

18856

ЦЕНТРАЛЬНЫЙ НИИ ПРОТЕЗИРОВАНИЯ И  
ПРОТЕЗОСТРОЕНИЯ

А.С. Витензон

Закономерности нормальной и  
патологической ходьбы  
человека

5)  
in

Москва  
ООО «Зеркало-М»  
1998

УДК 615.847:612.766  
ББК54.58  
В54

А.С. Витензон — действительный член Академии медико-технических наук РФ, Заслуженный деятель науки РФ, профессор, доктор мед. наук, зав. отделом биомеханики и управления движениями Центрального НИИ протезирования и протезостроения Министерства труда и социального развития РФ.

**А.С. ВИТЕНЗОН**

**ЗАКОНОМЕРНОСТИ НОРМАЛЬНОЙ И ПАТОЛОГИЧЕСКОЙ ХОДЬБЫ ЧЕЛОВЕКА, М.: ЦНИИПП, 1998. - 271 с.**

ISBN 5-89853-006-1

Монография посвящена вопросам биомеханики и нейрофизиологии нормальной и патологической ходьбы человека. В монографии рассматриваются известные и оригинальные методы исследования локомоторного акта, биомеханическая и иннервационная структура ходьбы человека, закономерности изменения биомеханических и электрофизиологических параметров при разных условиях ходьбы, позволяющие раскрыть механизмы энергетической оптимальности этой локомоции. Специальная глава освещает проблему регуляции ходьбы человека на основе литературных данных и собственных исследований. В книге также рассмотрены вопросы, связанные с компенсацией двигательного дефекта и регуляцией мышечной деятельности при некоторых видах патологической ходьбы.

Монография рассчитана на физиологов, биомехаников, врачей—ортопедов, невропатологов, специалистов лечебной физкультуры.

В книге 3 рис., 22 табл., библиография — 316 названий.

*Верной) любимой  
спутнице жизни,  
моей жене, Р.А. Витензон  
посвящаю эту книгу*

## ПРЕДИСЛОВИЕ

Автор настоящей книги, доктор медицинский наук, профессор Анатолий Самойлович Витензон, более 30 лет занимается исследованиями нормальной и патологической ходьбы человека. Все его работы по ходьбе выполнены в Центральном научно-исследовательском институте протезирования и протезостроения /ЦНИИПП/.

Исследования ходьбы человека были начаты в ЦНИИПП еще в 1945 г. основоположником отечественной физиологии движений Николаем Александровичем Бернштейном и с тех пор непрерывно продолжают до настоящего времени, с каждым годом обогащаясь новой техникой, глубиной научного анализа и появлением новых идей для последующих медицинских и технических разработок института.

Н.А. Бернштейн объединил биомеханику и нейрофизиологию двигательного аппарата в единую науку физиологию движений и в соответствии с особенностями этой науки в течение десятков лет в ЦНИИПП биомеханическая и иннервационная структура ходьбы изучается в комплексе на основе одновременной регистрации и общего анализа биомеханических параметров и электромиограммы. В 50-х годах при этом регистрировалась натуральная электромиограмма, а начиная с 60-х годов, благодаря электронной обработке, все электромиографические исследования в ЦНИИПП проводятся на точном количественном уровне.

Этот комплексный прием исследований и анализа структуры шага использовал во всех своих работах по ходьбе А.С. Витензон. В этом легко убедиться, просмотрев хотя бы оглавление книги, в котором единство биомеханического и нейрофизиологического анализа видно уже из самих названий большинства разделов монографии.

В книге собран огромный материал собственных исследований и литературных данных. Сами по себе исследования ходьбы человека не новый в науке вопрос. Что же внес А.С. Витензон в эту область знаний?

По нашему мнению, можно отметить следующие важные особенности его работы.

1. На фоне множества частных исследований по отдельным вопросам ходьбы человека, в работах А.С. Витензона и, следовательно, в его книге, ходьба выступает как единый целостный двигательный акт, включающий движения и деятельность мышц нижних конечностей, туловища, верхних конечностей, перемещение общего центра масс тела человека относительно сагиттальной, фронтальной и горизонтальной плоскостей.

2. Детально исследованы зависимости различных биомеханических и электромиографических параметров от скорости Ходьбы, темпа, длины шага в широком диапазоне скоростей /темпов/. Установлена минимизация ряда параметров электрической активности при средней /оптимальной/ скорости ходьбы, при которой вращательные движения в суставах конечностей попадают в резонанс с их собственной частотой. На основе этого явления раскрыты механизмы энергетической оптимальности ходьбы, показано

диагностическое значение полученных зависимостей при патологической ходьбе. Выявлена более существенная роль афферентных факторов в диапазоне медленных темпов и более значительная роль супраспинальных факторов в диапазоне быстрых темпов.

3. На основе комплексного анализа и целенаправленных экспериментов прослежена взаимосвязь центральных и периферических /афферентных/ факторов в регуляции деятельности мышц при ходьбе.

4. При рассмотрении механизмов управления локомоторным актом разработана и экспериментально обоснована концепция о различной биомеханической роли в этом акте мышц-разгибателей и сгибателей, вследствие чего центральная иннервационная программа ходьбы является более жесткой для мышц-разгибателей, несущих основную силовую нагрузку при локомоции, и более адаптивной для мышц сгибателей, выполняющих, в основном, коррекционную функцию. Эта концепция имеет большое значение при разработке программ реабилитации больных с нарушениями ходьбы.

5. В специальной главе книги дается комплексный биомеханический и нейрофизиологический анализ наиболее общих закономерностей патологической ходьбы и механизмов компенсации двигательного дефекта. В ряде исследований автору удалось экспериментально проследить механизм этой компенсации путем физического моделирования элементов биомеханической структуры некоторых видов патологической ходьбы у здоровых людей.

В целом монография может служить надежной теоретической основой для разработки новых методов реабилитации больных с поражениями опорно-двигательного аппарата.

Книга А.С. Витензона представляет несомненный интерес для широкого круга специалистов: физиологов, биомехаников, ортопедо-травматологов, невропатологов, всех, кого интересует углубленный биомеханический и нейрофизиологический анализ нормальной и патологической ходьбы человека.

Лауреат Государственной премии СССР,  
доктор биологических наук, профессор  
Я.Л. СЛАВУЦКИЙ

## Введение

Раскрытие закономерностей ходьбы человека представляет значительный интерес для физиологии и патологии движений, но еще большую ценность имеет проблема для обоснования и разработки новых методов диагностики, лечения и средств реабилитации больных с поражениями опорно-двигательного аппарата.

Исторически в изучении локомоции сложились два независимых направления, которые могут быть обозначены как биомеханическое и нейрофизиологическое.

В становлении и развитии первого из них сыграли выдающуюся роль фундаментальные исследования Braune, Fischer (1898-1903), Elftman (1939, 1951, 1955, 1966), Eberhart et al., (1951, 1954), а в последнее время Murray, 1967, 1969, Sutherland et al., 1988, Winter, 1991, Perry, 1992.

Особенно велико значение трудов Н.А. Бернштейна (1935, 1940, 1947, 1966), который не только глубоко проанализировал биомеханическую структуру ходьбы, но и создал теорию многоуровневого управления движениями, в том числе локомоциями человека.

К работам биомеханического направления тесно примыкают электромиографические исследования, при помощи которых установлены особенности действия мышц в различные фазы шага (Altenburger, 1933, Hirschberg, Nathanson, 1952, В.С. Гурфинкель, 1953, 1955, Я.Л. Славуцкий, 1955, 1968, 1982, 1988, Eberhart et al., 1954, Inman et al., 1981, Shiavi, 1985, Winter 1991).

Второе направление в изучении локомоции имеет исключительно экспериментальный характер. Оно связано с именем Ч.Шеррингтона и его сотрудников. Благодаря классическим работам этой научной школы стали известными наиболее существенные механизмы управления ходьбой животных. В дальнейшем опубликованы единичные работы по изучению регуляторных механизмов локомоции.

Лишь в последние десятилетия группе отечественных исследователей (М.Л. Шик, Г.Н. Орловский, Ф.В. Северин, 1965-1972) удалось разработать уникальную модель управляемой локомоции и получить важнейшие сведения о регуляции локомоторного процесса у животных. Эти работы, наряду с исследованиями Lundberg, 1969, и его сотрудников, Grillner, 1975, К.В. Баева, 1984 и других чрезвычайно обогатили наши представления об интимных механизмах управления локомоциями.

В настоящей работе сделана попытка осуществить синтез биомеханических и нейрофизиологических данных в области изучения ходьбы человека, представить локомоторный процесс как целостное явление при нормальном и патологическом состоянии опорно-двигательного аппарата и на основе установленных закономерностей разработать новые методы реабилитации больных с нарушениями ходьбы.

Одним из таких эффективных методов является искусственная коррекция

движений при патологической ходьбе посредством электрической стимуляции мышц.

Однако, рассмотренные в книге закономерности нормальной и патологической ходьбы человека могут быть использованы и для решения других прикладных задач в сфере неврологии, травматологии, ортопедии и протезирования, т.е. во всех тех случаях, когда необходима разносторонняя объективная оценка состояния локомоторной системы.

Все исследования, приведенные в монографии, отражают многолетний опыт работы Центрального НИИ протезирования и протезостроения в области изучения биомеханики и нейрофизиологии ходьбы в норме и при патологическом состоянии опорно-двигательного аппарата.

Автор надеется, что теоретические воззрения, изложенные в книге, окажутся полезными для научных работников и специалистов различного врачебного профиля и послужат углубленному применению биомеханических и электрофизиологических методов исследования ходьбы человека в клинической практике.

Автор выражает признательность членам Ученого Совета ЦНИИПП и директору института, канд.мед.наук А.М. Иванову за предоставленную возможность публикации монографии, а также канд. биол. наук К.А. Петрушанской за помощь в редактировании книги и перевод на английский язык заключения и содержания монографии.

## Глава 1. Методы исследования ходьбы человека

В исследовании ходьбы как сложного двигательного процесса наметились два основных подхода:

- выяснение биомеханической (внешней) структуры ходьбы, базирующееся на регистрации ее кинематических и динамических параметров;
- установление особенностей действия мышц, основывающееся на данных количественной электромиографии.

В настоящей работе были применены следующие методы:

- получение комплексной количественной характеристики локомоторного акта посредством многоканальной синхронной регистрации биомеханических и электрофизиологических параметров как метод воссоздания целостной картины движений и работы мышц различных частей тела человека и изучения их взаимодействий при ходьбе,
- определение зависимостей биомеханических и электрофизиологических параметров от скорости передвижения и ее компонентов (темпа и длины шага) как метод исследования основных количественных закономерностей ходьбы,
- сопоставление полученных зависимостей с механическими характеристиками нижних конечностей, рассматриваемых в качестве колебательных систем, как метод расшифровки наиболее существенных механизмов энергетической оптимальности ходьбы,
- экспериментальное изменение биомеханической структуры локомоции с одновременной регистрацией ответных изменений электрической активности мышц как метод нейрофизиологического исследования мышечной деятельности в течение локомоторного цикла и моделирования элементов патологической ходьбы.

### **1.1. Метод получения комплексной количественной характеристики ходьбы**

Этот метод базируется на синхронной регистрации большого числа параметров (временных, кинематических, динамических и электрофизиологических) в течение цикла ходьбы.

С этой целью использованы следующие методики:

- а) электроподография, б) электрогониография, в) электродинамография, г) электромиография.

Для оценки точности измерений были установлены амплитудные, переходные и частотные характеристики каждой методики. Отклонение амплитудной характеристики определяли следующим образом: составляли таблицу экспериментальных данных, выясняли степень приближения экспериментальной функции к линейной, для чего составляли ортогональный многочлен Чебышева, находили среднеквадратичную ошибку аппроксимации и относительную ошибку в процентах.

- а) Запись подограммы осуществляли электроконтактным способом при ходьбе испытуемого в специальных сандалиях по горизонтальной дорожке, по-

крытой металлической лентой, одновременно регистрировали подограмму обеих ног. По подограмме определяли длительность цикла, опорной, переносной и двуопорной фаз, интервалов опоры на пятку, всю стопу и ее передний отдел, коэффициент ритмичности (отношение длительности переносной фазы одной ноги к длительности переносной фазы другой ноги). Полученные данные выражали в секундах и в процентах (за 100% принимали продолжительность цикла ходьбы).

б) Для регистрации угловых перемещений в суставах (межзвенных углов) использовали различные типы гониометров. Движения в плюснефаланговом, подтаранном, голеностопном, коленном, тазобедренном, плечевом и локтевом суставах первоначально исследовали посредством однозвенных потенциометрических датчиков, прокалиброванных на тарировочном устройстве, в качестве которого служила измерительная доска с нанесенными градусами. Показания электрогониометров регистрировали на киноплёнке шлейфового осциллографа. Обработку полученных осциллограмм проводили на приборе Микрофот, дающим десятикратное увеличение, по экстремальным точкам кривых, а также через каждые 5% цикла. Специальные исследования показали, что ошибка измерений межзвенных углов составляет около 3%.

В последующих исследованиях регистрацию межзвенных углов осуществляли с помощью многозвенных самонастраивающихся электрогониометров (С.Р.Гарбер, А.В.Саранцев и соавт., 1983; С.А.Гарбер, М.Д.Ежов и соавт., 1985).

Методика повышения достоверности гониометрических измерений основывалась на исключении (фильтрации) поступательных движений шин гониометра, вызываемых взаимно поступательными движениями и ротацией смежных сегментов, а также смещением мягких тканей. Угловой датчик состоял из трех шарнирно соединенных потенциометров, последовательно включенных в электрическую мостовую схему. Гониометр обладал пятью степенями свободы и учитывал перемещение по трем обобщенным координатам, лежащим в плоскости измерения. Предельная систематическая погрешность, связанная в основном с наличием мягких тканей, составляла 7-10%, т.е. была примерно такой же, как при использовании безконтактных методик (циклографии, стереокинограмметрии): в моменты ударных нагрузок она не превышала  $\pm 3^\circ$ , в фазы плавных движений  $\pm 1^\circ$ . Для одновременного измерения межзвенных углов в тазобедренном, коленном и голеностопном суставах гониометры могли быть объединены в гирлянду с помощью раздвижных шин, что давало возможность расположить манжеты крепления на участках конечностей, где экскурсия мышц при ходьбе минимальна.

В качестве вторичного преобразователя служил усилитель, обладающий линейностью, лучшей, чем 0,5%, в диапазоне напряжений  $\pm(0-4)$  В, что перекрывало всю область возможных изменений углов (до  $100^\circ$ ). Выходное сопротивление усилителя равнялось 21 кОм. Усилитель был выполнен в виде восьмиканального блока, способного обслуживать шесть гониометров (И.Б.Лисица и соавт., 1983). Сигналы, поступающие с комплекса гониометрических

датчиков, и усилитель были хорошо согласованы с АЦП и регистрировались без искажений на ПЭВМ.

Наряду с потенциометрическими гониометрами для записей движений в тазобедренном суставе и движений позвоночника относительно трех плоскостей применяли трехкомпонентные тензометрические электрогониометры (В.Е.Беленький и соавт., 1968). Основой такого гониометра являлась спиральная, слегка закругленная пружина, закрепленная между двумя шарнирно соединенными шинами. На пружину наклеивали тензометры, регистрирующие степень ее закручивания, которая пропорциональна углу поворота датчика. Наличие в датчиках трех пружин, расположенных в перпендикулярных плоскостях, обеспечивало измерение трех движений в тазобедренном суставе: сгибание-разгибание, отведение-приведение, наружную и внутреннюю ротацию, или трех движений туловища относительно фронтальной, сагиттальной и горизонтальной плоскостей.

Для измерения угловых перемещений таза и позвоночника относительно основных координат использовали свободный гироскоп, укрепленный на уровне крестца или второго грудного позвонка (В.Е.Беленький, З.Г.Цабуташвили, 1970).

При необходимости угловые перемещения могли быть однократно или двукратно продифференцированы и записаны в виде первой и второй производных межзвездных углов, т.е. угловых скоростей и ускорений.

Перемещения общего центра масс (ОЦМ) тела человека при ходьбе регистрировали с помощью трехкомпонентного датчика линейных ускорений, расположенного в крестцовой области; применяли электрическую коррекцию датчиков в пространстве, что устраняло ошибки измерения, связанные с наклонами туловища при ходьбе (М.И.Лапаев, 1973).

в) Динамические параметры ходьбы (вертикальную, продольную и поперечную составляющие главного вектора опорной реакции) измеряли посредством динамографической платформы (Г.И.Рошин, 1953). Было установлено, что измерения на этом приборе имеют среднюю ошибку 4,5%. Для определения переходной характеристики платформы на площадку практически мгновенно опускали груз в 80 кг и записывали переходный процесс. Исследования показали, что время запаздывания равно 7 мс, а собственная частота груженной платформы - 3 Гц.

В дальнейшем динамографическая платформа была усовершенствована. В современной методике практически отсутствуют взаимные влияния между каналами платформы: они сведены до 0,1 -0,2%. Чувствительность датчика равна 2-3 Н, линейность около 2%. В качестве усилителя используют 8 АНЧ-26 с линейностью не меньше 1%. Поступающие сигналы при измерении вертикальной составляющей опорной реакции по амплитуде не превышают 0,5-0,6 В, а при измерении продольной составляющей 0,05-0,09 В. Все эти сигналы могут быть измерены с помощью АЦП.

г) Электрическую активность мышц регистрировали синхронно с записью биомеханических параметров по методике, разработанной в ЦНИИПП

(Я.Л.Славуцкий и соавт., 1965). Для измерения электрической активности пользовались биполярными накожными электродами, изготовленными из латуни в виде плоских чашечек, заполняемых электропроводной пастой. Диаметр электродов был равен 10 мм, а постоянное межэлектродное расстояние - 40 мм. Электроды помещали над мышечным брюшком и фиксировали на коже полосками лейкопластыря и эластичным бинтом.

Установка для измерения и регистрации электрической активности мышц состояла из усилителя биопотенциалов УБП-01, интегратора со сбросом и шлейфного осциллографа Н-102.

Калибровку установки осуществляли с помощью генератора ЗГ-10. Режим калибровки 50 мкВ входного сигнала синусоидальной формы частотой 200 Гц соответствовал 50 импульсам в секунду на интеграторе и 10 мм на экране осциллографа Н-102. Технические данные измерительного тракта были следующими: 1) уровень шума, приведенного ко входу, не более 3 мкВ; 2) коэффициент дискриминации 10; 3) коэффициент усиления 1,2-10; 4) частотная полоса пропускания 75-1000 Гц; 5) динамический диапазон амплитуд до 200 мкВ.

Были определены амплитудная и частотная характеристики системы (усилитель - интегратор - регистрирующее устройство). Для установления амплитудной характеристики на вход усилителя подавали синусоидальный сигнал частотой 200 Гц, имеющий разное напряжение; на выходе системы (частотомере) измеряли частоту следования импульсов интегратора. Для определения частотной характеристики на вход системы подавали сигнал постоянного напряжения, но разной частоты (в пределах спектра электрической активности мышц), на выходе измеряли частоту следования импульсов интегратора. Проведенные исследования позволили установить, что погрешность частотомера составляет 1%, нелинейность амплитудной характеристики в диапазоне 0-150 мкВ - 2,6%, нелинейность частотной характеристики в диапазоне 100-500 Гц-30%.

Обработка электромиографических кривых имела ряд особенностей по сравнению с ранее принятой (А.С.Витензон, 1968б). Интегрированную электрическую активность в виде импульсов интегратора подсчитывали за равные отрезки времени, составлявшие 5% длительности двойного шага. Такой метод обработки позволил сравнивать активность различных отрезков шага, поскольку их длительность была одинаковой, затем обеспечил достаточную дробность активности, необходимую для сопоставления интегрированной электромиограммы с быстро меняющимися биомеханическими параметрами, далее позволил механизировать обработку электромиограммы, так как деление шага на двадцать равных частей могло быть осуществлено по специальным шаблонам, установленным в микрофоте, наконец, дал возможность легко усреднять электромиографические кривые в последовательности шагов, различающихся по своей продолжительности. Отметим также, что этот принцип обработки в дальнейшем лег в основу обработки биомеханических и электромиографических кривых посредством компьютера.

Электрическая активность каждого участка электромиографической кривой могла быть выражена в мкВ или в процентах (за 100% принимали максимальную активность в течение цикла). Для получения графика усредняли активность не менее пяти циклов для каждого испытуемого. Построенные графики характеризовали изменение абсолютной или относительной интегрированной активности в течение двойного шага.

Кроме распределения активности в разные фазы цикла важным функциональным показателем являлась суммарная активность мышц за двойной шаг, отражающая относительное изменение нагрузки на мышцу или группу мышц при различных биомеханических условиях ходьбы.

В последние годы в связи с развитием вычислительной техники реализован автоматический сбор и обработка биомеханической и электромиографической информации о ходьбе человека. С этой целью используются следующие технические средства (рис.1):

### Блок - схема измерительного комплекса



Рис. 1

- ПЭВМ IBM PC/AT, с процессором 80486, дисплеем EGAGA, принтером НДР-920,

- устройство для подографии, позволяющее регистрировать подограмму с разделением времени двойного шага на 4 фазы,

- многозвенные гониометры для регистрации межзвенных углов в голеностопном, коленном и тазобедренных суставах; гироскоп для записи вращательных движений таза и плечевого пояса относительно трех плоскостей,

- тензоплатформа для регистрации вертикальной, продольной и поперечной составляющих опорной реакции,

- усилитель биопотенциалов УБФ-4 с поверхностными электродами и устройством, позволяющим ввести в АЦП не натуральную ЭМГ, а ее огибающую при очень малой постоянной времени (5 мс),

- аналого-цифровой преобразователь (АЦП).

Измеряемые параметры обрабатывают с частотой 200 раз в секунду при помощи 12-разрядного АЦП с погрешностью 1-2 разряда программой съема измерений MROAD. Эта программа читает данные на выходе АЦП, оцифровывает их с частотой 200 раз в секунду и записывает на жесткий диск ПЭВМ в виде файлов для длительного хранения. Одновременно может быть записана информация по 16 каналам: 2 канала для подограммы, 6 - для угловых перемещений, 3 - для опорных реакций, 4 - для ЭМГ, 1 - для гироскопа. В отдельный файл записываются анкетные данные испытуемого. Длительность съема измерений по одному проходу не превышает 30-35 секунд и ограничена объемом свободной памяти ПЭВМ. Объем файла с данными измерений составляет 100-400 килобайт. Все программы съема и обработки измерений написаны на языке СИ.

### **Описание программ для съема и обработки измерений**

MROAD - съем измерений и калибровка датчиков. Пользователь в диалоговом режиме вводит анкетные данные пациента, указывает номера каналов АЦП при измерениях, задает длительность измерений и другую информацию и производит измерения. Данные измерений оцифровываются и записываются в файлы для хранения и последующей обработки программами обработки.

BIOAVE - обрабатывает биомеханические измерения и гироскоп. Пользователь в диалоговом режиме указывает файлы с данными измерений. Затем информация из этих файлов обрабатывается программой. После обработки пользователь может просмотреть результаты обработки в виде графиков на экране дисплея и распечатать их на принтере в виде графиков или таблиц. Имеется возможность сохранения результатов обработки в файлах статистики для последующего просмотра и работы с ними для группы пациентов. Также можно сформировать файлы для их последующей обработки программой вычисления энерготрат MOMENT.

MIOAVE - обрабатывает электромиографические измерения. Работает аналогично программе BIOAVE.

MOMENT - вычисляет энерготраты при ходьбе. Написана на языке ПАС-КАЛЬ. Исходную информацию берет из файлов, сформированных програм-

мой BIOAVE. Пользователь в диалоговом режиме задает файл с исходной информацией, длительность шага и другую необходимую информацию. После обработки пользователь имеет возможность просмотреть результаты вычисления энергозатрат при ходьбе в виде графиков и таблиц и вывести их на печать при помощи принтера.

## **1.2. Метод определения зависимости биомеханических и электрофизиологических параметров от скорости ходьбы, темпа и длины шага**

Этот метод позволяет расширить рамки существующих представлений о ходьбе человека, как о процессе, протекающем с различной скоростью. Так как при этом структура локомоторного акта трансформируется нерезко, появляется возможность описать изменения ее параметров в виде количественных закономерностей. В настоящем исследовании речь идет об установлении зависимости основных параметров ходьбы от ее скорости, темпа и длины шага (Н.В.Баскакова, А.С.Витензон, 1975).

Рассмотрены три варианта изменения локомоторного процесса:

- ходьба с разной скоростью в диапазоне 0,4–2,4 м/с, при котором темп и длину шага испытуемый выбирает произвольно; скорость определяется временем прохождения стеновой дорожки;

- ходьба с фиксированным темпом в 100 шаг/мин и разной длиной шага в 0,35 м, 0,55 м, 0,75 м, 0,95 м и 1,15 м;

- ходьба с постоянной длиной шага 0,75 м и переменным темпом в диапазоне 50–150 шаг/мин.

В последних двух случаях темп задается метрономом, длина шага – отметками на стеновой дорожке; точность воспроизведения темпа контролируется по подограмме, точность воспроизведения длины шага – по ихнограмме. Эксперименты дают возможность выявить как совместное, так и раздельное влияние обеих переменных ходьбы, темпа и длины шага, на ее основные параметры.

В первоначальных экспериментах обработку биомеханических данных проводили графически путем измерения амплитудных и временных значений кинематических и динамических кривых в области экстремальных точек. В последующих исследованиях вся обработка осуществлялась на ПЭВМ по ранее упомянутым программам.

Обработка электромиографических данных заключалась в нахождении средней и суммарной электрической активности мышц; первую величину определяли как среднюю площадь биопотенциалов относительно нулевой линии за цикл, выраженную в импульсах интегратора в секунду (или мкВ); вторую – как площадь биопотенциалов относительно нулевой линии за цикл, выраженную в импульсах интегратора (мкВ\*с); кроме того, измеряли интервал работы мышц в течение цикла по продолжительности электрической активности (первый и последний импульс интегратора).

Все опытные данные по каждой экспериментальной точке усредняли и статистически обрабатывали. В процессе обработки устанавливали число необходимых измерений ( $n=25-30$ ), задавали значение вероятности  $P=0,95$ , находили значение критерия Стьюдента  $t_{\alpha}$  ( $n$ ), затем рассчитывали:

среднее значение из  $n$  измерений

$$\bar{y} = \frac{1}{n} \sum_{j=1}^n y_j ;$$

квадрат погрешности  
отдельных изменений

$$(y_j - \bar{y})^2 ;$$

средне-квадратическую погрешность

$$\delta = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (y_i - \bar{y}_i)^2}{n-1}} ;$$

границы доверительного интервала:

$$\Delta y = t_{\alpha}(n) \delta_y$$

относительную погрешность измерений  
(коэффициент вариации)

$$K_B = \frac{\delta_y}{y} \cdot 100\%$$

Графики были построены в обычной или приведенной системе координат. В последнем случае за единицу отсчета принимали их величины при максимальной скорости или темпе (160 шаг/мин), за единицу отсчета для функции длительности электрической активности взят интервал при минимальной скорости или темпе (40 шаг/мин).

В работе также использовали условную шкалу линейных скоростей (X), принятую для аппроксимации кривых и пропорционально связанную с единицами темпа (шаг/мин) и длительностью цикла (C).

Линейная скорость X	0	2	4	6	8	10	12
Темп, шаг/мин.	40	60	80	100	120	140	160
Период двойного шага, C	3	2	1,5	1,2	1,0	0,86	0,75

Экспериментальные данные были подвергнуты математической аппроксимации, в результате которой полученные зависимости выражены эмпирическими формулами. Числовые коэффициенты выражения определяли методом ортогональных многочленов Чебышева (Р.С.Гутер, Б.В.Овчинский, 1971). Ошибка аппроксимации была вычислена

по формуле:

$$\delta = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (y_i - Y_i)^2}{n-1}} ,$$

где  $y_i$  - значение функции по экспериментальной (узловой) точке,  $Y_i$  - значение функции по эмпирической формуле,  $n$  - порядковый номер узловой точки. С помощью упомянутых методов были найдены аналитические выра-

жения, описывающие зависимости различных параметров электрической активности мышц от скорости (темпа) ходьбы.

Для решения некоторых вопросов, связанных с созданием нового поколения корректоров движений, эти исследования были повторены с применением вычислительной техники.

### 1.3. Методы исследования частотной характеристики нижней конечности и сопоставления ее с зависимостями электрической активности мышц от скорости ходьбы

Для выяснения механизмов энергетической оптимальности зависимости различных параметров электрической активности мышц от скорости ходьбы должны быть сопоставлены с частотными характеристиками сегментов нижней конечности и ноги в целом, поскольку данная локомоция представляет собой колебательный процесс.

С этой целью разработан ряд методических приемов (А.В.Саранцев, 1973; А.В.Саранцев, А.С.Витензон, 1973), которые в отличие от методики определения собственных колебаний сегментов конечности путем прокачивания их гипсовых слепков (И.Ш.Морейнис, 1960), позволяют учесть упругость мышечно-связочного аппарата, силы трения в суставе и получить частотную характеристику ноги прямым путем в условиях циклического действия внешней силы, присущего локомоции.

Первый прием заключается в определении параметров затухающих колебаний конечности после однократного действия вынуждающей силы при возможно полном расслаблении мышц. Частотную характеристику всей конечности находят по колебаниям в тазобедренном составе при отклонении ноги на  $5-10^\circ$  (во время исследований испытуемый стоит на одной ноге на высокой подставке и поддерживает равновесие). Для получения всего диапазона мгновенных частот, наблюдающихся при ходьбе, колебания ноги исследуют при различных фиксированных углах в коленном суставе (максимальный угол сгибания равен  $60^\circ$ ). При нахождении частотной характеристики голени со стопой ее колебания выявляют путем отклонения на угол  $20-30^\circ$  (испытуемый сидит на высоком стуле, не касаясь пола стопой). В обоих случаях переходный процесс регистрируют посредством записи колебаний потенциометрическим датчиком, ось которого совмещена с фронтальной осью сустава.

Частотную характеристику вычисляют по формуле:

$$K(\omega) = \frac{1}{\sqrt{\left[1 - \left(\frac{\omega}{\omega_0}\right)^2\right]^2 + \left(\frac{2\varepsilon\omega}{\omega_0}\right)^2}} S, \quad \text{где } \varepsilon = \frac{D}{D^2 + 4\pi^2}; \quad D = I_n \frac{A_1}{A_2}$$

По осциллограмме переходного процесса находят  $A_1, A_2$  - амплитуды двух первых колебаний;  $\omega_0$  - собственную частоту, определенную как средняя величина из периодов двух первых колебаний.

Второй прием состоит в определении частотной характеристики при различных параметрах периодически действующей силы, в качестве которой используется сокращение мышц, вызванное посредством электрического раздражения.

Установка для исследования состоит из задающего генератора 1, стимулятора 2, силового привода (мышцы) 3, датчика межзвенного угла 4, светолучевого осциллографа 5 (рис.2а). Задающий генератор состоит из мультивибратора Т1-Т2, усилителя мощности Т3-Т5 и электромеханического реле Р с контактами К. Тумблер переключает регуляторы частоты следования импульсов R4 и R5 (рис.2б).

Работа установки происходит следующим образом: задающий генератор вырабатывает сигналы, определяющие ритм включения стимулирующих импульсов, которые кратковременно замыкают контакт К электромеханического

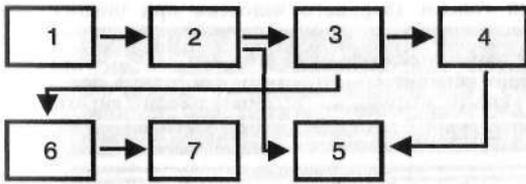


Рис. 2а. Функциональная схема установки для исследования колебательных свойств конечности:

1 - задающий генератор, 2 - стимулятор, 3 - мышца, 4 - датчик межзвенного угла, 5 - светолучевой осциллограф, 6 - усилитель биопотенциалов, 7 - электронный осциллограф.

реле и переводят стимулятор в рабочее положение. Стимулятор посредством поверхностных электродов подает на мышцу напряжение определенной амплитуды и длительности. Смещение конечности регистрируется датчиком угла на светолучевом осциллографе (рис.3). При помощи регулятора R4 устанавливаются частоту следования,

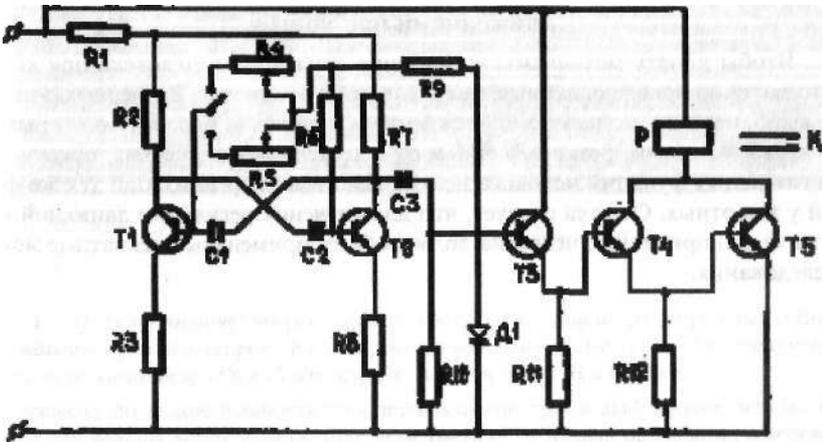


Рис. 2б. Принципиальная электрическая схема задающего генератора

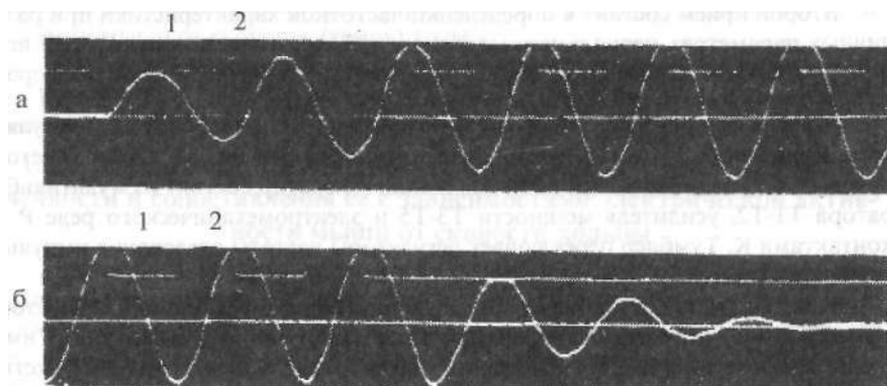


Рис. 3. Образец записи колебаний голени здорового человека при циклической стимуляции.

