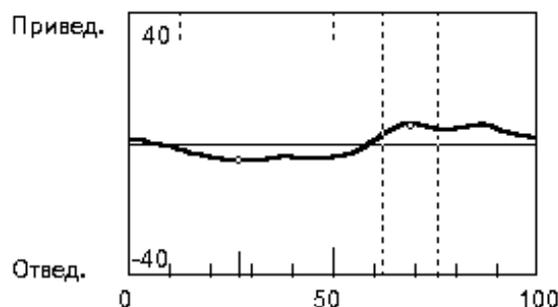


Рисунок 4.174. Гониограмма тазобедренного сустава во фронтальной плоскости¹⁰⁸. Отведение бедра в периоде опоры с целью увеличения базы шага.

4.3.2.3 ГОРИЗОНТАЛЬНАЯ ПЛОСКОСТЬ

Ротационные движения тазобедренного сустава невелики по амплитуде, однако, являются обязательным компонентом. Ввиду того, что их изолированное полное отсутствие не представляется возможным, то при патологии может иметь место следующие типы нарушений:

- патологическая установка в положении
 - внутренней ротации,
 - наружной ротации,

¹⁰⁷Имеется ввиду укорочение вследствие установки тазобедренного и коленного суставов в положении сгибания.

¹⁰⁸Фрагмент отчета программно-аппаратного комплекса клинического анализа движений “МБН-БИОМЕХАНИКА”.

- 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 контрлатеральной конечности в фазу 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 (72) не дифференцирует эти два состояния.

4.3.2.3.1 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 (72). 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 иммобилизации¹⁰⁹. Наружная ротация позволяет существенно уменьшить движения в голеностопном суставе, т. к. они не могут происходить против оси вращения. Перераспределение нагрузки падает на таранно-пяточный сустав, поскольку его ось становится более параллельной ко фронтальной плоскости (Рисунок 4.175).

¹⁰⁹Этим термином в ортопедии обозначается обездвиживание, фиксация в одном положении конечности или сустава.

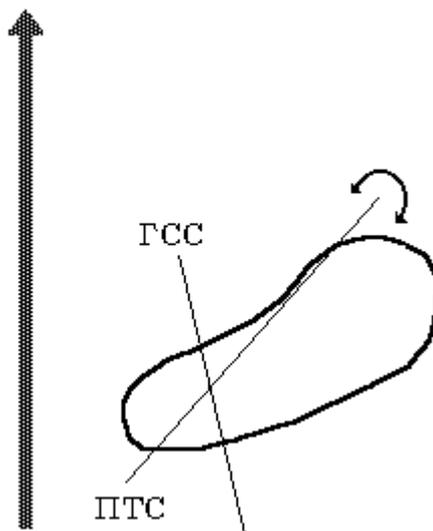


Рисунок 4.175. Функциональная иммобилизация голеностопного сустава.

ГСС - ось движений голеностопного сустава,
 ПТС - ось движений подтаранного сустава.
 Большая стрелка - направление движения.

J. Perry (72) 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.

Пример гониограммы тазобедренного сустава в горизонтальной плоскости в положении сустава в наружной ротации приведен ниже (Рисунок 4.176).

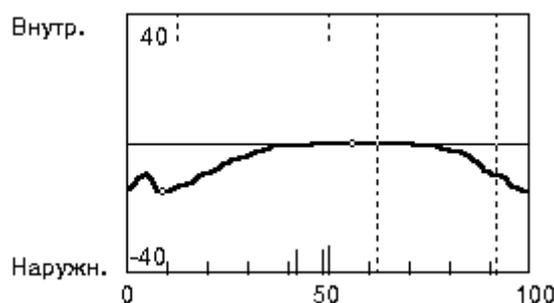


Рисунок 4.176. Гониограмма тазобедренного сустава в горизонтальной плоскости¹¹⁰. Исходное положение в наружной ротации в сочетании с возвратной внутренней ротацией в период опоры.

¹¹⁰Фрагмент отчета программно-аппаратного комплекса клинического анализа движений “МБН-БИОМЕХАНИКА”.

Другой вариант - нормальная или близкая к норме амплитуда движений в суставе при его положении в наружной ротации (Рисунок 4.177).

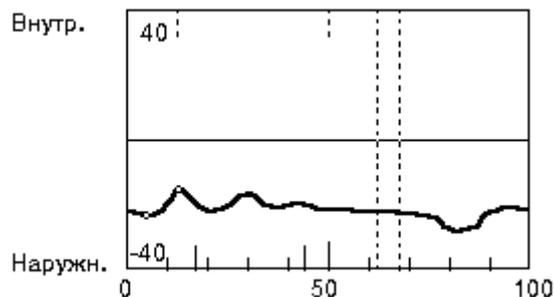


Рисунок 4.177. Гониограмма тазобедренного сустава в горизонтальной плоскости¹¹¹. Имеется исходная установка сустава в положении наружной ротации.

Наконец, вариант, когда имеется истинная избыточная наружная ротация тазобедренного сустава из исходного положения, близкого к нейтральному. Как правило, это результат врожденной аномалии опорно-двигательного аппарата.

4.3.2.3.2 ИЗБЫТОЧНАЯ ВНУТРЕННЯЯ РОТАЦИЯ

Избыточная внутренняя ротация также может иметь несколько клинических вариантов:

- избыточная внутренняя ротация из установки сустава во внутренней ротации,
- избыточная внутренняя ротация из положения, близкого к нейтральному.

Как и в случае избыточной наружной ротации, внутреннюю 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.

Гониограмма тазобедренного сустава для варианта исходного положения сустава во внутренней ротации и избыточной амплитудой внутренней ротации в период опоры представлена ниже (Рисунок 4.178).

¹¹¹Фрагмент отчета программно-аппаратного комплекса клинического анализа движений "МБН-БИОМЕХАНИКА".

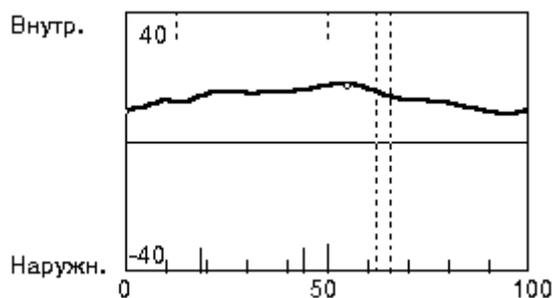


Рисунок 4.178. Гониограмма тазобедренного сустава в горизонтальной плоскости¹¹². Имеется исходное положение сустава во внутренней ротации в сочетании с избыточной внутренней ротацией в периоде опоры.

Другой вариант - истинная избыточная внутренняя ротация при исходном положении сустава, близком к нейтральному, дана ниже (Рисунок 4.179).

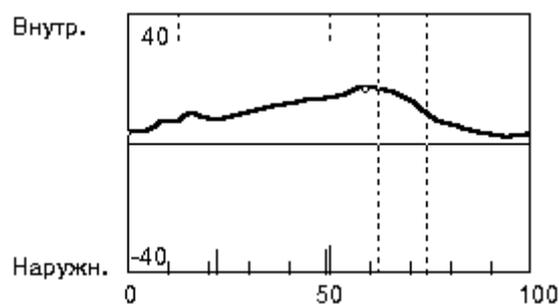


Рисунок 4.179. Гониограмма тазобедренного сустава в горизонтальной плоскости¹¹³. Избыточная внутренняя ротация во второй половине периода опоры.

¹¹²Фрагмент отчета программно-аппаратного комплекса клинического анализа движений “МБН-БИОМЕХАНИКА”.

¹¹³Фрагмент отчета программно-аппаратного комплекса клинического анализа движений “МБН-БИОМЕХАНИКА”.

4.4 ВОССТАНОВЛЕНИЕ ПОХОДКИ ПОСЛЕ ПЕРЕЛОМОВ КОСТЕЙ НИЖНИХ КОНЕЧНОСТЕЙ

Динамика восстановления походки после переломов костей нижней конечности - область, абсолютно неизученная. Поиск публикаций на эту тему в компьютерной базе данных Medline, а также в аннотированной библиографии биомеханики походки человека (91) обнаружил, что все опубликованные исследования посвящены нарушениям походки в отдаленные сроки после различных переломов костей нижней конечности и сравнению эффективности лечения различными способами. Собственно процесс восстановления походки от момента начала ходьбы на костылях и до восстановления трудоспособности еще серьезно не изучался. Тем не менее, такое исследование имеет важное прикладное значение для правильного проведения реабилитации, управления реабилитационным процессом.

Данное сообщение построено на опыте исследования автором семи больных с закрытым переломом костей левой голени в средней трети. Применялись как оперативные методы лечения, так и консервативное ведение. Походка исследовалась в различные периоды реабилитации. Первое исследование проводилось в начале приступания пациентом на больную ногу (ходьба с одним костылем), в ряде случаев больные сразу начинали ходить с тростью. Всего проведено 14 исследований при наблюдении больных в интервале от одного до двух месяцев¹¹⁴.

Общепатологическая симптоматика будет опущена, т.к. обследованные больные были типичны для данного вида патологии. Ниже представлены общие реакции, обнаруженные у данной категории больных и клинический пример.

4.4.1 БОЛЬНАЯ СТОРОНА

При дисфункции больной конечности с началом функциональной нагрузки регистрировались следующие основные признаки:

- существенное снижение амплитуд в сагиттальной плоскости во всех суставах,
- преимущественное нарушение функции коленного сустава,
- полное отсутствие или значительное уменьшение разгибания голеностопного сустава в фазу разгрузки и эквивалентное этому снижение времени переката через носок или отсутствие этого переката.

Наибольшим изменениям оказалась подвержена функция коленного сустава. В начале опоры на больную конечность наблюдались варианты изменений:

- отсутствие первого сгибания коленного сустава,
- инверсия первого сгибания коленного сустава,
- истинное разгибание коленного сустава в середине периода опоры.

Со стороны больной конечности обнаружены следующие закономерности развития ее функциональной активности:

- увеличение амплитуды сгибания коленного сустава в периоде переноса,

¹¹⁴Данная работа была прервана по независящим от автора причинам.

- увеличение амплитуды разгибания голеностопного сустава в фазу разгрузки,
- увеличение времени периода опоры,
- увеличение времени переката через носок.

4.4.2 ЗДОРОВАЯ СТОРОНА

Начало опоры на больную конечность вызвало следующие изменения со стороны биомеханики здоровой стороны:

- резкое увеличение периода опоры,
- увеличение амплитуд движений во всех суставах,
- появление дополнительных волн и зубцов на гониограммах тазобедренного, коленного и голеностопного сустава,
 - для тазобедренного сустава
 - дополнительные волны и зубцы в середине периода опоры,
 - увеличение скорости движения в точках максимумов,
 - для коленного сустава
 - инверсия первого сгибания,
 - дополнительная волна во второй половине периода опоры,
 - для голеностопного сустава
 - дополнительные волны во всех периодах.

На здоровой стороне динамика восстановления функции контрлатеральной конечности развивалась следующим образом:

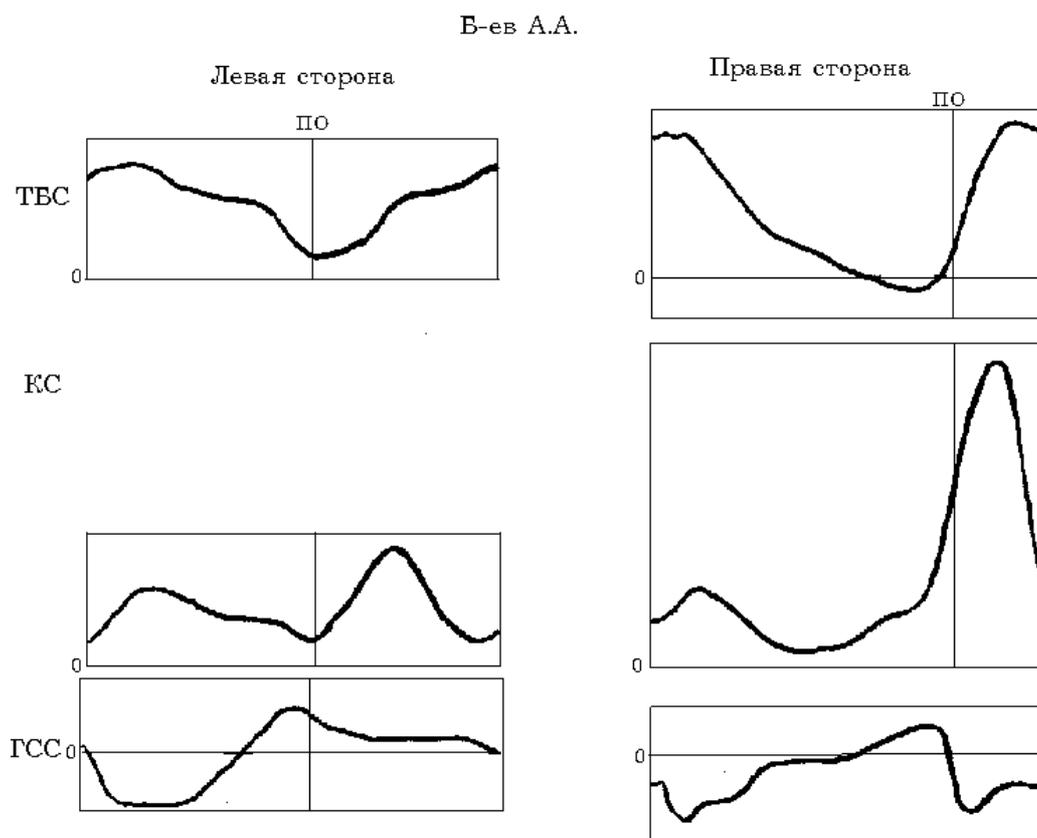
- относительное уменьшение времени периода опоры
- уменьшение амплитуд движений в суставах,
- обратное развитие дополнительных волн и зубцов,
- нормализация работы коленного сустава - исчезновение инверсии.

Клинический пример. Больной Б-в А.А. 42 года. Диагноз: закрытый спиралевидный перелом нижней трети костей левой голени, остеосинтез винтами. На момент исследования давность травмы составила 13 недель. Больной начал ходить с тростью, возможна кратковременная ходьба без трости. Жалобы на боли и отеки в области перелома после ходьбы. Амплитуда пассивных движений в коленном и голеностопном суставах больной стороны - полная. При стоянии в основной стойке на больную конечность приходится 40% веса тела. При ходьбе с тростью нагрузка на трость достигает 64% веса тела в конце периода опоры. Временные характеристики шага представлены (Таблица 4.52).

Таблица 4.52 Временные характеристики шага при ходьбе с тростью.

Показатель	Больная сторона	Здоровая сторона	Норма
Время ЦШ	1.5 с	1.46 с	1.17 с
Период опоры	55%	79%	63%
Период переноса	45%	21%	37%
Перекаат ч-з пятку	3%	18%	6%
Перекаат ч-з ГСС	45%	58%	34%
Перекаат ч-з носок	7%	3%	22%
Одиночная опора	0.34 с	0.58 с	0.43 с

Гониограммы движений в суставах при ходьбе с тростью представлены ниже (Рисунок 4.180).

Рисунок 4.180. Гониограммы движений в суставах при ходьбе с тростью¹¹⁵.

Здесь и далее:

ТБС - тазобедренный сустав,

КС - коленный сустав,

ГСС - голеностопный сустав,

ПО - конец периода опоры.

Очевидно несоответствие возможности нагружения больной ноги в статике и в динамике. Период опоры на больной стороне меньше нормы, в то время как на здоровой

¹¹⁵Эти данные были получены автором с помощью аппаратуры собственного изготовления еще до создания программно-аппаратного комплекса анализа движений "МБН-БИОМЕХАНИКА", поэтому результат исследования имеет несколько другой вид. То же самое верно и для других кинематических параметров в этой главе.

значительно ее превышает, при практически одинаковом времени цикла шага. На недостаточную динамическую опороспособность больной ноги указывает и почти двукратное снижение времени одиночной опоры. Все вышеизложенное с учетом избыточной нагрузки на трость в 64% веса тела и клинической симптоматики говорит о том, что переход к ходьбе с лишь одной тростью был совершен преждевременно.

Гониограммы суставов больной стороны имеют тотальное снижение амплитуд в течение всего цикла шага. Обращает на себя внимание, что активность периода переноса так же существенно снижена, о чем говорит практическое отсутствие разгибания голеностопного сустава в конце периода опоры, начале периода переноса и недостаточная амплитуда сгибания в коленном и тазобедренном суставах.

Гониограммы суставов здоровой стороны показывают амплитуды в пределах нормы. Однако, максимальное разгибание тазобедренного сустава, сгибание коленного и разгибание голеностопного суставов наступают позднее из-за увеличения периода опоры.

В данном случае больному необходимо было продолжить пользоваться костылями или комбинацией - костыль-трость.

В этом отношении демонстративен образец ходьбы пациента без трости (Таблица 4.53).

Таблица 4.53 Временные характеристики шага при ходьбе с тростью.

<i>Показатель</i>	<i>Больная сторона</i>	<i>Здоровая сторона</i>	<i>Норма</i>
Время ЦШ	1.42 с	1.5 с	1.17 с
Период опоры	56%	81%	63%
Период переноса	44%	19%	37%
Перекал ч-з пятку	7%	4%	6%
Перекал ч-з ГСС	48%	61%	34%
Перекал ч-з носок	1%	16%	22%
Одиночная опора	0.3 с	0.58 с	0.43 с

Если в первом случае асимметрия периода одиночной опоры составила 41%, то при ходьбе без трости она увеличилась до 48.2%. Период опоры здоровой конечности увеличился. Перекал через передний отдел стопы практически отсутствует. Очевидная причина этого - недостаточность *m. triceps surae* и болевой синдром.