1 - стимулирующий импульс; 2 - межзвенный коленный угол.  
а - стимулирующий импульс выводит сегмент конечности из состояния покоя; б - прекращение подачи стимулирующего импульса, колебательный переходный процесс.

совпадающую с собственной частотой колебаний сегмента конечности. Области, лежащие около резонанса, исследуют регулятором R5. Методика позволяет определить собственную частоту колебаний сегмента ноги по явлению резонанса, а также по характеру колебательного процесса после прекращения стимулирующего воздействия.

#### **1.4. Экспериментальное изменение биомеханической структуры локомоции как метод нейрофизиологического исследования управления движениями при ходьбе**

Чтобы понять механизмы управления движениями человека при ходьбе, недостаточно привлечь данные, полученные на животных. Во-первых, эти опыты выполнены на моделях с поврежденным головным мозгом, во-вторых, относятся к условиям, резко отличным от естественных, в-третьих, организация двигательных функций человека неизмеримо выше организации тех же функций у животных. Отсюда следует, что для изучения регуляции движений и работы мышц при ходьбе человека должны быть применены адекватные методы исследования.

### *Сопоставление электромиограммы и механограммы в микроинтервалах времени*

Как известно, традиционный способ изучения электрической активности мышц при ходьбе и других двигательных актах состоит в сопоставлении этой активности с последующим механическим эффектом. На основании проведенного анализа может быть сделано заключение об участии данной группы мышц или отдельной мышцы в движении (Я.Л.Славущкий, А.А.Бороздина, 1966, 1968).

Однако для нейрофизиологического исследования двигательных процессов наиболее адекватным является такое сопоставление электромиограммы и механограммы, при котором в качестве исходного пункта взяты основные параметры движения, вызывающего изменение длины мышц или их нагрузки (рис.4).

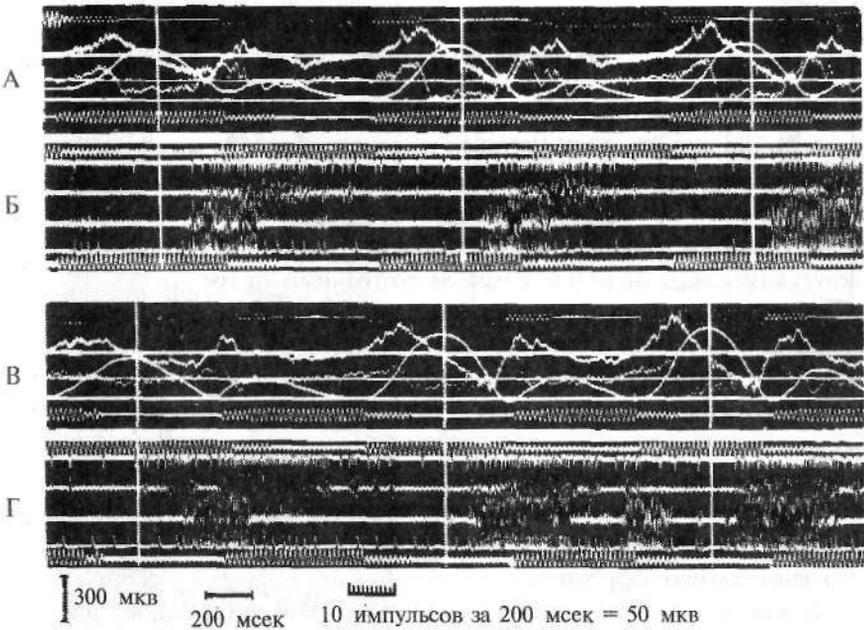


Рис. 4. Образец одновременной записи контакта с опорой (подограммы), угловых перемещений, угловых скоростей и ускорений в коленном суставе (А и Б) и электрической активности мышц бедра (В и Г) для правой (А и Б) и левой (В и Г) ноги.

Изображена последовательность трех первых шагов при ходьбе. Видно, что по мере ускорения ходьбы латентный период, измеряемый от начала разгибания в коленном суставе (вертикальная черта) до начала электрической активности полусухожильной мышцы (расположена внизу) уменьшается.

И если справедливо предположение, что электрическая активность мышц при ходьбе хотя бы отчасти является рефлекторным ответом на изменение их длины и нагрузки, то в биомеханических параметрах заключено значение стимулов рефлекторной реакции. Зная характеристики этих стимулов, в частности, величину угловых перемещений и скоростей в суставах конечности и особенности рефлекторных ответов (величину латентного периода\*, интенсивность и продолжительность вспышки электрической активности), можно с известной долей вероятности судить о роли периферических влияний (А.С.Витензон, 1968а).

Предложенный метод анализа требует: 1) варьирования биомеханических и электрофизиологических параметров; 2) значительного числа наблюдений. Лишь при этих условиях можно установить, зависит ли изменение электрофизиологических параметров от особенностей предшествующего движения.

*Внесение фазовых возмущений и стационарных изменений в биомеханическую структуру ходьбы*

Упомянутый метод не позволяет непосредственно судить о роли рефлекторных и супраспинальных факторов в регуляции работы мышц при ходьбе. Так, например, при повышении скорости ходьбы одновременно возрастает, хотя и в разной степени, супраспинальная и рефлекторная активация двигательных центров спинного мозга. Чтобы отдифференцировать эти влияния, следует изменить одно из них, сохраняя постоянным другое.

С этой целью нами предложен метод внесения фазовых возмущений и стационарных изменений в биомеханическую структуру ходьбы (А.С.Витензон, 1979, 1980). Были применены однократные случайные фазовые возмущения, фазовые возмущения в каждом цикле ходьбе и стационарное изменение позовых характеристик тела человека при ходьбе.

Принципиальное отличие однократных фазовых возмущений от других изменений биомеханической структуры заключаются в том, что они обычно вызывают рефлекторные ответы мышц, но не сопровождаются выработкой нового двигательного стереотипа.

Для реализации предложенного метода разработаны три типа аппаратов, надеваемых на ногу испытуемого.

\*/ Латентный период в данном случае определяется как время от начала изменения движений (угла, угловой скорости) до начала вспышки электрической активности.

Однократные случайные фазовые возмущения были осуществлены при помощи аппарата, снабженного электромагнитным устройством, вызывающим принудительное торможение или выключение движения в коленном суставе в любую фазу шага в течение 100-500 мс. Конструкция этого аппарата и принципиальная схема электронного блока управления изображена на рис. 5 и 6. При ходьбе в таком аппарате на светолучевом осциллографе регистрировали электрическую активность исследуемых мышц, подограмму, коленный межзвенный угол и отметку торможения в коленном шарнире аппарата (А.С.Вигензон и соавт., 1976).

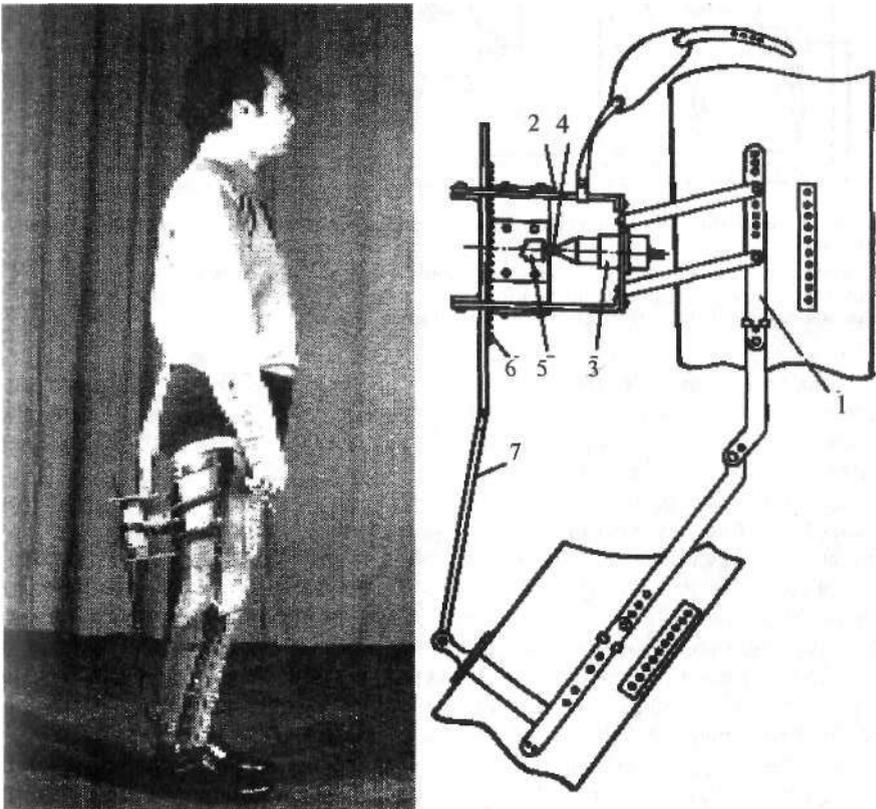


Рис. 5. Аппарат для внесения импульсных возмущений в структуру ходьбы.

Слева - вид испытуемого в аппарате; справа - структура аппарата:

1 - каркас, 2 - обойма, 3 - соленоид, 4 - сердечник с зубчатым наконечником, 5 - зубчатая рейка, 6 - тяга, 7 - рычаг.

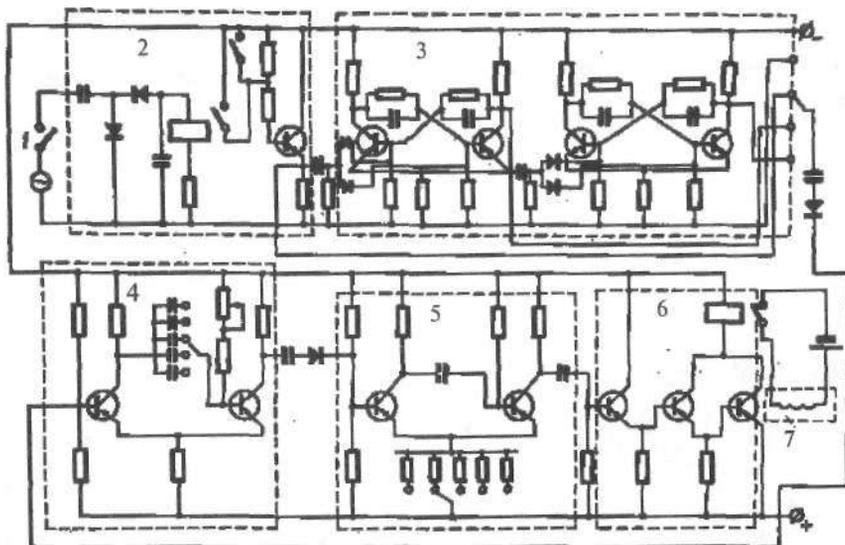


Рис. 6. Принципиальная электрическая схема блока управления электромагнитным тормозом:

1 - датчик опоры на пятку, 2 - каскад формирования запускающего импульса, 3 - делитель частоты, 4 - каскад временной задержки, 5 - каскад управления временного включения соленоида, 6 - усилитель мощности, 7 - соленоид.

Для получения возмущения в каждом цикле ходьбы был сконструирован аппарат, позволяющий изменять скорость протекания основных интервалов переносной фазы: сгибания и разгибания в коленном суставе (рис.7). Этот аппарат выполнен в виде двух шин, соединенных друг с другом полукольцами. Верхняя часть аппарата расположена над коленом таким образом, что при сгибании в коленном суставе шины, являющиеся продолжением шин голени, наклоняются вперед. При полном разгибании в коленном суставе шины располагаются вдоль бедра с внутренней и наружной сторон;. В пазах шин на любом уровне (над или под коленом) закреплен груз определенного веса. При расположении груза над коленом центр масс (ЦМ) поднимается ближе к колену, а при расположении на голени - несколько опускается. Повышение ЦМ голени вызывает укорочение фазы сгибания и удлинение фазы разгибания в коленном суставе (Я.В.Левин, А.С.Витензон, 1970).

Стационарное изменение позовых характеристик ноги при стоянии и ходьбе было реализовано посредством ортопедического аппарата на коленный сустав (рис.8). Этот аппарат был снабжен специальным коленным шарниром, выполненным в виде секторной вилки с винтовым фиксатором и секторной шины голени. Шарнир создавал возможность свободного качания шины голени; была также предусмотрена фиксация шарнира в положении полного разгибания или сгибания в коленном суставе (А.С.Витензон и соавт., 1973).

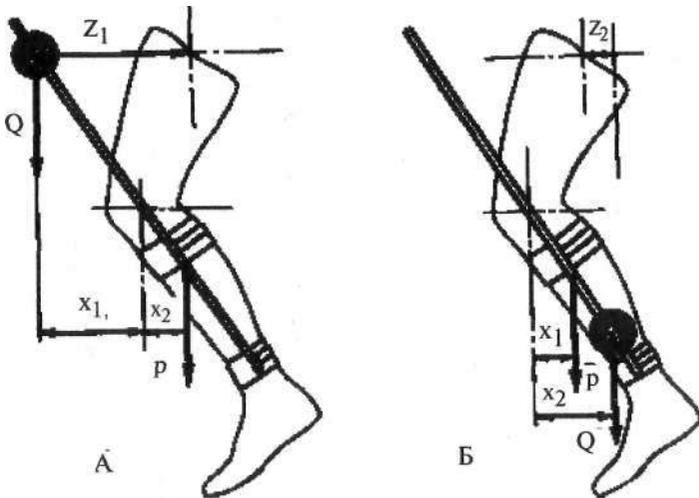


Рис. 7. Схема аппарата для изменения весовых и инерционных характеристик нижней конечности при ходьбе.

А - проксимальное, Б - дистальное расположение груза.

Q - вес груза, P - вес голени,  $X_1$  и  $X_г$  - плечи действия Q и P относительно коленного сустава,  $Z_1$  и  $Z_г$  - плечи действия Q относительно тазобедренного сустава.

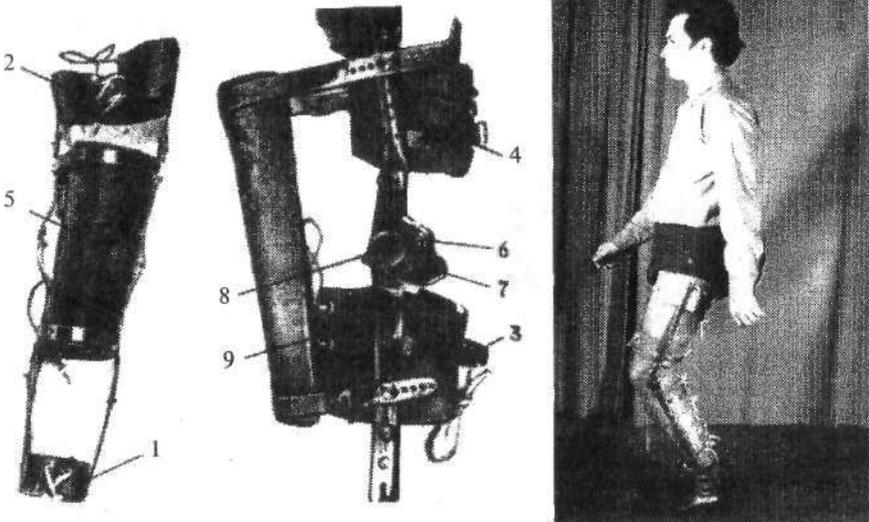


Рис. 8. Аппарат для изменения позовых характеристик ноги при стоянии и ходьбе.

Справа - вид испытуемого в аппарате. Слева - изображение аппарата: гильзы голени и бедра (1;2) с регулируемыми полукольцами (3;4), упорная сегментная пластина (5), коленный шарнир (6), секторная вилка (7) с винтовым фиксатором (8), секторная шина голени (9).

## Закономерности нормальной и патологической ходьбы человека

Для решения тех же задач был сконструирован ортопедический аппарат, позволяющий фиксировать голеностопный сустав под разными углами (А.С.Витензон, А.И.Коротков, 1978) (рис.9).

Исследование электрической активности мышц при внесении возмущений в биомеханическую структуру двигательного акта позволяет в известной мере разделить супраспинальные и рефлекторные влияния. Но так как соотношение этих влияний зависит от характера двигательной задачи (скорости ходьбы, ее темпа, длины шага), необходимо подобные исследования проводить при разных условиях. Последнее дает возможность количественно оценить изменение параметров электрической активности мышц и выяснить его нейрофизиологический генез (рис.10).

### *Исследование зависимостей параметров электрической активности от скорости (темпа) ходьбы*

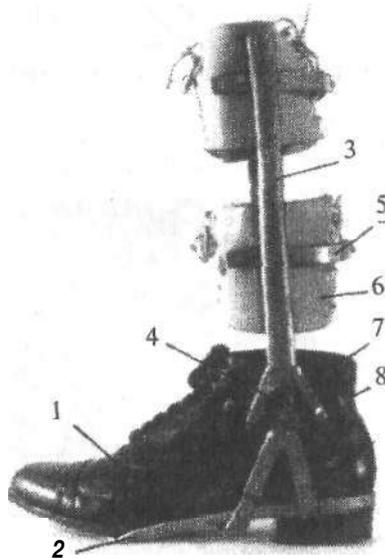


Рис. 9. Аппарат на голеностопный сустав, позволяющий ограничить движение в голеностопном шарнире:

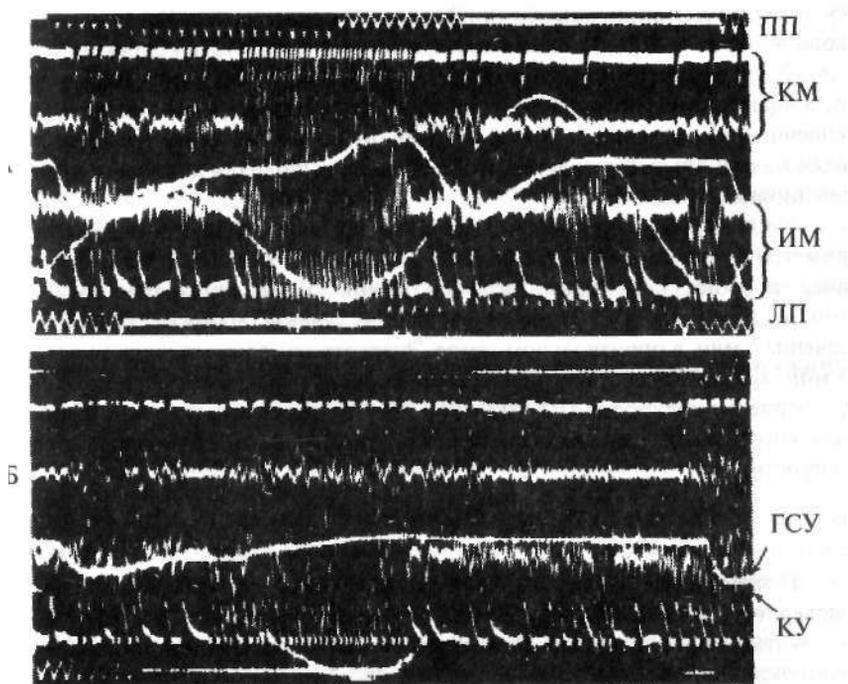
1 - ботинок, 2 - металлическая подошва, 3 - боковые металлические шины, 4 - голеностопный шарнир, 5 - металлические полукольца, 6 - кожаные манжеты со шнуровкой, 7 - опоры с винтами.

факторов регуляции работы мышц, но и учесть влияние на мотонейронные пулы спинного мозга различных мышечных рецепторов (см. главу 4).

Следующий метод заключается в нейрофизиологическом анализе зависимостей основных параметров (амплитуды и длительности) активности от скорости (темпа) ходьбы. Уже сам характер этих зависимостей, имеющих разную крутизну кривых в области медленного и быстрого темпов (глава 4), указывает на различие механизмов, лежащих в основе изменения этих параметров. Дальнейший анализ может быть сделан на основе сравнения хода зависимостей электрофизиологических и биомеханических параметров от темпа ходьбы. Резкое несовпадение крутизны кривых обнаруживает независимость изменения обоих параметров. В то же время параллелизм в ходе кривых может свидетельствовать о высокой степени участия периферических (рефлекторных) факторов в активации мышечной деятельности при ходьбе.

Еще более показательным в этом смысле является изменение характера зависимостей электрической активности мышц от темпа при экспериментальном нарушении биомеханической структуры ходьбы. В этом случае появляется возможность провести не только дифференцированный

анализ центральных и периферических



**Рис. 10.** Изменение структуры ходьбы при выключении подвижности в голеностопном шарнире.

А - ходьба со свободной подвижностью в шарнире, Б - ходьба при выключении подвижности в шарнире.

ПП - правая подограмма, ЛП - левая подограмма, КМ - интегрированная и натуральная электрическая активность камбаловидной мышцы, ИМ - интегрированная и натуральная электрическая активность икроножной мышцы, ГСУ - голеностопный межзвенный угол, КУ - коленный межзвенный угол.

Важно подчеркнуть, что весь анализ может быть осуществлен на количественном уровне благодаря ранее упомянутой математической аппроксимации зависимостей от темпа ходьбы.

### 1.5. Другие методы исследования

Помимо этих основных методов в разделах следующей книги использованы методики измерения статического момента сил, интегрированной электрической активности мышц при максимальном усилии, исследования энергозатрат при ходьбе посредством непрямой калориметрии.

Установка для измерения силы состояла из тензометрического динамометра, тензометрического усилителя и подключенного к его выходу стрелочного прибора. Измеряли силу мышц, осуществляющих движения в тазобедренном

### Закономерности нормальной и патологической ходьбы человека

суставе при сгибании, разгибании, отведении и приведении. Исследования проводили перед 1, 6, 11, 16 сеансами и после окончания курса коррекции ходьбы.

Электрическую активность мышц при наибольшем усилии измеряли с помощью ранее упомянутой установки. Исследовали симметричные мышцы конечностей и туловища. Каждый замер проводили не менее трех раз. Учитывали максимальный результат. Исследования выполняли до и после курса коррекционной тренировки.

Уровень энергетического обмена определяли методикой непрямой калориметрии с помощью газоанализатора «Спиролит-2». Выдыхаемый воздух для анализа собирали в мешки Дугласа во время ходьбы с помощью маски, надетой на больного. Испытуемые ходили по ровной дорожке длиной 10 м в течение 6 мин. в произвольном темпе. Энерготраты рассчитывали за последние 3 мин. ходьбы. Для этого определяли скорость передвижения, темп и среднее потребление кислорода  $\text{P}O_2$  (мл/мин.), учитывая вес испытуемого. На основании этих данных устанавливали величину энерготрат и ее отношение к средней скорости.

## Заключение

В этой работе наряду с известными способами изучения ходьбы человека усовершенствованы или разработаны следующие методы:

- получение комплексной количественной характеристики ходьбы путем многоканальной синхронной регистрации ее биомеханических и электрофизиологических параметров;

- установление зависимости этих параметров от темпа и длины шага и сопоставление полученных данных с механическими характеристиками нижней конечности как колебательной системы;

- экспериментальное изменение биомеханической структуры локомоции с одновременной регистрацией ответных изменений электрической активности мышц.

Эти методы способствовали раскрытию биомеханической и иннервационной структуры ходьбы, выяснению основных закономерностей локомоторного процесса в норме и при патологических состояниях опорно-двигательного аппарата.

## Глава 2

### Биомеханическая и иннервационная структура нормальной ходьбы

Настоящая глава посвящена исследованию биомеханической и иннервационной структуры ходьбы человека. Поводом для такого исследования явилось практическое отсутствие комплексных работ, дающих полное количественное описание ходьбы как «...синергии, охватывающей всю мускулатуру и весь двигательный аппарат сверху донизу» (Н.А.Бернштейн, 1940).

#### 2.1. Параметры движений и электрическая активность мышц нижних конечностей при ходьбе

*Временная характеристика ходьбы (табл. 1).*

Известно, что «...ходьба есть циклический акт, т. е. движение, в котором периодически повторяются вновь и вновь одни и те же фазы» (Н.А.Бернштейн, 1935). Устойчивость этого двигательного акта определяется прежде всего строгим временным соотношением отдельных фаз шага. Судя по подограмме, каждый цикл ходьбы состоит из двух фаз: опоры и переноса, составляющих вместе двойной шаг. Соотношение этих фаз зависит от темпа ходьбы. Если весь цикл принять за 100%, то при произвольном (привычном) темпе ходьбы по длинной дорожке\*, фаза опоры составляет 61,4% для правой ноги и 61,6% для левой ноги, а фаза переноса соответственно 38,6% и 38,4%. В свою очередь, при использовании двухконтактной подограммы в фазе опоры различают три интервала: опору на задний отдел стопы (пятку), опору на всю стопу, т.е. на передний и задний контакты, опору на передний отдел (носок). Относительная длительность этих интервалов для обеих ног выглядит следующим образом: 11% и 12%; 29,6% и 28,6%; 20,8% и 20,8%\*\*.

Вместе с тем приведенная структура шага недостаточно отражает межконечностное взаимодействие, так как не соотносит по времени биомеханические события, происходящие на разных конечностях. Кроме того, оказываются зашифрованными те процессы, которые совершаются в течение интервала опоры на всю стопу, поскольку перекаат стопы в этом интервале происходит не толь-

\*) Приведены результаты исследований 26 здоровых мужчин в возрасте от 20 до 45 лет (в среднем рост 174 см и вес 68 кг) при ходьбе по дорожке длиной 18 м. Полученные данные являются следствием усреднения 1000 циклов для временных и кинематических параметров и 200 циклов для динамических параметров (Г.П.Гриценко, А.С.Витензон, 1990).

\*\*) Первая цифра относится к правой ноге, вторая цифра - к левой ноге.

Таблица 1  
Основные и временные характеристики ходьбы в норме

Параметры	Нижняя конечность	Среднее значение	Среднее квадратичное отклонение	Коэффициент вариации
Длительность циклов ходьбы, с	-	1,05	0,06	0,06
Длина шага, м	-	0,75	0,03	0,04
Скорость ходьбы, м/с	-	1,34	0,13	0,10
Интервал опоры на пятку, % цикла	Правая	11,0	2,2	0,2
	Левая	12,2	1,7	0,1
Интервал опоры на всю стопу, % цикла	Правая	29,6	5,7	0,2
	Левая	28,6	5,3	0,2
Интервал опоры на носок, % цикла	Правая	20,8	3,3	0,2
	Левая	20,8	3,2	0,2
Фаза переноса, % цикла	Правая	38,6	1,9	0,1
	Левая	38,4	2,1	0,1
Двуопорная фаза, % цикла	Правая	11,4	1,8	0,2
	Левая	11,7	2,2	0,2
Интервал T, % цикла	Правая	9,3	4,2	0,4
	Левая	9,0	4,2	0,5

(Цикл ходьбы принят за 100%)

ко относительно сагиттальной, но и во фронтальной плоскости, что может быть выявлено путем применения многоконтактной электроподографии (И.А.Менделевич, Т.Е.Старцева, 1971; И.Б.Лисица, А.В.Саранцев, 1990). Поэтому ряд исследователей предлагают другую временную структуру шага, когда локомоторный цикл состоит из двух двуопорных и двух переносных фаз, а в части фазы опоры, заключенной между фазами двойной опоры, различают несколько интервалов, характеризующихся различным запасом устойчивости с динамической или статической компонентой (И.Б.Лисица, А.В.Саранцев, 1990).

В настоящем исследовании, основанном на применении двухконтактной подограммы, могут быть выделены лишь двуопорная фаза и интервал T, измеряемый временем от момента окончания опоры на всю стопу одной ноги до начала опоры другой ноги (И.Б.Лисица, А.В.Саранцев, 1986). Длительность двуопорной фазы для правой и левой ног соответственно равна 11,4% и 11,7%, а для интервала T - 9,3% и 9,0%. Это означает, что при ходьбе в норме существует достаточно большой запас устойчивости, благодаря которому человек может удерживать равновесие, стоя на переднем отделе стопы одной из конечностей, выдвинув ОЦМ тела вперед.

Далее обратим внимание на различную вариативность процессов, происходящих в фазах опоры и переноса. Коэффициент вариации для различных интервалов фазы опоры колеблется в пределах 0,14–0,20, тогда как для фазы пере-

носа он в 3-4 раза меньше, а именно 0,05. Эти наблюдения не являются случайными, поскольку в фазу опоры все движения совершаются в результате действия, прежде всего, более вариативных мышечных сил, тогда как в фазу переноса работа этих сил значительно меньше и увеличивается роль колебательных свойств нижних конечностей (А.С.Витензон, А.В.Саранцев, 1972). Укажем также, что вариативность двуопорной фазы 0,16-0,19 не отличается от вариативности других интервалов опорной фазы, тогда как вариативность интервала Х достигает величины 0,4-0,5. Такая значительная вариативность свидетельствует, вероятно, об адаптивном характере этого интервала, который используется для уточнения межконечностного взаимодействия при постоянно колеблющейся скорости передвижения. Отметим, что большая часть временных параметров примерно одинакова для обеих нижних конечностей как по средней величине, так и по их вариативности. Это позволяет говорить о симметрии временной структуры локомоторного акта при ходьбе в произвольном темпе.

Временные характеристики ходьбы, установленные в наших исследованиях, в основном соответствуют значениям, приведенным в литературе (Я.Л.Славущкий, А.А.Бороздина, 1966; Я.Л.Славущкий, 1982; Л.П.Лепехина, Г.Н.Крамаренко, 1968; И.А.Менделевич, Т.Е.Старцева, 1971 и др.).

### *Кинематическая характеристика ходьбы*

Кинематика ходьбы составляет одну из наиболее важных характеристик внешней структуры локомоторного акта. Изучению движений нижних конечностей при ходьбе посвящен ряд работ, выполненных в разное время в различных методических условиях.

Ниже представлены данные о кинематических параметрах нижней конечности при ходьбе, полученные при ходьбе здоровых испытуемых посредством электрогониометрической методики.

#### *Движения в плюснефаланговом суставе (ПФС, рис. 11).*

Движения в ПФС происходят вокруг фронтальной оси в сагиттальной плоскости. В течение цикла ходьбы кривая угловых перемещений имеет один максимум со средним амплитудным значением  $28^\circ$ . Подъем кривой плюснефалангового угла начинается в интервале, соответствующем  $t = 45-50\%$ . Наивысшая точка кривой относится к  $t = 62\%$ . Этот отрезок кривой характеризует разгибание в ПФС. Далее оно сменяется сгибанием, которое прекращается почти фазу после отрыва стопы от плоскости опоры. Однако пальцы остаются слегка разогнутыми в течение всей переносной фазы и только во время переката через пятку выпрямляются. В интервале опоры на всю стопу плюснефаланговый угол имеет нулевое значение. Угловые скорости и ускорения движения в ПФС образуют экстремальные точки в интервале переката через передний отдел стопы. Максимальная скорость разгибания в суставе (4 рад/с) соответствует  $t = 58\%$ , а наибольшая скорость сгибания (3,9 рад/с) -  $t = 64\%$ . Разгибание вначале происходит ускоренно (до  $66 \text{ рад/с}^2$ ), но затем с  $t = 56\%$  начинается резкое торможение, имеющее максимальное значение  $113 \text{ рад/с}^2$  при  $t = 60\%$ . Угловые скорости приходят к нулю, когда перемещение достигает максимума,

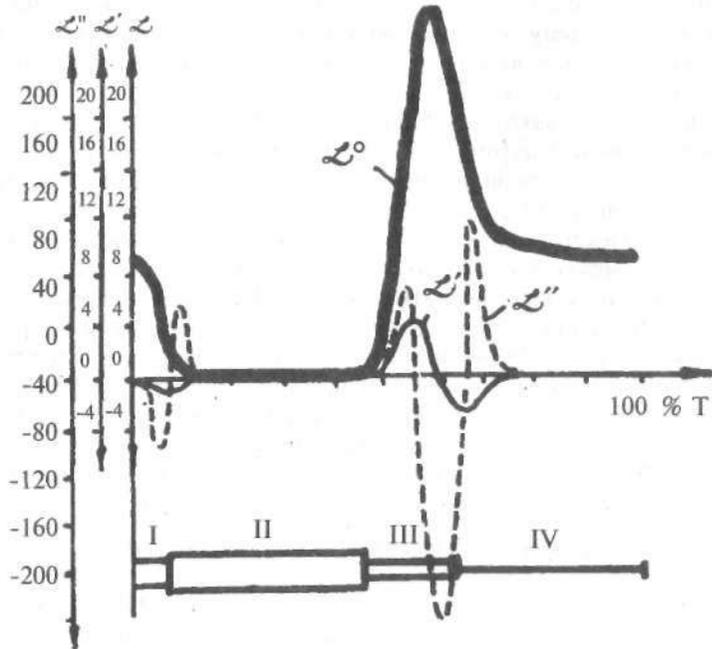


Рис. 11. Графики изменения угловых перемещений  $\alpha^{\circ}$ , угловых скоростей  $\alpha'$ , угловых ускорений  $\alpha''$  в плюснефаланговом суставе в течение цикла ходьбы. На осях ординат угловые перемещения отложены в градусах, угловые скорости - в рад/с, угловые ускорения - в рад/с<sup>2</sup>. Отклонение кривой вверх - разгибание, вниз - сгибание в суставе.

Рис. 11. Графики изменения угловых перемещений  $\alpha^{\circ}$ , угловых скоростей  $\alpha'$ , угловых ускорений  $\alpha''$  в плюснефаланговом суставе в течение цикла ходьбы. На осях ординат угловые перемещения отложены в градусах, угловые скорости - в рад/с, угловые ускорения - в рад/с<sup>2</sup>. Отклонение кривой вверх - разгибание, вниз - сгибание в суставе.

после чего начинается стремительное сгибание пальцев с ускорением до 212 рад/с<sup>2</sup> ( $t = 64\%$ ), сменяющееся значительным замедлением движения (115 рад/с<sup>2</sup>) к 66% цикла.

*Движения в таранно-пяточном сочленении (ТПС, рис.12).*

Пронационно-супинационные движения стопы относительно голени совершаются в таранно-пяточном сочленении вокруг косой оси, образующей угол 42° с горизонтальной плоскостью и угол 16° с сагиттальной плоскостью (Elftman, Manter, 1938; Manter, 1941; Wright, Desai, Henderson, 1964).

В течение цикла ходьбы кривая угловых перемещений получает четыре экстремальных значения, из которых два являются положительными и соответствуют супинации, а два являются отрицательными и указывают на пронационный характер движения. Первый супинационный максимум возникает в конце переносной и в начале опорной фаз. Во время переката через пяточный отдел стопы происходит быстрая смена супинации пронацией, достигающей максимального значения около  $t = 13-15\%$ . В интервале опоры на всю стопу движение снова меняет направление: оно становится супинационным, но

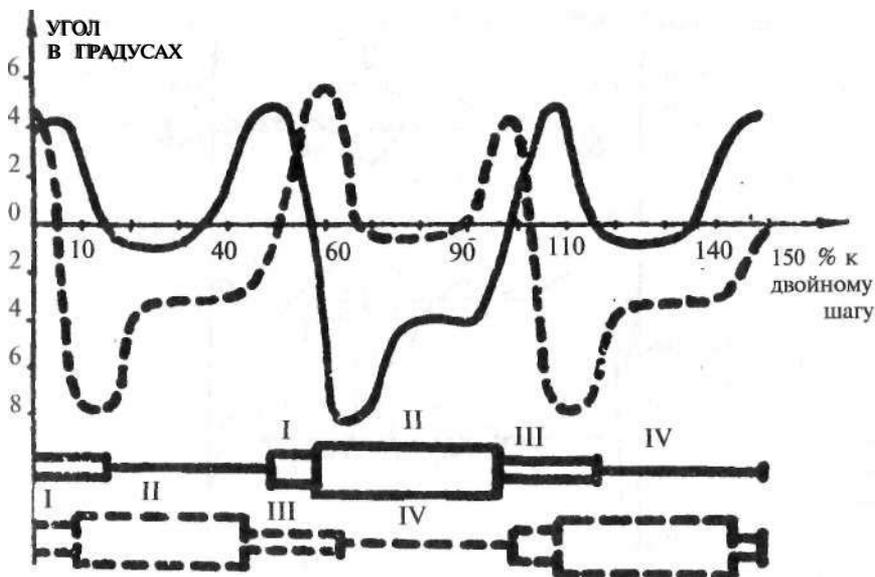


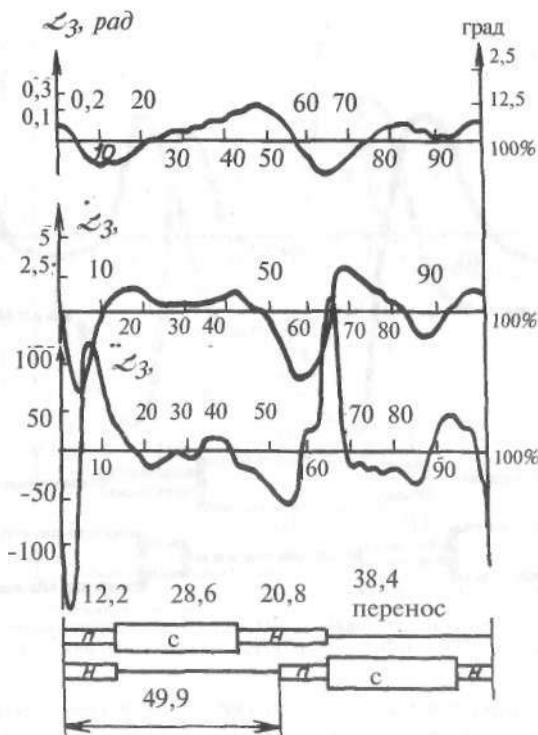
Рис. 12. Графики изменения угловых перемещений в таранно-пяточном сочленении в течение цикла ходьбы. Отклонение кривой вверх - супинация, вниз - пронация стопы.

максимальная супинация появляется позже, в последней трети переката через передний отдел стопы ( $t = 61\%$ ). Далее наступает стремительная пронация, окончание которой совпадает по времени с моментом отрыва стопы от опорной поверхности ( $t = 64\%$ ). В переносную фазу стопа находится в положении, близком к среднему, и лишь перед началом опоры вновь начинается супинационное движение в ТПС ( $t = 90\%$ ). Пронационно-супинационные движения при ходьбе по ровной поверхности составляют  $12-13^\circ$ , супинация равна  $4-5^\circ$ , пронация -  $7-8^\circ$  (М.П.Полян, 1968).

#### *Движения в голеностопном суставе (ГСС, рис. 13, табл.2 и 3)*

Движения в голеностопном суставе, образованном костями голени и таранной кости, происходят в сагитальной плоскости вокруг фронтальной оси. В течение цикла ходьбы кривая угловых перемещений в ГСС приобретает четыре экстремальных значения, из которых два соответствуют подошвенному сгибанию и два - тыльному сгибанию в суставе. Первое подошвенное сгибание начинается в момент касания пяткой поверхности опоры и завершается, когда вся стопа опускается на эту поверхность ( $t = 10\%$ , амплитуда  $9,7^\circ$  и  $8,8^\circ$ ). Далее при продвижении голени вперед возникает первое тыльное сгибание. Оно проходит через нулевое значение  $t = 22\%$ , где кривая угла образует перегиб и достигает максимума в середине интервала опоры на передний отдел стопы ( $t = 48\%$ , амплитуда  $11,7^\circ$  и  $12,8^\circ$ ). Вслед за этим наступает быстрое второе подош-

**Закономерности нормальной и патологической ходьбы человека**



**Рис. 13.** Графики изменения угловых перемещений  $\varphi$  рад, угловых скоростей  $\dot{\varphi}$  рад/с и угловых ускорений  $\ddot{\varphi}$  рад/с<sup>2</sup> в голеностопном суставе в течение цикла ходьбы. Отклонение кривой вверх - тыльное сгибание, вниз - подошвенное сгибание. Под графиками - подограммы обеих ног.

**Рис. 13.** Графики изменения угловых перемещений «й рад, угловых скоростей «й рад/с и угловых ускорений ° $\varphi$ рад/с<sup>2</sup> в голеностопном суставе в течение цикла ходьбы. Отклонение кривой вверх - тыльное сгибание, вниз - подошвенное сгибание. Под графиками - подограммы обеих ног.

венное сгибание ( $t = 64\%$ , амплитуда  $12,8^\circ$  и  $11,8^\circ$ ), заканчивающееся отрывом стопы от опорной поверхности. В фазу переноса происходит второе тыльное сгибание в суставе ( $t = 83\%$ , амплитуда  $5,9^\circ$  и  $5,9^\circ$ ), которое сменяется последовательными движениями противоположного знака. Наиболее вариативными являются движения в конце и в начале цикла, что, вероятно, связано с необходимостью правильной постановки стопы на опорную поверхность.

Кривые угловых скоростей и ускорений движения в этом суставе дают два отчетливых пика: во время переката стопы через пятку и во время переката через передний отдел стопы; минимальное значение этих кривых отмечается в средней части опорной и переносной фаз цикла. Все это показывает, что наиболее динамичные события происходят в периоды развития переднего и заднего толчков, тогда как в средней части опоры необходимо замедление движений для лучшего обеспечения статической устойчивости при ходьбе (И.Б.Лисица, А.В.Саранцев, 1991). Наибольшая скорость угловых перемещений в ГСС достигает примерно  $5 \text{ рад/с}$ , а углового ускорения -  $170 \text{ рад/с}^2$ .

Таблица 2

Экстремальные значения угловых перемещений в суставах нижних конечностей при ходьбе в норме

Угловое перемещение в суставах	% времени цикла ходьбы	Среднее значение угла, град	Среднее квадратичное отклонение	Коэффициент вариации
Правый голеностопный сустав	10	-9,7	3,8	0,4
	48	11,7	2,4	0,2
	64	-12,8	2,5	0,2
	83	5,9	4,4	0,7
Левый голеностопный сустав	10	-8,8	3,7	0,4
	48	12,8	3,4	0,3
	64	-11,8	3,3	0,3
	83	5,9	4,4	0,7
Правый коленный сустав	16	21,6	4,7	0,2
	42	6,4	2,0	0,5
	71	69,4	6,2	0,1
	100	2,0	0,5	0,3
Левый коленный сустав	16	23,9	6,9	0,2
	42	8,1	4,0	0,5
	71	72,2	9,8	0,1
	100	1,8	0,6	0,3
Правый тазобедренный сустав	0	26,7	3,2	0,1
	51	-10,5	4,0	0,4
	88	27,1	2,9	0,1
Левый тазобедренный сустав	0	28,9	4,3	0,1
	51	-12,7	2,4	0,2
	88	30,5	3,8	0,1

*Движения в коленном суставе (КС, рис.14, табл.2 и 3)*

Кривая угловых перемещений в коленном суставе имеет две полуволны: первая отражает подгибание в суставе в фазу опоры, вторая - основное сгибание в фазу переноса. Подгибание, возникая в начале шага, образует на переднем фронте «зубец», соответствующий окончанию переката стопы через пятку: максимум этого движения приходится на время опоры на всю стопу ( $t = 16\%$ , амплитуда  $21,6^\circ$  и  $23,9^\circ$ ). Далее происходит разгибание в суставе, которое продолжается до конца интервала опоры на всю стопу ( $t = 42\%$ ). Затем наступает основное сгибание в суставе с максимальным значением в первой трети фазы переноса ( $t = 71\%$ , амплитуда  $69,4^\circ$  и  $72,2^\circ$ ), последующее почти полное разгибание в суставе завершается лишь к концу цикла.

Максимум угловых скоростей и ускорений движений в суставе приурочены к первой и второй полуволнам коленного угла. При подгибании положительный максимум, характеризующий сгибание в суставе, выше отрицательного, со-

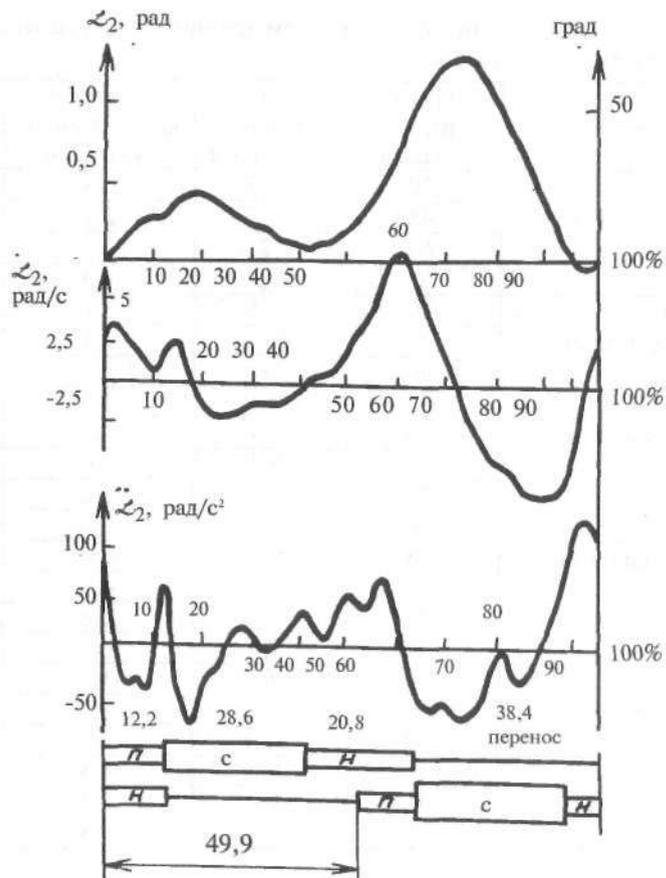


Рис. 14. Графики изменения угловых перемещений  $\varphi$  рад, угловых скоростей  $\dot{\varphi}$  рад/с и ускорений  $\ddot{\varphi}$  рад/с<sup>2</sup> в коленном суставе в течение цикла ходьбы. Отклонение кривой вверх - сгибание, вниз - разгибание в суставе. Под графиками - подограммы обеих ног.

ответствующего разгибанию, тогда как сгибание и разгибание в фазу переноса имеют примерно одинаковые величины угловых скоростей. Анализ кривых производных коленного угла показывает, что основное сгибание в суставе сначала совершается ускоренно; однако, после отрыва ноги от опоры наступает замедление движений вплоть до кратковременной остановки, вслед за чем происходит разгибание в суставе с фазами ускорения и замедления. Максимальная скорость движения в суставе равна 7 рад/с, а ускорение 122 рад/с<sup>2</sup>. Отметим, что подгибание в суставе, связанное со значительным участием мышечных сил, является более вариативным движением, чем основное сгибание в суставе, обусловленное колебательными свойствами нижних конечностей.

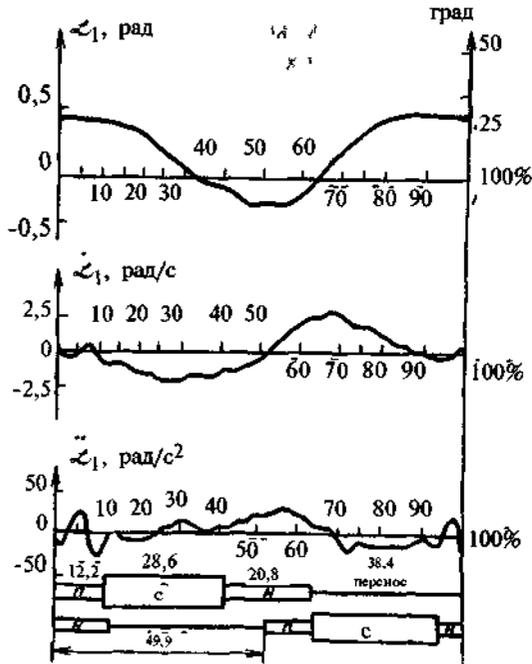
Таблица 3

'-Экстремальные значения угловых скоростей и ускорений движений в суставах нижних конечностей при ходьбе в норме.

Движения	Угловые скорости		Угловые ускорения	
	% времени цикла ходьбы	Среднее значение, рад/с	% времени цикла ходьбы	Среднее значение, рад/с <sup>2</sup>
В голено-стопном суставе	5	-5,1	2,5	-172,5
	17	1,7	8	106,8
	56	-4,2	52	-85,7
	66	3,0	64	157,7
	87	-1,5	85	-40,9
В коленном суставе	2	3,8	0	93,8
			8	-44,0
			12	61,0
	25	-0,2	16	-75,0
	60	7,3	56	53,0
	89	-6,9	72	-79,0
		96	122	
В тазобедренном суставе	3	-0,3	2	-21,4
	8	0,3	6	22,7
	16	-1,9	11	-33,4
	27	-2,4	32	21,3
	67	3,0	54	29,1
	94	-1,9	70	-21,3
		97	21,9	

*Движения в тазобедренном суставе (ТБС, рис. 15, табл.2 и 3).*

Кривая угловых перемещений в ТБС состоит из двух фаз, соответствующих сгибанию и разгибанию в суставе, между которыми при произвольном темпе ходьбы возникают две приблизительно горизонтальные площадки, по времени совпадающие с двуопорной фазой. Каждый цикл начинается со сгибания ( $t = 0\%$ , амплитуда  $26,7^\circ$  и  $28,9^\circ$ ), которое удерживается в течение переката стопы через пятку. Лишь в начале следующей фазы ( $t = 13\%$ ) происходит разгибание в суставе, достигающее максимального значения в середине интервала переката стопы через передний отдел ( $t = 50\%$ , амплитуда  $10,5^\circ$  и  $12,7^\circ$ ), далее снова наступает сгибание, приобретающее наибольшее значение в конце фазы переноса ( $t = 88\%$ , амплитуда  $27,1^\circ$  и  $30,5^\circ$ ), после чего отмечается незначительное разгибание, продолжающееся уже до конца шага.



**Рис. 15.** Графики изменения угловых перемещений  $\varphi$  рад, угловых скоростей  $\dot{\varphi}$  рад/с и ускорений  $\ddot{\varphi}$  рад/с<sup>2</sup> в тазобедренном суставе в течение цикла ходьбы. Отклонение кривой вверх - сгибание, вниз - разгибание в суставе. Под графиками - подограммы обеих ног.

Первый пик угловых ускорений соответствует началу разгибания в суставе, за ним следует пик угловой скорости (примерно  $t = 25\%$ ), затем разгибание замедляется. Сгибание в суставе имеет две фазы: в первой из них движение ускоряется, пик ускорения возникает в конце фазы опоры, а пик угловых скоростей в начале фазы переноса ( $t = 65\%$ ); вторая фаза характеризуется замедлением. В конце цикла наблюдаются небольшие пики первой и второй производных угла, связанные с разгибанием в суставе. Максимальная скорость и ускорение движений в ТБС соответственно равны 3 рад/с и 33 рад/с<sup>2</sup>.

Наиболее вариативным движением является разгибание в суставе в опорную фазу цикла. Последнее обусловлено тем, что величина разгибания в ТБС зависит от скорости ходьбы, в частности от длины шага. Поэтому большая изменчивость этого движения, вероятно, служит одним из адаптивных механизмов регуляции скорости ходьбы.

*Последовательность движений в суставах нижней конечности при ходьбе*

Рис.16 дает представление о кинематике нижних конечностей при ходьбе путем сопоставления движений в различных суставах в течение локомоторно-

ю цикла. Из графиков видно, что при ходьбе устанавливается такая последовательность движений, которая исключает повторение позовых характеристик ноги в течение цикла; сгибательно-разгибательные движения в разных суставах не совпадают точно по фазе; экстремальные точки кривых, характеризующих движения в основных суставах ноги, сближаются по времени лишь в ограниченной части случаев, число колебательных движений и их период неодинаковы для разных суставов нижней конечности: период колебаний в ТБС занимает свыше двух третей цикла, период колебаний в КС - около половины цикла, а в ГСС - лишь одну четвертую часть цикла.

Из приведенных данных следует, что существуют как общие силовые факторы, обуславливающие движения всей конечности по типу разгибания и сгибания, так и более частные силовые факторы, осуществляющие коррекцию этих движений.

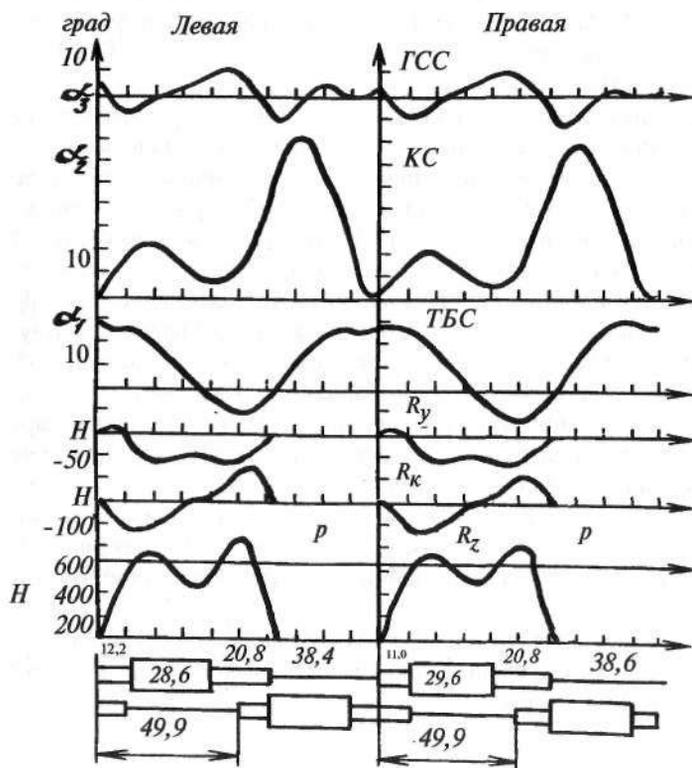


Рис. 16. Графики изменения угловых перемещений в суставах нижних конечностей и составляющих опорных реакций в течение цикла ходьбы.  $\alpha_1$  - тазобедренный угол,  $\alpha_2$  - коленный угол,  $\alpha_3$  - голеностопный угол;  $R_z$ ,  $R_x$ ,  $R_y$  - вертикальная, продольная, поперечная составляющие опорной реакции соответственно. Под графиками - подпрограммы обеих ног.

*Динамическая характеристика ходьбы (рис. 16, табл.4)*

Представление о силах, воздействующих на человека при локомоции, может быть получено или в результате определения усилия в центре масс всего тела (Н.А.Бернштейн, 1935), или путем регистрации опорных реакций (Elftman, Manter, 1934; Elftman, 1938, 1939; Eberhart, Inman, 1951; Eberhart et al., 1954; Г.И.Рошин, 1953, 1954, 1955; Drillis, 1958).

В опорных реакциях следует различать равнодействующий вектор силы и равнодействующий вектор момента сил, каждый из которых имеет три компонента, являющихся проекциями векторов на вертикальную ( $R_z$ ) и горизонтальную плоскость ( $R_x$ ,  $R_y$ ) (по направлению движения и перпендикулярно направлению движения тела).

В большинстве исследований ограничиваются определением вертикальной и продольной составляющих опорной реакции (Н.А.Бернштейн, 1925, Saunders et al., 1953; Cavagna, Margaria, 1966), и лишь в ряде работ зарегистрированы все шесть компонентов опорной реакции (Bresler, Frankel, 1950; Eberhart, Inman, Carlsoo (1962).

В течение цикла ходьбы эти компоненты изменяются, обнаруживая несколько экстремальных значений: два максимальных и одно минимальное. Первый максимум, именуемый передним толчком, возникает при постановке всей стопы на опорную поверхность. Сила реакции опоры приложена к пятке ноги, ее вектор направлен вверх, назад и слегка медиально. Момент силы во время опоры на пятку невелик, и его направление выражено недостаточно отчетливо. Приблизительно к середине опоры все составляющие опорной реакции показывают минимум. К концу опоры развивается второй максимум, названный задним толчком. В это время реакция опоры приложена в области плюснефаланговых суставов; ее вектор направлен вверх, вперед и несколько медиально; момент силы противодействует развороту стопы носком наружу.

В табл.4 приведены временные и амплитудные значения экстремумов кривых составляющих вектора опорных реакций\*.

Видно, что на кривой  $R_z$  вершина переднего толчка проецируется на временную ось в области  $t = 17\%$ , минимум в области  $t = 32\%$ , а вершина заднего толчка в области  $t = 50\%$  (обе вершины приходятся на одноопорную фазу шага).

Передний толчок по времени совпадает с вершиной подгибания в КС и соответствует максимуму ускорения движения ОЦМ вверх, который уже прошел одну треть расстояния до своего верхнего положения.

\* По сравнению с литературными данными значения этих параметров завышены, что объясняется длиной дорожки в 18 м, создающей возможность для более высокой скорости ходьбы испытуемых.

Таблица 4

Экстремальные значения составляющих главного вектора опорных реакций при ходьбе в норме.

Параметры опорных реакций	Нижняя конечность	% времени цикла ходьбы	Среднее значение, Н	Среднее квадратичное отклонение	Коэффициент вариации	Среднее значение % к весу тела
Rz	Правая	17	761,1	64,5	0,1	112
		32	505,3	102,9	0,2	74
		50	864,9	30,1	0,0	127
	Левая	17	780,2	56,2	0,1	114
		32	449,6	112,3	0,2	66
		50	907,5	32,6	0,0	133
Rx	Правая	10	124,4	30,6	0,2	18
		52	130,3	37,8	0,3	19
	Левая	10	126,2	42,0	0,3	19
		52	165,1	30,5	0,2	24
Ry	Правая	5	12,0	7,1	0,6	2
		20	53,5	9,2	0,2	8
		50	68,0	20,3	0,3	10
	Левая	5	13,0	6,1	0,5	2
		20	61,1	11,2	0,1	9
		50	67,5	15,0	0,2	10

Задний толчок практически синхронизирован с наибольшим углом тельного сгибания в ГСС; он характеризует максимальное ускорение падения ОЦМ, который опустился на две трети своей вертикальной амплитуды и продолжает двигаться вниз.

Минимум кривой Rz соответствует моменту, когда переносимая нижняя конечность находится напротив опорной, а ОЦМ занимает высшее положение. Амплитудные значения Rz в этих точках соответственно равны для обеих ног 112% и 115%, 74% и 66%, 127% и 133% по отношению к весу исследованных испытуемых.

Коэффициент вариации в этих точках: 0,08 и 0,07; 0,20 и 0,27; 0,03 и 0,03. Таким образом, амплитуда заднего толчка при данной скорости ходьбы превышает амплитуду переднего, наблюдаются небольшие различия динамограмм обеих ног\*, вариативность переднего и заднего толчков мала и равна для обеих нижних конечностей; намного больше вариативность значения минимума, что может быть связано с изменчивостью движений во время переноса контралатеральной конечности.

\* Соотношение амплитуды заднего и переднего толчка существенно зависит от скорости ходьбы.

Кривая  $R_x$  образует два противоположно направленных максимума в области  $t = 10\%$  и  $t = 52\%$ , нулевое значение кривая принимает в области  $t = 32\%$ .

Первый максимум продольной составляющей опорной реакции приходится на конец первой двуопорной фазы, когда завершается первое подошвенное сгибание в ГСС; в это время ОЦМ уже прошел свое нижнее положение (5% цикла) и начинает свое движение вверх и вперед. Этот максимум характеризует максимальное торможение поступательного движения ОЦМ относительно поверхности опоры.

Второй максимум продольной составляющей опорной реакции наблюдается во второй двуопорной фазе. Он показывает максимальное ускорение ОЦМ в направлении движения.

Амплитудные значения  $R_x$  в экстремальных точках для обеих ног соответственно равны: 18% и 19%; 19% и 24%. Коэффициенты вариации для амплитуды переднего толчка колеблются в пределах 0,2-0,3, для амплитуды заднего толчка 0,3-0,2. Следовательно, для  $R_x$  также можно говорить о некотором преобладании амплитуды заднего толчка и небольшой асимметрии опорных реакций обеих ног. Обращает на себя внимание и большая вариативность  $R_x$  по сравнению с  $R_z$ , что косвенно свидетельствует о значительном участии мышечных сил в формировании этой составляющей опорной реакции.

Наконец, кривая  $R_y$  в основном повторяет форму кривой  $R_z$ . Амплитудные значения переднего и заднего толчков обеих ног равны 8% и 9%, 10% и 10% от веса тела, а их проекция на временную ось  $t = 20\%$  и  $t = 50\%$ .

Существует сложная связь между опорными реакциями и движениями нижней конечности при ходьбе (рис. 16). Экстремальные точки кинематических кривых (прежде всего угловых ускорений) приходятся на первую половину фазы переднего толчка и вторую половину фазы заднего толчка. Это означает, что движения в начале опорной фазы (подошвенное сгибание в ГСС, сгибание в КС и ТБС) развиваются непосредственно под влиянием переднего толчка. Отмеченные движения выполняют важную роль естественных поглотителей части энергии, заключенной в опорной реакции. Так как величина максимальных ускорений убывает в проксимальном направлении, следует допустить, что амортизационная функция более всего присуща ГСС, несколько меньше КС и менее всего ТБС.

Развиваясь отчасти под действием переднего толчка, упомянутые движения отнюдь не являются пассивными: во-первых, они нередко имеют предуготовленный характер, т.е. возникают еще до начала опорной реакции (например, подгибание в КС), во-вторых, им сопутствует значительная активность мышц. Эти движения или преобразуют энергию переднего толчка в поступательное перемещение ОЦМ (подошвенное, а затем тыльное сгибание в ГСС), или подготавливают последующие фазы разгибательных движений в КС и ТБС, завершающих восхождение ОЦМ в высшее положение.

Движения в конце опорной фазы (подошвенное, а затем тыльное сгибание в ГСС, сгибание в КС и ТБС) совершаются в результате действия заднего

толчка, имеющего в основном мышечное происхождение. Об этом свидетельствует высокая активность мышц голени, бедра, предшествующая этим движениям, а также некоторые специальные эксперименты. Так, при выключении подвижности в ГСС с помощью ортопедического аппарата наряду с уменьшением электрической активности трехглавой и других мышц голени снижается амплитуда заднего толчка как для вертикальной, так и для продольной составляющих опорной реакции (рис.17).

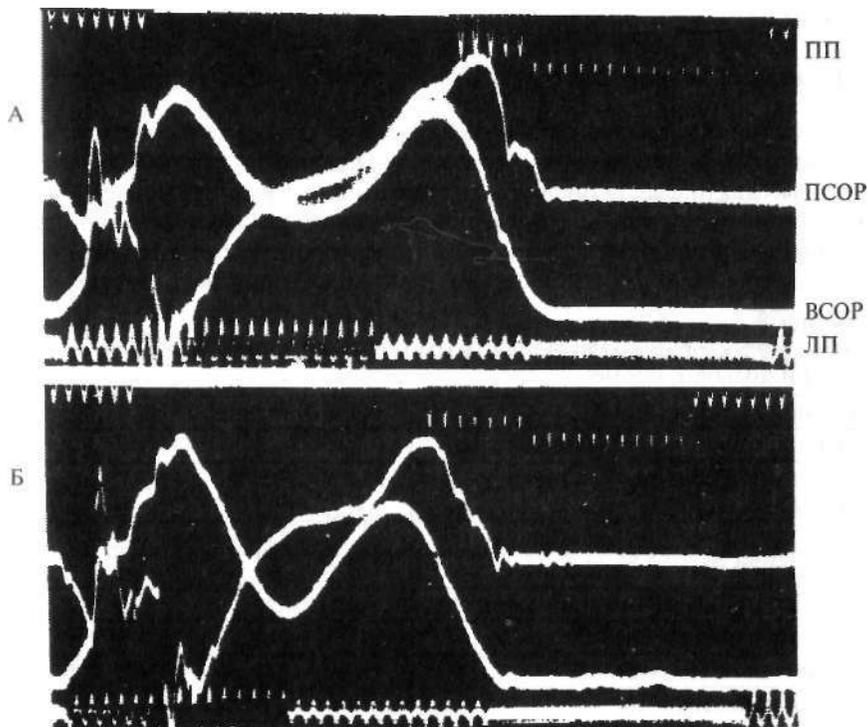


Рис. 17. Изменение опорной реакции при выключении подвижности в голеностопном шарнире. А - ходьба при свободной подвижности в шарнире, Б - ходьба при выключении подвижности в шарнире; ПП - правая подограмма, ЛП - левая подограмма; ПСОР - продольная составляющая опорной реакции, ВСОР - вертикальная составляющая опорной реакции.

### *Особенности работы мышц нижних конечностей при ходьбе*

Опорные реакции отражают взаимодействие всех сил, возникающих при ходьбе. Но особое значение приобретают мышечные силы, находящиеся под непосредственным контролем нервной системы. Косвенное представление об этих силах дает исследование электрической активности мышц в течение цикла

ходьбы. В настоящем разделе приведены собственные материалы о функции мышц нижних конечностей при ходьбе десяти здоровых испытуемых.

В отличие от литературных данных рассмотрена деятельность большого числа мышц и осуществлен более дробный количественный анализ их работы, позволяющий сопоставить активность мышц с быстро меняющимися биомеханическими параметрами.

В табл.5 представлены данные о средней электрической активности мышц за цикл, графики иллюстрируют распределение этой активности в течение цикла (рис.18)\*.

*Пофазный анализ электрической активности мышц голени и стопы*

Электрическая активность мышц голени и стопы имеет отчетливо фазовый характер. У большинства мышц в течение цикла ходьбы возникает лишь одна высокая волна активности, приуроченная к моменту заднего толчка (внутренняя и наружная икроножная, камбаловидная, длинная малоберцовая мышцы, длинный сгибатель пальцев, а также короткие мышцы стопы). Более тщательный анализ электромиографических кривых выявляет некоторые раз-

Таблица 5

Средняя электрическая активность мышц нижних конечностей (в мкВ) за шаг при ходьбе в норме.

Наименование мышц	п	М ± m
Мышца, отводящая большой палец	10	35,2 ± 3,2
Короткий сгибатель большого пальца	9	41,3 ± 3,4
Короткий сгибатель пальцев	10	30,1 ± 2,6
Короткий разгибатель пальцев	10	25,5 ± 2,5
Мышца, отводящая пятый палец	10	27,1 ± 3,1
Сгибатель пятого пальца	9	26,7 ± 3,1
Икроножная внутренняя	20	30,9 ± 1,5
Икроножная наружная	10	24,4 ± 1,8
Камбаловидная	9	35,6 ± 2,2
Длинная малоберцовая	10	33,6 ± 2,6
Передняя большеберцовая	20	39,4 ± 2,7
Длинный разгибатель пальцев	8	33,8 ± 2,8
Широкая наружная	19	16,0 ± 1,3
Прямая мышца бедра	20	12,5 ± 1,0
Двуглавая мышца бедра	19	15,8 ± 1,5
Полусухожильная	18	17,0 ± 1,2

\* При электромиографических исследованиях темп ходьбы равнялся 100 шаг/мин., тогда как при биомеханических исследованиях - 114 шаг/мин.