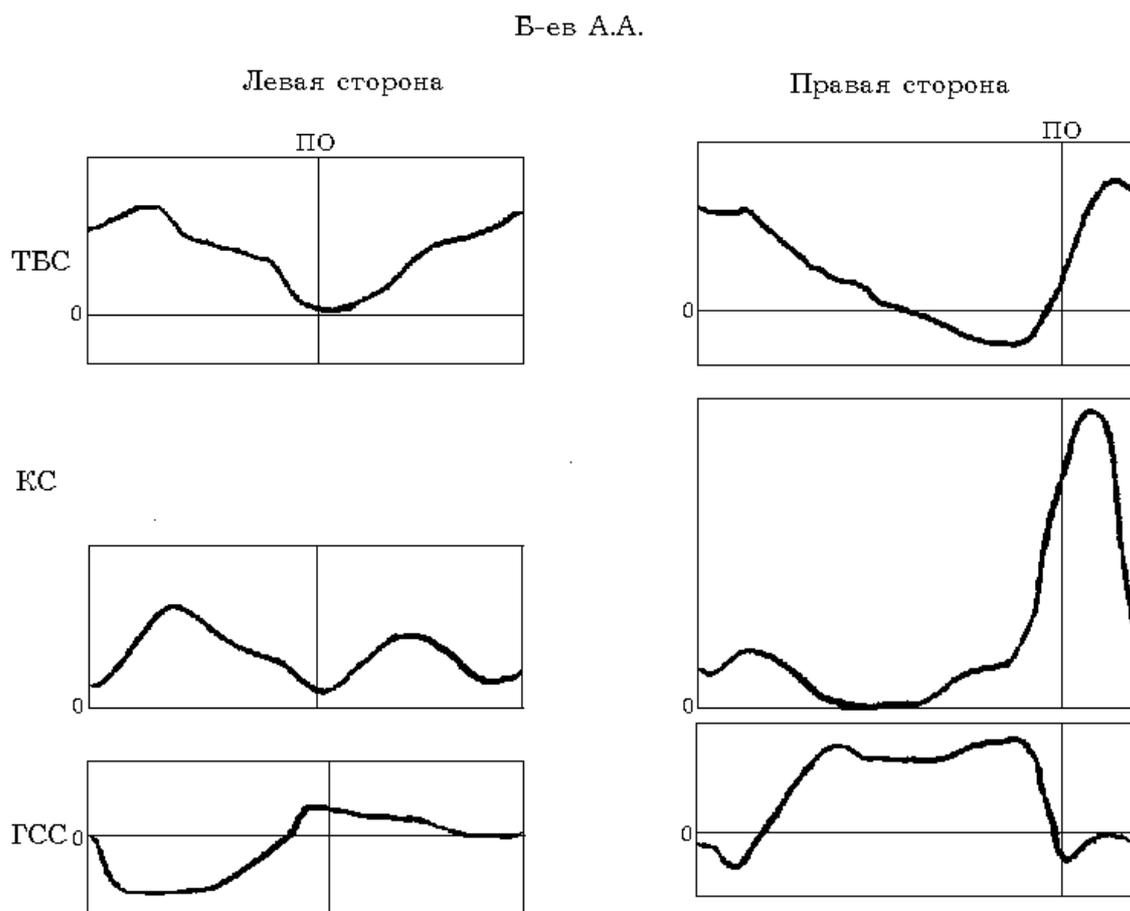


Рисунок 4.181 Гониограммы движений в суставах при ходьбе без трости.

Гониограммы больной стороны демонстрируют еще большее снижение амплитуд (Рисунок 4.181). Особенно обращает внимание уменьшение сгибания коленного сустава в периоде переноса, в то время как сгибание в периоде опоры увеличено на 4 градуса (10 vs 14) - явный признак недостаточной силы *m. quadriceps femoris*, которая не в состоянии эффективно удерживать конечность в фазу нагружения. Следует отметить, что в данном случае имеет место относительное увеличение амплитуды сгибания (относительно низких амплитуд в других суставах данной конечности). По абсолютному значению сгибание в 14 градусов может быть отнесено к норме. Очень демонстративен компенсаторный механизм со стороны здоровой ноги: голеностопный и коленный суставы во второй половине периода опоры остаются практически неподвижными (обозначено вертикальными линиями), в то время как тазобедренный сустав продолжает разгибание. Это есть не что иное, как поворот таза относительно неподвижной конечности, что позволяет активизировать период переноса больной стороны. Поворот таза увеличивает суммарную амплитуду поворота бедра относительно туловища. Это *псевдо-сгибание* тазобедренного сустава больной стороны.

Повторное обследование через неделю обнаружило следующие изменения при ходьбе с тростью (Таблица 4.54):

Таблица 4.54 Временные характеристики шага при ходьбе с тростью. Повторное обследование.

Показатель	Больная сторона	Здоровая сторона	Норма
Время ЦШ	1.36 с	1.42 с	1.17 с
Период опоры	64%	72%	63%
Период переноса	36%	28%	37%
Перекаат ч-з пятку	6%	6%	6%
Перекаат ч-з ГСС	49%	48%	34%
Перекаат ч-з носок	9%	18%	22%

Время цикла шага уменьшилось, т. е. возрос темп ходьбы. Соотношение периодов опоры и переноса на больной стороне соответствует норме (медленный темп шага). Значительно увеличилось время перекаата через носок, подтверждением чему является наличие, хотя и небольшого (6 градусов), разгибания в фазе разгрузки. В целом можно отметить следующую закономерность - временные характеристики цикла шага больной стороны ближе к нормальным, чем аналогичные показатели для здоровой стороны. Особенно хорошо это заметно для взаимоотношения периодов опоры и переноса. Это хороший пример демонстрирующий *правило обеспечения оптимума*.

Б-ев А.А.

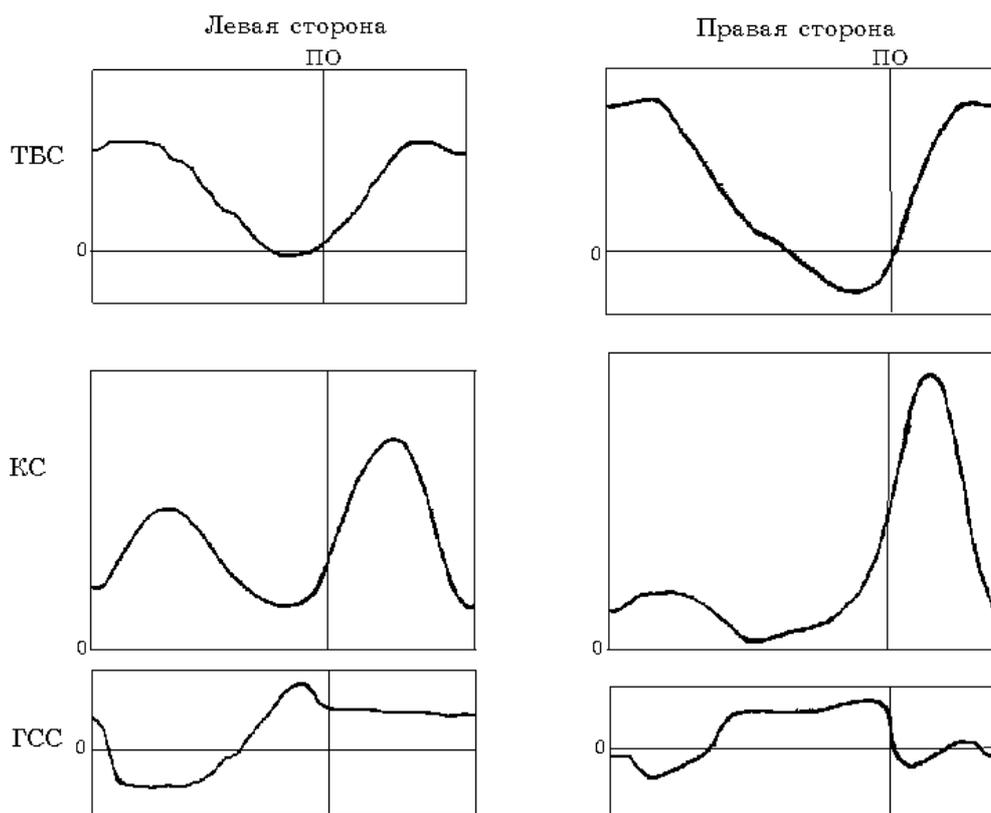


Рисунок 4.182. Гониограммы движений в суставах при ходьбе с тростью.

Гониограмма движений коленного сустава (Рисунок 4.182) показывает увеличение сгибания коленного сустава в периоде переноса (31 градус), в то же время амплитуда сгибания в фазу нагружения избыточна (16 градусов). Коленный сустав имеет

сгибательную установку (10 градусов). Гониограмма тазобедренного сустава демонстрирует активность, близкую к норме.

Здоровая сторона продолжает выполнять относительно большую функцию опоры. Сгибательная установка коленного сустава больной стороны индуцирует аналогичную (но в меньшей степени, 8 градусов) сгибательную установку коленного сустава здоровой стороны. Нагрузка на трость составляла 38% веса тела. Все вышеизложенное свидетельствует о неравномерности процессов восстановления. Опороспособность конечности увеличилась, а сила и управление такими мышцами, как *m. quadriceps* и *m. triceps surae*, осталась недостаточной.

Ходьба без трости не имеет существенных отличий с вариантом с использованием трости (Рисунок 4.183).

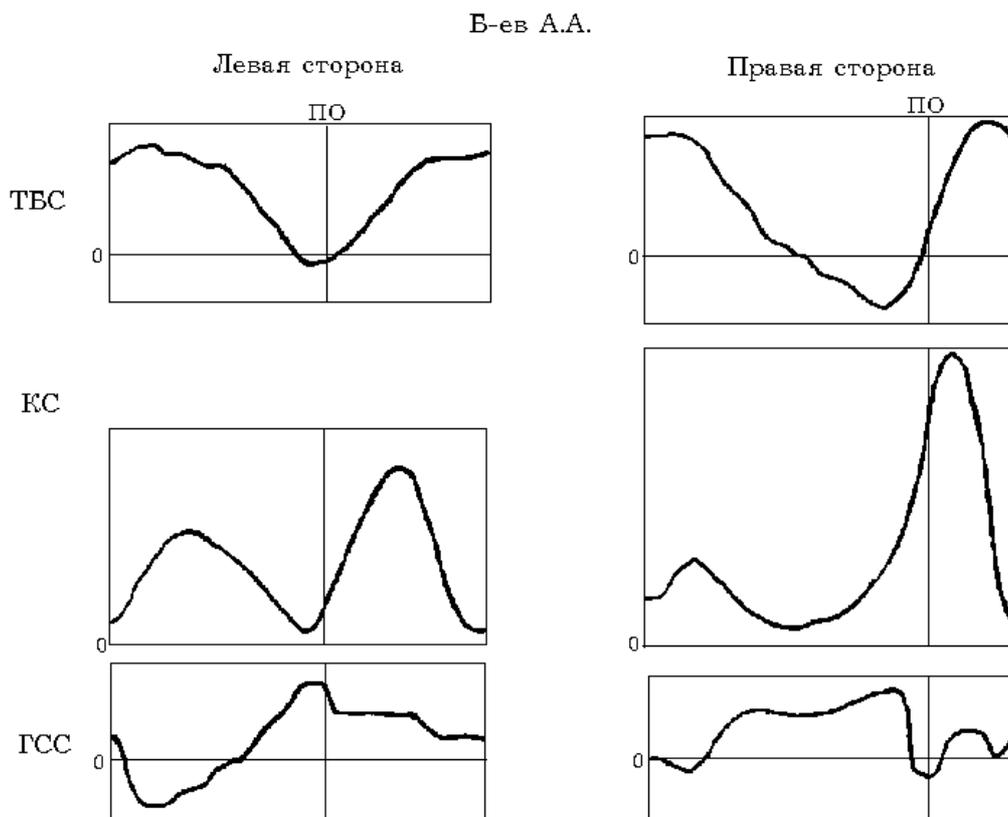


Рисунок 4.183. Гониограммы движений в суставах при ходьбе без трости.

4.5 ФУНКЦИОНАЛЬНЫЕ ПОСЛЕДСТВИЯ ЗАКРЫТЫХ ПЕРЕЛОМОВ ПЯТОЧНОЙ КОСТИ

Ортопедическая патология стопы остается локализацией, которая с трудом поддается лечению. Из приобретенных заболеваний последствия переломов костей задней части стопы представляют наибольшую трудность потому, что в этой области сосредоточена группа суставов, во многом определяющих ее функцию. При повреждении голеностопного, подтаранного сустава или сустава Шопара передача веса тела и его трансформация в горизонтальные нагрузки является причиной болевого синдрома. Дисфункция сустава приводит к изменению функции вышележащих отделов опорно-двигательного аппарата. Исходя из концепции, что все три сустава являются единым анатомическим и функциональным образованием, патология любого из них будет отражаться на функции других. Это подтверждается исследованием походки в отдаленные сроки после травмы лишь одного подтаранного сустава.

Ниже приведены данные исследования походки и функции голеностопного и подтаранного суставов у 65 пациентов с последствиями закрытых внутрисуставных односторонних переломов пяточной кости в отдаленные сроки после травмы(15, 84).

В исследуемой группе больных с последствиями переломов пяточной кости хорошие исходы составили 49.2% (32 человека), удовлетворительные - 40% (26 человек), плохие - 10.8% (7 человек).

Исследование пространственных характеристик шага дало следующие закономерности (Таблица 4.4):

- длина шага больной стороны во всех группах больше, чем здоровой,
- с ухудшением результата лечения
 - длина шага уменьшается,
 - имеется тенденция к увеличению базы шага и уменьшению угла разворота стопы.

Большая длина шага больной стороны свидетельствует о том, что больная сторона начинает выполнять преимущественно функцию переноса, а здоровая - опоры, т. е. действует *правило перераспределения функций*.

Уменьшение длины шага и тенденция к увеличению базы шага представляет не что иное, как неспецифическую общепатологическую симптоматику.

Уменьшение угла разворота стопы, особенно выраженное на больной стороне, есть *фронтализация* оси движений голеностопного сустава ввиду снижения функции подтаранного. Таким образом, происходит *функциональная иммобилизация* подтаранного сустава.

Таблица 4.55 Пространственные параметры шага в исследуемой группе больных. ДШ - длина шага, БШ - база шага, УРС - угол разворота стопы¹¹⁶.

Исходы Параметры	Хорошие		Удовлетворит.		Плохие		Норма
	Больная	Здоровая	Больная	Здоровая	Больная	Здоровая	
ДШ	61.5±1.0	59.0±0.1	59.9±1.4	55.5±1.6	56.8±2.7	53.8±3.5	71.2±1.5
БШ	5.6±0.3	4.8±0.3	6.3±0.5	6.0±0.5	6.5±0.4	6.0±0.5	5.9±0.4
УРС	7.8±1.0	10.2±0.6	5.3±1.1	7.4±0.5	7.3±2.6	9.6±1.3	9.6±1.0

Исследование временных характеристик шага (Таблица 4.5) показало:

- соотношение периодов переноса и опоры больной стороны соответствует норме во всех группах,
- период переноса здоровой стороны достоверно меньше нормы в группе с удовлетворительными и плохими исходами ($p < 0.001$ и $p < 0.05$, соответственно),
- относительная длительность первого периода двойной опоры как для больной, так и для здоровой стороны достоверно больше нормы в группах с удовлетворительными и плохими исходами ($p < 0.05$),
- статистически достоверно увеличено время переката через пятку для больной и здоровой стороны в группе с хорошими исходами ($p < 0.05$), удовлетворительными ($p < 0.001$), а в группе с плохими исходами - только для здоровой стороны ($p < 0.05$),
- достоверное увеличение переката через голеностопный сустав с обеих сторон в группе с хорошими исходами ($p < 0.001$ для здоровой стороны и $p < 0.02$ для больной),
- достоверное уменьшение времени переката через носок на здоровой стороне в группах с удовлетворительными и плохими исходами ($p < 0.02$ и $p < 0.05$, соответственно).

Нормальное соотношение периодов опоры и переноса на больной стороне во всех группах есть наглядная демонстрация *правила обеспечения оптимума*.

Уменьшение времени периода переноса на здоровой стороне - другое следствие *правила перераспределения функций*.

Относительное увеличение времени двойной опоры - неспецифическая компенсаторная реакция опорно-двигательного аппарата на снижение устойчивости ввиду снижения

¹¹⁶Техническое обеспечение методов исследования в данной работе было еще очень несовершенно, поэтому нормативные данные и результаты исследования несколько отличаются от изложенных выше, например, база шага тогда измерялась для каждой стороны.

Здесь и далее в таблице жирным шрифтом выделено среднее значение, после знака \pm дана ошибка среднего.

возможностей к балансировке¹¹⁷ при поврежденном подтаранном суставе и наличии болевого синдрома.

Увеличение времени переката через пятку свидетельствует о дисфункции голеностопного сустава, а двусторонность этого симптома - наглядный пример *правила функционального копирования*. Отсутствие достоверной разницы с нормой на больной стороне в группе плохих исходов, - вероятно, результат наличия болевого синдрома, который в этой группе был сильно выражен.

Увеличение времени переката через голеностопный сустав и носок на здоровой стороне - следствие общего увеличения относительной продолжительности периода опоры.

Таблица 4.56 Временные характеристики шага в исследуемой группе больных, где ПП - период переноса, ПДО - первый период двойной опоры, ПрПят - перекал через пятку, ПрГол - перекал через голеностопный сустав, ПрНос - перекал через носок.