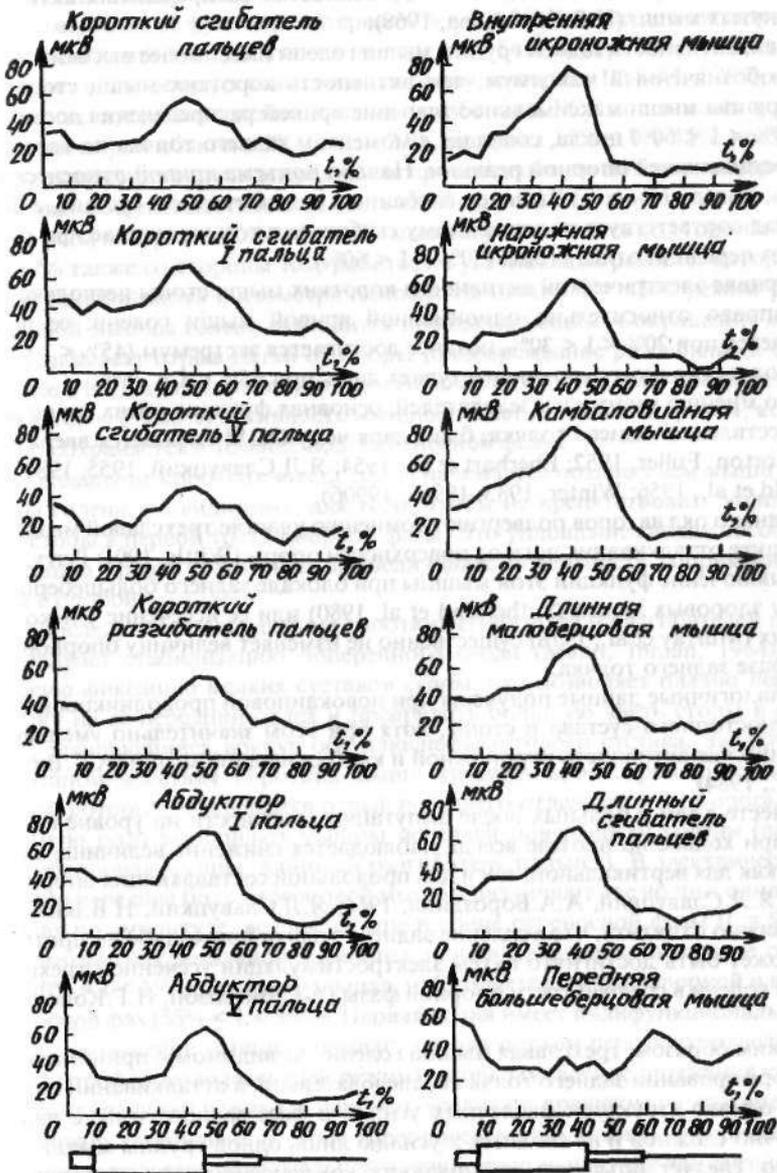


Рис 18. Графики изменения электрической активности мышц стопы и голени в течение цикла при ходьбе в норме. На оси ординат отложена электрическая активность в мкВ, на оси абсцисс - время в процентах (за 100% принята длительность двойного шага).

личия в амплитудном значении и в особенностях распределения активности упомянутых мышц (Н.В.Баскакова, 1968).

Так, активность задней группы мышц голени имеет более высокий и более четко обозначенный максимум, чем активность коротких мышц стопы. Для этой группы мышц максимальное значение кривой распределения достигается при  $40\% < t < 50\%$  цикла, совпадая с моментом заднего толчка по вертикальной составляющей опорной реакции. Начало подъема кривой относится к  $t = 10-12\%$ , когда возникает тыльное сгибание в голеностопном суставе, а ее резкий спад соответствует подошвенному сгибанию в том же суставе при перекате через передний отдел стопы ( $50\% < t < 60\%$ ).

Кривая электрической активности коротких мышц стопы несколько сдвинута вправо относительно одноименной кривой мышц голени: ее подъем начинается при  $20\% < t < 30\%$ , позднее достигается экстремум ( $45\% < t < 50\%$ ), а приход к исходному уровню наступает лишь при  $65\% < t < 75\%$ .

По мнению многих исследователей, основная функция обеих групп мышц - осуществление заднего толчка, благодаря чему ОЦМ смещается вверх и вперед (Morton, Fuller, 1952; Eberhart et al., 1954; Я.Л.Славуцкий, 1955, 1982, 1988; Sheffield et al., 1956; Winter, 1983, 1990a, 19906).

Однако ряд авторов подвергают сомнению участие трехглавой мышцы голени в акте отталкивания ноги от поверхности опоры (Wittle, 1991; Perry, 1992). Так, выключение функции этой мышцы при блокаде заднего большеберцового нерва у здоровых людей (Sutherland et al, 1980) или ее иссечение у некоторых больных (Murray et al., 1978) существенно не изменяет величину опорной реакции в фазе заднего толчка.

Аналогичные данные получены при новокаиновой проводниковой блокаде голеностопного сустава и стопы, хотя при этом значительно уменьшается электрическая активность икроножной и камбаловидной мышц (А.С.Витензон исоавт., 1984).

Вместе с тем у больных после ампутации конечности на уровне голени и бедра при ходьбе на протезе всегда наблюдается снижение величины заднего толчка как для вертикальной, так и для продольной составляющих опорной реакции (Я.Л.Славуцкий, А.А.Бороздина, 1966; Я.Л.Славуцкий, Н.В.Баскакова, 1971). Важно отметить, что усиление заднего толчка при ходьбе на протезе голени может быть достигнуто путем электростимуляции усеченной трехглавой мышцы голени в средней трети опорной фазы (А.С.Витензон, Н.Г.Коновалова, 1984).

Таким образом, трехглавая мышца голени, по-видимому, принимает участие в формировании заднего толчка и, следовательно, в отталкивании стопы от опоры, однако структура мышечных усилий в фазе заднего толчка является достаточно сложной и не сводится к усилию лишь одной группы мышц. Этим, вероятно, следует объяснить возможность компенсации заднего толчка при частичной или полной утрате функции трехглавой мышцы голени.

Более детальное сопоставление электрофизиологических и биомеханических параметров обнаруживает полифункциональный характер работы этих мышц и в особенности самой мощной из них - трехглавой мышцы голени.

В активности этой мышцы можно выделить ряд интервалов, в течение которых изменяется ее функция: интервал  $0\% < t < 10\%$ , когда совместное сокращение трехглавой мышцы голени и передней большеберцовой мышцы обуславливает плавное опускание стопы на опору; интервал  $10\% < t < 28\%$ , во время которого путем замедления тыльного сгибания в ГСС достигается повышение скорости разгибания в КС (см. п. 2.8), интервал  $28\% < t < 45\%$ , когда торможение движения голени вперед после прохождения ею положения вертикали определяет постепенность и плавность снижения ОЦМ.

Во всем интервале  $10\% < t < 45\%$  мышца, растягиваясь со стороны ГСС, а с  $t = 17\%$  также со стороны КС, работает в уступающем режиме, который все больше приближается к изометрическому. Начиная с  $t = 45\%$ , режим работы трехглавой мышцы голени становится преодолевающим. Сокращение мышцы сперва вызывает отрыв пятки от опоры (одновременное разгибание в ПФС и сгибание в КС), а затем подошвенное сгибание в ГСС. К концу последнего движения ( $60\% < t < 65\%$ ) активность мышцы падает до низкого уровня, который обычно сохраняется в течение всей переносной фазы.

Сокращение коротких мышц стопы начинается позднее, чем мышц задней группы голени, по-видимому, для того, чтобы не препятствовать уплощению свода стопы в первой трети опорной фазы. Это уплощение свода способствует понижению уровня ОЦМ тела и увеличивает поверхность соприкосновения стопы с опорой.

В последующем сокращение коротких сгибателей и разгибателей пальцев обеспечивает стабилизацию поперечного свода (Mann, Inman, 1964), динамическую фиксацию мелких суставов стопы, что позволяет плавно перевести нагрузку на ее передний отдел и превратить большую часть стопы в единый рычаг, вращающийся вокруг оси плюснефалангового сустава. Заключительным этапом действия коротких мышц является кратковременное сгибание пальцев, которым завершается отрыв переднего отдела стопы от опоры.

Иную роль выполняют мышцы передней поверхности голени (передняя большеберцовая мышца, длинный разгибатель пальцев). В электрической активности передней большеберцовой мышцы различают две волны: одна из них, большая по амплитуде, возникает еще в конце переносной фазы ( $t = 85-90\%$ ), но достигает максимальной величины лишь в начальном интервале опорной фазы ( $0\% < t < 15\%$ ), другая, меньшая, наблюдается в конце опорной и в начале переносной фаз ( $55\% < t < 80\%$ ). Первая волна имеет полифункциональный характер: сокращение мышцы вызывает сперва подъем переднего отдела стопы перед опорой (преодолевающий режим), затем замедление опускания стопы на опору (уступающий режим) и, наконец, усиливает вращение голени вперед при неподвижно закрепленной стопе (преодолевающий режим). Уступающий режим сопровождается максимальной активностью мышц, так как связан с необходимостью демпфирования наибольших угловых ускорений, возникающих в ГСС при ходьбе. Сокращение мышц во время второй волны активности обуславливает тыльное сгибание в ГСС (подъем стопы), что обеспечивает свободный пронос ноги над опорной поверхностью.

Большинство мышц голени также принимает участие в создании и регулировании движений во фронтальной плоскости, которые преимущественно совершаются в таранно-пяточном сочленении. Первый супинационный максимум, заметный на кривых этого межзвенного угла, обусловлен сокращением передней большеберцовой мышцы в конце переносной фазы (Hardy, 1959). Далее во время переката через пятку и в начале интервала опоры на всю стопу происходит пронационное движение, заканчивающееся примерно при  $t = 13-15\%$  (вершина переднего толчка) Это движение осуществляется в два этапа: в первом из них под влиянием переноса нагрузки на опорную ногу стопа поворачивается кнаружи до соприкосновения медиального края с опорой; во втором наблюдается перемещение голени вперед и кнаружи в результате заднего толчка противоположной ноги. Во время обоих этапов движения передняя большеберцовая мышца работает в уступающем режиме, уменьшая амплитуду и скорость пронации. В середине опорной фазы активность мышцы понижается до низкого уровня. Поэтому Gray, Basmajian, 1968, предполагают, что возвращение стопы в нейтральное положение происходит под влиянием задней большеберцовой мышцы, которая активизируется как раз в данную фазу шага. Нормализации позы стопы также способствует одновременно протекающее умеренное сокращение малоберцовых мышц.

Последующий супинационный максимум связан с сокращением трехглавой мышцы и других, осуществляющих подошвенное сгибание и супинацию стопы в момент отталкивания от опоры. Чрезмерная супинация предотвращается сокращением мышц, пронирующих стопу ( $35\% < t < 60\%$ ). Наконец, быстрый возврат стопы в нейтральное (или слегка пронированное) положение, вероятно, определяется расслаблением мышц, ранее сгибавших и супинировавших стопу.

#### *Электрическая активность мышц бедра.*

В отличие от распределения активности мышц голени в течение цикла возбуждение мышц бедра, возникая в конце переносной фазы, далее распространяется на первую треть фазы опоры. Рисунок активности отдельных мышц имеет некоторое различие (рис. 19).

Электрическая активность полусухожильной и двуглавой мышцы бедра преимущественно концентрируется в конце переносной фазы, образуя здесь наибольшую волну: сокращение мышцы в это время притормаживает разгибание в КС; в последующую фазу шага мышцы удерживают таз от наклона вперед и вызывают разгибание в ТБС. Eberhart, Inman, Bresler (1954), Я.Л.Славуцкий, А.А.Бороздина (1968) также полагают, что обе мышцы вместе со своими антагонистами участвуют в динамической фиксации коленного сустава во время развития переднего толчка. На границе опорной и переносной фаз шага в активности этих мышц может возникать дополнительная волна ( $45\% < t < 65\%$ ), которая, по-видимому, предназначена для сгибания в коленном суставе (Eberhart, Inman, Bresler, 1954, Я.Л.Славуцкий, 1955, Close, Todd, 1959).

Действительно, эта волна активности появляется во всех тех случаях, когда мощность заднего толчка недостаточна для эффективного сгибания в коленном суставе: ходьба в медленном темпе или коротким шагом, ходьба при слабости

икроножной мышцы. При особых условиях ходьбы (быстрый темп, невозможность сгибания в КС) активность этих мышц наблюдается в течение всей переносной фазы. Притормаживая сгибание в ТБС, обе мышцы способствуют перераспределению кинетического момента между сегментами ноги, что обеспечивает разгибание в КС с большой скоростью.

Не менее сложные функции выполняют различные порции четырехглавой мышцы бедра. Активность мышц в конце переносной фазы ( $85\% < t < 100\%$ ) способствует разгибанию в КС. Во время переката стопы через пятку и несколько позднее ( $0\% < t < 15\%$ ) все головки четырехглавой мышцы работают в уступающем режиме, противодействуя сгибанию в КС и тем самым осуществляя динамическую фиксацию сустава.

В следующую фазу шага ( $16\% < t < 30\%$ ) сокращение мышцы содействует разгибанию в КС, которое главным своим источником имеет задний толчок противоположной ноги.

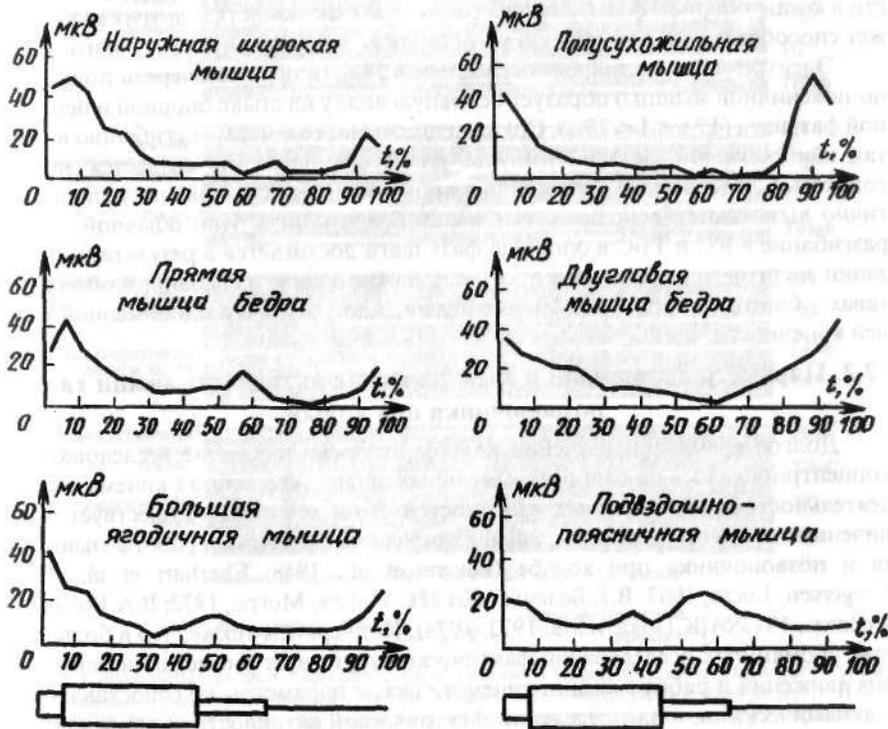


Рис. 19. Графики изменения электрической активности мышц бедра в течение цикла ходьбы. На оси ординат отложена интегрированная ЭМГ в мкВ. На оси абсцисс - время в процентах. Под графиками - подограмма.

В дальнейшем до последней трети переносной фазы односуставные головки четырехглавой мышцы практически не участвуют в управлении движениями в коленном суставе: сгибание и разгибание в суставе происходит на фоне биоэлектрического молчания или низкоамплитудной активности этих мышц. Двусуставная головка (прямая мышца бедра) дает небольшую, но постоянную волну активности в конце опорной фазы ( $40\% < t < 70\%$ ); сокращение мышцы сперва замедляет и ограничивает амплитуду разгибания в тазобедренном суставе (механизм стабилизации длины шага при быстром темпе), далее способствует сгибанию в тазобедренном суставе и некоторому повышению устойчивости ноги в двуопорной фазе цикла.

Другие мышцы, перекидывающиеся с таза на бедро, непосредственно осуществляют лишь движения в ТБС. Одна из них, большая ягодичная мышца, дает основную волну активности в начале опорной фазы ( $0\% < t < 25\%$ ). Сокращение этой мышцы совместно с сокращением двуглавой мышцы бедра, полусухожильной и полуперепончатой мышц вызывают разгибание в ТБС. На следующем этапе большая ягодичная мышца дает непостоянную волну активности в конце опорной фазы, которая совместно с активностью других мышц может способствовать повышению устойчивости в двуопорную фазу шага.

Электрическая активность сгибателей ТБС (в первую очередь подвздошно-поясничной мышцы) образует основную волну на стыке опорной и переносной фаз шага ( $45\% < t < 75\%$ ). Сокращение мышц содействует сгибанию в ТБС, так как основной силовой импульс для этого движения создается задним толчком. Следовательно, движения в проксимальных суставах ноги лишь частично вызываются сокращениями мышц бедра и таза. При обычной ходьбе разгибание в КС и ТБС в опорную фазу шага достигается в результате утилизации энергии заднего толчка противоположной ноги, а сгибание в обоих суставах - благодаря использованию энергии заднего толчка одноименной нижней конечности.

## **2.2. Параметры движений и электрическая активность мышц таза и позвоночника при ходьбе**

Долгое время при изучении ходьбы человека внимание исследователей концентрировалось на вопросах, связанных преимущественно с кинематикой и деятельностью мышц нижних конечностей. Но и до сих пор существует ограниченное число исследований, дающих описание движений и работы мышц таза и позвоночника при ходьбе (Levens et al., 1948; Eberhart et al., 1954; Gregersen, Lucas, 1967; В.Е.Беленький, 1971; Waters, Morris, 1972; В.А.Богданов и соавт., 1973; А.К.Покатилов, 1973, 1974). Подчеркнем также, что в большинстве упомянутых исследований фактически отсутствует биомеханический анализ движений и работы мышц: кинематические параметры не сопоставляются с динамическими, а распределение электрической активности мышц в течение цикла не связывается с угловыми перемещениями звеньев тела.

В настоящем разделе сделана попытка рассмотреть наиболее существенные механизмы вращательных движений таза и позвоночника при ходьбе (А.С.Витензон, В.Е.Беленький, 1972, 1973, 1976).

С этой целью у 12 здоровых людей в возрасте 20-35 лет осуществлена синхронная регистрация вращательных движений таза и позвоночника при помощи свободного гироскопа, угловых перемещений позвоночника относительно таза и межзвеного тазобедренного угла посредством тензометрического гониометра, трех составляющих вектора опорной реакции и электрической активности мышц таза и след (рис.20). Обработка всех осциллограмм сводилась к построению средних графиков изменения биомеханических и электрофизиологических параметров в течение цикла.

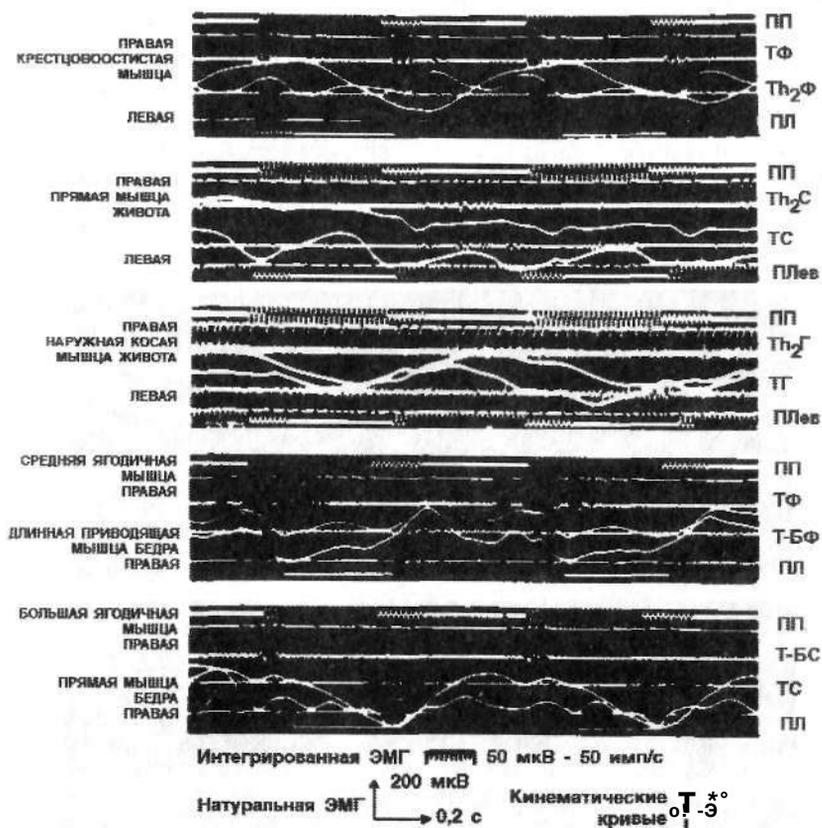


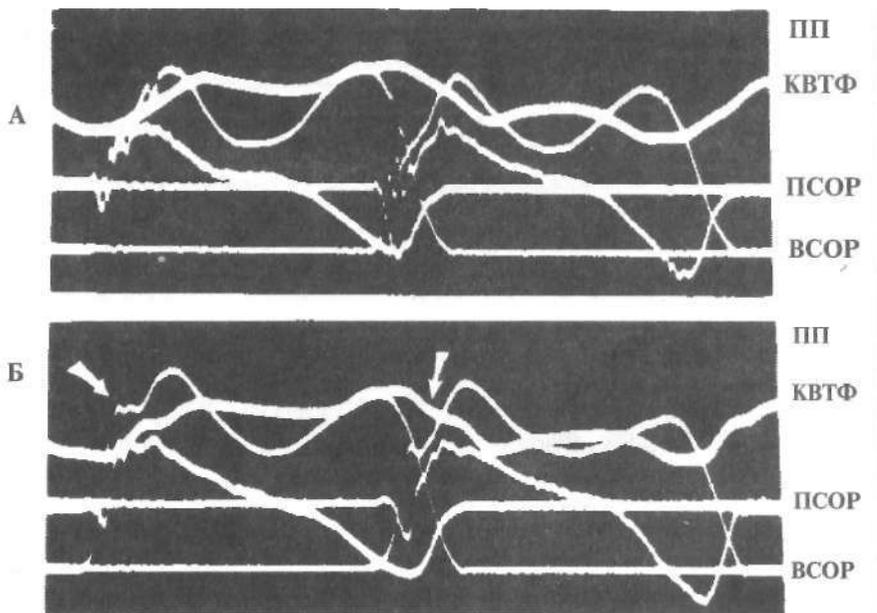
Рис. 20. Синхронные записи электрической активности мышц туловища, движений таза и позвоночника в различных плоскостях при ходьбе. ПП - подограмма правой ноги, ЛП - подограмма левой ноги; ТФ - вращение таза во фронтальной плоскости, Т<sub>2</sub>Ф - вращение второго грудного позвонка в той же плоскости; ТС - вращение таза в сагиттальной плоскости, Т<sub>2</sub>С - вращение второго грудного позвонка в той же плоскости; ТГ - вращение таза в горизонтальной плоскости, Т<sub>2</sub>Г - вращение второго грудного позвонка в той же плоскости; ТБФ - изменение межзвеного тазобедренного угла во фронтальной плоскости, ТБС - изменение того же угла в сагиттальной плоскости.

*Роль опорных реакций в механизме вращательных движений таза и позвоночника при ходьбе*

Существует точка зрения, что движение туловища во время ходьбы является непосредственным результатом работы мышц таза и позвоночника. Однако сопоставление вращательных движений туловища и опорных реакций заставляет усомниться в справедливости этого предположения.

На рис.21. А. изображены две кривые: вертикальная составляющая опорной реакции и вращательное движение таза во фронтальной плоскости. Обращает на себя внимание сходство формы обеих кривых. На каждой из них отчетливо выражены два максимума и один минимум. Далее видно, что экстремальные точки кинематической кривой несколько смещены вправо по оси времени относительно тех же точек кривой опорной реакции (вершин переднего и заднего толчков).

Отмеченное сходство сохраняется и при искусственном изменении локомоторного акта, например, при ходьбе в обуви с толстой поролоновой подошвой (рис.21.Б.). В этих условиях обычно происходит нарушение формы кривой опорной реакции: на ее переднем фронте появляется горизонтальная площадка-



**Рис. 21.** Изменение рисунка вертикальной составляющей опорной реакции (ВСОР), продольной составляющей опорной реакции (ПСОП) и вращения таза во фронтальной области (КВТФ) при обычной ходьбе (А) и ходьбе в тапочках на поролоновой подошве (Б). ПП - правая подограмма. Стрелками на осциллограмме Б показана деформация переднего фронта ВСОР и КВТФ.

ка, обусловленная задержкой в развитии переднего толчка. Точно такая же площадка возникает с известным запаздыванием (около 40 мс.) и на восходящей ветви кинематической кривой. Повторяемость этих кривых наблюдается и в естественных условиях. При повышении темпа ходьбы преобразуется форма вертикальной составляющей опорной реакции. В точном соответствии с изменениями опорной реакции совершается трансформация кинематической кривой (рис.22).

Из приведенных наблюдений следует, что между рассмотренными параметрами ходьбы существует тесная функциональная связь и что изменениям кинематической кривой всегда предшествуют изменения опорной реакции. Более конкретное представление о связи этих параметров может быть получено в результате их сопоставления в разных плоскостях.

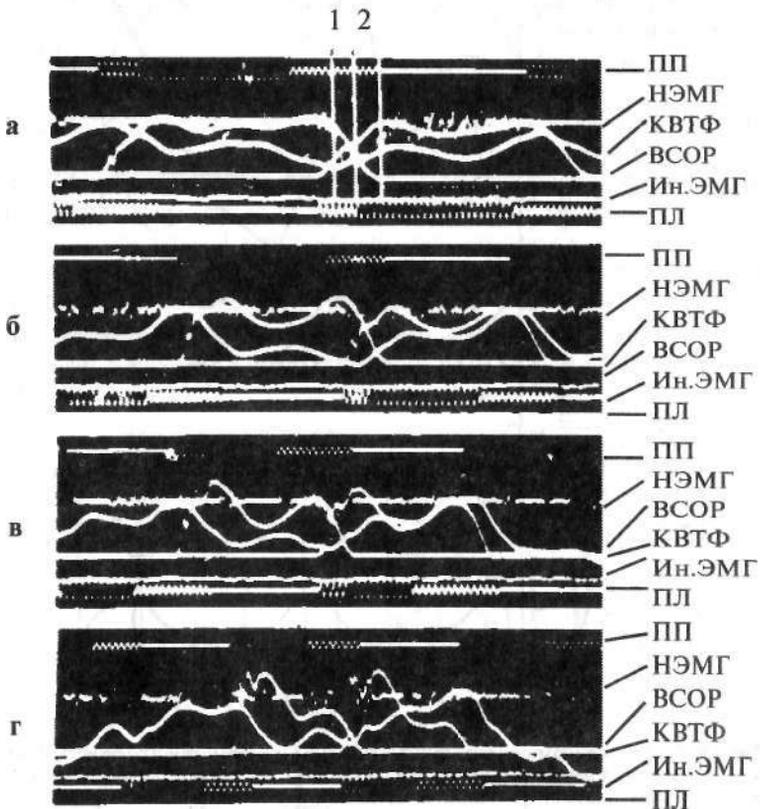


Рис. 22. Осциллограмма вертикальных составляющих опорной реакции (ВСОР), вращательных движений таза (КВТФ) и электрической активности средней ягодичной мышцы при различных темпах ходьбы: а - медленный темп, б - произвольный темп, в - ускоренный темп, г - быстрый темп. 1 и 2 - две фазы развития переднего толчка, различающиеся по крутизне (В.Е. Беленький, А.С. Витензон, 1974).

**Фронтальная плоскость (рис.23).** Колебания таза и позвоночника в этой плоскости имеют периодичность, равную двойному шагу. Наиболее резкие изменения кинематической кривой наблюдаются в двуопорную фазу шага, когда таз наклоняется в сторону неопорной конечности, а грудной отдел позвоночника - в сторону опорной ноги. Эта ситуация сохраняется в течение одноопорной фазы. В следующую двуопорную фазу направление вращения таза и позвоночника изменяется на противоположное. Наклон таза в сторону неопорной ноги характеризуется уменьшением тазобедренного межзвенового угла (приведение в суставе), а наклон в сторону опорной ноги - увеличением угла (отведение в суставе).

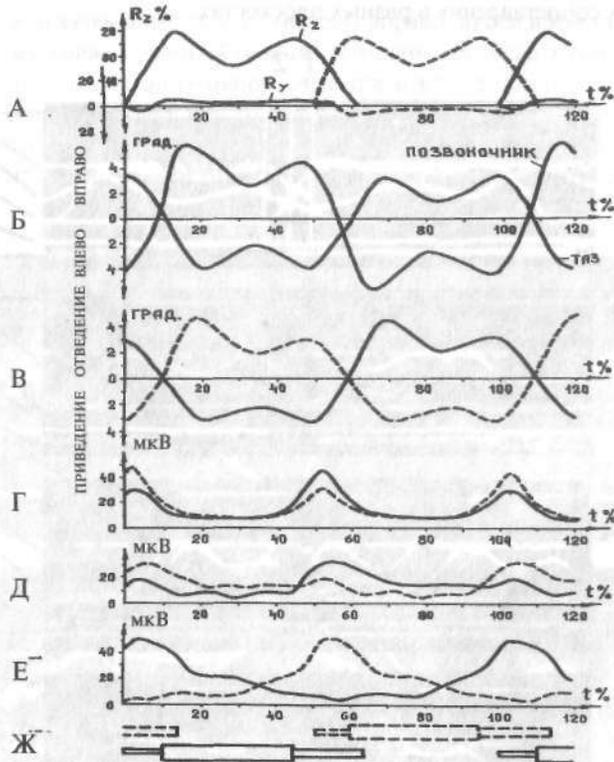


Рис. 23. Графики динамических, кинематических и электромиографических характеристик ходьбы здоровых людей (фронтальная плоскость). А - вертикальная ( $R_z$ ) и поперечная ( $R_y$ ) составляющие опорной реакции, Б - угловые перемещения таза и угловые перемещения грудного отдела позвоночника относительно таза, В - изменения межзвенового тазобедренного угла, Г - электрическая активность крестовоостистых мышц, Д - электрическая активность длинных приводящих мышц бедра, Е - электрическая активность средних ягодичных мышц, Ж - подограммы левой (вверху) и правой (внизу) ног. За 100% принят двойной шаг. На ординатах графиков Г, Д, Е отложена интегрированная электрическая активность мышц в мкВ. Сплошной линией изображены кривые, относящиеся к правой ноге, пунктирной - кривые, относящиеся к левой ноге.

Общая амплитуда максимальных вращений таза во фронтальной плоскости равна  $7,9^{\circ} \pm 2,2^{\circ}$ , вращение второго грудного позвонка относительно таза составляет  $11,1^{\circ} \pm 2,4^{\circ}$ , амплитуда фронтального межзвенового угла колеблется в пределах  $7-8^{\circ}$  (примерно одинаково для отведения и приведения в суставе).

Вращательные движения таза и позвоночника в этой плоскости отражают основные изменения вертикальной и поперечной составляющей опорной реакции. В начальный момент опоры под влиянием заднего толчка, например, левой ноги, таз и поясничный отдел позвоночника наклоняются в правую сторону, а грудной отдел позвоночника перемещается в противоположную сторону, оставаясь таким образом в ортоградном положении (рис.24 фаза 1). По мере передачи нагрузки на опорную правую ногу происходит быстрое вращение таза влево, достигающее максимума лишь после завершения переднего толчка. Этот поворот таза вовлекает в движение нижний отдел позвоночника, который также изгибается влево. Напротив, грудной отдел позвоночника, связанный с основной массой туловища, по инерции перемещается в правую сторону, обуславливая тем самым пфенос большей части веса тела на опорную конечность (рис.24, фаза 2). Следующая фаза шага характеризуется уменьшением нагрузки на опорную ногу (впадина на кривой вертикальной составляющей). В соответствии с этим наблюдается небольшое противовращение таза и грудного отдела позвоночника, как бы принимающего форму буквы С (рис.24, фаза 3). Далее нагрузка на опорную ногу вновь растет (подъем кривой вертикальной составляющей к моменту заднего толчка) и таз вновь слегка поворачивается влево, а позвоночник изгибается, образуя форму, напоминающую букву S (рис.24, фаза 4).

После окончания заднего толчка вес тела передается с правой ноги на левую, таз начинает вращаться в правую сторону, а грудной отдел позвоночника - в левую (Рис.24, фазы 5 и 6).

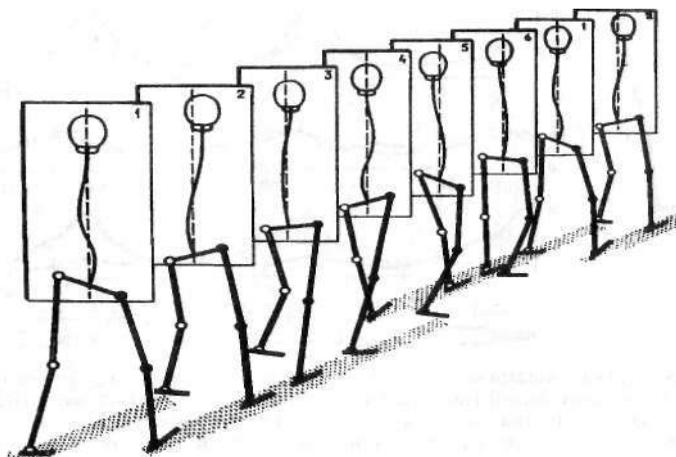


Рис. 24. Схематическое изображение движений сегментов тела во фронтальной плоскости при ходьбе человека. 1-6 - фазы цикла ходьбы.

**Сагиттальная плоскость (рис.25).** В этой плоскости подвижность таза и позвоночника при ходьбе сравнительно невелика. Периодичность движений соответствует одиночному шагу. В начале одноопорной фазы таз наклоняется вперед, в конце её и в двуопорную фазу - назад. Амплитуда вращения таза равна  $2,6 \pm 1,1^\circ$ . Грудной отдел позвоночника (на уровне второго грудного позвонка) смещен вперед на  $3-4^\circ$ . Его колебания составляют  $1-2^\circ$  и совершаются в противофазе к колебаниям таза. Амплитуда тазобедренного межзвенового угла во много раз превосходит амплитуду колебания таза в сагиттальной плоскости.

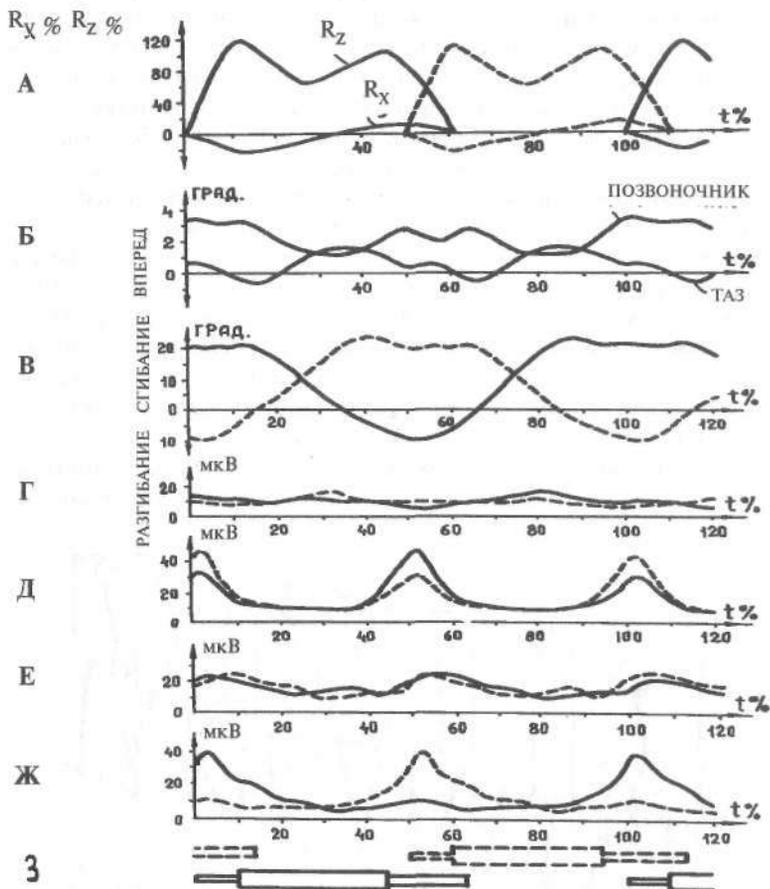


Рис. 25. Графики динамических, кинематических и электромиографических характеристик ходьбы здоровых людей (сагиттальная плоскость). А - вертикальная ( $R_z$ ) и продольная ( $R_x$ ) составляющие опорной реакции, Б - угловые перемещения таза и угловые перемещения грудного отдела позвоночника относительно таза, В - изменения тазобедренного угла, Г - электрическая активность прямых мышц живота, Д - электрическая активность крестовоостистых мышц, Е - электрическая активность сгибателей бедра, Ж - электрическая активность больших ягодичных мышц, З - подограммы левой (вверху) и правой (внизу) ног. Остальные обозначения те же, что и на рис. 23.

Картина вращательных перемещений таза и позвоночника в этой плоскости может получить объяснение, если принять, что увеличение вертикальной составляющей опорной реакции способствует вращению таза назад, а ее уменьшение - вращению таза вперед. К этому еще следует добавить предварительное смещение позвоночника и таза вперед в начальный момент ходьбы. Наклон туловища вперед, зафиксированный в серии последующих шагов, как бы создает новую, слегка наклоненную ось тела, вокруг которой будут совершаться небольшие качательные движения таза и позвоночника. В каждом цикле ходьбы эти движения начинаются с легкого наклона таза вперед (рис.26, фаза 1). Затем под влиянием нагружения конечности (передний толчок) происходит перемена знака вращения (рис.26, фаза 2). Уменьшение нагрузки на конечность сопровождается снова вращением таза вперед, достигающим наибольшего угла при минимальном значении вертикальной составляющей (рис.26, фаза 3). Позднее развивается задний толчок, и таз снова наклоняется назад (рис.26, фаза 4). В дальнейшем происходит повторение движения, наблюдавшегося в первой половине цикла ходьбы.

Угловые перемещения грудного отдела позвоночника имеют примерно ту же величину, что и перемещения таза, но совершаются в противофазе к ним. Все это обуславливает известное постоянство ортоградной позы тела человека при ходьбе.

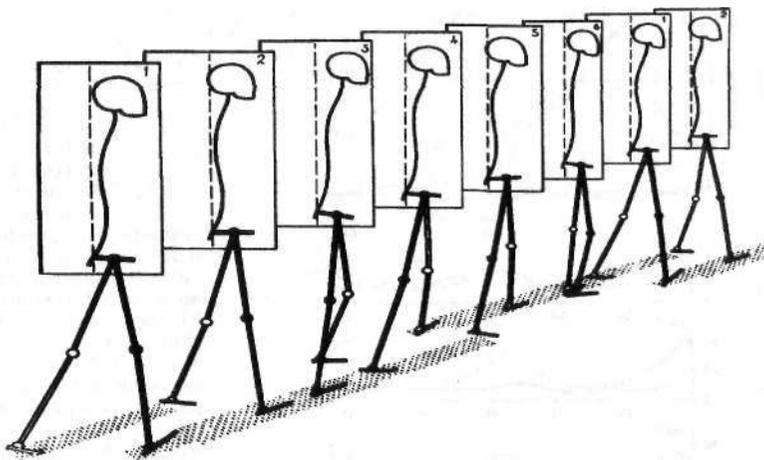


Рис. 26. Схематическое изображение движений сегментов тела в сагиттальной плоскости при ходьбе человека. 1-6 - фазы цикла ходьбы.

**Горизонтальная плоскость (рис.27).** Судя по графику, движение в этой плоскости имеет близкий к синусоидальному характер с периодичностью двойного шага. При опоре на правую ногу таз поворачивается по часовой стрелке; при опоре на левую ногу - против часовой стрелки. Максимум этого движения приходится на двухопорную фазу шага, а в середине одноопорной фазы таз принимает исходное положение. Вращение грудного отдела позвоночника совершается в противофазе к движениям таза. Общий размах вращательных движений таза составляет  $8,9^{\circ} \pm 2,9^{\circ}$ , грудного отдела позвоночника (на уровне второго грудного позвонка) -  $4,2^{\circ} \pm 2,5^{\circ}$ . Ротационные движения бедра являются как бы отражением вращательных движений таза в горизонтальной плоскости. В опорную фазу шага наблюдается внутренняя ротация бедра, которая при перекате стопы через носок сменяется наружной ротацией, сохраняющейся в течение всей переносной фазы. Ротация бедра равна 9-10°.

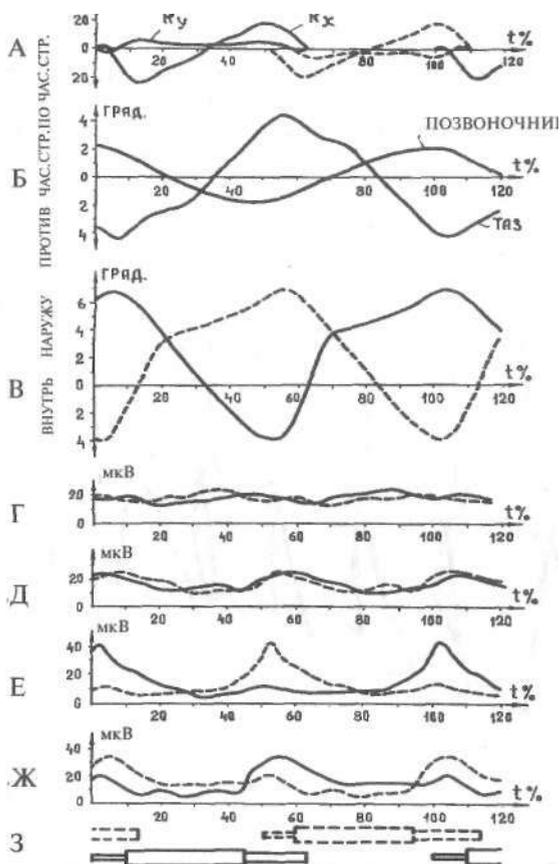
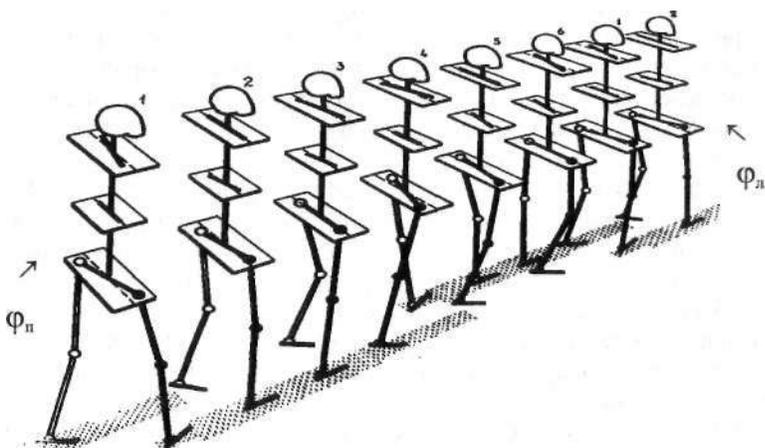


Рис. 27. Графики динамических, кинематических и электромиографических характеристик ходьбы здоровых людей (горизонтальная плоскость). А - продольная (Rx) и поперечная (Ru) составляющие опорной реакции, Б - угловые перемещения таза и позвоночника, В - изменения межпозвоночного тазобедренного угла, Г - электрическая активность наружных косых мышц живота, Д - электрическая активность сгибателей бедра, Е - электрическая активность больших ягодичных мышц, Ж - электрическая активность длинных приводящих мышц бедра, З - подоператоры левой (вверху) и правой (внизу) ноги. Остальные обозначения те же, что и на рис. 23.

Движения позвоночника и таза в этой плоскости в основном сопоставимы с изменениями продольной составляющей опорной реакции. Задний толчок левой ноги и передний толчок правой ноги вызывают вращения таза по часовой стрелке (рис.28, фаза 1-4), а задний толчок правой ноги и передний толчок левой ноги - вращение таза против часовой стрелки (рис.28, фаза 4-6). Однако опорные толчки, вероятно, не только запускают, но и тормозят движение таза в горизонтальной плоскости. Так, в каждом полуцикле ходьбы первый период развития заднего толчка направлен на торможение вращательных движений таза, а второй его период - на осуществление этих движений, но уже в противоположном направлении. Аналогичное влияние на вращение таза оказывают начальный и конечный периоды развития переднего толчка. Ротационные движения таза в горизонтальной плоскости способствуют переносу нижней конечности при ходьбе: поворот таза по часовой стрелке содействует переносу левой ноги, а поворот таза против часовой стрелки - переносу правой ноги. Противофазный характер вращения грудного отдела позвоночника, по-видимому, обусловлен работой мышц плечевого пояса и движениями рук во время ходьбы.



**Рис. 28.** Схематическое изображение движений сегментов тела в горизонтальной плоскости при ходьбе человека. 1-6 - фазы ходьбы.  $\varphi_n$  - направление ротации таза при опоре на правую ногу,  $\varphi_l$  - то же, опора на левую ногу.

Полученные данные позволяют в первом приближении считать, что вращательные движения таза и позвоночника не имеют своим основным источником работу собственных мышц, а являются отражением сложного силового взаимодействия ног с поверхностью опоры\*.

*Роль деятельности мышц туловища в механизме вращательных движений таза и позвоночника*

Казалось бы, генез вращательных движений туловища при ходьбе может быть полностью сведен к воздействию опорных реакций на таз и позвоночник. Однако этому противоречат многочисленные факты и, прежде всего, существование постоянных волн электрической активности, приуроченных к определенным фазам цикла ходьбы. Следовательно, работа собственных мышц является обязательным компонентом построения вращательных движений туловища при ходьбе. Конкретное участие мышц в этих движениях целесообразно также рассмотреть по плоскостям.

**Фронтальная плоскость.** В этой плоскости представляет интерес работа трех симметрично расположенных мышц: крестовоостистых, средних ягодичных и длинных приводящих. Электрическая активность обеих крестовоостистых мышц появляется обычно одновременно в начале и в конце опорной фазы, когда происходят наиболее резкие фронтальные наклоны позвоночника. Более высокая активность возникает в той крестовоостистой мышце, которая препятствует быстрому повороту грудного отдела позвоночника в сторону опорной ноги (рис.23,Г). Электрическая активность обеих средних ягодичных мышц строго разнесена в цикле ходьбы. На каждой стороне она возникает в конце переносной фазы и затем распространяется на первые две трети фазы опоры. Максимальная активность этой мышцы проявляется при перекате стопы через пятку, когда таз быстро наклоняется в сторону неопорной конечности, обуславливая тем самым приведение в тазобедренном суставе опорной ноги. Функция мышцы заключается в притормаживании фронтальных наклонов таза в сторону неопорной конечности и в стабилизации вертикальной позы при переносе веса тела с одной ноги на другую (рис.23,Е).

Электрическая активность длинных приводящих мышц имеет менее концентрированный вид, но волны возбуждения симметричных мышц также чередуются: наибольшая волна активности отнесена к концу опорной фазы. Сокращение приводящих мышц противодействует вращению таза в сторону опорной ноги. В это время наблюдается отведение в тазобедренном суставе и мышца работает в уступающем режиме (рис.23,Д).

**Сагитальная плоскость.** В этой плоскости привлекает внимание работа крестовоостистых мышц, прямых мышц живота, больших ягодичных мышц и сгибателей бедра. Ранее упомянутая электрическая активность крестово-

\* Основным первичным источником этого взаимодействия является работа мышц нижних конечностей при ходьбе.

остистых мышц представлена двумя короткими высокоамплитудными волнами. Сокращение этих мышц предотвращает наклоны грудного отдела позвоночника вперед (рис.25,Д). С волнами активности крестовоостистых мышц перемежается недостаточно регулярная низкоамплитудная активность прямых мышц живота. Сокращение прямых мышц живота ограничивает вращение позвоночника назад, а в начальных циклах ходьбы еще создает исходный наклон туловища вперед (рис.25,Г).

Возбуждение симметричных больших ягодичных мышц также характеризуется четким чередованием хорошо очерченных волн активности. Каждая из них возникает в конце переносной фазы, приобретает наибольшее значение при перекате стопы через пятку и затем быстро снижается. В одной фазе шага активность этих мышц может способствовать отклонению таза назад, а в другой - удержанию таза от чрезмерного наклона вперед (рис.25,Ж).

Электрическая активность мышц сгибателей бедра имеет диффузный характер: на фоне постоянной активности выделяется волна на стыке опорной и переносной фаз шага. Сокращение этих мышц в опорную фазу противостоит наклонам таза назад, а в переносную фазу способствует сгибанию в тазобедренном суставе (рис. 25, Е).

**Горизонтальная плоскость.** Движения позвоночника и таза в этой плоскости регулируются деятельностью большого числа мышц, из которых были исследованы наружные косые мышцы живота, большие ягодичные мышцы, сгибатели бедра и длинные приводящие мышцы бедра.

Симметричные наружные косые мышцы живота активируются одновременно. Электрическая активность этих мышц рассеяна в течение всего цикла ходьбы. Некоторое увеличение активности отмечается в конце интервала опоры на всю стопу и в середине переносной фазы. Активность левой мышцы несколько больше при вращении позвоночника против часовой стрелки (рис.27,Г)- Электрическая активность симметричных больших ягодичных мышц имеет альтернирующий характер. Сокращение правой большой ягодичной мышцы противодействует движению таза по часовой стрелке, а сокращение левой ягодичной мышцы - движению таза против часовой стрелки (27,Е). Противоположное влияние на ротацию таза в горизонтальной плоскости оказывают длинные приводящие мышцы: сокращение правых приводящих мышц бедра тормозит вращение таза против часовой стрелки, а сокращение левых приводящих мышц - вращение таза по часовой стрелке (рис.27,Ж).

Из приведенных данных видно, во-первых, что электрическая активность возникает чаще всего в тех группах мышц, которые противодействуют вращательным движениям позвоночника и таза, во-вторых, что максимальное значение активности приходится на те фазы шага, когда эти движения приобретают наибольшую амплитуду и скорость. Следовательно, мышцы таза и позвоночника преимущественно работают в уступающем режиме, регулируя амплитудно-скоростные параметры вращательных движений.

Несмотря на общность ранее описанных закономерностей работы собственных мышц таза и позвоночника, приблизительно одинаковую величину

средней электрической активности этих мышц (табл.6), в их поведении обнаруживаются и существенные различия. Из рис.29 видно, что у одних мышц активность сосредоточена в отчетливые волны, разделенные периодами биоэлектрического молчания. У других мышц активность либо рассеяна по всему циклу, либо занимает его большую часть. Первые развивают высокую мощность, но работают непродолжительное время, у вторых мощность меньше, но зато работа более продолжительна.

Создается впечатление, что по более четкой иннервационной программе функционируют мышцы, предотвращающие резкие колебания общего центра масс тела человека во время ходьбы - мышцы с так называемой силовой функцией: крестцовоостистые мышцы, большая и средняя ягодичные мышцы. По менее четкой иннервационной программе работают мышцы, участвующие преимущественно в настройке или коррекции движений: прямые и наружные косые мышцы живота, сгибатели и отчасти аддукторы бедра.

#### *Значение вращательных движений таза и позвоночника при ходьбе*

В заключение рассмотрим, какие функции выполняют при ходьбе движения таза и позвоночника.

Вращательные движения этих звеньев тела преимущественно во фронтальной, а также в сагиттальной плоскостях являются важнейшей составной частью механизма перемещения веса всего тела с одной ноги на другую. В основе этого механизма лежит использование реактивных сил, создаваемых мышцами ног, для поворота таза в сторону неопорной конечности и инерционного смещения позвоночника в противоположную сторону. Вращательные движения таза и позвоночника преимущественно в горизонтальной плоскости являются составной частью другого механизма, обеспечивающего перенос конечности над опорной поверхностью. Полная утилизация энергии переднего и заднего толчков определяет экономичность вращательных движений таза и позвоночника и их строгое временное и пространственное соответствие кинематике нижних конечностей, имеющей все тот же силовой источник. Сравнительно ма-

Таблица 6

Средняя электрическая активность мышц тазового пояса и нижней части туловища (в мкВ) при ходьбе в норме за шаг.

Наименование мышцы	п	М ± ш
Средняя ягодичная	10	17,8 ± 1,6
Большая ягодичная	20	13,3 ± 0,8
Длинная приводящая мышца бедра	10	13,7 ± 1,5
Подвздошно-поясничная	17	11,5 ± 0,9
Крестцовоостистая	22	15,1 ± 0,6
Прямая мышца живота	15	9,7 ± 0,6
Наружная косая мышца живота	15	18,3 ± 1,8
Средняя электрическая активность	10 <sup>^</sup>	14,2 ± 1,1

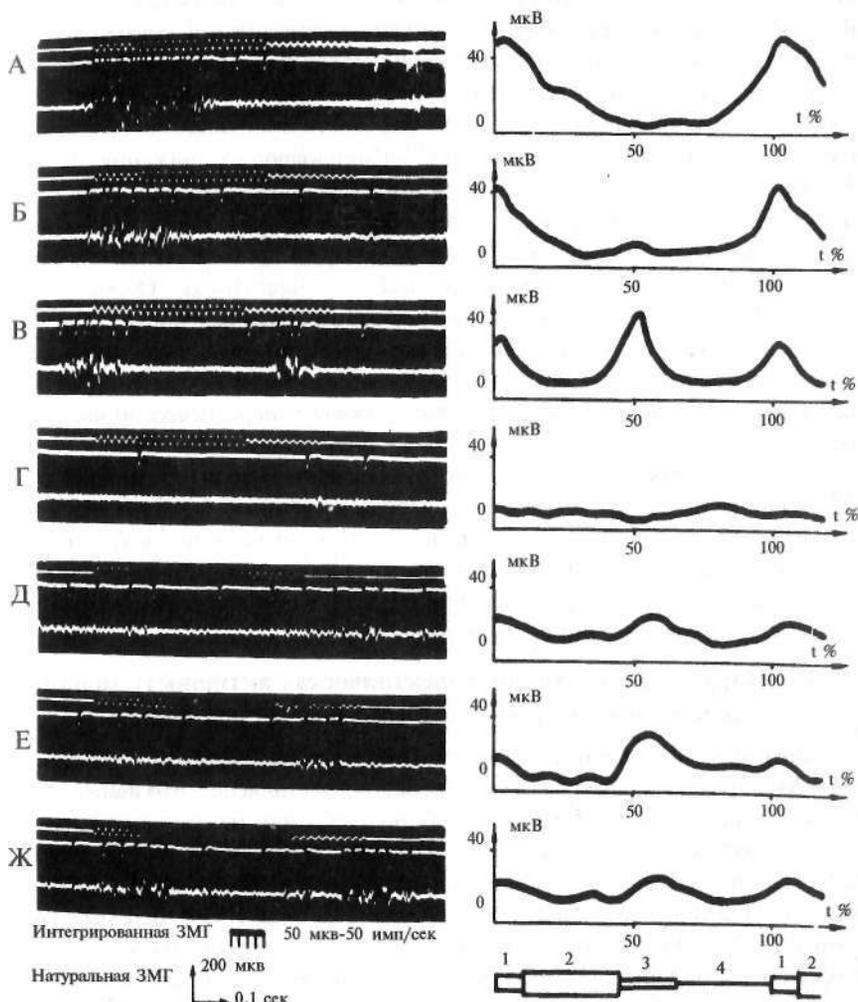


Рис. 29. Распределение электрической активности мышц таза и позвоночника в течение цикла ходьбы.

Слева образцы записи электрической активности мышц. На каждой осциллограмме сверху вниз: подограмма правой ноги, интегрированная ЭМГ, натуральная ЭМГ мышц правой половины туловища. Справа - осредненные графики распределения электрической активности мышц в течение цикла ходьбы. А - средняя ягодичная мышца, Б - большая ягодичная мышца, В - крестцовоостистая мышца, Г - прямая мышца живота, Д - наружная косая мышца живота, Е - длинная приводящая мышца, Ж - прямая мышца бедра.

На оси ординат - электрическая активность в мкВ, на оси абсцисс - время в % (за 100% принята длительность цикла ходьбы). 1 - опора на пятку, 2 - опора на всю стопу, 3 - опора на носок, 4 - переносная фаза.

лая амплитуда движения этой многозвенной системы способствует минимизации линейных перемещений ОЦМ, сохранению вертикальной устойчивости тела человека и предохранению внутренних органов от резких колебаний.

Причинами малой амплитуды движений таза и позвоночника можно предположительно считать большую инертность туловища по сравнению с нижними конечностями, работу мышц, ограничивающих движения, наконец, действие естественных амортизаторов ноги (суставных хрящей, связок, эластичных элементов мышц), смягчающих опорные толчки. Уменьшению размаха колебаний ОЦМ и стабилизации вертикального положения тела также действуют противофазные движения таза и позвоночника. Особо должна быть упомянута роль настроечных движений таза, определяющих ту биомеханически выгодную позу тела человека, которая затем будет закреплена в процессе ходьбы. Назначение этих движений - минимизация отклонений ОЦМ от заданного положения и, следовательно, снижение энергетической «себестоимости» ходьбы.

Таким образом, многосторонняя функция вращательных движений таза и позвоночника при ходьбе с известным упрощением может быть сведена к трем основным элементам: 1) к участию в механизмах перемещения всего тела или одной конечности, 2) к минимизации энергетических затрат посредством резкого уменьшения амплитуды колебаний ОЦМ, 3) к стабилизации вертикального положения тела человека в локомоторном акте.

### **2.3. Параметры движений и электрическая активность мышц плечевого пояса и верхних конечностей при ходьбе**

Движения рук являются обязательным компонентом локомоторного процесса. Между тем долгое время существовало представление, что движения рук при ходьбе происходят пассивно, подобно колебаниям маятника под действием силы тяжести и изменения скорости точки привеса (W.Weber, E.Weber, 1836). Предположение об активном характере движения рук при ходьбе было высказано Du Bois - Reymond (1909). Но лишь Elftman (1939), основываясь на данных Braune и Fischer (1895) и анализе сил, действующих на плечевой пояс во время ходьбы, показал, что ведущая роль в движениях рук принадлежит мышечным силам. Справедливость этого положения была доказана сравнительно недавно электромиографическими исследованиями (Balesteros, Buchthal, Rosenfalck, 1965). Авторы установили регулярное появление электрической активности мышц плечевого пояса и верхних конечностей в определенные фазы шага. Сопоставляя возбуждение мышц с отдельными фрагментами движений, они пришли к выводу об активном характере колебаний верхних конечностей при ходьбе. Тем не менее, в этом исследовании было дано лишь фрагментарное описание движений рук и отсутствовали сведения о количественном распределении электрической активности мышц плечевого пояса и верхних конечностей в течение цикла ходьбы.

В следующей работе Murray et al. (1967) были обстоятельно описаны угловые перемещения рук в сагиттальной плоскости и обсуждена их роль при ходьбе, но совершенно не рассмотрены силовые факторы этих движений.

В данном разделе сделана попытка дать разносторонний биомеханический анализ движений верхней конечности при ходьбе путем сопоставления ряда кинематических параметров и количественного распределения электрической активности мышц на протяжении цикла ходьбы. Исследования проведены на десяти здоровых испытуемых: зарегистрированы угловые перемещения в локтевом, плечевом суставах, ротационные движения грудного отдела позвоночника (на уровне второго грудного позвонка), таза и электрическая активность мышц плечевого пояса и рук, получены усредненные графики изменения кинематических параметров и электрической активности мышц в течение цикла (А.С.Витензон, 1975).

*Сравнительный анализ движений верхней конечности и ротации позвоночника и таза при ходьбе*

Представление о движении верхней конечности, грудного, поясничного отделов позвоночника и таза дают графики на рис.30. Из них видно, что кинематические кривые имеют почти синусоидальную форму и периодичность, равную двойному шагу. Судя по кривым угловых перемещений (рис.30, А, Б, В), в начале опоры, когда нога становится на пятку, ипсилатеральная верхняя конечность находится в крайнем заднем положении. В этот момент она разогнута в плечевом и локтевом суставах и несколько отведена кнаружи. Далее происходит движение вперед и внутрь. Примерно к  $t = 25\%$  цикла рука проходит нейтральное положение между разгибанием и сгибанием, отведением и приведением. Затем, продвигаясь вперед, рука сгибается в плечевом и локтевом суставах, а также слегка приводится. Положительный экстремум кинематических кривых достигается около  $t = 50\%$ . Во второй половине цикла происходит разгибание руки в плечевом и локтевом суставах, которое комбинируется с ее отведением. Отрицательный экстремум этих кривых располагается на стыке переносной и опорной фаз шага.

Общий размах колебаний в плечевом суставе при ходьбе составляет  $29,9^\circ$  для сагиттальной плоскости (сгибание  $16,2^\circ \pm 3,7^\circ$ , разгибание  $13,7^\circ \pm 2,4^\circ$ ), для фронтальной плоскости  $12,3^\circ$  (приведение  $4,4^\circ \pm 1,2^\circ$ , отведение  $7,9^\circ \pm 2,3^\circ$ ), в локтевом суставе  $28,7^\circ$  (сгибание  $20,2^\circ \pm 5,0^\circ$ , разгибание  $8,5^\circ \pm 1,0^\circ$ ).

Из сопоставления кривых угловых перемещений в суставах руки с кривой ротации верхнегрудного отдела позвоночника видно, что почти полностью совпадают экстремальные точки кинематических кривых (рис.30, А, Б, В, Г).

Сгибанию правой руки в плечевом и локтевом суставах в первую половину цикла ходьбы соответствует ротация грудного отдела позвоночника против часовой стрелки; разгибание в суставах руки во второй половине цикла совпадает с ротацией грудного отдела позвоночника по часовой стрелке. Противоположное направление имеют вращательные движения таза. Обращает на себя внимание несовпадение экстремальных точек кривых ротации грудного

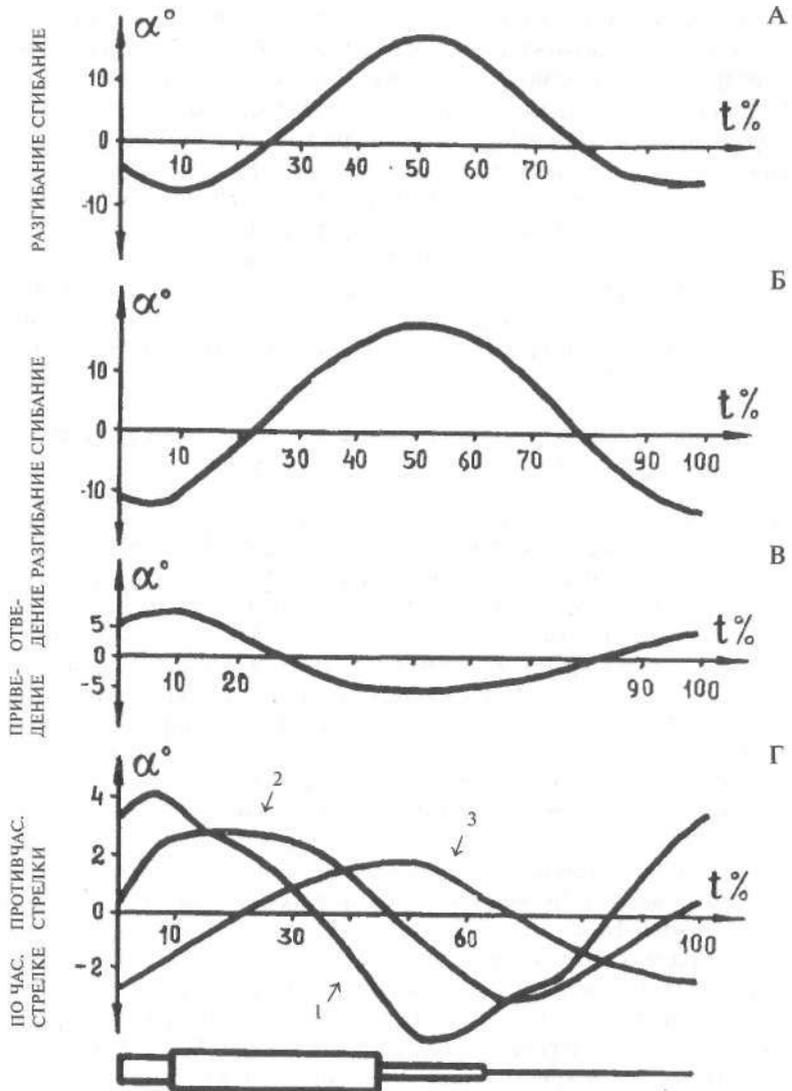


Рис. 30. Графики изменения угловых перемещений в суставах верхней конечности, ротации верхнегрудного отдела позвоночника и таза в течение цикла ходьбы.

А - график угловых перемещений в локтевом суставе (сагиттальная плоскость); Б - график угловых перемещений в плечевом суставе (сагиттальная плоскость); В - график угловых перемещений в плечевом суставе (фронтальная плоскость); Г - графики ротации туловища: 1 - таза, 2 - нижнегрудного отдела позвоночника, 3 - верхнегрудного отдела позвоночника (по В.Е.Беленькому, 1971). На оси ординат отложены угловые перемещения в градусах, на оси абсцисс - время в процентах (за 100% принята длительность двойного шага).

отдела позвоночника и таза: точки первой кривой как бы сдвинуты влево по отношению к точкам второй кривой. Те же различия выявляет сравнение ротационных движений грудного и поясничного отделов позвоночника. Кривые имеют неодинаковую форму и противоположны по знаку. Отметим также, что кинематические кривые таза и позвоночника как бы содержат следы действия опорных реакций. В этом отношении характерна горизонтальная площадка на кривой, соответствующая по времени вершине переднего толчка. Напротив, кинематическая кривая грудного отдела позвоночника сравнительно гладкая; ее экстремальные точки практически совпадают по времени с вершинами задних толчков на кривой продольной составляющей опорной реакции (а не смещены вправо, как это отмечается для кривых таза и поясничного отдела позвоночника).

Приведенные факты показывают, что основные силовые источники различны для ротационных движений поясничного и верхнегрудного отделов позвоночника. И если вращения таза и поясничного отдела позвоночника главным образом отражают взаимодействие ног с поверхностью опоры, то вращение верхнегрудного отдела позвоночника определяется действием силовых факторов, вызывающих движения плечевого пояса и рук при ходьбе.

#### *Силовые факторы движений верхней конечности при ходьбе*

К силовым факторам, обуславливающим движения плечевого пояса и верхних конечностей при ходьбе, следует прежде всего отнести мышечные силы. О работе этих сил можно судить по величине и распределению электрической активности мышц плечевого пояса и руки в течение цикла ходьбы. В табл.7 и на графиках (рис.31) приведены данные о величине средней электрической активности мышц и ее фазном изменении на протяжении двойного шага. Обратим внимание на ряд особенностей поведения этих мышц в локомоторном акте. Средняя электрическая активность мышц плечевого пояса и руки примерно в 2-3 раза меньше активности мышц нижних конечностей. Во время ходьбы активируется лишь часть мышц плечевого пояса и верхней конечности, преимущественно разгибатели и ротаторы руки (трапециевидная, подостная мышца, широчайшая мышца спины, задняя порция дельтовидной мышцы, трехглавая мышца плеча). Возбуждение мышц сгибателей мало и нерегулярно (большая грудная мышца, передняя порция дельтовидной мышцы, двуглавая мышца плеча). Симметричные мышцы рук и плечевого пояса в отличие от собственных мышц туловища (крестцовоостистых, прямых и косых мышц живота) дают образцы раздельной активности. Основная волна возбуждения мышц расположена в середине цикла ходьбы ( $30\% < t < 70\%$ ). Первая половина волны активности соответствует сгибанию конечности в суставе, вторая половина - ее разгибанию. Максимум волны совпадает с вершиной заднего толчка по продольной составляющей опорной реакции. У ряда мышц отмечается дополнительная волна возбуждения в конце переносной фазы. Все активируемые мышцы работают сперва в уступающем, а затем в преодолевающем режиме.