Исходы Параметры	Хорошие		Удовлетворит.		Плохие		Норма
	Больная	Здоровая	Больная	Здоровая	Больная	Здоровая	
ПП	36.6±0.3	26.2±0.3	37.1±0.4	34.3±0.4	36.4±0.9	33.1±1.4	36.4±0.2
ПДО	13.3±0.3	13.5±0.3	14.3±0.3	14.0±0.4	14.8±0.8	15.8±1.3	13.1±0.2
ПрПят	10.8±0.8	10.2±0.5	12.8±0.8	10.8±0.5	14.2±2.3	9.6±0.7	8.9±0.3
ПрГол.	27.2±1.2	29.3±1.2	30.8±1.3	31.8±0.9	30.8±2.3	32.3±1.6	32.5±0.5
ПрНос.	24.0±1.1	23.7±0.8	19.3±1.1	23.2±0.8	18.3±1.7	25.0±1.4	22.2±0.4

Гониограммы подтаранного и голеностопного суставов больной и здоровой стороны представлены ниже (Рисунок 4.71).

Гониограммы подтаранного сустава на больной стороне показывают:

- уменьшение амплитуды приведения в конце периода переноса в соответствие с ухудшением результатом лечения,
- увеличение амплитуды приведения на здоровой стороне параллельно ее уменьшению на больной,
- амплитуда отведения не изменяется во всех группах.

Чем хуже результат лечения, тем меньше амплитуда приведения. Данный эффект связан с уменьшением амплитуды движений в поврежденном подтаранном суставе. Приведение начинается в фазу разгрузки конечности, поэтому вес тела не может активно влиять на его амплитуду. В тоже время, отведение в поврежденном подтаранном суставе происходит в фазу нагружения, когда приложенный к сегменту импульс максимален.

¹¹⁷Другой прямой симптом этого - увеличение базы шага.

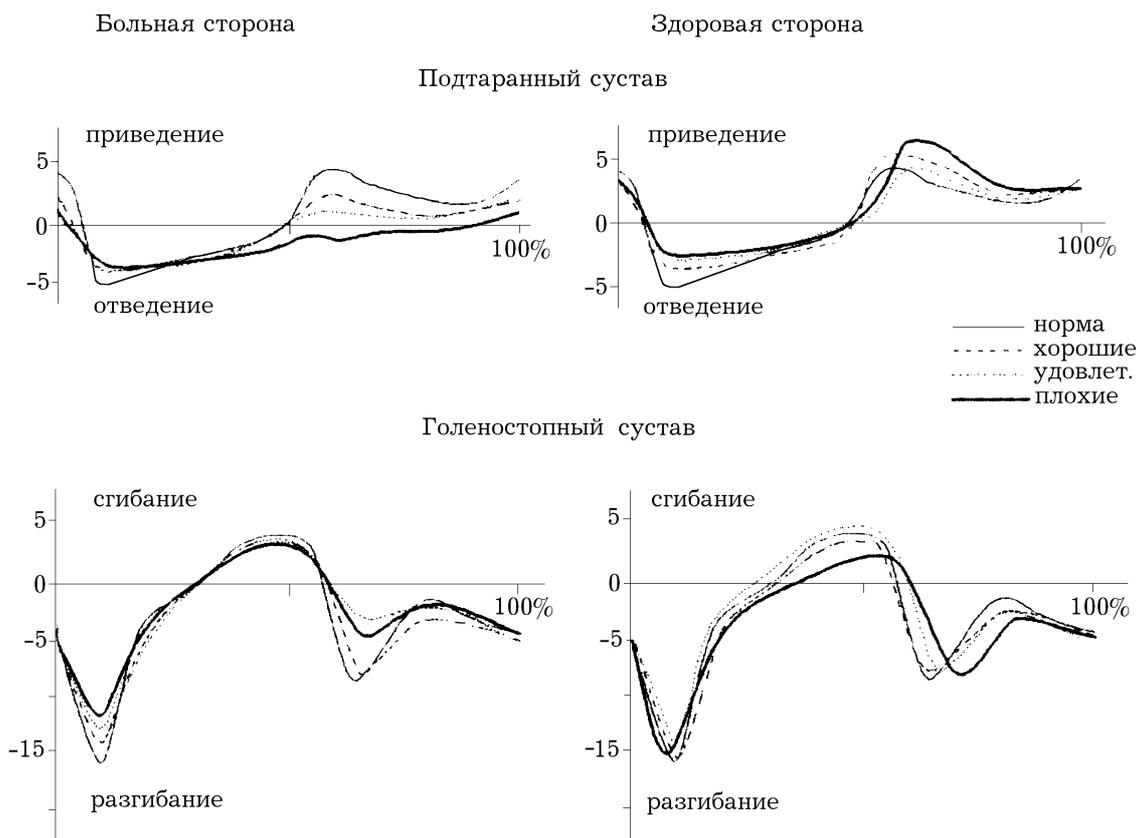


Рисунок 4.184. Гониограммы голеностопного и подтаранного суставов на больной и здоровой стороне в обследованных группах больных в сравнении с нормой.

Под действием нагрузки в поврежденном подтаранном суставе происходит отведение на физиологически обусловленную величину. Поэтому амплитуда отведения не страдает в группах с хорошими и удовлетворительными исходами. В группе с плохими исходами уменьшена и эта амплитуда ввиду наличия болевого синдрома. Нагружение конечности при этом страдает, и больные используют трость, а также снижают свою двигательную активность в целом. При этом амплитуда приведения практически не изменяется (Таблица 4.57).

Таблица 4.57 Средние амплитуды движений подтаранного сустава при ходьбе в исследуемой группе больных.

Исходы	Хорошие		Удовлетворит.		Плохие		Норма
	Больная	Здоровая	Больная	Здоровая	Больная	Здоровая	
Отвед.	5.3±0.4	5.6±0.4	5.1±0.5	5.8±0.4	3.7±0.5	3.8±1.1	5.1±0.3
Привед.	4.3±0.7	5.8±0.6	2.6±0.5	6.2±0.8	1.8±1.0	7.0±1.3	5.5±0.5

Функция голеностопного сустава больной стороны характеризуется уменьшением амплитуды первого разгибания при ухудшении результата лечения (Рисунок 4.72). В то же время подтаранный сустав имеет в эту фазу полную амплитуду отведения во всех группах. Нагрузка сустава также близка к максимальной. Вероятная причина этого феномена лежит в уменьшении высоты пяточной кости, которое остается после перелома.

В этом случае требуется меньшая амплитуда разгибания для постановки всей стопы на опору (Рисунок 4.72)

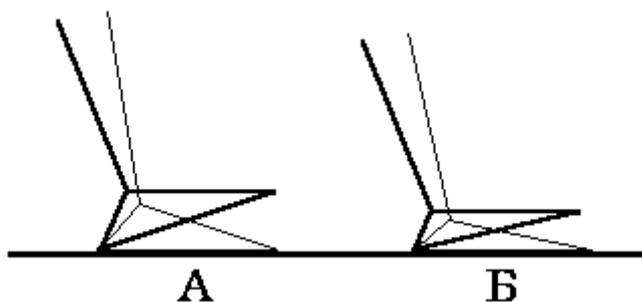


Рисунок 4.185. Амплитуда разгибания голеностопного сустава в норме (А) и при снижении высоты задней области стопы (Б).

Амплитуда второго сгибания голеностопного сустава также недостаточна, особенно в группах с удовлетворительными и плохими исходами. В данном случае четкой связи с результатом лечения не прослеживается. (Рисунок 4.71).

На здоровой стороне гониограмма голеностопного сустава не показывает какой-либо определенной функциональной зависимости от результата лечения.

Надо отметить, что на больной стороне уменьшалась амплитуда и произвольных максимальных движений как в подтаранном, так и в голеностопном суставах.

4.6 ДВИГАТЕЛЬНАЯ СИМПТОМАТИКА ПАТОЛОГИИ ПОЗВОНОЧНИКА

Двигательные нарушения, возникающие в результате развития дегенеративно-дистрофического процесса позвоночника являются слабо исследованной областью. Ниже освещена двигательная патология, развивающаяся у больных с наиболее частой локализацией этого процесса - поясничным остеохондрозом.

4.6.1 НАРУШЕНИЯ ПОХОДКИ И ОСНОВНОЙ СТОЙКИ ПРИ ПОЯСНИЧНОМ ОСТЕОХОНДРОЗЕ

В литературе имеются лишь единичные сообщения, посвященные исследованию изменений походки у больных с поясничным остеохондрозом. Одно из первых сообщений (35) показывает, что изменения имеются уже на уровне пространственно-временных параметров. А именно:

- снижается скорость шага,
- увеличивается частота шага,
- возрастает время периода опоры¹¹⁸,
- возрастает продолжительность периода двойной опоры.

Все вышеперечисленные признаки представляют собой неспецифическую симптоматику.

При этом наибольшую степень изменений имели пациенты с синдромом нестабильности, несколько меньшую - с артрозом суставных фасеток, еще менее значительную - с корешковыми или другими болевыми синдромами.

В другой работе (59) обнаружено, что больные с рентгенологически выраженными дегенеративными изменениями суставов поясничного отдела позвоночника имеют максимум сил нагружения по вертикали на наружную поверхность пяточной области (в начале периода опоры) раньше, чем в норме, что, в свою очередь, производит хроническую перегрузку пораженных суставов.

Исследование походки больных с поясничным остеохондрозом в различных стадиях обострения, проведенное автором настоящего руководства (82, 83), обнаружило четыре образца типичного нарушения функции опорно-двигательного аппарата у данного контингента больных.

Первый вариант - это тотальное уменьшение амплитуд вертикальной и продольной составляющих, особенно выраженное для максимума ускорения подъема Z_1 и для максимума торможения Y_1 .

Второй вариант характеризуется общим снижением амплитуд по вертикальной и продольной составляющим реакции опоры с выраженным уменьшением амплитуды максимума торможения Y_1 .

Третий вариант отличается величиной максимума вертикального подъема Z_1 , близкой к нормальной, но величина Z_3 , а также Y_1 остается существенно ниже нормы.

¹¹⁸Время периода переноса соответственно уменьшается.

Четвертый вариант представляет собой изолированное уменьшение величины максимума торможения Y_1 .

Ретроспективно¹¹⁹ с помощью балльной оценки состояния пациента на момент исследования было установлено, что:

- первую группу составили больные острого периода,
- вторую группу - больные подострого периода,
- третью группу - больные реконвалесцентного периода реабилитации,
- четвертую группу - больные, закончившие лечение с хорошим клиническим результатом (обследованы непосредственно перед выпиской).

Регистрация статической опороспособности обнаружила, что данный тест не является специфическим для больных подострого и реконвалесцентного периода (Таблица 4.58.), только у больных острого периода статическая опороспособность ноги на больной стороне была существенно меньше нормы.

Таблица 4.58 Статическая опороспособность больной и здоровой ноги в четырех группах больных.

Номер группы	Число пациентов	Нагрузка на здоровую ногу (в % веса тела)		Нагрузка на больную ногу (в % веса тела)	
		М	σ	М	σ
1	5	62.8.	8.5	37.2	8.5
2	29	51.3.	1.2	48.7	1.2
3	8	51.3	2.7	48.7	2.7
4	7	48.2	3.9	51.8	3.9

Средние динамические параметры по каждой группе представлены (Таблица 4.59).

Таблица 4.59 Средние арифметические показатели реакций опоры по вертикальной и продольной составляющим.

Номер группы	Больная сторона (в % веса тела)					Здоровая сторона (в % веса тела)				
	Z_1	Z_2	Z_3	Y_1	Y_2	Z_1	Z_2	Z_3	Y_1	Y_2
1	94	84	103	6	10	97	84	107	7	13
2	103	77	103	9	15	106	77	103	11	15
3	115	76	101	14	16	115	72	104	14	16
4	111	75	115	13	19	113	68	116	15	18

¹¹⁹Сначала все результаты исследования были разделены на четыре группы в соответствии с двигательными нарушениями. После этого методом экспертной оценки рассчитан средний балл клинического состояния пациентов в данной группе. На основании этого балла стало возможно говорить о конкретном этапе клинического течения (14, 82, 83).

Первая группа отличается значительным снижением обоих максимумов вертикальной составляющей реакции опоры. При этом величина максимума ускорения подъема не достигает величины веса тела (94%), а максимум ускорения падения лишь незначительно его превосходит (103%). Амплитуда инерционного минимума увеличена, как это и должно быть при снижении функциональной активности. Оба максимума продольной составляющей реакции опоры также существенно ниже нормы, особенно максимум торможения. Данные симптомы означают следующее:

- динамическая опороспособность больной конечности снижена до критического уровня, когда пациент вынужден будет применять средства дополнительной опоры,
- пациент имеет выраженную болевую реакцию структур ОДА, а также недостаточность мышц, включенных в фазу нагружения и начало фазы подъема.

Очень демонстративно действие правила *функционального копирования*. Показатели интактной конечности аналогичны показателям больной. Оба периода двойной опоры - самые острые по динамическим нагрузкам на ОДА. При чувствительности одного из его отделов к сотрясению, толчкам, вибрации охранительный режим будет иметь место для цикла шага каждой конечности. Данная группа пациентов имеет особую чувствительность к переменным динамическим нагрузкам, возникающим со стороны конечности, вступившей в период опоры, чем со стороны конечности, покидающей его. Это положение подтверждается результатом измерения обеих составляющих реакции опоры. Кроме этого, можно отметить, что угол приложения силы к плоскости опоры ноги, вступившей в период опоры, всегда больше этого угла ноги, покидающей его. Даже для одной и той же ноги угол приложения силы к плоскости опоры всегда больше в начале периода опоры, чем в конце его¹²⁰. Собственно угол приложения силы к плоскости опоры характеризует общую активность движения. При максимальном угле в 90 градусов, под которым нога ставится на опору, процесс передвижения прекращается. Малая величина продольной составляющей реакции опоры говорит о том, что больной ставит ногу на опору под большим углом. В частности, в первой группе больные, в среднем, имели наибольший угол приложения силы к плоскости опоры на больной стороне в 86.7 градусов, что лишь немногим меньше прямого угла (Таблица 4.60).

Таблица 4.60 Угол приложения силы к плоскости опоры в начале и конце периода опоры.

Номер группы	Угол приложения силы к плоскости опоры (град.)			
	Больная сторона		Здоровая сторона	
	Начало ПО	Конец ПО	Начало ПО	Конец ПО
1	86.7	84.3	85.8	83.4
2	84.9	83.4	82.8	83.0
3	83.3	81.2	83.0	81.2
4	83.6	81.0	82.7	81.1

¹²⁰Как было сказано выше, угол приложения силы к плоскости опоры определяется по правилу сложения векторов. Один вектор - это вертикальная составляющая реакции опоры, другой - ее продольная составляющая.

Вторая группа демонстрирует показатели, которые значительно ближе к норме, чем в предшествующей группе. Амплитуды максимумов вертикальной составляющей реакции опоры на больной стороне равны между собой, но величина их не достигает нормального значения. Амплитуда инерционного минимума уже достигла нормального значения. Оба максимума продольной составляющей реакции опоры ниже нормы. Величина максимума торможения продолжает оставаться значительно ниже, чем максимума ускорения. Показатели интактной стороны имеют аналогичные изменения. Уменьшилась величина углов приложения силы к плоскости опоры, что свидетельствует об улучшении функциональных возможностей ОДА.

В третьей группе вся симптоматика сводится к двум основным изменениям:

- недостаточная амплитуда максимума ускорения падения,
- преимущественная недостаточность амплитуды максимума торможения.

Все остальные параметры соответствуют норме. Существенно увеличилась по сравнению с предшествующими группами амплитуда максимума торможения, которая, тем не менее, остается не только ниже нормы, но и меньше максимума ускорения. Величина последнего стабильна во всех группах и лишь значительно меньше в первой. Показатели больной и интактной стороны так же подобны друг другу.

Очевидно, что опорно-двигательный аппарат этой группы больных обладает адаптивной способностью к вертикальным нагрузкам в первые две трети периода опоры, адекватной нормальной. Это говорит о том, что вся кинематическая цепь - нижние конечности, таз, позвоночник, голова и верхние конечности с их поясом - не нуждаются в какой либо компенсации к переменным динамическим нагрузкам. Поскольку оба периода двойной опоры каждой конечности и оба периода одиночной опоры имеют динамику переменных нагрузок как в норме¹²¹, то патологическое звено может локализоваться только на уровне реализации движений между голенью и стопой. На это однозначно указывают симптомы *изолированного* снижения амплитуд максимума торможения и максимума ускорения падения. Первое - следствие недостаточности передней группы мышц голени (сгибатели голеностопного сустава) и, прежде всего, *m. tibialis anterior*, второе - недостаточности задней группы мышц голени (разгибатели голеностопного сустава), в основном, *m. soleus*.

Четвертая группа характеризуется только одним нарушением - недостаточной амплитудой максимума торможения. Все остальные характеристики находятся в пределах нормы. Асимметрия больной и здоровой стороны выражена больше, чем в предшествующей группе.

Нетрудно заметить, что динамику состояния пациентов каждой группы отражают три показателя:

- амплитуда максимума торможения,
- амплитуда максимума ускорения подъема,

¹²¹Если вспомнить, что первый период двойной опоры одной конечности есть второй период двойной опоры другой и наоборот, а инерционный минимум одной ноги имеет смещение по отношению к этому же показателю другой в половину цикла шага, то становится очевидным, что организм получает практически полную переменную динамическую нагрузку.

- амплитуда инерционного минимума.

Данные величины могут быть использованы для диагностики и контроля состояния пациента.

Существует другой вид исследования, чутко реагирующий на состояние пациента. Это исследование положения и движений общего центра масс¹²² в основной стойке - *стабилометрия*. Исследование проводится на динамометрической платформе. Пациент устанавливается таким образом, что межлодыжечная линия находится на оси F . Ось S проходит точно по середине расстояния между стопами, которое постоянно во всех исследованиях¹²³. Для данной группы больных было проведено исследование положения общего центра давления в основной стойке с измерением его проекции в сагиттальной S и фронтальной плоскости F , а также девиаций его около этого положения в тех же плоскостях f и s соответственно (Рисунок 4.186).

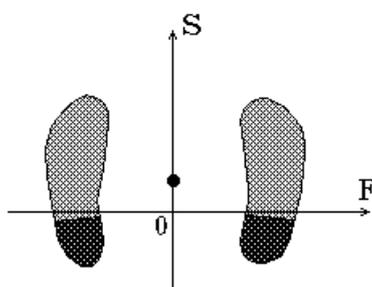


Рисунок 4.186 Положение осей координат относительно стоп обследуемого. Кружок на оси S - положение общего центра давления в норме.

Результат стабилметрического исследования групп больных с поясничным остеохондрозом приведены в таблице (Таблица 4.61).

Таблица 4.61 Стабилметрические показатели обследованных групп.

Номер группы	Стабилметрические параметры (в мм)									
	F		S		f		s			
	М	σ	М	σ	М	σ	М	σ	М	σ
1	40.50	49.68	-26.0	37.34	22.75	7.27	54.75	19.92		
2	32.84	25.80	4.44	43.68	7.56	7.84	56.16	21.09		
3	37.71	29.97	15.88	51.31	17.57	16.72	54.00	18.99		
4	14.67	14.00	84.00	67.60	15.00	6.90	53.33	17.41		

Стабилометрия демонстрирует следующие изменения положения проекции общего центра давления:

- с ухудшением тяжести клинического состояния пациента общий центр давления (а с ним и общий центр масс) имеет тенденцию к смещению назад,

¹²²Реально это общий центр давления (ОЦД), а не общий центр масс.

¹²³Методология стабилметрического исследования должна в идеале включать в позную установку пациента и ряд его антропометрических параметров с целью нормирования результатов исследования для их сравнения (13). Однако, эти вопросы не будут освещены в рамках данной книги.

- для всех групп больных характерно отклонение общего центра давления во фронтальной плоскости в сторону от центра межлодыжечной линии.

В первой группе среднее значение положения общего центра давления в сагиттальной плоскости отрицательное. Это соответствует его проекции позади межлодыжечной линии. Таким образом, пациент стоит, опираясь практически только на пяточную область стопы. Данное положение проекции общего центра давления может иметь следующие основные причины:

- установка голеностопных суставов в положении незначительного разгибания без последующей коррекции со стороны вышележащих отделов ОДА (прежде всего, тазобедренных суставов и поясничного отдела позвоночника),
- установка тазобедренных суставов в положении разгибания без компенсаторного кифозирования поясничного отдела позвоночника¹²⁴,
- изменение пространственной ориентации позвоночника (смещение назад) за счет поясничного отдела.

Количество различных установок позы стоящего пациента, дающих подобный эффект, может быть значительно больше. Однако, сам факт того, что общий центр давления смещен назад, говорит о том, что пациент имеет болевой синдром в структурах задней стороны конечности. Отклонение туловища назад производит разгрузку мышечно-связочного аппарата (разгибателей голеностопного сустава, сгибателей тазобедренного сустава, а также связок). При смещении ОЦМ назад за межлодыжечную линию¹²⁵ баланс тела при стоянии поддерживается не взаимным действием сгибателей и разгибателей, а только увеличением или уменьшением напряжения сгибателей голеностопного и разгибателей тазобедренного суставов (Рисунок 4.187).

¹²⁴Фактически, это ротация таза, выражающаяся уменьшением угла его наклона.

¹²⁵Как было отмечено ранее, эта линия приблизительно соответствует оси голеностопного сустава.

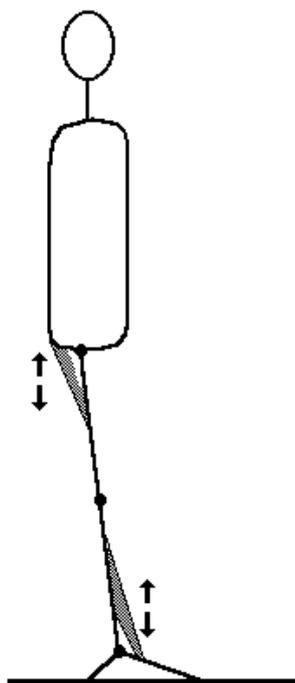


Рисунок 4.187. Действие разгибателей тазобедренного и сгибателей голеностопного суставов при смещении общего центра масс назад.

По мере купирования острых явлений проекция общего центра давления уверенно движется вперед и в третьей группе занимает положение, близкое к нормальному. Это значит, что уменьшение болевого синдрома дает возможность названной ранее группе мышц больше включаться в нормальный механизм регуляции баланса основной стойки.

Своеобразный парадокс наблюдается в четвертой группе пациентов, закончивших лечение с хорошим клиническим результатом. Среднее положение проекции общего центра давления соответствует уровню головок плюсневых костей. Общий центр давления существенно смещен вперед. В таком положении баланс тела в основной стойке поддерживается, как и в норме, за счет регуляции напряжения разгибателей голеностопного и тазобедренного суставов, а также сгибателей коленного, но уровень его превосходит нормальный. Кроме этого, такой баланс также не является устойчивым, как и баланс больного на области пяток.

Данная парадоксальная реакция опорно-двигательного аппарата пока лишь констатируется и требует последующего исследования.

4.6.2 КОНТРОЛЬ ЭФФЕКТИВНОСТИ ПРОВЕДЕНИЯ МАНУАЛЬНОЙ ТЕРАПИИ

В данной главе анализируется опыт исследования состояния опорно-двигательного аппарата до и после сеанса мануальной терапии у восьми больных с поясничным остеохондрозом (всего проведено 24 обследования). У всех больных клинически определялись актуальные вертебральный и экстравертебральный синдромы: сочетание корешковых расстройств, нейродистрофической люмбоишалгии и нейропатии. Всем больным дифференцировано проводилась постизометрическая релаксация, а также мобилизационные и манипуляционные воздействия с учетом правила звезды Меня-Лессажа и этапа изменения двигательного стереотипа. В качестве инструментальных

методов исследования использованы стабиллография и регистрация реакций опоры во время ходьбы.

Исследование статической опороспособности до и после сеанса мануальной терапии обнаружило, что, в целом, по группе данный показатель не имеет статистически достоверных отличий (Таблица 4.62).

Таблица 4.62 Результат исследования статической опороспособности в группе пациентов до и после мануальной терапии.

Момент исследования	Нагрузка на ногу здоровой стороны (в % веса тела)		Нагрузка на ногу больной стороны (в % веса тела)	
	М	m	М	m
До	51.0	1.5	49.0	2.0
После	49.4	2.0	50.6	2.0

Исследование реакций опоры также не обнаружило статистически значимых различий между динамической функцией больной и здоровой сторон до и после мануальной терапии (Таблица 4.63 и Таблица 4.64).

Таблица 4.63 Результаты исследования реакций опоры со стороны здоровой конечности.

Момент исследования	Амплитуды реакций опоры (в % веса тела)									
	Z_1		Z_2		Z_3		Y_1		Y_2	
	М	m	М	m	М	m	М	m	М	m
До	120.5	3.2	62.1	3.7	113.2	2.2	14.8	1.0	17.3	0.8
После	120.0	2.6	64.2	3.1	109.1	2.6	14.2	0.7	17.3	0.83

Таблица 4.64 Результаты исследования реакций опоры со стороны больной конечности.

Момент исследования	Амплитуды реакций опоры (в % веса тела)									
	Z_1		Z_2		Z_3		Y_1		Y_2	
	М	m	М	m	М	m	М	m	М	m
До	120.0	10.2	58.6	6.7	97.9	9.7	10.6	1.5	15.9	1.7
После	106.0	7.0	58.0	6.0	93.0	8.4	10.8	1.0	17.1	1.3

Характерно то, что переменные динамические нагрузки превышают норму для обеих конечностей. В конце периода одиночной опоры показатель Z_3 имеет величину меньше веса тела. Значение максимума торможения ниже нормального, особенно для больной стороны. Однако, все это типичные симптомы двигательных нарушений при поясничном остеохондрозе, описанные выше.

Это относится и к показателям стабилметрического исследования (Таблица 4.65). Из четырех параметров только показатель положения общего центра давления в сагитальной плоскости до проведения мануальной терапии достоверно отличается от аналогичного после мануальной терапии ($p < 0.01$). Необходимо отметить, что показатель, полученный после мануального воздействия, соответствует нормальному. Это обстоятельство можно расценивать как благоприятный эффект проведенного воздействия. Среднее значение девиаций ОЦД уменьшилось после проведения мануальной терапии, однако, это отличие недостоверно, как и увеличение отклонения ОЦД во фронтальной плоскости.

Таблица 4.65 Показатели стабилметрии измеренные до и после мануальной терапии.

Момент исследо- вания	Стабилметрические параметры (в мм)							
	F		S		f		s	
	M	m	M	m	M	m	M	m
До	46.2	6.5	59.0	11.6	30.2	4.8	69.9	4.8
После	54.0	6.8	38.6	10.5	24.5	4.4	62.2	3.4

Статистическая обработка результатов исследования показала выраженную неоднородность проанализированной выборки. Различия в показателях до и после мануальной терапии в большинстве случаев недостоверны. Связано это, прежде всего, с отсутствием как выраженных изменений функции ОДА в результате сеанса мануальной терапии, так и с разнонаправленностью последних. Это обстоятельство делает малоэффективным обычную статистическую обработку, однако, последовательный анализ данных исследования одного и того же больного дает полезную информацию.

Результаты наблюдений двух больных, получивших по семь сеансов мануальной терапии в течение одного месяца показали, что функция опорно-двигательного аппарата не имеет статистически достоверных отличий в обоих случаях. Субъективно пациенты испытывали некоторое облегчение после сеанса мануальной терапии. В целом, у всех больных отмечалось уменьшение или исчезновение асимметрии мышечного тонуса (определялось пальпаторно в положении лежа), снижение болезненности исследуемых структур, увеличение амплитуды движений в пораженном отделе позвоночника. Больные отмечали снижение болевых ощущений в позвоночнике и пораженной конечности, уменьшение скованности.

Отсутствие объективного функционального эффекта от мануальной терапии в течение длительного периода времени (один месяц) говорит о том, что для обоих больных данный вид лечения не был показан. Отсутствовали и противопоказания, ибо в этом случае как статика, так и динамика больного изменились бы к худшему.

Типичный пример объективного ухудшения состояния пациента после мануальной терапии - больной В-ев А.В. До проведения мануальной терапии динамика походки приближалась к норме. Отличия состояли в избыточной активности здоровой стороны, а также повышенном уровне переменных динамических нагрузок, в том числе и на больной стороне (Таблица 4.66).

Таблица 4.66 Показатели реакций опоры пациента, измеренные до и после проведения мануальной терапии (МТ).

Момент исследования	Здоровая сторона (в % веса тела)					Больная сторона (в % веса тела)				
	Z ₁	Z ₂	Z ₃	Y ₁	Y ₂	Z ₁	Z ₂	Z ₃	Y ₁	Y ₂
До МТ	123	59	119	19	23	119	53	119	15	23
После МТ	103	54	103	17	17	101	54	100	14	19

После сеанса мануальной терапии произошло резкое снижение величины обоих максимумов вертикальной составляющей реакции опоры как на больной, так и на здоровой стороне ниже нормального значения. Аналогичному изменению подверглась продольная составляющая. В целом, здоровая сторона имела большие амплитуды реакций опоры после мануальной терапии, чем больная.

Данный больной демонстрирует интересный феномен - снижение значений максимумов вертикальной составляющей реакции опоры при неизменном и даже меньшем значении (на здоровой стороне) величины инерционного минимума. Механизм его остается не совсем ясным и требует дополнительного исследования.

Стабилометрическое исследование подтверждает предположение о существенном ухудшении состояния пациента после проведенного воздействия (Таблица 4.67).

До сеанса мануальной терапии общий центр давления (а также и ОЦД) тела имел отклонение во фронтальной плоскости влево (сторона преимущественного поражения - правая). Таким образом, путем смещения ОЦД влево пациент осуществлял частичную разгрузку больной правой стороны. Положение ОЦД в сагиттальной плоскости соответствовало норме. Девииции ОЦД во фронтальной плоскости незначительно превышают норму, а в сагиттальной - значительно (нестабильность регуляции действия сгибателей и разгибателей).

После сеанса мануальной терапии общий центр давления переместился на больную сторону, что увеличило нагрузку на нее. Кроме этого, в сагиттальной плоскости произошло перемещение ОЦД из нормального положения в положение позади межлодыжечной линии, что является явной аномалией. Величина девиаций ОЦД во фронтальной плоскости при этом не изменилась, а в сагиттальной плоскости лишь незначительно уменьшилась.

Таблица 4.67 Стабилометрические параметры пациента до и после мануальной терапии.

Момент исследования	Сторона наклона	Стабилометрические параметры (в мм)			
		F	S	f	s
До МТ	левая	45	37	16	59
После МТ	правая	8	-38	16	48

Таким образом, исследование функции опорно-двигательного аппарата позволяет объективно оценить результат выполненного мануального воздействия.

4.6.3 РЕАГИРОВАНИЕ ОПОРНО-ДВИГАТЕЛЬНОГО АППАРАТА НА РАЗГРУЖАЮЩИЙ КОРСЕТ¹²⁶

Чувствительность методов исследования функции опорно-двигательного аппарата позволяет изучать с их помощью реакцию скелетно-мышечной и нервной систем на различные воздействия.

Например, в качестве метода лечения и профилактики у больных с поясничным остеохондрозом часто применяется мягкий корсет в виде широкого кожаного пояса, плотно одеваемого на поясничную область. Без инструментального исследования ответить на вопрос: “как изменяется функциональное состояние больного после надевания корсета, имеет его применение смысл у данного больного или может причинить вред?” можно лишь по прошествии нескольких дней, а то и недель. Приведенные ниже данные демонстрируют различные варианты изменения биомеханики движений пациента в основной стойке и при ходьбе непосредственно вслед за надеванием корсета “Ленинградского типа”.

1. Изменения основной стойки

Влияние корсета на биомеханику основной стойки больного с поясничным остеохондрозом можно разделить на три основных варианта:

- улучшение,
- ухудшение,
- индифферентный.

Основные варианты изменения основной стойки представлены ниже (Таблица 4.68).

Пациент под номером 3 до надевания корсета имел явно аномальную стойку: ОЦД смещен назад на пяточную область, девиации его во фронтальной и, особенно, сагиттальной плоскости велики. Это патологическая, нестабильная стойка. После одевания корсета и привыкания к нему в течении 20 минут больной продемонстрировал совершенно иной вариант стойки. Общий центр давления переместился из нейтрального положения на сторону здоровой конечности, что разгрузило больную сторону¹²⁷. В сагиттальной плоскости ОЦД занял нормальное положение. Девиации ОЦД при этом уменьшились в обеих плоскостях и, особенно существенно, во фронтальной. Данные изменения биомеханики основной стойки в результате применения корсета можно расценить как положительные (разгрузка больной стороны, увеличение резерва баланса).

Эффект применения корсета у пациента номер 13 также можно расценить как положительный. После надевания корсета нормализовалось положение ОЦД в сагиттальной плоскости, значительно уменьшилось его отклонение во фронтальной плоскости. Де-

¹²⁶ Данное сообщение основано на опыте исследования 14 пациентов с поясничным остеохондрозом и носит предварительный характер.

¹²⁷ Интерпретация аномалий основной стойки у больных с патологией поясничного отдела позвоночника имеет свои особенности, а именно, перекрестное влияние напряжения *m. erector spinae*, что требует дальнейшего исследования.

виации ОЦД во фронтальной плоскости существенно уменьшились, а в сагиттальной - возросли незначительно.

Пациент под номером 14 демонстрирует противоположный вариант реакции на корсет. До применения корсета больной имел также аномальную стойку, но с иной спецификой. Общий центр давления отклонен влево, т. е. в больную сторону, что ведет к ее перегрузке. В сагиттальной плоскости ОЦД отклонен незначительно назад. Девиации ОЦД во фронтальной плоскости избыточные, а в сагиттальной - не превышают норму. После одевания корсета пациент стоит с опорой преимущественно на больную сторону, ОЦД переместился еще больше назад, девиации его в сагиттальной плоскости резко возросли. Данное состояние можно охарактеризовать как срыв собственных компенсаторных возможностей организма при относительной разгрузке больного отдела позвоночника.

Таблица 4.68 Стабилометрические показатели при типичных реакциях ОДА на корсет в положении основной стойки.

Номер пациента	Наличие корсета	Больная сторона	Сторона наклона	Стабилометрия (в мм)			
				F	S	f	s
3	нет	Левая	-	0	-70	28	45
3	есть	Левая	Правая	65	40	5	37
6	нет	Левая	Левая	13	15	16	40
6	есть	Левая	Правая	16	-45	15	37
7	нет	Правая	Левая	111	-5	30	17
7	есть	Правая	Левая	143	54	20	40
13	нет	Правая	Левая	155	-14	67	40
13	есть	Правая	Левая	30	35	17	55
14	нет	Левая	Левая	89	30	25	7
14	есть	Левая	Левая	140	12	22	27

Пациент под номером 6 до надевания корсета имел ОЦД, смещенный назад и незначительно в сторону больной конечности. Девиации ОЦД существенны только в сагиттальной плоскости. Это состояние можно охарактеризовать как состояние относительной компенсации. После надевания корсета ОЦД перемещается далеко назад и в сторону здоровой конечности. Девиации его при этом остаются на том же уровне. Таким образом, в результате блокирования корсетом естественных защитных реакций опорно-двигательного аппарата больной имел в корсете декомпенсированное состояние ОДА в основной стойке.