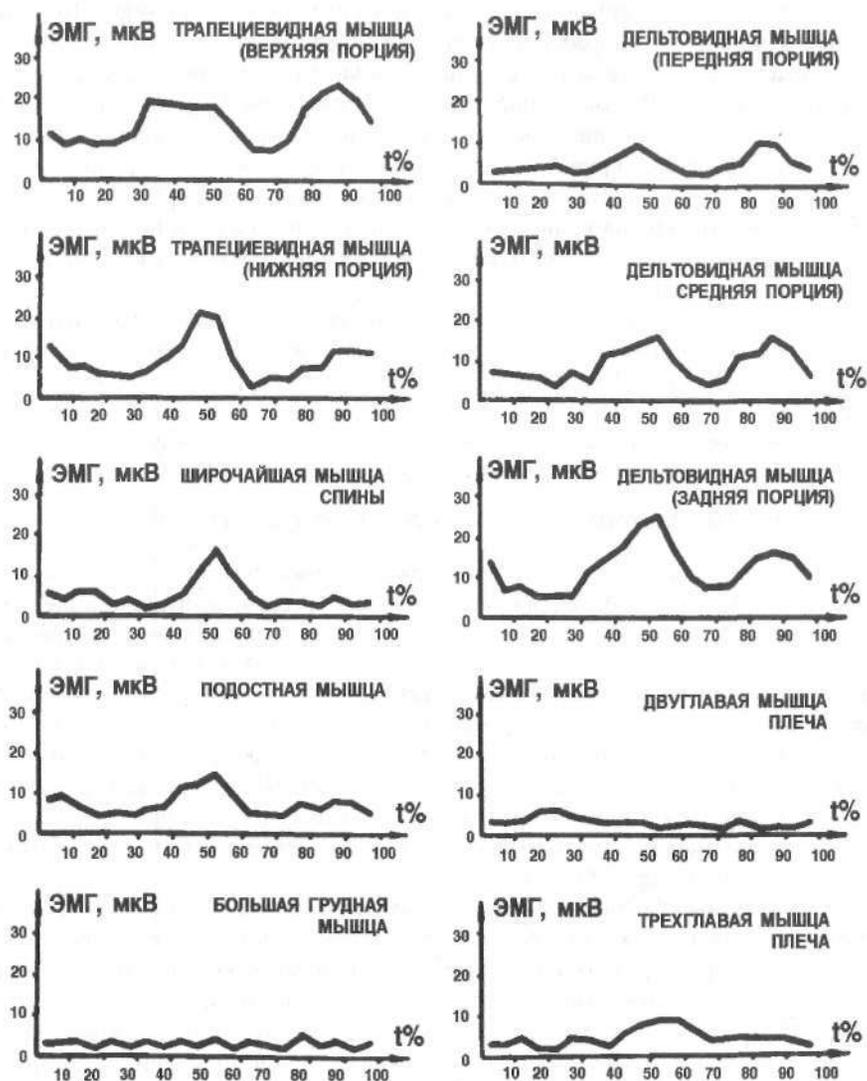


Рис. 31. Графики изменения средней электрической активности мышц плечевого пояса и рук в течение цикла ходьбы.

На оси ординат отложена средняя электрическая активность мышц в мВ, на оси абсцисс - время в процентах.

Таблица 7

Средняя электрическая активность мышц плечевого пояса и верхних конечностей (в мкВ) за шаг при ходьбе в норме.

Наименование мышцы	п	М + т
Верхняя порция трапецевидной	16	19,2 ± 1,6
Нижняя порция трапецевидной	10	9,2 ± 1,0
Широчайшая мышца спины	10	5,4 ± 0,9
Большая грудная мышца	15	4,6 ± 0,5
Передняя порция дельтовидной	15	4,2 ± 0,6
Средняя порция дельтовидной	17	7,8 ± 0,9
Задняя порция дельтовидной	13	9,0 ± 1,0
Двуглавая мышца плеча	19	3,6 ± 0,4
Трехглавая мышца плеча	19	4,5 ± 0,5
Подостная мышца	10	7,0 ± 1,3
Средняя электрическая активность	14,4	7,7 ± 0,6

Рассмотрение этих особенностей работы мышц с позиции биомеханической целесообразности показывает следующее. Мощность, развиваемая мышцами руки и плечевого пояса при ходьбе, намного меньше мощности мышц ноги\*, так как верхние конечности при данной локомоции выполняют, в основном, балансировочную функцию. Активный характер имеют лишь разгибательные движения рук при ходьбе.

Силовые факторы, запускающие эти движения, обуславливают ротацию плечевого пояса и грудного отдела позвоночника в направлении, противоположном ротации таза и поясничного отдела позвоночника. Основными силовыми источниками для движения руки вперед, вероятно, являются поворот плечевого пояса вследствие асимметричного сокращения его мышц, действие веса конечности и силы инерции. Активность мышц плечевого пояса и рук предшествует заднему толчку. Вследствие этого ротация верхней части туловища начинается несколько раньше, чем ротация таза, вызываемая задним толчком. Опережающая ротация плечевого пояса позволяет предупредить чрезмерную ротацию всего тела под влиянием опорной реакции. Работа мышц плечевого пояса и верхней конечности в уступающем режиме позволяет замедлить и ограничить движения руки вперед. Работа тех же мышц в преодолевающем режиме дает силовой импульс для разгибания конечности и затем, комбинируясь с действием веса, доводит разгибание до нужной амплитуды.

\* По данным Я.Л.Славуцкого, С.С.Смайльс, Н.В.Баскаковой (1971), максимальная электрическая активность мышц рук примерно в два раза больше, чем электрическая активность мышц ног. Следовательно, низкие величины электрической активности мышц рук при ходьбе объясняются не условиями отведения, а действительным снижением мощности мышц.

Функции отдельных мышц подтверждают выявленные закономерности. Трапецевидная, задняя и средняя порция дельтовидной мышцы показывают отчетливый максимум возбуждения во время переката стопы через носок. В результате их сокращения прекращается перемещение плечевого пояса и руки вперед и начинается возвратное движение. Получив импульс к разгибанию и отведению, рука некоторое время двигается под влиянием собственного веса, затем вновь подключаются мышцы, чтобы довести разгибание конечности до нужной величины. Внешние и внутренние ротаторы руки (подостная и широчайшая мышцы спины) дают совпадающие по времени волны активности в ту же фазу шага, что и другие мышцы. Совместная работа подостной и широчайшей мышц спины способствует уменьшению ротационных движений рук при ходьбе. В ряде случаев наблюдаются небольшие волны в активности двуглавой и трехглавой мышц плеча. В первой из них возбуждение возникает по ходу сгибания, а во второй - в начале разгибания в локтевом суставе.

#### *Значение ротации плечевого пояса и движений рук при ходьбе*

Полученные данные показывают, что движения плечевого пояса и рук при ходьбе носят активный характер и выполняют важную функцию предотвращения осевого поворота тела, возникающего вследствие ротационных движений таза и нижней конечности.

Серия специальных экспериментов, поставленных нами, подтверждает этот тезис и обогащает его новыми положениями. Суть этих экспериментов состоит в исследовании ротационных движений плечевого пояса и таза при различных биомеханических ситуациях: обычная ходьба, ходьба с фиксацией рук к туловищу, ходьба при увеличении момента инерции нижних или верхних конечностей, ходьба с нарушением координации движений рук и ног (рис.32) (В.Е.Беленький, А.С.Витензон, 1975).

Эти исследования свидетельствуют о том, что существует система предотвращения чрезмерного поворота тела вокруг вертикальной оси при ходьбе, состоящая из ряда подсистем.

Чаше всего встречается такая комбинация, когда ротации таза и нижних конечностей, составляющих одну подсистему, соответствует противофазная ротация плечевого пояса и рук, образующих другую подсистему (осциллограмма а).

При фиксации рук к туловищу (уменьшение кинетического момента верхней половины тела вследствие снижения ее момента инерции) изменяются лишь количественные отношения между этими подсистемами: редуцируется амплитуда ротационных движений таза и возрастает амплитуда вращения плечевого пояса (осциллограмма б).

При увеличении момента инерции нижних конечностей ослабляется ротация таза и увеличивается ротация плечевого пояса (осциллограмма в).

Наконец, существует ситуация, когда обычные подсистемы распадаются и возникает новое функциональное объединение: при размахивании руками, отягощенными грузом, нижние конечности и все туловище резко ротируется в одну сторону, а верхние конечности - в другую, наблюдается сильное уве-

личение амплитуды и синфазность кривых ротации таза и плечевого пояса (осциллограмма г).

И лишь при нарушении программы движений тормозится механизм предотвращающего осевого поворота тела: возникает отчетливая ротация тела, затрудняющая его поступательное движение вперед (осциллограмма д).

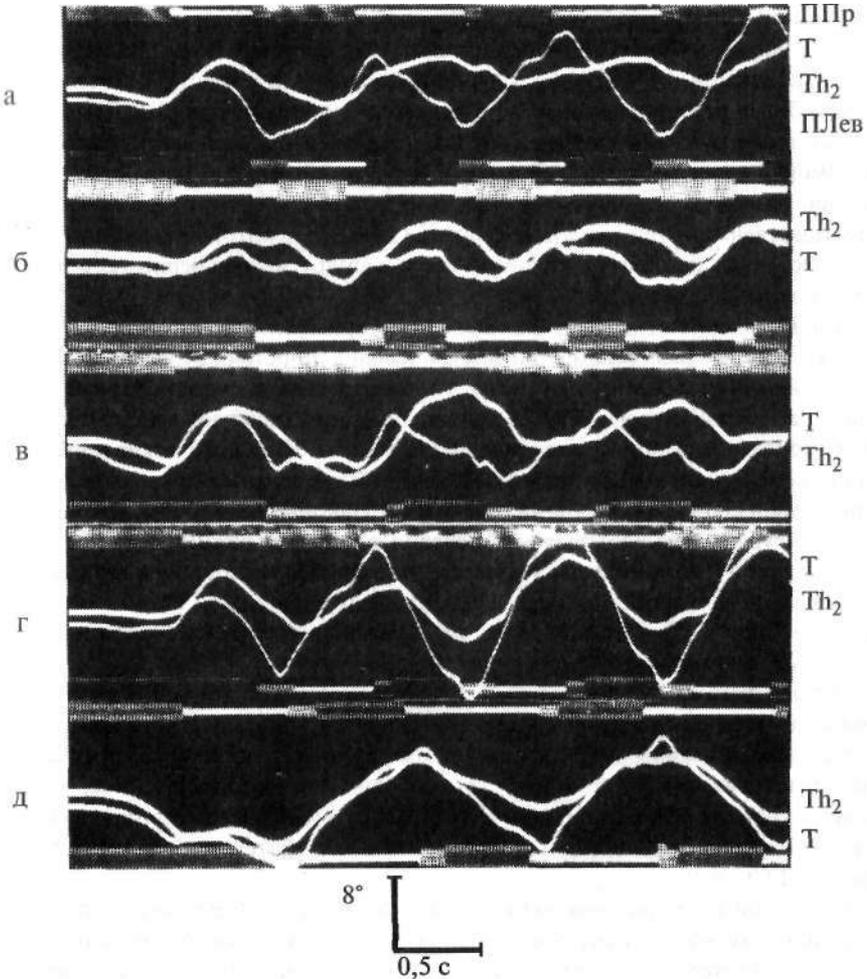


Рис. 32. Вращение таза и верхнегрудного сегмента позвоночника (Th2) при разных условиях ходьбы: а - обычная ходьба; б - ходьба с фиксированными руками; в - ходьба с гирями, привязанными к ногам; г - ходьба с гирями в руках; д - ходьба с измененной координацией (одновременный вынос ипсилатеральной руки и ноги); ПЛев - подограмма левой ноги; Т - вращение таза; Th2 - вращение второго грудного позвонка. Подъем кривых соответствует вращению по часовой стрелке.

#### **2.4. Основные биомеханические фазы локомоторного цикла**

Анализ кинематики, опорных реакций и работы мышц различных частей тела убедительно показывает, что в течение цикла ходьбы происходит закономерная смена биомеханических событий. Для систематизации последних предложено несколько классификаций фаз шага, как правило, основанных на использовании единичного критерия, чаще всего временного, реже кинематического или динамического (Н.А.Бернштейн, 1935, Elftman, 1951, Peizer et al., 1960; Д.Д.Донской, 1971, J.Perry, 1967, И.Б.Лисица, А.В.Саранцев, 1991).

Наиболее рациональной из них является классификация Д.Д.Донского, 1971, согласно которой опорная фаза по динамическому признаку делится на фазу амортизации и отталкивания, а в переносной фазе различаются фазы подъема, разгона, торможения и опускания. Однако и в этой классификации преимущественно учтены силовые факторы ходьбы; некоторые фазы неоправданно растянуты (фаза отталкивания), тогда как другие чрезмерно укорочены (фазы подъема и разгона).

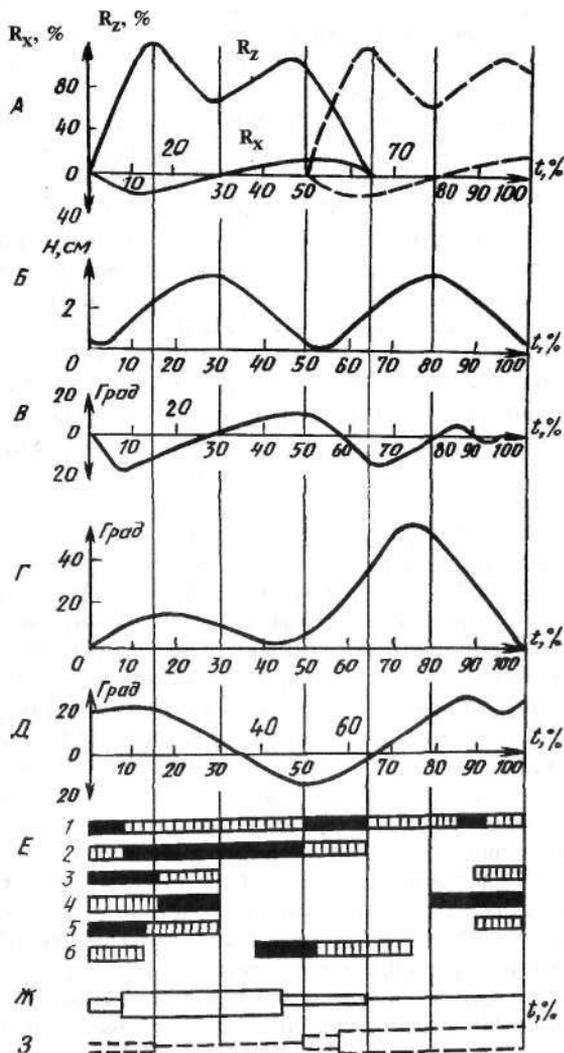
Для выявления отдельных фаз шага нами применен многокритериальный принцип. Каждая фаза рассматривается как совокупность определенных изменений динамических, кинематических и электрофизиологических параметров. Динамические параметры, являясь основными, характеризуют действие внешних сил (опорных реакций) в течение цикла ходьбы. Кинематические параметры показывают изменение линейных или угловых перемещений как отдельных звеньев, так и ОЦМ тела человека при ходьбе. Наконец, электрофизиологические параметры позволяют выявить переход от одного режима деятельности мышц к другому, например, от уступающего к преодолевающему и наоборот.

Согласно предлагаемой классификации в течение цикла ходьбы следует различать шесть биомеханических фаз, разграниченных экстремальными значениями динамических параметров\* (рис.33).

Первая фаза (0-15% цикла) соответствует фазе амортизации. В этой фазе происходит развитие переднего толчка, начинается подъем ОЦМ (к концу фазы ускорение движения вверх достигает максимума), возникают амортизационные движения в трех крупных суставах конечности (подошвенное, затем тыльное сгибание в ГСС, сгибание в КС и ТБС), наблюдается уступающая работа большинства мышц опорной ноги (тыльные сгибатели стопы, разгибатели КС и ТБС).

Во второй фазе - выпрямления ноги (16-30% цикла) - наступает спад опорной реакции (в конце фазы обозначается ее минимум), завершается подъем ОЦМ (достигается момент вертикали), происходит выпрямление конечности вследствие тыльного сгибания в ГСС и разгибания в проксимальных суставах,

\* Граница проводится по середине между экстремальными точками вертикальной и продольной составляющих опорной реакции. Величины фаз, выраженные в % к циклу ходьбы, в определенной степени зависят от скорости передвижения.



**Рис. 33.** Изменение динамических, кинематических и электрофизиологических параметров в течение цикла ходьбы. А - вертикальная ( $R_z$ ) и продольная ( $R_x$ ) составляющие опорной реакции, % к массе тела; Б - вертикальные перемещения ( $H$ ) ОЦМ; В - правый тазобедренный межзвенный угол; Г - правый межзвенный коленный угол; Д - правый голеностопный межзвенный угол; Е - схема работы мышц правой ноги (1 - передняя большеберцовая, 2 - трехглавая мышца голени, 3 - четырехглавая мышца бедра, 4 - двуглавая мышца бедра, 5 - большая ягодичная мышца, 6 - пояснично-крестцовая мышца); зачерненные участки - уступающая работа мышц; штриховка - преодолевающая работа мышц; Ж - подограмма правой ноги; З - подограмма левой ноги.

работа мышц приобретает преодолевающий характер (мышцы-разгибатели коленного и тазобедренного суставов).

В третьей фазе - наклона голени вперед (31-50% цикла) - развивается задний толчок; ОЦМ начинает опускаться (достигается пик ускорения падения ОЦМ); в результате продолжающегося разгибания во всех суставах, опорная нижняя конечность наклоняется вперед (к концу этой фазы наблюдается максимальное тыльное сгибание в голеностопном суставе и максимальное разгибание в коленном и тазобедренном суставах); работа мышц осуществляется в уступающем режиме (сгибатели пальцев, трехглавая мышца голени, сгибатели бедра).

В четвертой фазе - отталкивания ноги от пола (51 -65 %) вначале происходит разгибание в плюснефаланговом суставе, комбинирующиеся с наклоном голени вперед. Оба перемещения противоположно влияют на положение ОЦМ: первое способствует его повышению, второе - его понижению. В середине этой фазы возникает подошвенное сгибание; в голеностопном суставе. Это движений приводит к повышению уровня ОЦМ, которое частично нейтрализуется продолжающимся разгибанием в плюснефаланговом суставе, сгибанием коленного сустава, наклоном таза во фронтальной и его ротацией в горизонтальной плоскостях. Три последних фазы (вторая-четвертая) составляют вместе фазу отталкивания.

Следующие две фазы (пятая и шестая), хотя и относятся к переносной фазе данной ноги, но соответствуют второй и третьей фазам опорной конечности.

В пятой фазе - сгибания ноги в крупных суставах (66-76% цикла) - происходит тыльное сгибание в голеностопном суставе, заканчивается сгибание в коленном суставе, в то время как сгибание в тазобедренном суставе все еще продолжается. В конце этой фазы конечность приобретает максимальную линейную и угловую скорость, опорная реакция другой ноги минимизируется, а ОЦМ вновь занимает высшее положение. Данная фаза объединяет фазы подъема и разгона (Д.Д.Донской, 1971) и соответствует фазе ускоренного движения ноги (Reizer et al., 1969). В этой фазе тыльные сгибатели стопы и сгибатели бедра работают в преодолевающем режиме, активность мышц-разгибателей находится на низком уровне.

Шестая фаза - приземления ноги (77-100% цикла) - является завершением двойного шага. Ее следует разделить на две подфазы.

В первой из них (77-88% цикла) разгибание в коленном суставе комбинируется со сгибанием в тазобедренном суставе; к концу этой подфазы линейная и угловая скорость конечности становятся равными нулю, а центр масс ноги достигает наивысшей точки. Во второй подфазе (89-100% цикла) заканчивается разгибание в коленном и сгибание в тазобедренном суставах; в последнем затем наблюдается небольшое разгибание. Отмеченные подфазы соответствуют фазам торможения и опускания (Д.Д.Донской, 1971). В течение шестой фазы мышцы в основном функционируют в уступающем режиме (сгибатели коленного сустава), но в самом конце фазы возможен и преодолевающий режим работы (тыльные сгибатели стопы, разгибатели коленного сустава).

Из приведенных данных видно, что в течение цикла ходьбы происходит чередование фаз со специфической картиной изменений динамических, кинематических параметров и работы мышц.

## 2.5. Перемещение общего центра масс (ОЦМ) тела человека и движения конечностей при ходьбе. Минимизация перемещений ОЦМ

Рассмотренная классификация фаз шага позволяет выяснить соотношение внутренних и внешних движений при ходьбе. Согласно Elftman (1951, 1954, 1955, 1966), под внутренними движениями следует понимать альтернирующие перемещения конечностей в результате сокращения мышц, а под внешними движениями - колебания ОЦМ, происходящие под влиянием внешних сил, из которых главными являются силы гравитации и опорные реакции. Исследованию колебаний ОЦМ при ходьбе посвящено большое число работ (Braune, Fischer, 1895; А.П.Мальшев, 1928; Н.А.Бернштейн, 1935; Elftman, 1951, 1955; Morton, Fuller, 1952; Saunders et al., 1953; Г.И.Рощин, 1954; Steindler, 1955; Savagnaet al., 1963, 1966; М.И.Лапаев, 1972, 1973).

Приведенные работы показывают, что перемещение ОЦМ тела человека при ходьбе представляет собой сложную пространственную кривую с периодичностью одиночного шага в вертикальном направлении и двойного шага в поперечном направлении. Вертикальное перемещение имеет минимум в двуопорной фазе и максимум в середине опорной фазы. Диапазон вертикального перемещения составляет 30-70 мм и зависит от роста человека, темпа ходьбы, длины шага; в среднем он равен 45 мм (подъем 40 мм и опускание 5 мм). Перемещение ОЦМ во фронтальной плоскости приобретает максимальное значение к концу первой трети интервала опоры на всю стопу; нейтральное положение между двумя конечностями достигается в последней трети переносной фазы; величина поперечного перемещения ОЦМ при ходьбе колеблется в пределах 20-40 мм.

Перемещение ОЦМ по продольной составляющей складывается из двух движений: 1) продольного перемещения вперед со скоростью шага, 2) движения относительно этого продольного перемещения вперед и назад с частотой шага. Последнее движение является результатом чередования толчков с правой и левой ноги. Это чередование толчков обуславливает неравномерность скорости перемещения ОЦМ тела человека при ходьбе. В двуопорную фазу ОЦМ имеет максимальную скорость, в одноопорную фазу - минимальную скорость.

Так как колебание ОЦМ в конечном счете складывается из внутренних движений, было сделано несколько попыток оценить их значение для траектории перемещения ОЦМ тела человека при ходьбе. А.П.Мальшев, 1928, а вслед за ним Morton, Fuller, 1952, путем геометрических построений реконструировали путь ОЦМ в вертикальной плоскости. Систематически исследуя вопрос о роли угловых перемещений для траектории движения ОЦМ тела человека при ходьбе, Saunders et al., 1953, пришли к представлению о главных определителях нормальной и патологической ходьбы. Согласно концепции этих авторов, увеличение амплитуды перемещений ОЦМ приводит к повышению энергетических трат при ходьбе. Поэтому существует ряд механизмов, способствующих минимизации колебаний ОЦМ (главные определители ходьбы).

Анализ собственных наблюдений позволил нам следующим образом охарактеризовать влияние движений нижних конечностей и таза на положение ОЦМ в различные фазы локомоторного цикла. В первую фазу амортизации происходит сложное движение, которое состоит из двух компонентов: враще-

ния всей ноги вокруг пятки, вызывающего повышение уровня ОЦМ, и подошвенного сгибания в голеностопном суставе, обуславливающего его понижение. В эту же фазу шага функционирует еще ряд механизмов: сгибание в коленном суставе, фронтальный и горизонтальный повороты таза. Сгибание в коленном суставе способствует понижению уровня ОЦМ. В том же направлении действует фронтальный наклон таза в сторону неопорной конечности. Горизонтальная ротация таза позволяет уменьшить угол выноса бедра вперед; следовательно, при одной и той же длине шага ОЦМ меньше опускается вниз.

Во вторую фазу шага тыльное сгибание в голеностопном суставе (или вращение голени вперед) обуславливает подъем ОЦМ. Однако благодаря уплощению свода стопы под нагрузкой и продолжающегося сгибания в коленном суставе подъем ОЦМ происходит достаточно плавно. При прохождении голенью вертикального положения достигается верхний экстремум траектории ОЦМ.

В третьей фазе шага вследствие наклона голени вперед наступает понижение уровня ОЦМ, постепенность которого регулируется одновременно происходящим разгибанием ноги в коленном суставе.

Четвертая фаза дебютирует разгибанием в плюснефаланговом суставе. Это движение сперва комбинируется с наклоном голени вперед. Оба перемещения противоположно влияют на положение ОЦМ: первое способствует его повышению, а второе - его понижению. В середине упомянутой фазы возникает подошвенное сгибание в голеностопном суставе. Это движение приводит к повышению уровня ОЦМ, которое частично нейтрализуется продолжающимся разгибанием в плюснефаланговом суставе, сгибанием в коленном суставе, наклоном таза во фронтальной и его ротацией в горизонтальной плоскостях.

Таким образом, на протяжении опорной фазы шага наблюдается постоянная взаимная компенсация разнонаправленных внутренних движений, которая определяет как плавность, так и минимизацию вертикальных перемещений тела человека при ходьбе.

## **2.6. Перемещение ОЦМ тела человека и функция мышц при ходьбе**

Сопоставление внутренних и внешних движений при ходьбе способствует также выяснению роли мышечных сил в перемещении ОЦМ. Однако связь между перемещениями ОЦМ тела и работой мышц в локомоторном акте, хотя и кажется непосредственной, на самом деле опосредована через действие внешних сил. Elftman (1951, 1955, 1956), указывает, что управление локомоцией по существу сводится к управлению двумя внешними силами: весом и опорной реакцией. Но, поскольку вес является постоянной величиной, то его момент изменяется лишь в зависимости от положения звеньев тела в пространстве. Поэтому при локомоции в основном контролируется опорная реакция, представляющая собой равнодействующую веса тела и мышечных сил.

Для уяснения взаимосвязи перемещений ОЦМ и функции мышц следует также учитывать особенности энергетических превращений при ходьбе. Согласно данным Elftman, 1939, 1955; Cavagna, Saibene, Margaria, 1963; Cavagna, Margaria, 1966; Lukin, Ralston, 1958, кривые потенциальной и кинетической энергии при ходьбе представляют собой как бы зеркальное отражение друг друга и имеют фазовый сдвиг в  $180^\circ$ . Действительно, когда ОЦМ занимает наи-

более низкое положение, кинетическая энергия имеет максимальную величину, а потенциальная энергия равна нулю. При нахождении ОЦМ в наивысшей точке кинетическая энергия становится минимальной, а потенциальная энергия приобретает наибольшее значение.

Все это означает, что при ходьбе, в отличие от бега (Elftman, 1940), один вид энергии в значительной мере превращается в другой и что за счет такой трансформации энергии может длительно поддерживаться перемещение ОЦМ тела человека. Тем не менее, полной тождественности кривых потенциальной и кинетической энергии при ходьбе человека не существует (Elftman, 1955, 1966) и, следовательно, общая сумма потенциальной и кинетической энергии не равна нулю (Cavagna, Margaria, 1966). Вследствие этого мышечная энергия затрачивается не только на запуск или остановку ходьбы, но и на совершение в каждом шаге определенной механической работы против сил гравитации и сил инерции (так называемая положительная работа, ведущая к повышению энергетического уровня перемещаемого тела).

Эта мышечная работа, сконцентрированная в строго определенных фазы цикла ходьбы, через посредство внешних сил (опорной реакции) вызывает перемещение ОЦМ тела человека. Поэтому представляет интерес сопоставить работу мышечных сил и перемещения ОЦМ тела человека при ходьбе. Такая попытка была сделана J.Регу, 1967, которая сравнивала различные фазы действия многих мышц ноги с соответствующими фазами перемещения ОЦМ. Однако привлечение автором большого числа мышц без предварительной систематизации и количественной оценки их действия лишь затруднило биомеханический анализ ходьбы.

В отличие от упомянутого исследования нами были сопоставлены перемещения ОЦМ с работой мышц, выполняющих наиболее ответственные функции при ходьбе (А.С.Витензон, 1974, 1975). Работа мышц оценивалась количественно по их интегрированной электрической активности. К числу наиболее важных мышц конечности были отнесены мышцы-разгибатели (по нейрофизиологической классификации Ч.Шеррингтона и др., 1935): трехглавая мышца голени, четырехглавая мышца бедра, большая ягодичная мышца. Как известно, эти мышцы имеют значительный поперечник и, следовательно, развивают намного большую силу, чем соответствующие более тонкие мышцы-сгибатели.

Силовое различие мышц-разгибателей и сгибателей наиболее отчетливо проявляется в возрастном аспекте. Рис.34, на котором графически изображены табличные данные А.В.Коробкова, 1958, показывает, что с возрастом более резко увеличивается максимальная сила мышц-разгибателей. У взрослого человека максимальная сила мышц-разгибателей в два-три раза превышает максимальную силу мышц-сгибателей. Общее повышение силы мышц при развитии человека, по-видимому, прежде всего связано с увеличением веса тела. Однако главным является не удержание этого веса при стоянии (на это затрачивается приблизительно 1/7-1/10 максимальной мышечной силы, В.С.Гурфинкель и соавт., 1965), а его перемещение, осуществляемое в различных локомоторных актах. Следовательно, возрастная дифференцировка максимальной силы мышц отражает функциональную неравнозначность различных мышечных групп при локомоции.

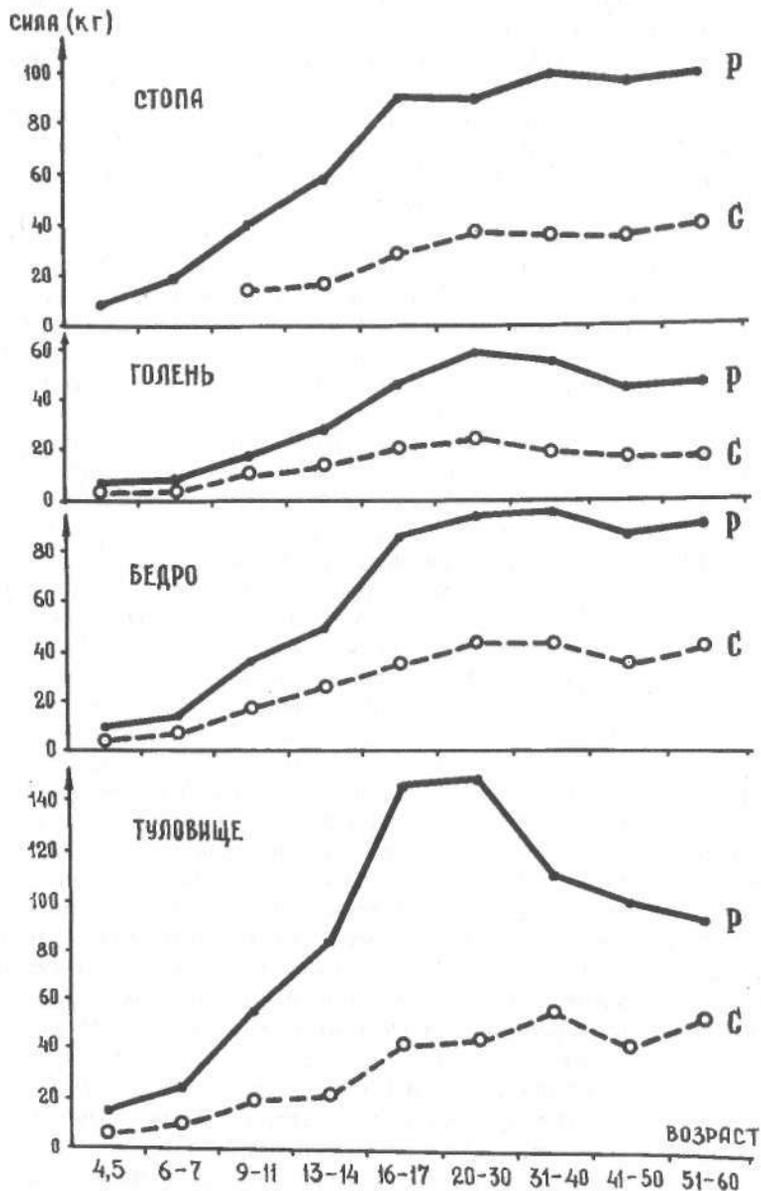


Рис. 34. Возрастные особенности изменения максимальной силы мышц нижних конечностей и туловища (по А.В.Коробкову, 1961). Сплошная линия - кривая изменения максимальной силы мышц-разгибателей, пунктирная линия - кривая изменения максимальной силы мышц-сгибателей. На оси ординат отложена максимальная сила мышц в кг, на оси абсцисс - возраст.

## Глава 2. Биомеханическая и иннервационная структура нормальной ходьбы

Результат сопоставления вертикальных колебаний ОЦМ и электрической активности некоторых мышц-разгибателей представлен на рис.35. Видно, что восходящая фаза колебаний ОЦМ является следствием совокупного действия мышц-разгибателей голеностопного сустава той ноги, которая отталкивается от опоры, и мышц-разгибателей коленного и тазобедренного сустава той ноги, которая становится опорной. В восходящей фазе колебаний ОЦМ происходит накопление потенциальной энергии. Следующая за ней нисходящая фаза протекает в основном без участия мышц, так как соответствует периоду, когда ранее аккумулированная потенциальная энергия превращается в кинетическую. Тем не менее и эта фаза контролируется деятельностью мышц-разгибателей (треугольной мышцей голени).

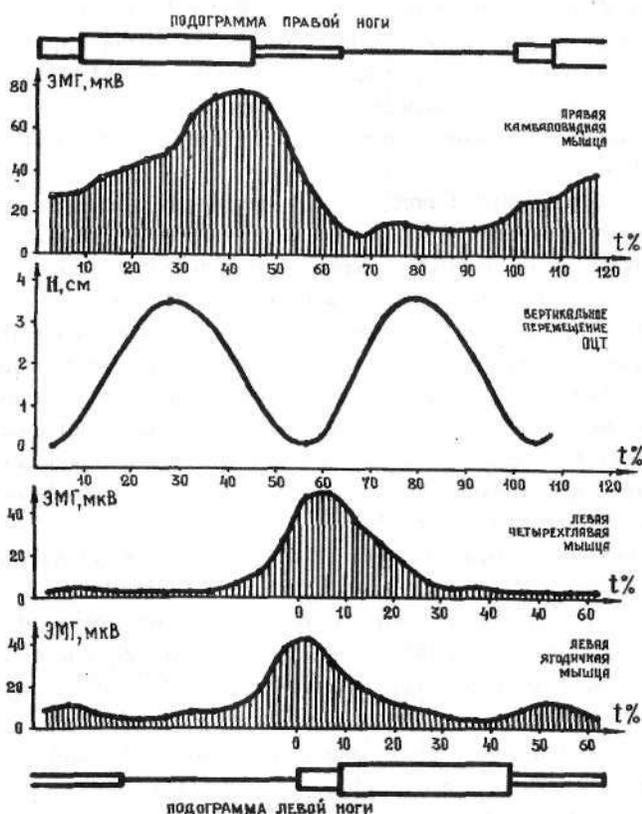


Рис. 35. Графики вертикальных перемещений общего центра масс тела человека (по М.И.Лапаеву, 1971) и изменения электрической активности мышц-разгибателей нижней конечности в течение цикла ходьбы.