Тип реагирования пациента под номером 7 весьма неоднозначен. После одевания корсета ОЦД из положения позади межлодыжечной линии вернулся в нормальное в сагиттальной плоскости, в то же время отклонение его во фронтальной плоскости увеличилось, и значительно возросли девиации в сагиттальной плоскости.

2. Изменения динамики походки

Варианты влияния корсетирования на походку, ее динамические параметры можно также разделить на три основных модификации:

- улучшение,

- ухудшение,
- индифферентный.

Очевидное положительное влияние не только на основную стойку, но и на походку произвело применение корсета у пациента под номером 3. (Таблица 4.69). В целом, пациент демонстрирует типичную двигательную симптоматику поясничного остеохондроза. После надевания корсета амплитуды максимумов вертикальной и продольной составляющих реакции опоры на стороне преимущественного поражения возросли, а величина инерционного минимума уменьшилась. В меньшей степени это имеет место и на здоровой стороне.

Пациент под номером 1 показывает обратную реакцию опорно-двигательного аппарата на корсет. После его надевания произошло уменьшение максимума ускорения падения на больной стороне. Величина его меньше веса тела. Существенно снизилась амплитуда максимума торможения как справа, так и слева. Величина инерционного минимума возросла. Несмотря на то, что значение последней находится в пределах нормы, возрастание ее - симптом неблагоприятный, т. к. это уменьшает динамический диапазон нагрузки ОДА.

Таблица 4.69 Типичные реакции ОДА со стороны динамики походки на применение корсета.

Номер пациента	Наличие корсета	Больная сторона (в % ВТ)					Здоровая сторона (в % ВТ)				
		Z ₁	Z ₂	Z ₃	Y ₁	Y ₂	Z ₁	Z ₂	Z ₃	Y ₁	Y ₂
1	Нет	116	58	111	14	14	127	53	100	14	16
1	Есть	116	74	89	9	14	116	63	121	9	14
3	Нет	90	83	100	4	15	97	83	103	4	17
3	Есть	98	81	106	6	18	94	83	109	8	15
4	Нет	104	83	104	8	13	104	71	108	8	16
4	Есть	92	83	104	12	13	121	71	108	11	16
5	Нет	105	73	86	14	18	105	64	109	10	14
5	Есть	105	73	95	12	18	114	64	118	12	21

Результат исследования в корсете пациентов под номером 4 и 5 можно отнести к индифферентному, поскольку налицо как положительные результаты (увеличение амплитуды максимума торможения), так и отрицательные (снижение амплитуды максимума ускорения подъема (№4) и ускорения падения (№5)). Впрочем, сами изменения достаточно малы, чтобы существенно изменить локомоцию пациента.

4.7 ДЕТСКИЙ ЦЕРЕБРАЛЬНЫЙ ПАРАЛИЧ¹²⁸

Изменения походки при церебральном параличе варьируют от полного отсутствия способности к самостоятельному передвижению до практически нормальной походки. Виною тому сложная генерализованная патология, включающая как первичную специфическую патологию управления движениями со стороны нервной системы, так и развивающиеся анатомические изменения взаимоотношений костей, мышц и суставов.

В последнее десятилетие применение анализа походки при лечении детей с церебральным параличом 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. Исследование походки позволяет точно определить объем и последовательность выполнения хирургического лечения. Активно проводятся работы по моделированию результата оперативного воздействия, с помощью которого возможно увидеть и исследовать походку больного в отдаленные сроки после операции (56). По заключению J.R. Gage, “анализ походки радикально изменил лечение церебрального паралича”.

Анализ опубликованной литературы по различным аспектам походки показывает, что исследованию ходьбы у детей с церебральным параличом посвящено около 3.6% всех публикаций, посвященных анализу походки (91). Наиболее полно данная тема освещена в монографии J.R. Gage (38).

В целом, можно отметить, что патология походки при церебральном параличе настолько многообразна, что может включать очень многое из того, что было изложено выше. Это верно и в отношении общепатологических реакций.

Основные изменения, которые определяют патологическую локомоцию, следующие (38):

- потеря избирательного мышечного контроля,
- зависимость от примитивных рефлексов,
- аномальный мышечный тонус,
- относительный дисбаланс между агонистами и антагонистами,
- дефицит реакций, направленных на поддержание равновесия.

4.7.1 ТИПИЧНЫЕ ИЗМЕНЕНИЯ НА УРОВНЕ ГОЛЕНОСТОПНОГО СУСТАВА

4.7.1.1 САГИТТАЛЬНАЯ ПЛОСКОСТЬ

Это основная плоскость функционирования голеностопного сустава, поэтому патологические изменения будут касаться, большей частью, именно ее. Дисфункция голеностопного сустава при церебральном параличе характеризуется следующими признаками (38):

- аномальная установка сустава или аномальная амплитуда движений,

¹²⁸Это название недостаточно точно отражает суть патологического процесса. В последние годы активно дискутируется вопрос об изменении его на название - *церебральный паралич*. Однако, формально новое название еще не закреплено.

- контрактура,
- недостаточность мышц.

4.7.1.2 ФРОНТАЛЬНАЯ ПЛОСКОСТЬ

Преимущественная патология - варусная или вальгусная деформация, выражающаяся в установке стопы по отношению к голени в положении варуса или вальгуса. Другой вид изменений - увеличение амплитуды движений во фронтальной плоскости, что равносильно потере контроля фронтальной подвижности на уровне голеностопного сустава.

4.7.1.3 ГОРИЗОНТАЛЬНАЯ ПЛОСКОСТЬ

Изменения функции в этой плоскости сводятся к патологической установке сустава в положение наружной или внутренней ротации и увеличению амплитуды движений, а также их различным сочетаниям.

4.7.2 ТИПИЧНАЯ ПАТОЛОГИЯ КОЛЕННОГО СУСТАВА

Основные изменения функции коленного сустава при церебральном параличе подобны таковым голеностопного (38):

- аномальная установка сустава или аномальная амплитуда движений,
- контрактура,
- недостаточность мышц.

Изучение типичной патологии со стороны коленного сустава на опыте 588 пациентов позволило выделить четыре вида первичных нарушений функции (87):

- скачущий коленный сустав,
- припадающий коленный сустав,
- тугой коленный сустав,
- рекурвация коленного сустава.

4.7.3 ТИПИЧНАЯ ПАТОЛОГИЯ ТАЗОБЕДРЕННОГО СУСТАВА

Для тазобедренного сустава основную проблему представляет гиперактивность приводящих мышц, которые производят действие на сустав во всех трех плоскостях. В итоге, сустав имеет следующую установку:

- сгибание,
- приведение,
- внутренняя ротация.

Это положение является общим правилом при данной патологии (38).

4.7.4 ОБЩИЕ ИЗМЕНЕНИЯ В ФАЗАХ ЦИКЛА ШАГА

Фаза контакта

В результате наличия сгибательной установки коленного сустава или разгибательной голеностопного, а также комбинации их обеих, стопа приходит в соприкосновение с опорой либо всей стопой, либо только ее передней частью.

Фаза нагружения

При контакте с опорой в предшествующей фазе всей стопой теряется перекаат через пятку. В этом случае вместо разгибания голеностопного сустава происходит его сгибание, а в коленном вместо сгибания - разгибание. При выраженной разгибательной контрактуре голеностопного сустава, особенно в сочетании со сгибательной контрактурой коленного, будет теряться и перекаат через голеностопный сустав, а инверсии движений коленного и голеностопного суставов будут усиливаться. Для тазобедренного сустава его сгибательная установка производит наружный сгибающий момент сил, что требует приложения избыточных усилий со стороны разгибателей сустава (38).

Во фронтальной плоскости особенно значима деформация стопы. Ее вальгусная или варусная установка многократно увеличивает наружных вальгусный или варусный момент сил. Компенсация его требует значительных усилий. Недостаточность противоположно направленного внутреннего момента сил чревата потерей стабильности в данной фазе (38).

В горизонтальной плоскости основную роль играет пространственная ориентация стопы на опоре. Постановка стопы в положении наружной или внутренней ротации изменяет силовые влияния на всю конечность как в сагиттальной, так и во фронтальной плоскости. Наружная ротация будет усиливать наружный вальгирующий момент, а внутренняя - момент, направленный на усиление варуса. В сагиттальной плоскости любая из установок снижает возможную эффективную реакцию суставов.

Фаза подъема

Основная причина нарушений в сагиттальной плоскости - гипер- или гипоактивность *m. soleus* (38) и всей *m. triceps surae*. При гиперактивности *m. triceps surae* коленный сустав будет иметь избыточное сгибание, при гипоактивности - возможно недостаточное разгибание и даже истинное разгибание, вплоть до переразгибания в последующей фазе. Вторичная патология - контрактуры мышц задней стороны бедра и сгибателя тазобедренного сустава *m. iliopsoas*.

Во фронтальной плоскости основные девиации приходится на тазобедренный и голеностопный суставы. Гиперактивность приводящих мышц приводит к наклону таза в сторону переносимой конечности, что создает для нее трудности, о чем будет сказано ниже. Девиации со стороны голеностопного сустава зависят от его исходного положения и соответствующей деформации вальгусного или варусного характера.

Фаза падения и фаза разгрузки

Поскольку в эти фазы велика роль голеностопного сустава, то его патологическая функция имеет особое значение. Наиболее частые виды аномалий со стороны голеностопного сустава при церебральном параличе:

- изменение баланса и фазы действия мышц агонистов и антагонистов,

- наличие установки сустава (эквинус, т.е. в разгибании),
- наличие деформации во фронтальной плоскости,
- наличие избыточной наружной или внутренней ротации конечности.

Недостаточная сила разгибателей голеностопного сустава приводит к избыточному продвижению голени вперед. Перекат через носок редуцируется и может совсем исчезнуть. Недостаточный перекат через носок ингибирует продвижение вектора силы реакции опоры по направлению движения, что, в итоге, приводит к уменьшению длины шага контрлатеральной стороны.

Избыточная сила разгибателей голеностопного сустава редуцирует длительность пяточного и голеностопного перекатов, которые могут исчезнуть, и увеличивает длительность носочного переката. Это тормозит продвижение голени вперед. Такая кинематика часто сопровождается рекурвацией коленного сустава (38). Необходимы дополнительные затраты мышечной энергии. Длина шага контрлатеральной стороны снижается. Спастическое состояние мышц-разгибателей голеностопного сустава также обуславливает развитие эквинусной деформации стопы.

Деформация голеностопно-подтаранного суставного комплекса во фронтальной плоскости как варусного, так и вальгусного характера снижает устойчивость, особенно в период одиночной опоры. Возможность к поддержанию баланса становится еще ниже при увеличении амплитуды движений стопы относительно голени во фронтальной плоскости.

В случае существенной наружной или внутренней ротации нижней конечности происходит *фронтализация* оси движения подтаранного сустава, и тогда возможно полное выпадение носочного переката¹²⁹.

Для тазобедренного или коленного суставов в сагиттальной плоскости типична сгибательная установка. Причина этого - спастика сгибателей и, как следствие этого, развитие сгибательной контрактуры.

Во фронтальной плоскости наибольшие функциональные изменения имеет тазобедренный сустав. Частая патология - избыточное приведение в период одиночной опоры. Конечный результат этого - наклон таза в сторону переносимой конечности, что при прочих сопутствующих условиях, снижает величину клиренса при переносе контрлатеральной конечности (38). При невозможности скомпенсировать снижение клиренса за счет собственных резервов больной будет применять средства дополнительной опоры.

Нередкое явление - установка тазобедренного сустава в положении наружной ротации в результате действия передней порции средней ягодичной мышцы в качестве сгибателя тазобедренного сустава (38). Вторичный эффект этого - укорочение длины шага на контрлатеральной стороне.

Фаза ускорения

Основная проблема этой фазы - малый клиренс или его отсутствие. В результате этого нога остается в контакте с опорой и не может активно продвигаться вперед, что приводит к уменьшению длины шага. Причиной этого может быть как изолированная, так и комбинированная патология суставов:

¹²⁹ Фактически он заменяется перекатом стопы во фронтальной плоскости.

- недостаточное сгибание тазобедренного сустава
- недостаточное сгибание коленного сустава
- избыточное разгибание голеностопного сустава.

Компенсация этого состояния зависит от степени и количества включенных в патологический процесс суставов. Для увеличения клиренса могут быть использованы любые, указанные выше механизмы. Часто используется увеличение движений в горизонтальной плоскости как компенсация снижения амплитуд сгибания-разгибания и отведения-приведения суставов (38).

Фаза продвижения

Наибольшую проблему представляет снижение клиренса и контакт с поверхностью опоры. Как правило, это результат дисбаланса мышц-разгибателей коленного и голеностопного сустава. Например, избыточная активность *m. rectus femoris* в этой фазе будет ограничивать сгибание коленного сустава. Недостаточна активность отводящих мышц бедра и гиперактивность приводящих, что также типично приводит к наклону таза в сторону переносимой конечности, а это, в свою очередь, уменьшает клиренс (38). Другой эффект, причиной которого является гиперактивность приводящих мышц бедра, - ножницеобразная походка, когда переносимая нога имеет тесный контакт с опорной. Аналогична проблема возникает при установке переносимой конечности в положении внутренней ротации. В этом случае ее стопа будет также входить в контакт с опорной конечностью.

Фаза торможения

Основная проблема этой фазы - недостаточное разгибание коленного сустава, что имеет существенное значение для правильной постановки конечности на опору. Другое следствие недостаточного разгибания коленного сустава - уменьшение длины шага.

4.7.5 КЛИНИЧЕСКИЙ ПРИМЕР

Больной К-в Д.Е. 13 лет, диагноз - ДЦП, нестабильность голеностопных суставов после ахиллопластики.

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* перекал. Перекал во фронтальной плоскости отсутствует, поскольку область головки первой и пятой плюсневых костей имеют контакт одновременно в 11.4% ЦШ (Таблица 4.70).

Анализ временных характеристик шага показывает, что время цикла шага правой стороны имеет значение, близкое к верхней границе нормы. Период опоры резко увеличен, в связи с чем сокращено время периода переноса. Соответственно, увеличено суммарное время двойной опоры (симптом неустойчивости). Первый период двойной опоры (ПДО)¹³⁰ значительно превышает длительность второго периода двойной опоры (ВДО). Это косвенный симптом того, что динамическая опороспособность левой ноги относительно меньше опороспособности правой. 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

¹³⁰Для правой ноги это, соответственно, второй период двойной опоры.

начало второго периода двойной опоры (НВД) происходит позднее нормального, в 56.2% ЦШ.

Таблица 4.70 Временные и пространственные характеристики шага. Правая сторона¹³¹.

ПРАВАЯ СТОРОНА											
Начальный контакт пятка											
Конечный контакт носок											
	ЦШ	ПО	ПП	ДО	ПДО	ВДО	ОО	НВД	Длина	База	Разворот
	с.	%	%	%	%	%	%	%	см.	см.	град
5%	1.00	61.6	37.5	16.8	6.4	6.4	35.4	45.0	66	4	5.7
Среднее	1.20	62.1	37.9	25.8	12.9	12.9	37.4	50.0	71	6	9.7
95%	1.40	62.7	38.3	31.8	19.5	19.5	39.4	55.0	76	7	13.7
Обслед.	1.38	77.0	23.0	47.9	27.1	20.8	29.1	56.2	41	12	-3.6
	НУпл	КУпл	Нпл	Кпл	НПят	КПят	ННос	КНос	ПерПят	ПерГол	ПерНос
	%	%	%	%	%	%	%	%	%	%	%
5%	7.10	53.5	10.0	54.0	0.0	29.0	32.5	61.6	7	20	31.6
Среднее	9.10	56.5	12.5	57.0	0.0	30.0	30.5	62.1	9	21	32.1
95%	11.10	59.5	15.0	60.0	0.0	31.0	28.5	62.7	11	22	32.7
Обслед.	11.1	63.6	12.4	60.9	0.0	50.3	15.1	77.0	11.1	39.2	26.7

В отличие от правой ноги, левая начинает цикл шага с опоры на область головки пятой плюсневой кости (Таблица 4.71). Сразу вслед за этим в момент 2.0% ЦШ происходит контакт пятки и области головки первой плюсневой кости. Таким образом, в сагиттальной плоскости имеет место *обратный перекаат*, а во фронтальной плоскости - отсутствие перекаата. Заканчивается период опоры контактом на носок. Это происходит благодаря тому, что угол разворота стопы хотя и инвертирован на обеих сторонах, но инверсия незначительна -2.6° для левой стопы и 3.6° для правой, что позволяет сохранить ориентацию оси стопы по курсу движения¹³².

Время цикла шага с левой стороны соответствует средненормативному показателю. Период опоры лишь незначительно превышает норму. Таким образом, базовые параметры цикла шага: время, период опоры и период переноса не имеют существенных отличий от нормы. Это хорошая демонстрация правила обеспечения оптимума.

Суммарный период двойной опоры также продленный, но его как относительное, так и абсолютное значение меньше, чем справа, что также подтверждает более благополучные условия нагрузки на левую ногу. Начало второго периода двойной опоры наступает раньше нормы, что является следствием щадящего режима для данной стороны.

Таблица 4.71 Временные и пространственные характеристики шага. Левая сторона¹³³.

¹³¹Фрагмент отчета программно-аппаратного комплекса "МБН-БИОМЕХАНИКА".

¹³²В данном случае были установлены нормативы пространственных характеристик шага для взрослых, что не соответствует возрасту пациента, за исключением угла разворота стопы.

¹³³Фрагмент отчета программно-аппаратного комплекса "МБН-БИОМЕХАНИКА".

ЛЕВАЯ СТОРОНА

Начальный контакт V плюсовая
Конечный контакт носок

	ЦШ	ПО	ПП	ДО	ПДО	ВДО	ОО	НВД	Длина	База	Разворот
	с.	%	%	%	%	%	%	%	см.	см.	град
5%	1.00	61.6	37.5	16.8	6.4	6.4	35.4	45.0	66	4	5.7
Среднее	1.20	62.1	37.9	25.8	12.9	12.9	37.4	50.0	71	6	9.7
95%	1.40	62.7	38.3	31.8	19.5	19.5	39.4	55.0	76	7	13.7
Обслед.	1.21	66.1	33.9	40.0	18.4	21.6	26.1	44.0	43	11	-2.6

	НУпл	КУпл	Нпл	Кпл	НПят	КПят	ННос	КНос	ПерПят	ПерГол	ПерНос
	%	%	%	%	%	%	%	%	%	%	%
5%	7.10	53.5	10.0	54.0	0.0	29.0	32.5	61.6	7	20	31.6
Среднее	9.10	56.5	12.5	57.0	0.0	30.0	30.5	62.1	9	21	32.1
95%	11.10	59.5	15.0	60.0	0.0	31.0	28.5	62.7	11	22	32.7
Обслед.	0.0	54.6	2.0	45.4	2.2	39.5	7.7	65.9	-2.0	39.5	26.4

Таким образом, имеется симптоматика, свидетельствующая, что правая сторона имеет менее выраженную патологию и, соответственно, функциональные резервы выше, чем левая. Поэтому основную нагрузку по адаптации принимает на себя правая сторона, обеспечивая более оптимальный режим функционирования для левой, функциональные резервы которой существенно снижены.

Данное положение подтверждает анализ гониограмм суставов нижней конечности (Рисунок 4.188 и Рисунок 4.189).

При сравнении гониограмм суставов в сагиттальной плоскости для левой и правой ноги отмечаются амплитуды в тазобедренном и коленном суставах 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 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.

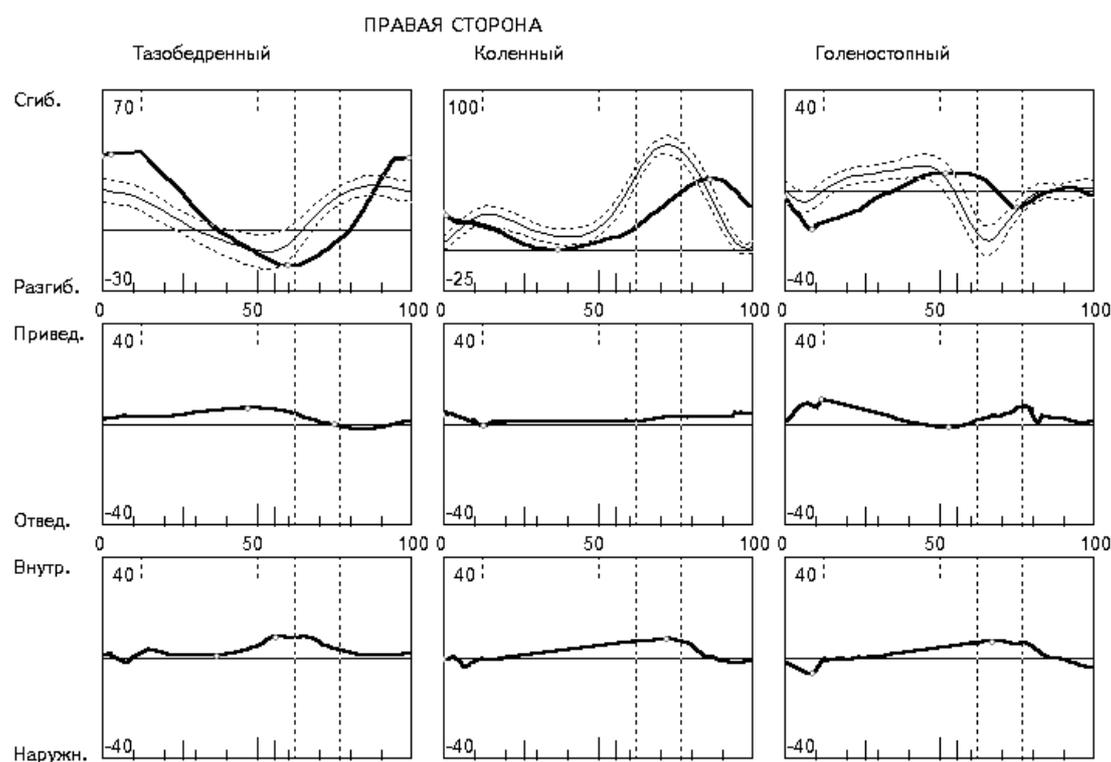


Рисунок 4.188. Гониограммы движений в суставах правой ноги¹³⁴.

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 затем 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 сагитальной плоскости. Отмечается лишь позднее наступление максимальных амплитуд за счет относительного увеличения длительности периода опоры в цикле шага.

Во фронтальной плоскости движения в тазобедренном суставе, в целом, 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. Обращает внимание лишь гониограмма тазобедренного сустава, где регистрируются две волны внутренней ротации, максимумы

¹³⁴Фрагмент отчета программно-аппаратного комплекса “МБН-БИОМЕХАНИКА”.

которой приходится на периоды двойной опоры. Это результат сложной борьбы внутренних ротаторов бедра с наружными.

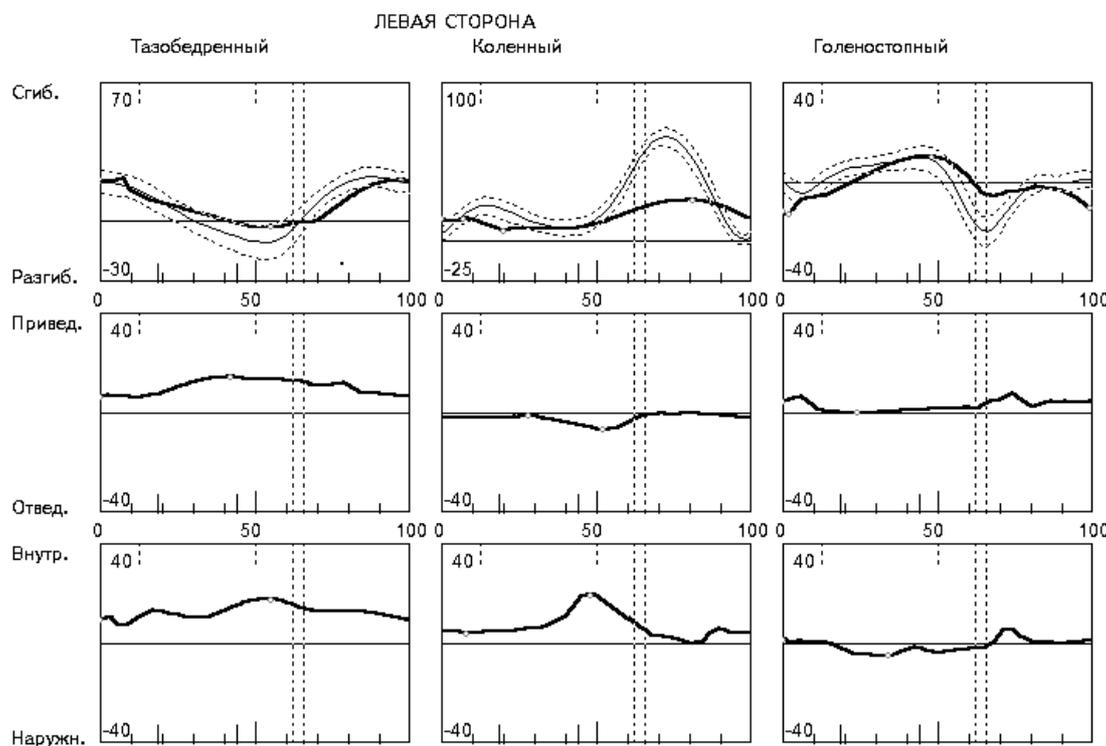


Рисунок 4.189. Гониограммы движений в суставах левой ноги¹³⁵.

В сагиттальной плоскости на левой стороне имеется тотальная недостаточность амплитуд движений в тазобедренном и коленном суставах (Рисунок 4.189). В тазобедренном суставе недостаточна амплитуда разгибания. В коленном суставе имеется недостаточность как амплитуд сгибания, так и разгибания за счет того, что исходное положение сустава в сгибании, кроме этого, как и справа, отсутствует первое сгибание.

Голеностопный сустав демонстрирует полное отсутствие первого разгибания. При этом исходное положение сустава в разгибании - результат спастики *m. triceps surae*. Интересно, что амплитуда сгибания находится в пределах нормы, и недостаточна амплитуда второго разгибания сустава¹³⁶. Это нарушение фазовой активности *m. triceps surae*.

Во фронтальной плоскости коленный и голеностопный суставы не имеют сколь-нибудь значимых движений. Если для коленного сустава это нормально, то для голеностопного - результат эквинусной установки. Положение стопы на поверхности опоры, практически параллельное направлению движения (всего 1.6 градуса внутренней ротации), также 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.

¹³⁵Фрагмент отчета программно-аппаратного комплекса “МБН-БИОМЕХАНИКА”.

¹³⁶При этом первое разгибание происходит не в фазу нагружения, а в период переноса.

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 из-за того, что тазобедренный и голеностопный 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. Цена этого - ослабление связочного аппарата коленного сустава, т. к. движения такой амплитуды (15.8 градуса) превышают пределы нормы.

В целом 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.

4.7.6 ЛИТЕРАТУРА

1. Вилка И.К. - Биомеханический принцип управления периодом реабилитации в травматологии и ортопедии. Дисс. к.м.н., Рига, 1978.
2. Витензон А.С. - Биомеханическая закономерность компенсации двигательных нарушений при патологической ходьбе. Сбор. ЦНИИПП 1980, вып. 55, с. 41.
3. Журавлев А.М. и др. - Хирургическая коррекция позы и ходьбы при детском церебральном параличе. Из-во "Айастан", 1986. 231 с.
4. Иванов В.И., Нерянов Ю.М. - Клинико-биомеханическая оценка отдельных результатов лечения сложных повреждений голеностопного сустава: Тез. докл. III Всеросс. конф. по пробл. биомех. Рига 1979, т. 4, с. 199 - 205.
5. Клиническая биомеханика: под общ. ред. проф. Филатова Ленинград, из. "Медицина", 1980, 199с.
6. Кравцова Г.В., Ревенко Т.А., Гаврилов И.М., Гончарова Л.Д. - Некоторые биомеханические показатели в оценке результатов лечения застарелых переломо-подвывихов в области голеностопного сустава. Тезисы докладов III всесоюзной конференции по проблемам биомеханики, т.2, с.224-226, Рига, 1983.
7. Кравцова Г.В., Хоменко Б.Ф. - Особенности ходьбы по данным подографии у больных с последствиями переломов бедренной кости и костей голени. Мед. биомеханика, с.378-380, Рига, 1975.
8. Лавруков А.М. - Функциональная пригодность стопы после артродеза голеностопного сустава у больных с осложненными переломами лодыжек: Автореф. дисс. к.м.н. Новосибирск, 1986.

9. Лакин Г.Ф. Биометрия. Москва, "ВШ", 1990, 352 с.
10. Николаев Л.П. - Руководство по биомеханике в применении к ортопедии травматологии и протезированию: Гос. изд. УССР, Киев, 1947, т. 1, 315с.
11. Прокопишин Ю.А. - Лечение переломов таранной кости и их последствия. Дисс. к.м.н., Киев, 1972.
12. Селиванов В.П. - К вопросу о малой разновысокости ног. Ортоп. Травм. и протезир. №5, 1987, с. 61-63.
13. Скворцов Д.В. - Стабилометрия человека - история, методология, стандартизация. В кн. Медицинские информационные системы. Межвед. тем. науч. сб. Вып. 5. с.132-135, 1995.
14. Скворцов Д.В., Ларина В.Н., Быков А.А., Новосельский А.Н. - Клинико-биомеханические параллели поясничного остеохондроза. Биомеханика на защите жизни и здоровья человека. 1 Всероссийская конференция-ярмарка. Тезисы докладов, том 1, с. 214-215. Нижний Новгород 1992.
15. 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. "Реабилитация больных с травмами и заболеваниями опорно-двигательного аппарата". Сб. научн. трудов, книга 2. Иваново, 1989, с. 45-51.
16. Яременко Д.А., Васильковская О.П. - Биомеханические методы исследования в оценке трудоспособности лиц с последствиями переломов нижних конечностей. Тезисы докл. III всесоюзн. конф. по пробл. биомеханики, Рига, 1983, т.2, с. 96-98.
17. Attinger D; Luethi S; Stuessi E - Objective evaluation of gait asymmetry (abstract). Fifth Meeting of the European Society of Biomechanics, Berlin, West Germany 1986 Sep. p. 563-568.
18. Baker MP; Hudson JE; Wolf SL; - A "feedback" cane to improve the hemiplegic patient's gait. Physical Therapy, 1976 Feb 59(2):170-171.
19. Barsony I; - (The role of the stick in the prevention and treatment of locomotor diseases). Magyar Traumatologia, Orthopaedia es Helyreallito Sebeszet, 1980; 23(3):209-212.
20. Bennett L; Murray MP; Murphy EF; Sowell TT; - Locomotion assistance through cane impulse. Bulletin of Prosthetic Research, 1979 10-31:38-47.
21. Bergmann G; Kolbel R; Rauschenbach N; Rohlmann A; - (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 Orthopaedic und ihre Grenzgebiete, 1977 Apr. 115(2):174-182.
22. Brand RA; Crowninshield RD; - The effect of cane use on hip contact force. Clinical Orthopedics and Related Research, 1980, 147:181-184.
23. Buck P., Morrey B.F., Chao E.Y. - The optimum position of arthrodesis of the ankle. J. Bone Joint Surg. 1987, v. 69-A, n.7, p.1052-1062.

24. Cappelz A; Figura F; Leo T; Marchetti M - (Symmetry and asymmetry of gait: harmonic components as a language for evaluation of the characteristics of gait). *Revue Europeene de Biotechnologie Medicale*, 1979, 1(5):381-385.
25. Cheung C; Wall JC; Zelin S - A microcomputer-based system for measuring temporal asymmetry in amputee gait. *Prosthetics and Orthotics International*, 1983 Dec, 7(3):131-140.
26. Childs TF; - An analysis of swing-through crutch gait. *Journal of the American Physical Therapy Association*, 1964, 44:804-807.
27. Colborne-GR; Olney-SJ; Griffin-MP - Feedback of ankle joint angle and soleus electromyography in the rehabilitation of hemiplegic gait. *Arch-Phys-Med-Rehabil.* 1993 Oct; 74(10): 1100-6.
28. Colborne-GR; Wright-FV; Naumann-S; - Feedback of triceps surae EMG in gait of children with cerebral palsy: a controlled study. *Arch-Phys-Med-Rehabil.* 1994 Jan; 75(1): 40-5.
29. Cook T; - The role of the upper extremity in gait: a survey of the forces applied to various assistive devices (progress report). *Bulletin of Prosthetics Research*, 1981, BPR 10-35, 18(1):241.
30. Dewar ME; Judge G - Temporal asymmetry as a gait quality indicator. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 1980, 18:689-693.
31. Dickstein-R; Smolinski-Z; Pillar-T - Self-propelled weight-relieving walker for gait rehabilitation. *J-Biomed-Eng.* 1992 Jul; 14(4): 351-5.
32. Du Chatinier K; Rozendal RH - Temporal symmetry of gait of selected normal human subjects. *Proceedings: Koninklijke Nederlandse Akademie van Wetenschappen (Biological and Medical Sciences)*, 1970, 73(4):353-361.
33. Dunne JW; Hankey GJ; Edis RH; - Parkinsonism: upturned walking stick as an aid to locomotion. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 1987, 68(6):380-381.
34. Durward B.R., Rowe P.J. Wall J.C. - The application of asymmetry indices to measurements of gait and posture. *Clinical Gait Laboratory Conference 8th Annual East Coast May 5-8, 1993, Mayo Clinic, Rochester MN.* p.87-88.
35. Eisenstein S.M.; Khodadadeh S.; Patrick J.H. - Gait analysis in chronic low back pain. *Gait Anal. and Med. Photogramm. Proc. Inf. Conf, Oxford. Headington.* 1987, v.1-3, Apr., 61-62.
36. Ely DD; Smidt GL; - Effect of cane on variables of gait for patients with hip disorders. *Physical Therapy*, 1977 May, 57(5):507-512.
37. Engel J; Amir A; Messer E; Caspi I; - Walking cane designed to assist partial weight bearing. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 1983 Aug, 64(8):386-388.
38. Gage J.R. - Gait analysis in cerebral palsy. *Mac Keith Press* 1991. p.206
39. Gage-JR - Gait analysis. An essential tool in the treatment of cerebral palsy. *Clin-Orthop.* 1993 Mar(288): 126-34

40. Gundersen LA; Valle DR; Barr AE; Danoff JV; Stanhope SJ; Snyder-Mackler L - Bilateral analysis of the knee and ankle during gait: an examination of the relationship between lateral dominance and symmetry. *Physical Therapy*, 1989, 69(8):640-650.
41. Hacik L; Radil T - Asymmetry in gait timing in hemiparetics. *Perceptual and Motor Skills*, 1990, 70(3 pt 1):898.
42. Hannah RE; Chapman AE; Morrison JB - Kinematic symmetry of the lower limbs. *Proceedings of Human Locomotion II*, 1982 Sep, 14-15.
43. Hannah RE; Cooper D - Electrogoniometry and symmetry: an approach to clinical gait analysis. *Proceedings of International Conference on Rehabilitation Engineering*, Toronto, 1980, 271-273.
44. Hannah RE; Morrison JB; Chapman AE - Kinematic symmetry of the lower limbs. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 1984 Apr, 65(4):155-158.
45. Hefti F.L., Bauman I.U., Morscher E.W. - Ankle Joint Fusion - Determination of Optimal Position by Gait Analysis. *Arch. Orthop. and Traumat. Surg.*, 1980, v.96, p187-195.
46. Herzog W; Nigg BM; Read LJ; Olsson E; - Asymmetries in ground reaction force patterns in normal human gait. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 1989, 21(1):110-114.
47. Herzog W; Nigg BM; Robinson RO; Read LS; - Quantifying the effects of spinal manipulations on gait, using patients with low back pain: a pilot study. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, 1987; 10(6):295-299.
48. Hesse-SA; Jahnke-MT; Bertelt-CM; Schreiner-C; Lucke-D; Mauritz-KH - Gait outcome in ambulatory hemiparetic patients after a 4-week comprehensive rehabilitation program and prognostic factors. *Stroke*. 1994 Oct; 25(10): 1999-2004.
49. Hills-AP; Parker-AW - Locomotor characteristics of obese children. *Child-Care-Health-Dev.* 1992 Jan-Feb; 18(1): 29-34.
50. Hollis M; Waddington P; - Lifting patients. 9. Walking with crutches and sticks. *Nursing Mirror*, 1975 Mar, 140(12):70-72.
51. Hong DM; DeVita P; Hamill J; - Effects of asymmetrical load carrying on ground reaction forces during walking (abstract). *Proceedings of the XIIth International Congress on Biomechanics*, UCLA, Los Angeles, California, p. 59.
52. Imms FJ; MacDonald IC; - Abnormalities of the gait occurring during recovery from fractures of the lower limb and their improvement during rehabilitation. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine*, 1978; 10(4):221-225.
53. Joyce BM; Kirby RL; - Canes, crutches and walkers. *American Family Physician*, 1991, 43(2):535-42.
54. Karmel-Ross-K; Cooperman-DR; Van-Doren-CL - The effect of electrical stimulation on quadriceps femoris muscle torque in children with spina bifida. *Phys-Ther.* 1992 Oct; 72(10): 723-30.