Таким образом, вертикальные колебания ОЦМ тела человека при ходьбе создаются преимущественно действием мышц-разгибателей обеих нижних конечностей. Те же мышечные силы через посредство опорных реакций вызывают продольные и поперечные колебания ОЦМ. Этим, однако, не исчерпывается функция мышц-разгибателей. Одновременно успешно решается задача поддержания устойчивости тела при ходьбе путем совместного сокращения мышц-разгибателей коленного, тазобедренного суставов и позвоночника в двуопорную фазу шага, когда вес тела переносится с одной ноги на другую.

Из приведенных данных видно, что деятельность мышц разгибателей определяет основную (преимущественно силовую) часть локомоторной синергии. Исходя из колебательного характера движений ОЦМ, следует считать, что работа мышц разгибателей должна быть строго упорядочена и приурочена в основном к тем фазам шага, когда совершается подъем ОЦМ. Активность ряда мышц-разгибателей (трехглавой мышцы голени) в другие фазы шага имеет иной биомеханический смысл - сокращение этих мышц притормаживает движение ОЦМ вниз.

Работа мышц-сгибателей при ходьбе, по-видимому, носит вспомогательный характер. Сокращение этих мышц, хотя и служит дополнительным силовым источником для перемещения ОЦМ, в основном направлено на коррекцию положения или движения отдельных сегментов конечности в переносную и отчасти опорную фазы шага. При обычных условиях ходьбы эта коррекционная деятельность мышц не связана с развитием больших усилий. Коррекционная функция сгибателей обуславливает их меньшую привязку к определенным фазам локомоторного цикла. Однако при хорошо выработанном стереотипе ходьбы активность сгибателей появляется именно в такие фазы шага, когда коррекция движения строго обязательна. Табл. 8 дает итоговую характеристику биомеханических функций мышц-разгибателей и сгибателей при ходьбе.

В заключение отметим, что в литературе встречается ряд указаний на различную роль мышц-разгибателей и сгибателей в локомоторном акте. Так, Morton, Fuller, 1952, подчеркивают исключительное значение функции мышц-разгибателей для подъема ОЦМ тела человека при ходьбе. Close, Todd, 1959, разделяют все мышцы ноги на две группы: мышцы опорной и переносной фаз. В первую группу входят разгибатели, во вторую - сгибатели. Е.К.Жуков и соавт., 1963, указывают на доминирование деятельности мышц-разгибателей в период опоры, а мышц-сгибателей - в период переноса.

Вероятно, биомеханические различия в функции мышц-разгибателей и сгибателей не ограничиваются рамками ходьбы, но проявляются и в других локомоторных актах. Не исключено, что именно эти различия в процессе филогенеза и онтогенеза определяют как анатомо-физиологические свойства этих мышц, так и особенности их нервной регуляции.

Таблица 8  
Силовая и коррекционная функция мышц нижних конечностей

Экстензоры	Основная функция		Флексоры	Основная функция
Икроножная мышца, длинные и короткие сгибатели пальцев	Отталкивание от опорной поверхности	Вертикальные, продольные и поперечные перемещения ОЦМ	Передняя большеберцовая мышца, длинный разгибатель пальцев	Коррекция положения стопы в переносную и опорную фазы шага
Четырехглавая мышца бедра	Амортизация переднего толчка и последующее разгибание в коленном суставе в фазу опоры		Полусухожильная и двуглавая мышца бедра	Регуляция скоростных параметров движения в коленном суставе в переносную и опорную фазы шага
Большая ягодичная мышца	Разгибание в тазобедренном суставе в фазу опоры		Сгибатели бедра	Коррекция положения и скорости сгибания в тазобедренном суставе в переносную и опорную фазы шага

## 2.7. Преодолевающая и уступающая работа мышц при ходьбе

Как отмечено выше, мышцы при ходьбе работают то в уступающем, то в преодолевающем режиме. При первом режиме работа осуществляется при удлинении мышц под влиянием внешней нагрузки; при втором режиме работа производится активно сокращающимися при их укорочении мышцами. Продолжительность того или другого режима для многих мышц нижних конечностей и тазового пояса определяется границами ранее упомянутых биомеханических фаз. Это объясняется тем, что на стыке смежных фаз обычно происходит изменение знака движения. Исключение из этого правила составляет лишь работа мышц голени. На протяжении второй и третьей фаз режим деятельности мышц голени не изменяется, так как остается постоянным направление движения в голеностопном и коленном суставах.

С изменением режима работы мышц при ходьбе тесно связано явление, названное нами фрагментацией волны электрической активности мышц. Под этим термином подразумевается дробление волн активности на несколько частей,

### Закономерности нормальной и патологической ходьбы человека

обычно совпадающее по времени с переменной направления движения в суставе (рис.36). Фрагментация волны, слабо выраженная при медленном темпе, как правило, становится более отчетливой при среднем и быстром темпах ходьбы. Следовательно, данное явление связано не только с изменением знака движения, но и его скорости. Действительно, специальное исследование показывает, что соотношение величины электрической активности фрагментов волны коррелирует с соотношением скоростей соответствующих отрезков движения (табл.9). Как видно, явление фрагментации, обнаруживая полифункциональность каждой волны электрической активности мышц, позволяет провести количественный анализ их работы в разных режимах. Посредством такого анализа установлено, что в течение локомоторного цикла уступающий режим доминирует в работе мышц-разгибателей; наоборот, в деятельности мышц-сгибателей оба режима имеют примерно одинаковую продолжительность и величину (рис.37). Это различие в поведении мышц-разгибателей и сгибателей отражает их принадлежность к различным частям локомоторной синергии: силовой и коррекционной.

Уступающая работа мышц-разгибателей противодействует силам гравитации. Эта антигравитационная функция мышц выступает наиболее отчетливо в первую биомеханическую фазу (амортизации), когда одновременное сокращение мышц-разгибателей коленного и тазобедренного сустава несколько смягчает действие опорной реакции. В третьей фазе она выступает в преобразованном виде: сокращение трехглавой мышцы голени удерживает ОЦМ от быстрого опускания. Во второй и четвертой фазах уступающий режим работы

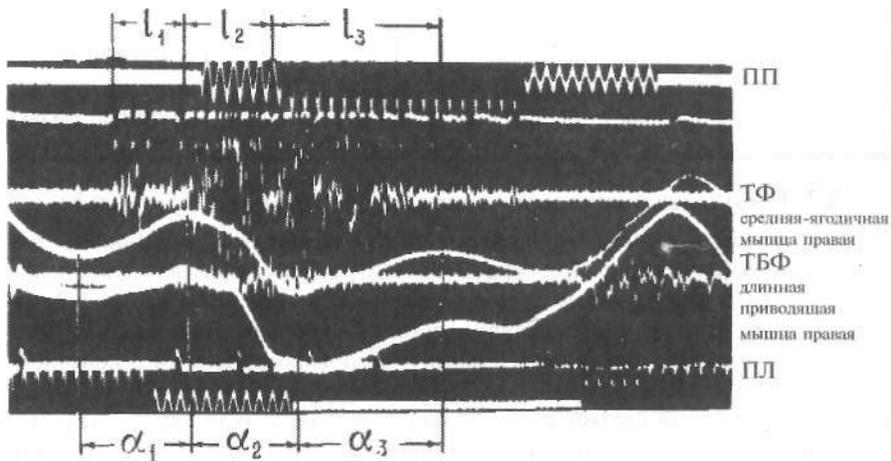


Рис. 36. Фрагментация волны электрической активности средней ягодичной мышцы.  $l_1$ ,  $l_2$ ,  $l_3$  - фрагменты волны электрической активности мышц;

$\alpha_1$ ,  $\alpha_2$ ,  $\alpha_3$  - отрезки кинематической кривой;

ПП - подограмма правой ноги, ПЛ - подограмма левой ноги, ТФ - вращение таза во фронтальной плоскости, ТБФ - изменение тазобедренного межзвенового угла во фронтальной плоскости.

Таблица 9

Соотношение электрической активности фрагментов волны средней ягодичной мышцы и соответствующих им скоростей вращения таза во фронтальной плоскости\*.

1

NN п/п	Испы- туемые	Средняя электрическая активность мышцы				Средняя скорость вращения таза			
		Фрагменты волны активности, мкВ			Соотношения фрагментов: $\alpha_1$ принят за 1	Фрагменты кинема- тической кривой, град/с			Соотношения фрагментов: $\alpha'_1$ принят за 1
		$\alpha_1$	$\alpha_2$	$\alpha_3$		$\alpha'_1$	$\alpha'_2$	$\alpha'_3$	
1.	Х - в	12	31	12	1,0:2,6:1,0	17	54	21	1,0:3,2:1,2
2.	И - н	12	29	12	1,0:2,5:1,0	28	81	21	1,0:2,9:0,8
3.	С - й	19	50	19	1,0:2,6:1,0	34	89	35	1,0:2,6:1,0
4.	С - в	12	38	9	1,0:3,2:0,8	27	64	33	1,0:2,4:1,2
5.	Ш - н	15	23	11	1,0:1,5:0,8	40	79	52	1,0:2,0:1,3
6.	Р - в	10	35	11	1,0:3,5:1,1	37	75	65	1,0:2,0:1,7
7.	А - в	13	37	27	1,0:2,9:2,1	20	42	21	1,0:2,1:1,0
8.	К - в	9	42	21	1,0:4,7:2,3	15	46	33	1,0:3,1:2,2
9.	Б - й	10	24	18	1,0:2,4:1,8	25	59	31	1,0:2,4:1,2
10.	Г - н	9	19	9	1,0:2,1:1,0	35	76	50	1,0:2,2:1,4
Среднее		12 ± 3	33 ± 9	15 ± 6	1,0:2,8 ± 0,8: 1,3 ± 0,5	28 ± 8	66 ± 15	36 ± 14	1,0:2,5 ± 0,5: 1,3 ± 0,5

\* Каждая цифра получена в результате осреднения данных трех шагов при установившемся темпе ходьбы.

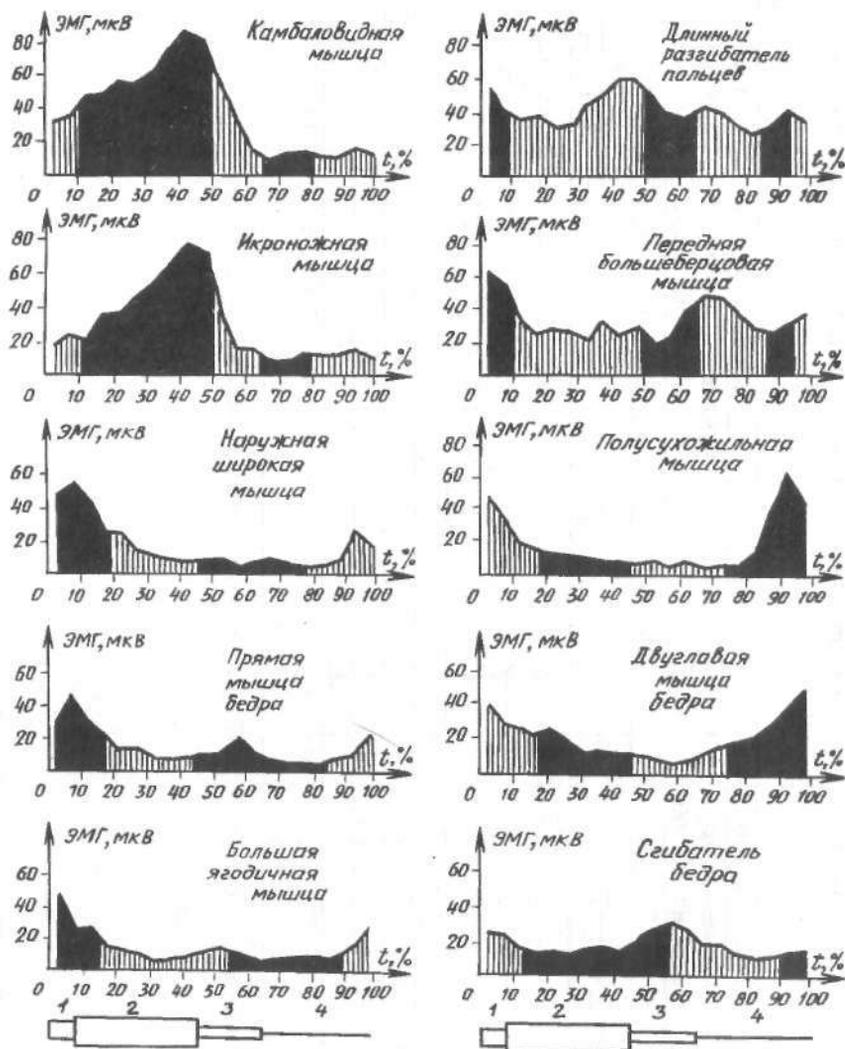


Рис. 37. Графики изменения электрической активности мышц в течение цикла ходьбы в норме. Слева - разгибатели, справа - сгибатели. На оси ординат отложена интегрированная электрическая активность мышц, мкВ, на оси абсциссе - время (за 100% принята длительность двойного шага). Под графиком - подограмма: 1 - опора на пятку, 2 - опора на передний отдел стопы, 3 - опора на передний отдел стопы, 4 - переносная фаза. Черным цветом обозначена уступающая работа мышц, штриховыми линиями преодолевающая работа мышц.

разгибателей сменяется преодолевающим. Но он служит той же цели и, обусловливая отталкивание тела от опорной поверхности, как бы завершает борьбу мышечных сил с силами гравитации.

Нередко режимы деятельности мышц-разгибателей проксимальных и дистальных суставов ноги оказываются различными. Так, в фазе амортизации сочетается преодолевающая работа трехглавой мышцы голени отталкивающей ноги с уступающей работой разгибателей коленного и тазобедренного сустава опорной конечности.

В следующую биомеханическую фазу уступающая работа трехглавой мышцы голени опорной ноги комбинируется с преодолевающей работой разгибателей проксимальных суставов той же конечности. Такое сочетание различных режимов работы мышц обеспечивает плавность и, возможно, большую экономичность перемещений ОЦМ при ходьбе.

Деятельность мышц-сгибателей хотя имеет тоже антигравитационный характер, обычно ограничивается коррекцией движений, но не всего тела, а лишь переносной конечности. Уступающая работа мышц-сгибателей наиболее выражена в конце переносной и в начале опорной фаз; напротив, преодолевающая работа этих мышц наблюдается в конце опорной и в начале переносной фаз.

Чередование различных режимов деятельности мышц заключает в себе определенный биомеханический смысл: во время уступающей работы увеличивается напряжение мышцы и ее рефлекторная активация; кинетическая энергия переходит в потенциальную энергию упругой деформации мышц (Elftman, 1939, 1966; Д.Д.Донской, 1971). При этом эффективность уступающей («отрицательной») работы мышц превышает в 2-9 раз эффективность их преодолевающей («положительной») работы (Е.М.Беркович, 1964).

Во время преодолевающего режима мышца производит механическую работу; в этом случае потенциальная энергия упругой деформации мышц превращается в кинетическую энергию всего тела или его определенных частей.

На первый взгляд преодолевающий режим работы мышц обуславливает возникновение и ускорение движений, а уступающий режим - их замедление или прекращение. На самом деле уступающий режим деятельности мышц имеет более глубокое содержание. Когда тело человека при ходьбе уже приобрело известную скорость, торможение движений отдельного звена приводит к перераспределению кинетического момента и, следовательно, к ускорению движений смежного звена. Благодаря многозвенной структуре двигательного аппарата такой опосредованный способ управления движениями нередко оказывается энергетически более выгодным, чем прямой, ибо позволяет лучше утилизировать ранее накопленную кинетическую энергию.

## **2.8. Взаимодействие мышечных сил, приложенных к различным звеньям опорного аппарата при ходьбе**

Данный тезис может быть проверен путем анализа движений, возникающих при ходьбе в результате приложения мышечных сил к смежным сегментам тела человека (так называемое «непрямое» действие мышц). Характер таких двигательных эффектов зависят от фаз локомоторного цикла.

Рис.38 (А, и Б,) иллюстрирует «непрямое» действие мышц в опорную фазу шага. Из рис. 38.А, видно, что разгибание в коленном суставе начинается тогда, когда величина электрической активности четырехглавой мышцы бедра резко уменьшается. По-видимому, сокращением этой мышцы нельзя полностью объяснить разгибание в коленном суставе. По мнению Sutherland, 1966, это движение происходит под влиянием внешних сил (опорных реакций, силы тяжести), но ему также способствует замедление перемещения вперед голени опорной ноги. Последнее становится возможным в результате сокращения камбаловидной мышцы и ее синергистов в первую половину опорной фазы шага. Предположение Sutherland приобретает еще большую вероятность, если сравнить графики угловых скоростей и ускорений движений в голеностопном и коленном суставах в данную фазу шага. Из сравнения следует; во-первых, что начало замедления тыльного сгибания в голеностопном суставе (см. график  $\dot{\alpha}_2$ ,  $\ddot{\alpha}_2$  в ГСС,  $t = 14\%$ )\* предшествует началу разгибания в коленном суставе (см. график  $\dot{\alpha}_1$  в КС,  $t - 17\%$ ), во-вторых, эта фаза наибольшего замедления движения в голеностопном суставе (см. график  $\dot{\alpha}_2$  и  $\ddot{\alpha}_2$  в ГСС в интервале  $14\% < t < 27\%$ ) с учетом отмеченного временного сдвига, соответствует фазе ускорения разгибания в коленном суставе (см. график  $\dot{\alpha}_1$  и  $\ddot{\alpha}_1$  в КС в интервале  $17\% < t < 30\%$ ).

Итак, замедление движения дистального сегмента конечности сопровождается ускорением ее проксимального сегмента. Отмеченный феномен можно рассматривать как проявление закона сохранения момента количества движения: так как кинетический момент двухзвенной системы (голень-бедро) остается постоянным, то уменьшение угловой скорости перемещения одного звена (голени) должно привести к возрастанию угловой скорости перемещения другого звена (бедра). В свою очередь, ускорение разгибания в суставе не безразлично для функции четырехглавой мышцы бедра. Оно является причиной укорочения мышцы и обуславливает ослабление рефлекторных реакций преимущественно от той компоненты мышечных веретен, которая чувствительна к скорости изменения длины мышцы. Таким образом, сокращение камбаловидной мышцы может опосредованно уменьшить активность четырехглавой мышцы бедра.

Аналогичный случай «непрямого» действия мышц в опорную фазу цикла иллюстрирует рис.38.Б. Из рисунка видно, что в начале шага происходит быстрое перемещение позвоночника в сторону опорной ноги (см. график  $\dot{\alpha}^0$ , рис.38.Б, в интервале  $0\% < t < 16\%$ ). Роль собственных мышц позвоночника в данном движении, по-видимому, невелика. Действительно, симметричные крестцовоостистые мышцы в эту фазу шага активированы одновременно, но все же активация выше в той мышце, которая противодействует наклону позвоночника. Движения грудного отдела позвоночника в сторону опорной ноги происходит под влиянием силы тяжести. Однако на это движение влияет поворот таза в сторону неопорной конечности. Так как вращение таза притормаживается средней ягодичной мышцей (см. график ЭМГ в интервале  $0\% < t < 16\%$ ),

\* Все цифры означают момент шага, выраженный в % к длительности всего локомоторного цикла.

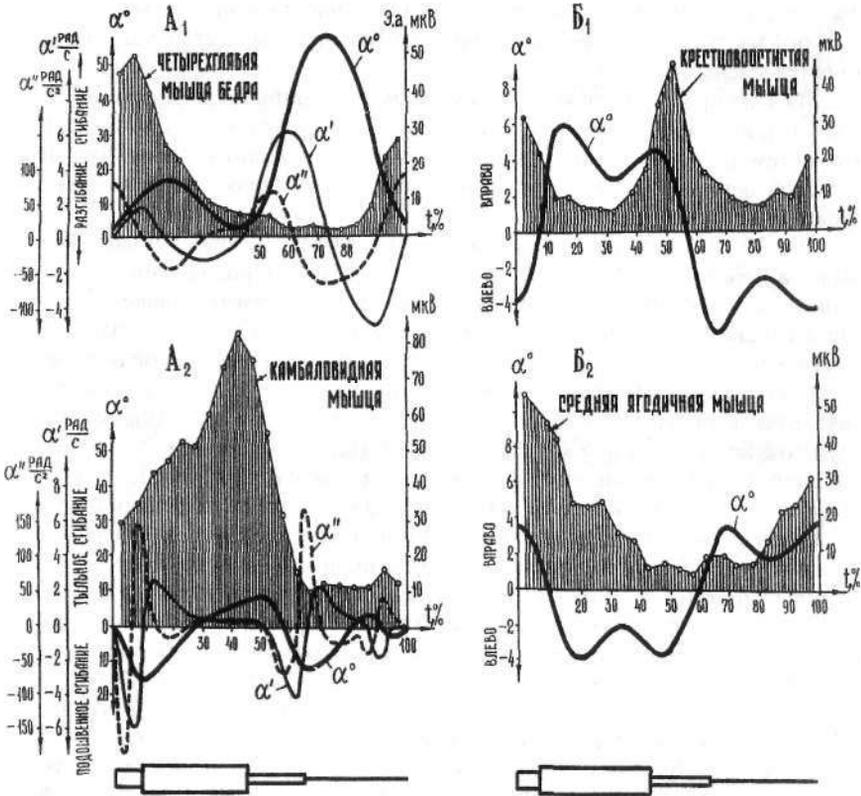


Рис. 38. Графики изменения электрической активности мышц и кинематических характеристик в течение локомоторного цикла, поясняющие взаимодействие мышечных сил в опорную фазу шага.

A<sub>1</sub> - электрическая активность (мкВ) четырехглавой мышцы и характеристика движения в коленном суставе; A<sub>2</sub> - электрическая активность камбаловидной мышцы и характеристика движения в голеностопном суставе; B<sub>1</sub> - электрическая активность крестцовооистой мышцы и угловые перемещения позвоночника относительно таза во фронтальной плоскости; B<sub>2</sub> - электрическая активность средней ягодичной мышцы и фронтальные перемещения таза, записанные гироскопом; °/с - угловые перемещения, »гг - угловая скорость, «ггг - угловое ускорение, t - время в %.

то по закону сохранения кинетического момента двухзвенной системы (таз-позвоночник) ускоряется перемещение грудного отдела позвоночника в сторону опорной ноги. Последнее может явиться причиной рефлекторных реакций от симметричных мышц позвоночника: в результате рефлекса на растяжение активность мышц на выпуклой стороне позвоночника увеличивается, а в результате рефлекса на укорочение активности мышц на вогнутой стороне позвоночника уменьшается.

Из этих примеров становится очевидным принцип использования человеком «непрямого» действия мышц в опорную фазу шага. Он заключается в том, что путем изменения параметров движения дистального звена биокинематической цепи может быть достигнуто изменение характера движения более проксимального звена.

Рис.39 (А и Б) дает представление об эффектах «непрямого» действия мышц в переносную фазу шага. Рассмотрим два интервала этой фазы, когда происходит сгибание в коленном суставе и когда в нем совершается разгибание. Интервал сгибания в коленном суставе и тазобедренном суставе наступает в результате действия сил, возникающих при отталкивании ногой от поверхности опоры (электрическая активность мышц бедра в начале этого интервала находится на низком уровне, см. рис.39, А и Б). Однако в дальнейшем под влиянием сокращения прямой мышцы бедра в интервале  $50\% < t < 70\%$  (рис.39, Б) сгибание в тазобедренном суставе ускоряется. Так как при этом центр коленного сустава начинает двигаться ускоренно, голень и стопа по инерции отклоняются назад, тем самым увеличивая угол сгибания в коленном суставе. В интервале  $60\% < t < 70\%$  повышение скорости сгибания бедра соответствует уменьшению скорости сгибания голени. В следующую фазу разгибания в коленном суставе электрическая активность мышц бедра сперва также невелика. Разгибание в суставе происходит под действием силы тяжести. Ускорению этого движения в коленном суставе (см. график  и  в КС в интервале  $73\% < t < 91\%$ , рис.39, А и Б) способствует перераспределение кинетического момента вследствие замедления сгибания бедра (см. график  ТБС в интервале  $69\% < t < 87\%$ , рис.39, А и Б). При быстром темпе ходьбы этот процесс усиливается в результате более раннего сокращения полусухожильной и двуглавой мышц бедра, резко замедляющего сгибание в тазобедренном суставе.

Следовательно, принцип использования человеком «непрямого» действия мышц в переносную фазу шага состоит в изменении параметров движения проксимальных звеньев кинематической цепи, когда надо изменить характер движения более дистального звена. Рассмотренные принципы использования опосредованного действия мышц в различные фазы локомоторного акта имеют простое объяснение. В течение опорной фазы шага стопа фиксирована силами тяжести и трением к опорной поверхности. Естественно, что перераспределение кинетического момента прежде всего сказывается на изменении скорости движения незакрепленных звеньев биокинематической цепи. Наоборот, в переносную фазу шага точка подвеса находится в области тазобедренного сустава, и в результате перераспределения кинетического момента между звеньями в основном изменяется характер движения дистального отдела конечности.

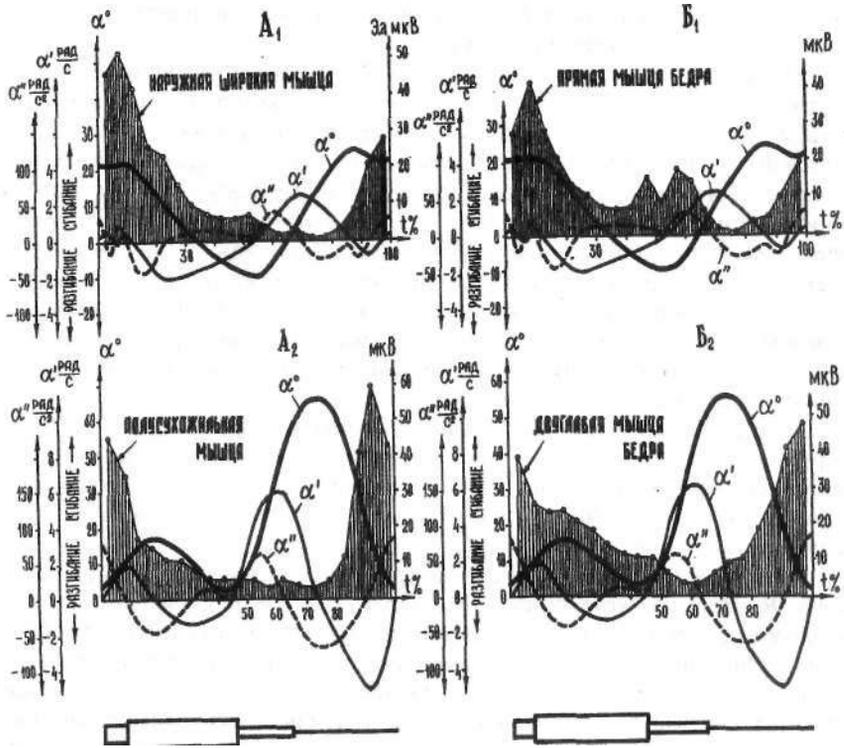


Рис. 39. Графики изменения электрической активности мышц бедра и параметров движения в тазобедренном и коленном суставах, поясняющие взаимодействие мышечных сил в переносную фазу шага (см. рис. 38).

## 2.9. Факторы, определяющие работу мышц при ходьбе

Среди факторов, определяющих работу мышц в любом двигательном акте, в том числе при ходьбе, первостепенное значение имеют момент мышечной силы и длина мышц. Момент мышечной силы представляет собой произведение развиваемого мышцей усилия на плечо силы мышцы.

О степени мышечного усилия (в относительных единицах) можно судить по величине интегрированной электрической активности (Lippold, 1952); о размере плеча силы - по кратчайшему расстоянию от оси сустава до линии, показывающей основное направление мышечных волокон (для мышц нижней конечности оно практически совпадает с ходом волокон дистального сухожилия); о длине мышцы - по расстоянию между точками прикрепления.

Чтобы оценить влияние этих факторов на работу мышцы, рассмотрим их изменение в течение цикла и сопоставим их между собой. В качестве примера исследуем деятельность средней ягодичной мышцы, которая, с одной стороны, является односуставной, а с другой стороны, имеет веерообразное расхождение

### Закономерности нормальной и патологической ходьбы человека

ние волокон, что позволяет ей функционировать в разных плоскостях (А.С.Витензон, В.Е.Беленький, 1973).

Рис.40 дает схематичное изображение пространственных отношений таза, бедра, основного хода мышечных волокон средней ягодичной мышцы, предполагаемого плеча силы мышцы в разных плоскостях для двух резко отличающихся фаз шага: когда активность имеет минимальное значение и когда она становится максимальной. Видно, что в различные фазы локомоторного цикла мышца имеет наибольшее плечо во фронтальной плоскости и наименьшее плечо - в сагиттальной плоскости. Этим обстоятельством, по-видимому, объясняется большая эффективность работы мышцы во фронтальной плоскости.

Однако и в одной и той же плоскости плечо силы мышцы не остается постоянным в течение цикла ходьбы. Из-за изменений взаиморасположения таза и бедра плечо силы мышцы также изменяется, приобретая наибольшую величину в фазу максимального возбуждения.

Это наблюдение указывает на исключительную биомеханическую целесообразность работы мышц при ходьбе: необходимый момент силы может быть получен не в результате повышения мышечного напряжения, т.е. рекрутирования дополнительного числа двигательных единиц, а в результате увеличения плеча силы мышцы.

Сопоставление электрической активности мышцы и изменений тазобедренного межзвенового угла обнаруживает еще один интересный факт. Мышца начинает работать, когда ее длина относительно мала (отведение в тазобедренном суставе), но при максимальном возбуждении направление движения в суставе изменяется и мышца быстро растягивается. Это растяжение мышцы со значительной быстротой имеет своим следствием повышение мышечного напряжения, что обусловлено как пассивным увеличением длины мышцы, так и ее рефлекторной активацией от мышечных веретен.

Целесообразность изменения плеча силы мышцы и ее длины в различные фазы шага позволяет предположить, что оба параметра являются объектом регуляции со стороны нервной системы. Не входя в суть этой регуляции, укажем на некоторые возможные механизмы увеличения плеча силы мышц при ходьбе. Одним из них может быть изменение межзвенового угла в результате предварительного или одновременного сокращения какой-то другой группы мышц. Так, плечо силы мышц-сгибателей бедра в начале переносной фазы увеличивается вследствие заднего толчка (т.е. деятельности трехглавой мышцы голени), вызывающего сгибание в коленном и тазобедренном суставах.

Другим способом увеличения плеча силы мышцы может быть изменение положения центра вращения или расстояния от сухожилия до центра вращения при разном межзвеновом угле. Этот случай типичен для коленного сустава, в котором вследствие неконгруэнтности суставных поверхностей нет постоянного центра вращения, а локализация мгновенных центров вращения зависит от величины межзвенового угла (В.Н.Ленченко, 1965). Плечо силы четырехглавой мышцы бедра растет при небольших углах сгибания в коленном суставе (0-20°) из-за изменений локализации центра вращения и топографии дистального сухожилия мышцы вследствие некоторого поворота коленной чашечки. Как из-

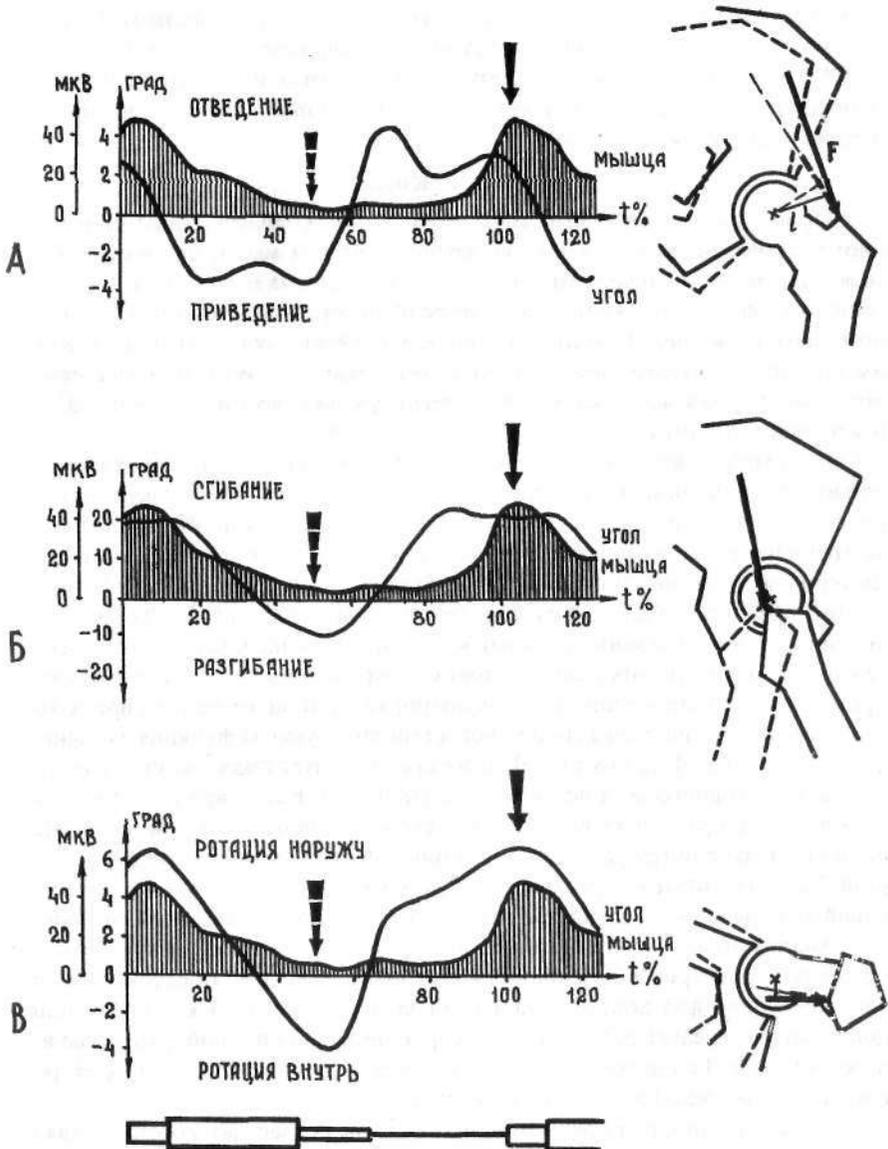


Рис. 40. Соотношение электрической активности средней ягодичной мышцы и плеча действия мышцы в разных плоскостях при ходьбе. А - фронтальная плоскость, Б - сагиттальная, В - горизонтальная. На графиках - изменение интегрированной электрической активности мышцы и межзвеного тазобедренного угла при ходьбе.