55. Keefe FJ; Hill RW; - An objective approach to quantifying pain behavior and gait patterns in low back pain patients. *Pain*, 1985 Feb, 21(2):153-161.
56. Kepple T.M., Siegel K.L., Stanhope S.J. - Simulation of human walking: A simple 3 Degree-of-freedom model. *Clinical Gait Laboratory Conference 8th Annual East Coast May 5-8, 1993, Mayo Clinic, Rochester MN.* p.81-82.
57. Klenerman L; Hutton WC; - A quantitative investigation of the forces applied to walking-sticks and crutches. *Rheumatology and Physical Medicine*, 1973 Aug, 12(3):152-158.
58. Knutzen KM; Brilla LR; Quinn K; Wittman V - Ground reaction force symmetry in the gait of osteoarthritic women (abstract). *Proceedings of the XIIth International Congress on Biomechanics, UCLA, Los Angeles, California, 1989,* p.105.
59. Krzaczek J.; McNelis G.; Eisenhardt J. - Degenerative changes in the lumbar spine and early pes pressures. *Proc. 14th Annu. Northeast Bioeng. Conf. Durham; March 10-11, 1988.* p.33-35.
60. Laassel-EM; Loslever-P; Voisin-PH; Herlant-M - Analyse multidimensionnelle des forces de reaction du pied au cours de la marche normale. *Acta-Orthop-Belg.* 1992; 58(3): 272-9.
61. Matsumura K. - Statistical analysis of child gait: temporal and distance factors. *Clin. Rehab.* 1988, v.2. p.105-109.
62. McDonough AL; Razza-Doherty M - Some biomechanical aspects of crutch and cane walking: the relationship between forward rate of progression, symmetry, and efficiency -- a case report. *Clinical Podiatry and Medical Surgery*, 1988, 5(3):627-638.
63. McGill SM; Dainty DA; - Computer analysis of energy transfer in children walking with crutches. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 1984 Mar, 65(3):115-120.
64. Menard-MR; McBride-ME; Sanderson-DJ; Murray-DD - Comparative biomechanical analysis of energy-storing prosthetic feet. *Arch-Phys-Med-Rehabil.* 1992 May; 73(5): 451-8.
65. Murray MP; Gore DR - Gait of patients with hip pain or loss of hip joint motion. *Clinical Biomechanics—A Case History Approach*, (eds. J Black, JH Dumbleton), Churchill, Livingstone, New York, 1981, 173-200.
66. Murray MP; Gore DR; Brewer BJ; Mollinger LA; Sepsic SB - Joint function after total hip arthroplasty: a four-year follow-up of 72 cases with Charnley and Muller replacements. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 1981, 157:119-124.
67. Murray MP; Seireg AA; Scholz RC; - A survey of the time, magnitude and orientation of forces applied to walking sticks by disabled men. *American Journal of Physical Medicine*, 1969, 48:1-13.
68. Nielsen DH; Harris JM; Minton YM; Motley NS; Rowley JL; - Energy cost, exercise intensity, and gait efficiency of standard versus rocker-bottom axillary crutch walking. *Physical Therapy*, 1990, 70(8):487-493.

69. Nigg BM; Bell GD; Kiefer GN; Luethi S; Schachar NS - A quantitative assessment of the asymmetry of locomotion parameters in subjects with chronic anterior cruciate ligaments injuries. *Proceedings of Human Locomotion II*, 1982 Sep, 9-11.
70. O'Conner N - Asymmetry in loading times between the natural and prosthetic limb in the above-knee amputee (abstract). *North American Congress on Biomechanics*, Montreal, Quebec, Canada 1986 Aug.
71. Olsson EC; Smidt GL; - Assistive devices. *Gait in Rehabilitation* (ed. GL Smidt), Churchill Livingstone, New York, 1990, pp. 141-155.
72. Perry J. - *Gait Analysis normal and pathological function*. SLACK Incorporated, 1992, 524p.
73. Reisman M; Burdett RG; Simon SR; Norkin C; - Elbow moment and forces at the hand during swing-through axillary crutch gait. *Physical Therapy*, 1985 May, 65(5):601-605.
74. Renstrom-AF - Mechanism, diagnosis, and treatment of running injuries. *Instr-Course-Lect.* 1993; 42: 225-34.
75. Robinson RO; Herzog W; Nigg BM - Use of force platform variables to quantify the effects of chiropractic manipulation on gait symmetry. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, 1987, 10(4):172-176.
76. Rodano R; Santam Brogio GC - Walking symmetry at different step frequencies: an analysis based on the ground reaction force processing (abstract). *Proceedings of the XIIth International Congress on Biomechanics*, UCLA, Los Angeles, California, 1989, p. 299.
77. Rosenrot P - Asymmetry of gait and the relationship to lower limb dominance. *Human Locomotion I*, *Proceedings of Canadian Society for Biomechanics*, 1980 Oct, 26-27.
78. Rovick JS; Childress DS; - Pendular model of paraplegic swing-through crutch ambulation. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 1988, 25(4):1-16.
79. Schot PK; Caster BL; Dufek JS - Evaluation of bilateral symmetry of vertical ground reaction forces during drop landings (abstract). *Proceedings of the First World Congress of Biomechanics*, University of California, San Diego, 1990, Vol. I, p. 91.
80. Seeger BR; Caudrey DJ; Scholes JR; - Biofeedback therapy to achieve symmetrical gait in hemiplegic cerebral palsied children. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 1981 Aug, 62(8):364-368
81. Shoup TE; Fletcher LS; Merrill BR; - Biomechanics of crutch locomotion *Journal of Biomechanics*, 1974 Jan, 7(1):11-20.
82. Skvortsov D.V.; Larina V.N. - Clinical and biomechanical correlations in patient's with low back pain using forceplate. *Conference proceedings 17th Annual Meeting The University of Iowa City. IA. October 21-23, 1993.* p.161-162.
83. Skvortsov D.V.; Larina V.N. - Gait and Posture in patients with low back pain compare with clinical form. *Gait & Posture*. 1995, v.3, N.2, p.85.

84. Skvortsov D.V., I.V. Fishkin. - Gait Analysis of Patients one year after calcaneal fractures. Conference Proceedings, American Society of Biomechanics 17th Annual Meeting October 21-23, 1993, Iowa City, Iowa, p. 159-160.
85. Soudan K - Standardization of gait kinematic data using a gait symmetry index and Fourier analysis. Biomechanics: Principles and Applications, (eds. R Huiskes, DH van Campen, JR de Wijn), Martinus Nijhoff, The Hague, 1982, 135-140.
86. Stallard J; Sankarankutty M; Rose GK; - Lower-limb vertical ground reaction forces during crutch walking. Journal of Medical Engineering and Technology, 1978, 2(4):201-202.
87. Sutherland-DH; Davids-JR - Common gait abnormalities of the knee in cerebral palsy. Clin-Orthop. 1993 Mar(288): 139-47
88. 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 Apr; 90(4): 455-76.
89. Thomas LK; Hislop HJ; Waters RL; - Physiological work performance in chronic low back disability: effects of a progressive activity program. Physical Therapy, 1980 Apr, 60(4):407-411.
90. Van der Straaten JHM; Scholten PJM - Symmetry and periodicity in gait patterns of normal and hemiplegic children. Biomechanics VI-A, (eds. E Asmussen, K Jorgensen), University Park Press, Baltimore, 1978, 287-292.
91. Vaughan C.L., Besser M., Sussman M., Bowsher K. - Biomechanics of Human Gait. An electronic bibliography. Third edition. Human kinetics publisher. 1992.
92. Voloshin A; Wosk J; - An in vivo study of low back pain and shock absorption in the human locomotor system. Journal of Biomechanics, 1982, 15(1):21-27.
93. Wall JC; Turnbull GI; - Gait asymmetries in residual hemiplegia. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 1986 67(8):550-553.
94. Wells RP; The kinematics and energy variations of swing-through crutch gait. Journal of Biomechanics, 1979, 12(8):579-585.
95. Wheelwright-EF; Minns-RA; Law-HT; Elton-RA - Temporal and spatial parameters of gait in children. I: Normal control data. Dev-Med-Child-Neurol. 1993 Feb; 35(2): 102-13.
96. Whittle M.W. - Gait Analysis: An introduction. Butterworth-Heinemann, 1991, 230p.
97. Wilson JF; Gilbert JA; Dynamic body forces on axillary crutch walkers during swing-through gait. American Journal of Physical Medicine, 1982 Apr, 61(2):85-92.
98. Winter D.A. - The Biomechanics and Motor Control of Human Gait. Waterloo, Ontario: University of Waterloo Press, Second edition, 1991, 143p.

4. ПАТОЛОГИЯ ЧАСТНАЯ	238
4.1 ГОЛЕНОСТОПНЫЙ СУСТАВ	239
4.2 КОЛЕННЫЙ СУСТАВ.....	258
4.3 ТАЗОБЕДРЕННЫЙ СУСТАВ	278
4.4 ВОССТАНОВЛЕНИЕ ПОХОДКИ ПОСЛЕ ПЕРЕЛОМОВ КОСТЕЙ НИЖНИХ КОНЕЧНОСТЕЙ.....	300
4.5 ФУНКЦИОНАЛЬНЫЕ ПОСЛЕДСТВИЯ ЗАКРЫТЫХ ПЕРЕЛОМОВ ПЯТОЧНОЙ КОСТИ.....	307
4.6 ДВИГАТЕЛЬНАЯ СИМПТОМАТИКА ПАТОЛОГИИ ПОЗВОНОЧНИКА	312
4.7 ДЕТСКИЙ ЦЕРЕБРАЛЬНЫЙ ПАРАЛИЧ	325
4. ПАТОЛОГИЯ ЧАСТНАЯ	238
4.1 ГОЛЕНОСТОПНЫЙ СУСТАВ	239
4.1.1 ИСХОДНОЕ ПОЛОЖЕНИЕ СУСТАВА	239
4.1.2 ПАТОЛОГИЯ В САГИТТАЛЬНОЙ ПЛОСКОСТИ	240
4.1.2.1 ДЕВИАЦИИ ПОХОДКИ ПРИ ПРАВИЛЬНОМ ПОЛОЖЕНИИ ГОЛЕНОСТОПНОГО СУСТАВА	240
4.1.2.1.1 Недостаточное разгибание	240
4.1.2.1.2 Недостаточное сгибание	240
4.1.2.1.3 Сгибательно-разгибательная нейтральная ригидная контрактура голеностопного сустава	241
4.1.2.2 ДЕВИАЦИИ ПОХОДКИ ПРИ ИЗБЫТОЧНОМ РАЗГИБАНИИ ГОЛЕНОСТОПНОГО СУСТАВА	242
4.1.2.3 ДЕВИАЦИИ ПОХОДКИ ПРИ ИЗБЫТОЧНОМ СГИБАНИИ ГОЛЕНОСТОПНОГО СУСТАВА	250
4.1.3 ПАТОЛОГИЯ ВО ФРОНТАЛЬНОЙ ПЛОСКОСТИ	254
4.1.4 ПАТОЛОГИЯ В ГОРИЗОНТАЛЬНОЙ ПЛОСКОСТИ	257
4.2 КОЛЕННЫЙ СУСТАВ.....	258
4.2.1 ПАТОЛОГИЯ В САГИТТАЛЬНОЙ ПЛОСКОСТИ	259
4.2.1.1 НЕДОСТАТОЧНОЕ СГИБАНИЕ.....	259
4.2.1.2 НЕДОСТАТОЧНОЕ РАЗГИБАНИЕ	262
4.2.1.3 ИЗБЫТОЧНОЕ СГИБАНИЕ	265
4.2.1.4 ИЗБЫТОЧНОЕ РАЗГИБАНИЕ	266
4.2.2 ПАТОЛОГИЯ ВО ФРОНТАЛЬНОЙ ПЛОСКОСТИ	270
4.2.2.1 ВАЛЬГУСНАЯ ДЕФОРМАЦИЯ.....	271

4.2.2.2	ВАРУСНАЯ ДЕФОРМАЦИЯ.....	273
4.2.3	ПАТОЛОГИЯ В ГОРИЗОНТАЛЬНОЙ ПЛОСКОСТИ	275
4.3	ТАЗОБЕДРЕННЫЙ СУСТАВ	278
4.3.1	ПАТОЛОГИЯ ОСНОВНОЙ СТОЙКИ.....	278
4.3.1.1	САГИТТАЛЬНАЯ ПЛОСКОСТЬ.....	278
4.3.1.1.1	Сгибательная установка	278
4.3.1.1.2	Разгибательная установка	282
4.3.1.2	ФРОНТАЛЬНАЯ ПЛОСКОСТЬ.....	283
4.3.2	ФУНКЦИОНАЛЬНАЯ ПАТОЛОГИЯ ТАЗОБЕДРЕННОГО СУСТАВА	283
4.3.2.1	САГИТТАЛЬНАЯ ПЛОСКОСТЬ.....	284
4.3.2.1.1	Недостаточное сгибание	284
4.3.2.1.2	Недостаточное разгибание.....	285
4.3.2.1.3	Избыточное сгибание	286
4.3.2.1.4	Избыточное разгибание.....	287
4.3.2.2	ФРОНТАЛЬНАЯ ПЛОСКОСТЬ.....	287
4.3.2.2.1	Приводящая установка	288
4.3.2.2.2	Установка в отведении	294
4.3.2.3	ГОРИЗОНТАЛЬНАЯ ПЛОСКОСТЬ.....	295
4.3.2.3.1	Избыточная наружная ротация.....	296
4.3.2.3.2	Избыточная внутренняя ротация.....	298
4.4	ВОССТАНОВЛЕНИЕ ПОХОДКИ ПОСЛЕ ПЕРЕЛОМОВ КОСТЕЙ НИЖНИХ КОНЕЧНОСТЕЙ.....	300
4.4.1	БОЛЬНАЯ СТОРОНА.....	300
4.4.2	ЗДОРОВАЯ СТОРОНА	301
4.5	ФУНКЦИОНАЛЬНЫЕ ПОСЛЕДСТВИЯ ЗАКРЫТЫХ ПЕРЕЛОМОВ ПЯТОЧНОЙ КОСТИ.....	307
4.6	ДВИГАТЕЛЬНАЯ СИМПТОМАТИКА ПАТОЛОГИИ ПОЗВОНОЧНИКА	312
4.6.1	НАРУШЕНИЯ ПОХОДКИ И ОСНОВНОЙ СТОЙКИ ПРИ ПОЯСНИЧНОМ ОСТЕОХОНДРОЗЕ	312
4.6.2	КОНТРОЛЬ ЭФФЕКТИВНОСТИ ПРОВЕДЕНИЯ МАНУАЛЬНОЙ ТЕРАПИИ	318
4.6.3	РЕАГИРОВАНИЕ ОПОРНО-ДВИГАТЕЛЬНОГО АППАРАТА НА РАЗГРУЖАЮЩИЙ КОРСЕТ	322
4.7	ДЕТСКИЙ ЦЕРЕБРАЛЬНЫЙ ПАРАЛИЧ	325
4.7.1	ТИПИЧНЫЕ ИЗМЕНЕНИЯ НА УРОВНЕ ГОЛЕНОСТОПНОГО СУСТАВА	325
4.7.1.1	САГИТТАЛЬНАЯ ПЛОСКОСТЬ.....	325
4.7.1.2	ФРОНТАЛЬНАЯ ПЛОСКОСТЬ.....	326
4.7.1.3	ГОРИЗОНТАЛЬНАЯ ПЛОСКОСТЬ.....	326
4.7.2	ТИПИЧНАЯ ПАТОЛОГИЯ КОЛЕННОГО СУСТАВА.....	326
4.7.3	ТИПИЧНАЯ ПАТОЛОГИЯ ТАЗОБЕДРЕННОГО СУСТАВА	326
4.7.4	ОБЩИЕ ИЗМЕНЕНИЯ В ФАЗАХ ЦИКЛА ШАГА	327
4.7.5	КЛИНИЧЕСКИЙ ПРИМЕР.....	329
4.7.6	ЛИТЕРАТУРА	334

- Рисунок 4.1 Гониограмма голеностопного сустава при сгибательно-разгибательной нейтральной ригидной контрактуре. Здесь и далее: тонкая линия с пунктиром - норма, вертикальная пунктирная линия на 62% ЦШ - конец периода опоры в норме, вторая такая же линия - конец периода опоры пациента. 241
- Рисунок 4.2 Механика фазы нагружения - голеностопный сустав фиксирован в нейтральном положении. А - гипотетическая ось переката через пятку. 241
- Рисунок 4.3 Возможность контакта пяткой зависит от взаиморасположения голеностопного и тазобедренного суставов (А) или голеностопного и коленного (Б). 243
- Рисунок 4.4 Низкий контакт пяткой на гониограмме движений голеностопного сустава. В начале цикла шага сустав имеет установку в разгибании. 243
- Рисунок 4.5 Контакт передним отделом стопы. 244
- Рисунок 4.6 Обратный перекат. Вид подограммы при обратном перекате левой стопы (верхний комплекс), нижний - правая с нормальным перекатом. 244
- Рисунок 4.7 Механизм постоянной зоны опоры. (А) - гипотетическая ось вращения. 245
- Рисунок 4.8 Рекурсивный механизм фазы нагружения. 246
- Рисунок 4.9 Механизм наклона. 247
- Рисунок 4.10 Поддержание клиренса при адекватной функции коленного и тазобедренного суставов (А), при относительной недостаточности сгибания тазобедренного сустава (Б). 249
- Рисунок 4.11 Гониограмма голеностопного сустава. Начальное положение в сгибании. 250
- Рисунок 4.12 Результат избыточного пяточного переката. 251
- Рисунок 4.13 Механизм наведенного переката. 252
- Рисунок 4.14 Механизм вынужденного сгибания коленного сустава в конце периода переноса. 254
- Рисунок 4.15 Вальгусная (справа) и варусная (слева) установка стопы по отношению к голени при Х и О-образной деформации коленных суставов. А - угол между голенью и стопой. 255
- Рисунок 4.16 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. 255
- Рисунок 4.17 Гониограмма движений приведения-отведения на уровне голеностопного сустава. В начале цикла шага сустав имеет установку в положении отведения (вальгусную). В первую половину периода опоры происходит приведение до нейтрального положения (инверсия), которое совпадает с концом первого периода двойной опоры. 256
- Рисунок 4.18 Наружный перекат (левая стопа, вверх). Полностью отсутствует опора на головку первой плюсневой кости, контакт пятки спорадический. 257
- Рисунок 4.19 Гониограмма движений отведения-приведения на уровне голеностопного сустава. Исходное положение в приведении, после чего происходит отведение (возвратное, т.к. идет возвращение в нейтральное положение), которое вновь сменяется истинным приведением. 257
- Рисунок 4.20 Гониограмма ротационных движений на уровне голеностопного сустава. Сочетание увеличения амплитуды движений наружной ротации с исходным положением сустава в наружной ротации. 258
- Рисунок 4.21 Гониограмма ротационных движений на уровне голеностопного сустава. Весь цикл шага имеется внутренняя ротация с максимумами в конце первого периода двойной опоры и в конце периода опоры. 258

Рисунок 4.22 Гониограмма коленного сустава в сагиттальной плоскости. Имеется уменьшение амплитуды обоих сгибаний.	260
Рисунок 4.23 Гониограмма коленного сустава в сагиттальной плоскости. Имеется существенное уменьшение амплитуды обеих сгибаний.	260
Рисунок 4.24 Сохранение контакта переднего отдела стопы с опорой.	261
Рисунок 4.25 Контакт низкой пяткой как следствие остаточного сгибания коленного сустава.	263
Рисунок 4.26 Вынужденный контакт передним отделом стопы.	263
Рисунок 4.27 Чрезмерное сгибание голеностопного сустава.	264
Рисунок 4.28 Гониограмма коленного сустава в сагиттальной плоскости. Имеется исходная установка сустава в положении сгибания, поэтому абсолютное значение амплитуд сгибаний и разгибания оказывается больше нормы.	265
Рисунок 4.29 Гониограмма коленного сустава в сагиттальной плоскости. Истинное разгибание коленного сустава с максимумом в 44% цикла шага.	267
Рисунок 4.30 Активное блокирование тазобедренного и голеностопного суставов.	268
Рисунок 4.31 Замыкание коленного сустава перераспределением массы тела.	269
Рисунок 4.32 Замыкание коленного сустава:	270
Рисунок 4.33 Вальгусная деформация коленного сустава, сторона (Б).	271
Рисунок 4.34 Приведение в тазобедренном и голеностопном суставах при отведении (вальгировании) коленного.	272
Рисунок 4.35 Гониограмма коленного сустава во фронтальной плоскости. Исходное положение сустава в отведении. Под нагрузкой в середине периода опоры сустав возвращается в нейтральное положение, после чего вновь происходит отведение. Период опоры 93% ЦШ. Результат врожденной патологии (ДЦП).	273
Рисунок 4.36 Варусная деформация коленного сустава.	274
Рисунок 4.37 Гониограмма коленного сустава во фронтальной плоскости. В исходном положении имеется легкий варус, который существенно увеличивается в фазы нагружения и ускорения.	275
Рисунок 4.38 Гониограмма коленного сустава в вертикальной плоскости. Общая амплитуда движений соответствует норме, но имеется исходная установка сустава в положении внутренней ротации.	276
Рисунок 4.39 Гониограмма коленного сустава в вертикальной плоскости. Сочетание увеличенной амплитуды ротационных движений с установкой в положении внутренней ротации.	276
Рисунок 4.40 Гониограмма коленного сустава в вертикальной плоскости. Избыточная наружная ротация в сочетании с исходным положением сустава в наружной ротации.	276
Рисунок 4.41 Гониограмма коленного сустава в вертикальной плоскости. Сочетание увеличения амплитуды ротационных движений с исходным положением сустава, близким к нейтральному.	277
Рисунок 4.42 Компенсация контрактуры за счет разгибания поясничного отдела позвоночника.	279
Рисунок 4.43 Проекция общего центра масс проходит на уровне середины свода стопы.	279
Рисунок 4.44 Активная площадь опоры и положение проекции ОЦМ при стоянии в норме.	280
Рисунок 4.45 Разгибательный механизм.	281
Рисунок 4.46 Сгибательный механизм.	281
Рисунок 4.47 Пассивное замыкание тазобедренного сустава. Стрелка показывает на lig. ileofemorale.	282

Рисунок 4.48 Приводящая установка тазобедренного сустава (А) и отводящая (Б).	283
Рисунок 4.49 Замещение сгибания одного тазобедренного сустава (белая сторона) разгибанием в другом (черная).	284
Рисунок 4.50 Гониограмма тазобедренного сустава. Недостаточное разгибание.	285
Рисунок 4.51 Избыточное сгибание тазобедренного сустава.	287
Рисунок 4.52 Гониограмма тазобедренного сустава. Избыточное сгибание и разгибание на верхней границе нормы.....	287
Рисунок 4.53 Рычаг, образуемый тазом.	288
Рисунок 4.54 Механизм уменьшения нагрузки на отводящие мышцы и тазобедренный сустав. Обозначения те же.	289
Рисунок 4.55 Синдром обратного Тренделенбурга-Дюшена.....	291
Рисунок 4.56 Гониограмма тазобедренного сустава во фронтальной плоскости. Имеется исходная установка сустава в приведении.	292
Рисунок 4.57 Приведение тазобедренного сустава (указано стрелкой) при отводящей контрактуре на контрлатеральной стороне.....	292
Рисунок 4.58 Отрицательная база походки при двусторонней ригидной приводящей контрактуре. Серым цветом показаны укороченные приводящие мышцы.	293
Рисунок 4.59 Гониограмма тазобедренного сустава. Избыточное приведение.	294
Рисунок 4.60 Сгибательно-пронационная контрактура тазобедренного сустава выглядит во фронтальной плоскости как его приведение.	294
Рисунок 4.61 Гониограмма тазобедренного сустава во фронтальной плоскости. Отведение бедра в периоде опоры с целью увеличения базы шага.	295
Рисунок 4.62 Функциональная иммобилизация голеностопного сустава.	297
Рисунок 4.63 Гониограмма тазобедренного сустава в вертикальной плоскости. Исходное положение в наружной ротации в сочетании с возвратной внутренней ротацией в период опоры.	297
Рисунок 4.64 Гониограмма тазобедренного сустава в вертикальной плоскости. Имеется исходная установка сустава в положении наружной ротации.	298
Рисунок 4.65 Гониограмма тазобедренного сустава в вертикальной плоскости. Имеется исходное положение сустава во внутренней ротации в сочетании с избыточной внутренней ротацией в периоде опоры.	299
Рисунок 4.66 Гониограмма тазобедренного сустава в вертикальной плоскости. Избыточная внутренняя ротация во второй половине периода опоры.	299
Рисунок 4.67 Гониограммы движений в суставах при ходьбе с тростью.	302
Рисунок 4.68 Гониограммы движений в суставах при ходьбе без трости.....	304
Рисунок 4.69 Гониограммы движений в суставах при ходьбе с тростью.	305
Рисунок 4.70 Гониограммы движений в суставах при ходьбе без трости.....	306
Рисунок 4.71 Гониограммы голеностопного и подтаранного суставов на больной и здоровой стороне в обследованных группах больных в сравнении с нормой.	310
Рисунок 4.72 Амплитуда разгибания голеностопного сустава в норме (А) и при снижении высоты задней области стопы (Б).....	311
Рисунок 4.73 Положение осей координат относительно стоп обследуемого. Кружок на оси S - положение общего центра давления в норме.	316
Рисунок 4.74 Действие разгибателей тазобедренного и сгибателей голеностопного суставов при смещении общего центра масс назад.	318
Рисунок 4.75 Гониограммы движений в суставах левой ноги.....	332
Рисунок 4.76 Гониограммы движений в суставах правой ноги.	333

ТАБЛИЦА 4.1 ВРЕМЕННЫЕ ХАРАКТЕРИСТИКИ ШАГА ПРИ ХОДЬБЕ С ТРОСТЬЮ.	302
ТАБЛИЦА 4.2 ВРЕМЕННЫЕ ХАРАКТЕРИСТИКИ ШАГА ПРИ ХОДЬБЕ С ТРОСТЬЮ.	303
ТАБЛИЦА 4.3 ВРЕМЕННЫЕ ХАРАКТЕРИСТИКИ ШАГА ПРИ ХОДЬБЕ С ТРОСТЬЮ. ПОВТОРНОЕ ОБСЛЕДОВАНИЕ.	305
ТАБЛИЦА 4.4 ПРОСТРАНСТВЕННЫЕ ПАРАМЕТРЫ ШАГА В ИССЛЕДУЕМОЙ ГРУППЕ БОЛЬНЫХ. ДШ - ДЛИНА ШАГА, БШ - БАЗА ШАГА, УРС - УГОЛ РАЗВОРОТА СТОПЫ.	308
ТАБЛИЦА 4.5 ВРЕМЕННЫЕ ХАРАКТЕРИСТИКИ ШАГА В ИССЛЕДУЕМОЙ ГРУППЕ БОЛЬНЫХ, ГДЕ ПП- ПЕРИОД ПЕРЕНОСА, ПДО - ПЕРВЫЙ ПЕРИОД ДВОЙНОЙ ОПОРЫ, ПРПЯТ - ПЕРЕКАТ ЧЕРЕЗ ПЯТКУ, ПРГОЛ - ПЕРЕКАТ ЧЕРЕЗ ГОЛЕНОСТОПНЫЙ СУСТАВ, ПРНОС - ПЕРЕКАТ ЧЕРЕЗ НОСОК.	309
ТАБЛИЦА 4.6 СРЕДНИЕ АМПЛИТУДЫ ДВИЖЕНИЙ ПОДТАРАННОГО СУСТАВА ПРИ ХОДЬБЕ В ИССЛЕДУЕМОЙ ГРУППЕ БОЛЬНЫХ.	310
ТАБЛИЦА 4.7 СТАТИЧЕСКАЯ ОПОРОСПОСОБНОСТЬ БОЛЬНОЙ И ЗДОРОВОЙ НОГИ В ГРУППАХ.	313
ТАБЛИЦА 4.8 СРЕДНИЕ АРИФМЕТИЧЕСКИЕ ПОКАЗАТЕЛИ РЕАКЦИЙ ОПОРЫ ПО ВЕРТИКАЛЬНОЙ И ПРОДОЛЬНОЙ СОСТАВЛЯЮЩИМ.	313
ТАБЛИЦА 4.9 УГОЛ ПРИЛОЖЕНИЯ СИЛЫ К ПЛОСКОСТИ ОПОРЫ В НАЧАЛЕ И КОНЦЕ ПЕРИОДА ОПОРЫ.	314
ТАБЛИЦА 4.10 СТАБИЛОМЕТРИЧЕСКИЕ ПОКАЗАТЕЛИ ОБСЛЕДОВАННЫХ ГРУПП.	316
ТАБЛИЦА 4.11 РЕЗУЛЬТАТ ИССЛЕДОВАНИЯ СТАТИЧЕСКОЙ ОПОРОСПОСОБНОСТИ В ГРУППЕ ПАЦИЕНТОВ ДО И ПОСЛЕ МАНУАЛЬНОЙ ТЕРАПИИ.	319
ТАБЛИЦА 4.12 РЕЗУЛЬТАТЫ ИССЛЕДОВАНИЯ РЕАКЦИЙ ОПОРЫ СО СТОРОНЫ ЗДОРОВОЙ КОНЕЧНОСТИ.	319
ТАБЛИЦА 4.13 РЕЗУЛЬТАТЫ ИССЛЕДОВАНИЯ РЕАКЦИЙ ОПОРЫ СО СТОРОНЫ БОЛЬНОЙ КОНЕЧНОСТИ.	319
ТАБЛИЦА 4.14 ПОКАЗАТЕЛИ СТАБИЛОМЕТРИИ ИЗМЕРЕННЫЕ ДО И ПОСЛЕ МАНУАЛЬНОЙ ТЕРАПИИ.	320
ТАБЛИЦА 4.15 ПОКАЗАТЕЛИ РЕАКЦИЙ ОПОРЫ ПАЦИЕНТА, ИЗМЕРЕННЫЕ ДО И ПОСЛЕ ПРОВЕДЕНИЯ МАНУАЛЬНОЙ ТЕРАПИИ (МТ).	321
ТАБЛИЦА 4.16 СТАБИЛОМЕТРИЧЕСКИЕ ПАРАМЕТРЫ ПАЦИЕНТА ДО И ПОСЛЕ МАНУАЛЬНОЙ ТЕРАПИИ.	321
ТАБЛИЦА 4.17 СТАБИЛОМЕТРИЧЕСКИЕ ПОКАЗАТЕЛИ ПРИ ТИПИЧНЫХ РЕАКЦИЯХ ОДА НА КОРСЕТ В ПОЛОЖЕНИИ ОСНОВНОЙ СТОЙКИ.	323
ТАБЛИЦА 4.18 ТИПИЧНЫЕ РЕАКЦИИ ОДА СО СТОРОНЫ ДИНАМИКИ ПОХОДКИ НА ПРИМЕНЕНИЕ КОРСЕТА.	324
ТАБЛИЦА 4.19 ВРЕМЕННЫЕ И ПРОСТРАНСТВЕННЫЕ ХАРАКТЕРИСТИКИ ШАГА. ЛЕВАЯ СТОРОНА.	330
ТАБЛИЦА 4.20 ВРЕМЕННЫЕ И ПРОСТРАНСТВЕННЫЕ ХАРАКТЕРИСТИКИ ШАГА. ПРАВАЯ СТОРОНА.	330

—В—		
<i>вертикализация голени</i>	263	
<i>варусная деформация</i>	273	
<i>вальгусная деформация</i>	271	
—А—		
<i>Абсолютный перекал</i>	250	
—Ж—		
<i>жесткий способ</i>	251	
—Д—		
<i>динамическая форма</i>	272	
—В—		
<i>высокая пятка</i>	250	
—Р—		
<i>рекурсивный механизм</i>	245	
—И—		
<i>Избыточный перекал</i>	250	
—К—		
<i>коллапс</i>	258	
комбинированная форма		273
—Н—		
<i>наведенный перекал</i>	252	
—О—		
<i>обратный перекал</i>	243	
—Н—		
<i>непрерывный перекал</i>	252	
<i>низкий контакт пяткой</i>	242	
<i>ножницеобразная походка</i>	293	
—П—		
<i>поздний перекал</i>	252	
<i>последовательный способ</i>	251	
<i>Постоянная зона опоры</i>	244	
—С—		
<i>синдром обратного Тренделенбурга-Дюшена</i>	290	
<i>синдром Тренделенбурга-Дюшена</i>	289	
<i>стабилометрия</i>	316	
<i>статическая форма</i>	272	