Справа от графиков - схематическое изображение тазобедренного сустава, силы мышцы и ее плеча для моментов шага, когда активность мышцы минимальна (пунктирные линии) и максимальна (сплошные линии).

вестно, наибольшее возбуждение мышцы в течение опорной фазы также возникает в ту фазу шага, когда угол сгибания в суставе невелик.

Приведенные данные показывают, что оптимизация работы мышцы в локомоторном акте является результатом точного подбора фазы, степени возбуждения и плеча силы мышцы.

### **Заключение**

Приведенные материалы дают комплексное количественное описание и биомеханическое истолкование движений и работы мышц различных частей тела человека при ходьбе. Анализ полученных данных показывает, что управление локомоторным актом совершается на основе открытого Н.А.Бернштейном взаимодействия мышечных, внешних и реактивных сил. В конечном счете именно это взаимодействие определяет биомеханическую и иннервационную структуру ходьбы человека, которая, несмотря на известные индивидуальные отклонения, является типичной и устойчивой.

Эта структура характеризуется следующими чертами: 1) строгой временной взаимосвязанностью движений и деятельности мышц как в пределах одной конечности, так и в пределах всего тела человека, 2) четкой обусловленностью экстремальных значений кинематических параметров основными максимумами опорных реакций, 3) фазным характером работы мышц, по времени предшествующей и совпадающей с развитием максимальных значений опорных реакций (передним и задним толчком), 4) полифункциональным характером деятельности мышц на протяжении локомоторного цикла, 5) специфичностью преобладающей биомеханической функции каждой части тела во время ходьбы: опорная и толчковая функция ног, стабилизирующая функция туловища и балансирующая функция рук. В то же время следует подчеркнуть, что структура локомоторного акта не является неизменной. Благодаря многозвенности тела человека существует возможность выполнения одной и той же биомеханической задачи путем различных комбинаций элементов двигательного аппарата. Такая возможность реализуется в норме при существенном изменении условий ходьбы и в патологии при нарушении опорно-двигательной системы.

Анализ изменений динамических, кинематических и электрофизиологических параметров в течение двойного шага позволяет предложить новую классификацию фаз локомоторного цикла. Согласно этой классификации в цикле ходьбы следует различать шесть фаз: четыре в опорной фазе и две в переносной фазе. Границами фаз являются экстремальные точки опорной реакции по вертикальной и продольной составляющим.

Разделение цикла на биомеханические фазы создает возможность для более дифференцированного изучения работы мышц, в частности ее сопоставления с перемещениями ОЦМ тела человека при ходьбе. Проведенными исследованиями установлено, что перемещение ОЦМ и создание устойчивости при ходьбе преимущественно связано с деятельностью мышц-разгибателей, составляющих силовую часть локомоторной синергии. Работа мышц-сгибателей, хотя и служит дополнительным источником энергии для перемещения ОЦМ, в

основном направлена на коррекцию положения или движения отдельных сегментов тела (коррекционная часть локомоторной синергии).

Поскольку колебания ОЦМ возникают в результате расхода мышечной энергии, существует ряд механизмов, ограничивающих амплитуду этих колебаний. Наиболее распространенным из них является взаимная компенсация движений, обуславливающих противоположные перемещения ОЦМ.

Мышцы в течение локомоторного цикла работают то в уступающем, то в преодолевающем режиме. Продолжительность того или другого режима для многих мышц таза и ноги определяется границами биомеханических фаз. Уступающий режим доминирует в работе мышц-разгибателей, тогда как в деятельности мышц-сгибателей оба режима представлены примерно одинаково. С изменением режима функционирования мышц связана фрагментация волн их электрической активности.

При ходьбе реализуются не только эффекты прямого действия мышц, приводящие к ускорению или замедлению движений данного сегмента. Благодаря многозвенной структуре двигательного аппарата широко используются эффекты «непрямого» действия мышц, позволяющие перераспределять кинетический момент между смежными звеньями тела.

Работа мышц в течение локомоторного цикла зависит от изменений возбуждения мышцы, длины плеча, на котором она действует, и мышечной длины. В фазу наибольшего возбуждения мышцы обычно происходит оптимизация основных условий ее деятельности.

## Глава 3.

### Закономерности изменения биомеханических и электрофизиологических параметров при разных условиях ходьбы

Настоящая глава посвящена установлению и интерпретации наиболее важных зависимостей биомеханических и электрофизиологических параметров от скорости ходьбы и ее двух переменных: темпа и длины шага.

В пп.3.1-3.5 рассматриваются изменения параметров при естественной ходьбе, когда повышение скорости передвижения связано с одновременным увеличением темпа и длины шага. В п.3.6. приведены данные об изолированном влиянии этих переменных на структуру и параметры ходьбы.

#### 3.1. Изменение биомеханических параметров при разной скорости (темпе) ходьбы

Эволюция биомеханической структуры ходьбы в зависимости от ее скорости не раз служила предметом экспериментального исследования. Однако большинство авторов ограничивались описанием изменения лишь отдельных параметров локомоции, чаще всего в рабочем диапазоне темпов (Murray et al., 1966; Grieve, 1968; В.Е.Панфилов, 1970, А.С.Витензон, М.П.Полян, 1970; Я.В.Левин и соавт., 1970; Д.П.Букреева и соавт., 1972; Lamogoux, 1971; А.С.Витензон, 1974; В.А.Богданов, В.С.Гурфинкель, 1975, Я.Л.Славуцкий, 1982). В последние годы детальное исследование временных, кинематических и динамических параметров ходьбы при трех темпах в диапазоне 85-125 шаг/мин было осуществлено Winter, 1983, 1990.

В данном разделе представлены результаты исследования биомеханических параметров при ходьбе десяти здоровых испытуемых в возрасте 25-40 лет в пяти темпах, которые условно обозначены как медленный (М), замедленный (З), произвольный (П), ускоренный (У) и быстрый (Б).

Объектом исследования являлись изменения подографических показателей, угловых перемещений в голеностопном, коленном и тазобедренном суставах, вертикальной, продольной и поперечной составляющих опорной реакции при разных темпах ходьбы. Упомянутые исследования проводили с использованием вычислительного комплекса «Искра 226». Источником аналоговых сигналов служили, устройство для подографии, электрогониометры и тензоплатформа.

Полученные экспериментальные материалы были подвергнуты статистической обработке и представлены в виде таблиц и графиков\*.

\* Исследования были проведены совместно с Г.П.Гриценко

## Основные и временные характеристики ходьбы

Из табл.9 видно, что с увеличением скорости ходьбы от 0,61 до 2,28 м/с одновременно растет темп ходьбы с 67,8 до 137,9 шаг/мин и длина шага с 0,51 до 0,88 м., при этом изменения обеих переменных происходят по закону, близкому к линейному (рис.41).

Судя по литературным данным при большей скорости ходьбы темп продолжает расти, а дальнейший рост длины шага приостанавливается (А.С.Витензон, 1974, Lamoureux, 1971).

Таблица 9

Основные характеристики ходьбы здоровых людей в разных темпах.

NN п/п	Наименование параметра	Темп				
		Медл. М	Замедл. З	Произв. П	Ускор. У	Быстр. Б
1.	Время дв. шага (с)	1.77	1.42	1.1	0.96	0.87
2.	Средн. скор. (м/с)	0.61	0.91	1.43	1.90	2.28
3.	Темп (шаг/мин)	67.8	84.5	109.1	125.0	137.9
4.	Длина шага (м)	0.51	0.60	0.74	0.84	0.88

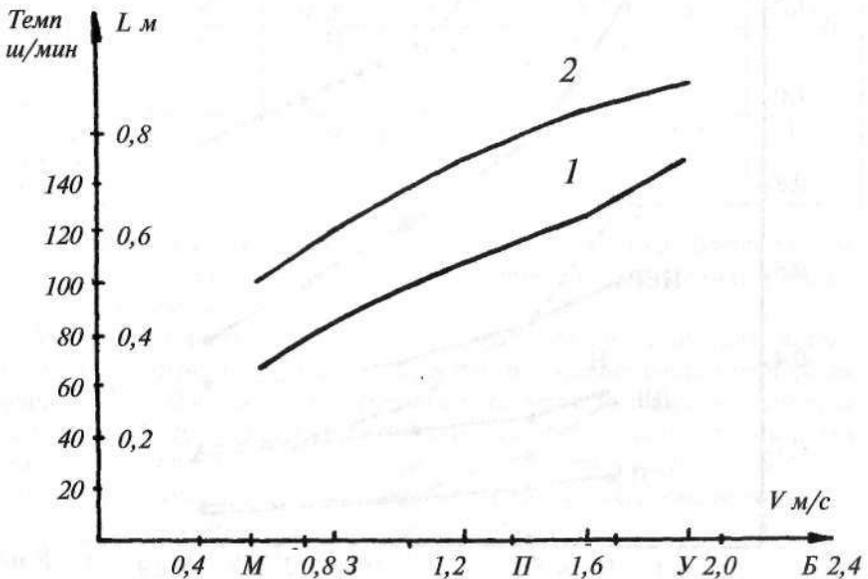


Рис. 41. Графики зависимости: 1 - темпа (шаг/мин) и 2 - длины шага (м) от линейной скорости ходьбы. М - медленный, З - замедленный, П - произвольный, У - ускоренный, Б - быстрый темп.

Изменения временных характеристик шага показаны в табл. 10 и на графиках (рис.42). Из них следует, что длительность двойного шага с возрастанием темпа соответственно сокращается с 1,77 до 0,87 с. В то же время длительность фазы переноса увеличивается с 31,9% до 41,2% относительно продолжительности двойного шага, длительность интервала опоры на пятку-с 8,4% до 11,4%, длительность интервала опоры на носок-с 18,4% до 23,6%, тогда как длительность интервала опоры на всю стопу уменьшается с 41,3% до 24,6%. Интервал Т, заключенный между моментом отрыва пятки одной ноги и моментом наступания другой, при ускорении ходьбы возрастает с 0,0% до 13,3%. Точка сдвига

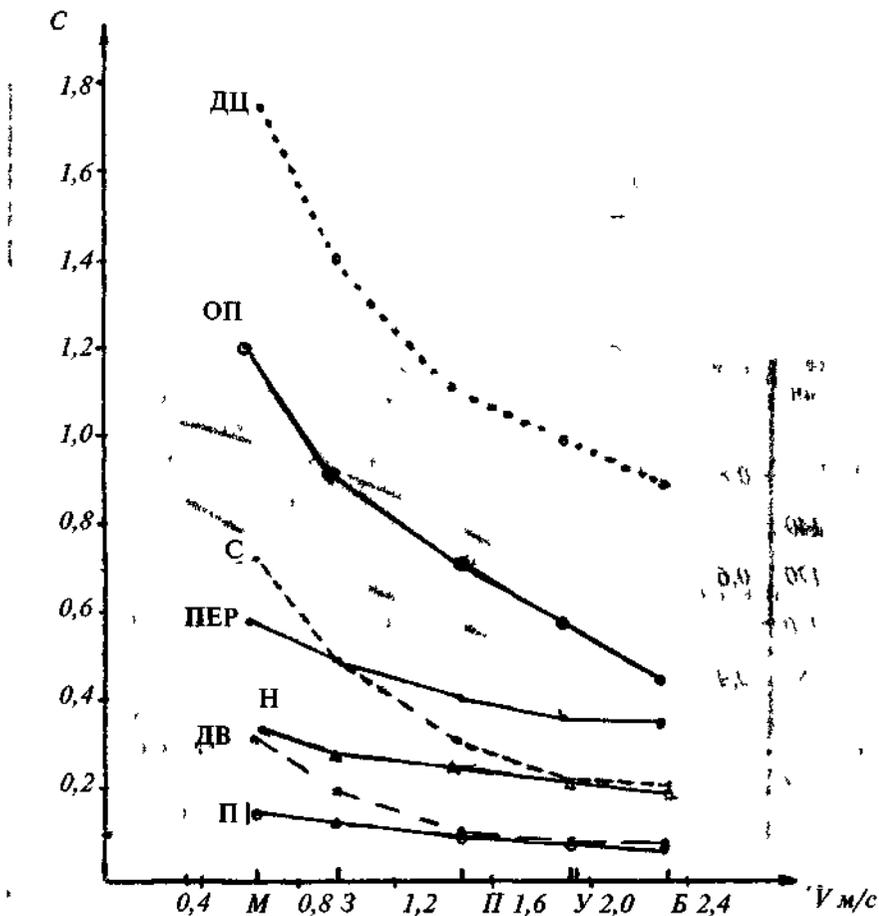


Рис. 42. График зависимости длительности (с) фаз и интервалов шага от линейной скорости ходьбы. ДЦ - длительность цикла, ОП - опорная фаза, ПЕР - переносная фаза, ДВ - двуопорная фаза, С - интервал опоры на всю стопу, Н - интервал опоры на носок, П - интервал опоры на пятку.

Таблица 10  
Временные характеристики ходьбы здоровых людей в разных темпах

NN n/n	Параметр	Темп				
		Медл.	Замедл.	Произ.	Ускор.	Быстр.
1. Интервал опоры на пятку	%	8.4	9.6	10.5	11.4	11.4
	с	0.15	0.13	0.12	0.11	0.10
2. Интервал опоры на всю стопу	%	41.1	35.8	28.5	25.6	24.6
	с	0.73	0.50	0.31	0.24	0.21
3. Интервал опоры на носок	%	18.4	20.4	23.2	23.6	22.8
	с	0.32	0.28	0.25	0.23	0.20
4. Переносная фаза	%	31.9	34.2	37.8	39.4	41.2
	с	0.56	0.48	0.41	0.37	0.36
5. Двупорная фаза	%	18.2	15.2	12.3	10.2	9.6
	с	0.32	0.21	0.13	0.10	0.08
6. Интервал т	%	0.0	5.0	10.9	13.3	13.2
	с	0.0	0.07	0.12	0.13	0.11
7. Точка сдвига	%	48.7	49.8	49.8	50.2	49.1
	с	0.86	0.70	0.55	0.48	0.43
8. Длительность двойного шага	с	1.77	1.42	1.10	0.96	0.87
9. Коэффициент ритмичности		0.97	0.96	1.00	0.98	1.00

(момент наступания другой ноги) мало зависит от темпа и колеблется в пределах 49-50% от времени двойного шага. Коэффициент ритмичности (отношение фаз переноса конечностей) изменяется от 0,96 до 1,00.

Зависимости длительности различных фаз и временных интервалов шага имеют вид нелинейных убывающих функций. Все кривые разделяются на две группы: с большой крутизной (изменение длительности двойного шага, интервала опоры на всю стопу, двупорной фазы) и с малой крутизной (изменение длительности переносной фазы, интервалов опоры на пятку и носок). Следовательно, при повышении скорости ходьбы фазы и интервалы шага изменяются непропорционально, хотя их последовательность в каждом шаге, а значит, и временная структура ходьбы остается неизменной.

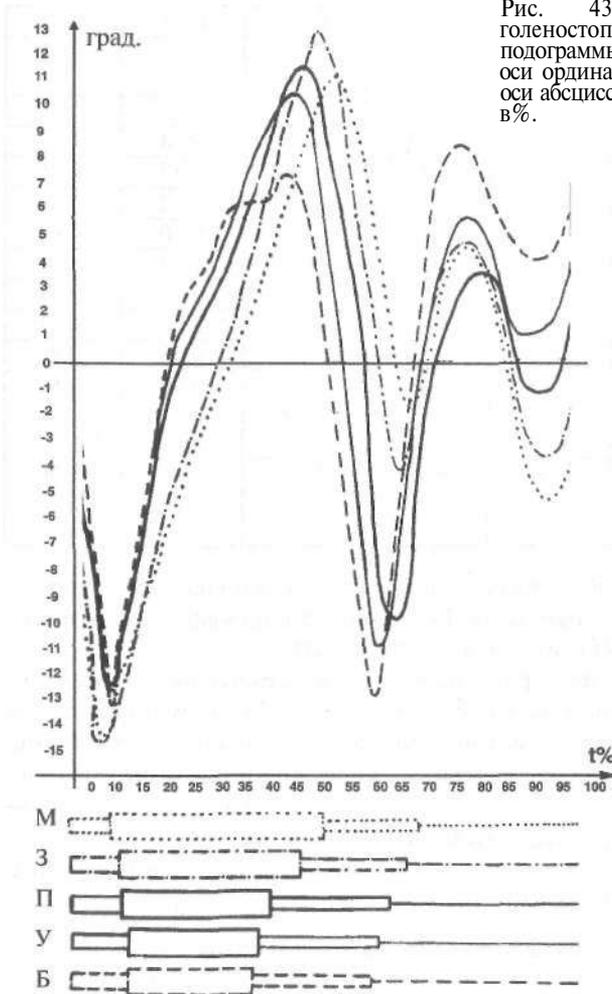
#### *Кинематические характеристики ходьбы*

Эти характеристики базируются на анализе графиков межзвенных углов: голеностопного (ГСУ), коленного (КУ) и тазобедренного (ТБУ) при разном

темпе ходьбы. При рассмотрении графика обращает на себя внимание форма кривых, величина экстремальных точек и их расположение на временной оси.

### Характеристика ГСУ

Кривая этого угла при ходьбе в разных темпах имеет два экстремальных значения, соответствующих подошвенному сгибанию в фазах переднего и заднего толчков и два экстремальных значения, характеризующих тыльное сгибание во время переката через стопу и в первой половине фазы переноса (рис.43).



Амплитуда первого подошвенного сгибания при увеличении темпа колеблется в незначительных пределах: от 14,5° (12,5°)\* при медленном до 13,2° (11,2°) при быстром темпе, второго подошвенного сгибания - от 1,7° (2,9°) до 12,9° (15,5°), первого тыльного сгибания - от 10,4° (11,3°) до 7,2°(8,0°), второго тыльного сгибания - от 4,4° (5,2°) до 8,2° (8,9°) табл.11).

Судя по кривым зависимости экстремальных значений ГСУ от темпа, амплитуда первого подошвенного сгибания (1) изменяется мало, зато резко возрастает амплитуда второго подошвенного сгибания (3); ее рост замедляется лишь при переходе от ускоренного к быстрому темпу, когда начинает стабилизироваться длина шага (см. табл.9); амплитуда первого тыльного сгибания (2) при ускорении ходьбы в основном уменьшается, тогда как амплитуда второго тыльного сгибания (4) понижается от медленного до произвольного темпа и увеличивается от произвольного до быстрого темпа (рис.44). Экстремальные точки кривых ГСУ при увеличении скорости ходьбы сдвигаются влево по временной оси в соответствии с изменением фаз шага.

Полученные данные показывают, что при повышении скорости (темпа) ходьбы меняется соотношение амплитуд ГСУ в различных фазах шага: в наибольшей степени возрастает амплитуда тех движений, которые связаны с реализацией заднего толчка, а именно с увеличением длины шага; напротив, некоторые движения (первое тыльное сгибание) в связи с сокращением длительности фазы опоры на всю стопу уменьшаются по амплитуде при более быстром темпе ходьбы.

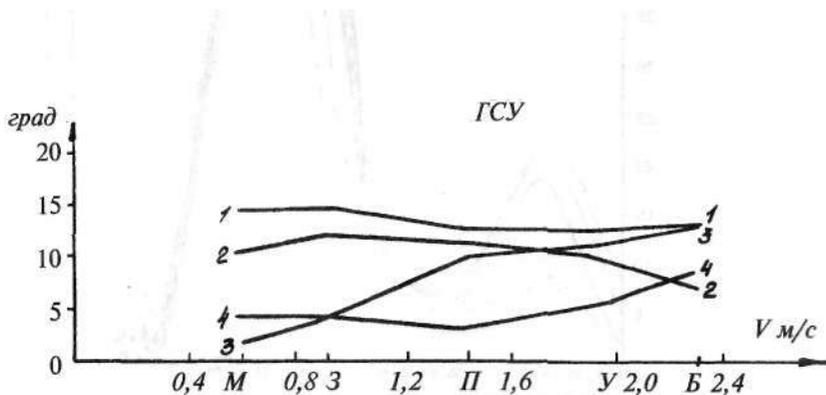


Рис. 44. Изменение величины разных фрагментов ГСУ при различной скорости ходьбы. 1 - первое подошвенное сгибание, 2 - первое тыльное сгибание, 3 - второе подошвенное сгибание, 4 - второе тыльное сгибание.

\* Первая цифра дана для левой ноги, вторая для правой.

Характеристика КУ

Кривая данного угла при исследованных темпах ходьбы имеет четыре экстремальных значения, которые могут быть квалифицированы как сгибание и разгибание в опорную фазу, сгибание и разгибание в переносную фазу (рис.45). При увеличении темпа ходьбы амплитуда сгибания в опорную фазу меняется от  $4,7^\circ$  ( $5,8^\circ$ ) до  $21,7^\circ$  ( $19,5^\circ$ ), в переносную фазу от  $54,3^\circ$  ( $55,1^\circ$ ) до  $62,1^\circ$  ( $66,5^\circ$ ), амплитуда разгибания в опорную фазу увеличивается с  $2,7^\circ$  ( $3,3^\circ$ ) до  $6,5^\circ$  ( $5,1^\circ$ ) при произвольном темпе, а затем слегка уменьшается; амплитуда разгибания в переносную фазу меняется незначительно (см.табл. 11).

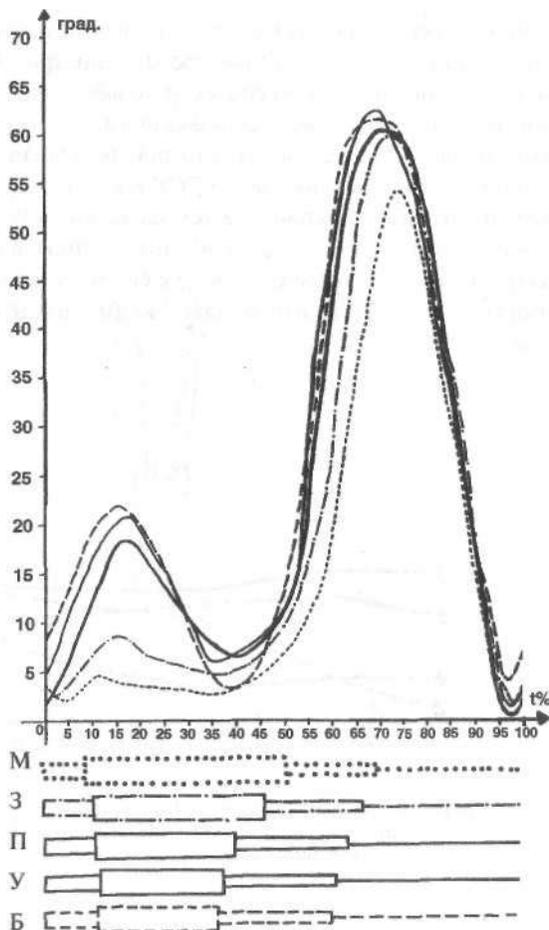


Рис. 45. Графики изменения коленного угла (КУ) и подограммы при пяти темпах ходьбы.

Характер зависимости экстремальных значений КУ от темпа ходьбы представлен на рис.46, из которого видно, что амплитуда сгибания в фазу опоры (1) возрастает от медленного темпа к произвольному, в то время как амплитуда сгибания в переносную фазу (3) уже перестает расти по мере приближения к произвольному темпу. Различия в ходе кривых можно объяснить тем, что увеличение сгибания в фазу опоры преимущественно связано с ростом длины шага, тогда как увеличение амплитуды сгибания в фазу переноса обусловлено входением в область резонанса, когда наступает совпадение вынужденных и собственных колебаний ноги. Экстремальные значения разгибания в фазу опоры (2) увеличиваются при переходе от медленного темпа к произвольному и уменьшаются при переходе от произвольного темпа к быстрому. Обратная картина наблюдается при рассмотрении экстремальных значений разгибания в коленном суставе в фазу переноса (4). Как и в предыдущем случае, с увеличением темпа кривые КУ сдвинуты влево по оси абсцисс в соответствии с изменением временных фаз шага.

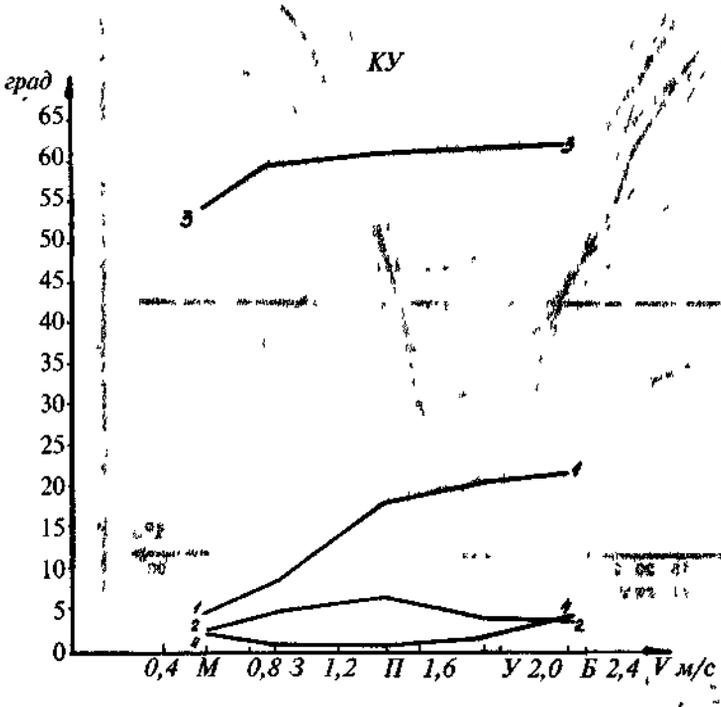


Рис. 46. Изменение величины разных фрагментов КУ при различной скорости ходьбы. 1 - сгибание в опорную фазу, 2 - разгибание в опорную фазу, 3 - сгибание в переносную фазу, 4 - разгибание в переносную фазу.

### Характеристика ТБУ

Кривая тазобедренного угла при ходьбе в разных темпах характеризуется тремя экстремумами, из которых два означают сгибание в начале и в конце локomotorного цикла, а третье - разгибание, приуроченное к середине переката стопы через носок (рис.47).

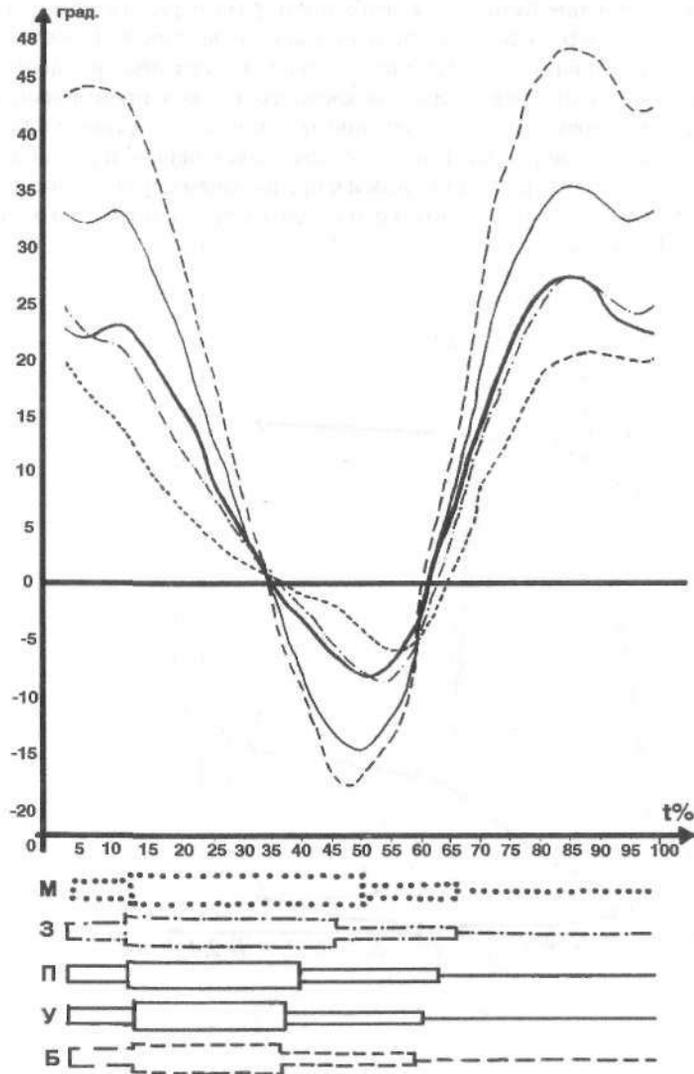


Рис. 47. Графики изменения тазобедренного угла (ТБУ) и подограммы при пяти темпах ходьбы.

### Глава 3. Закономерности изменения биомеханических и электрофизиологических параметров...

Амплитуда сгибания в начале шага при увеличении темпа ходьбы меняется от  $20,0^\circ$  ( $22,7^\circ$ ) до  $43,0^\circ$  ( $35,1^\circ$ ). Примерно в том же диапазоне растет амплитуда сгибания в конце цикла. Амплитуда угла разгибания в суставе возрастает от  $5,7^\circ$  ( $7^\circ$ ) до  $18,1^\circ$  ( $12,4^\circ$ ).

Характер зависимости экстремальных значений ТБУ от темпа представлен на рис.48, из которого следует, что в процессе повышения темпа ходьбы амплитуда угла во всех фазах шага имеет отчетливую тенденцию к увеличению. Лишь при переходе от замедленного темпа к произвольному экстремальные значения либо остаются постоянными, либо слегка понижаются. С увеличением темпа наблюдается сдвиг кривой ТБУ влево по временной оси, особенно для экстремального значения, соответствующего разгибанию в суставе.

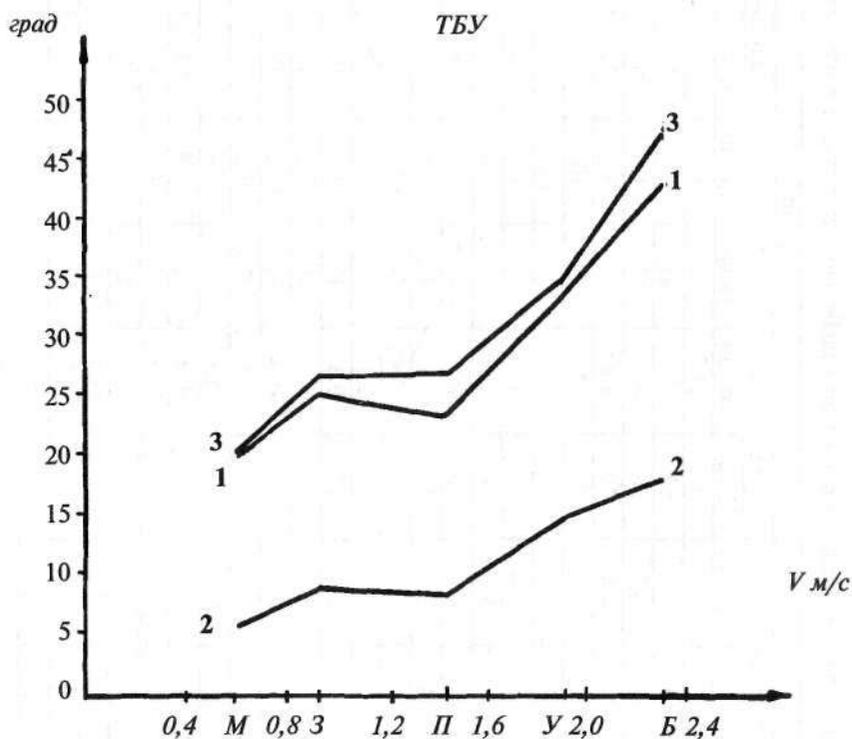


Рис. 48. Изменение величины разных фрагментов ТБУ при различной скорости ходьбы. 1 - сгибание в опорную фазу, 2 - разгибание в опорную фазу, 3 - сгибание в переносную фазу.

Таблица 11

Экстремальные точки угловых перемещений при ходьбе здоровых людей в разных темпах, %, град.

N п/п	Наимено- вание параметра	Темп									
		Медленный М		Замедленный З		Произвольный П		Ускоренный У		Быстрый Б	
		% вр.	ср. зн.	% вр.	ср. зн.	% вр.	ср. зн.	%вр.	ср. зн.	%вр.	ср. зн.
1.	ГСУ лев.	7	-14.5	8	-14.7	8	-12.6	8	-12.6	8	-13.2
		54	10.4	52	12.3	48	11.3	47	10.3	45	7.2
		68	-1.7	66	-4.3	65	-10.0	62	-11.0	61	-12.9
		79	4.4	79	4.4	82	3.3	79	5.5	78	8.2
2.	ГСУ прав.	7	-12.5	7	-12.2	7	-10.9	7	-11.0	8	-11.2
		53	11.3	50	11.9	47	12.0	46	10.5	43	8.0
		68	-2.9	66	-6.6	64	-10.4	62	-13.3	60	-15.5
		81	5.2	81	3.9	82	3.4	80	5.7	78	8.9
3.	КУ лев.	12	4.7	16	8.3	17	18.1	18	20.4	16	21.7
		34	2.7	37	4.8	49	6,5	40	4.1	40	3.6
		74	54.3	73	59.4	72	61.0	70	61.5	70	62.1
		97	2.5	98	0.9	98	-0.8	97	1.6	97	4.2
4.	КУ прав.	12	5.8	17	9.6	17	19.3	18	18.7	16	19.5
		35	3.3	37	5.1	40	5.1	41	1.6	37	2.9
		73	55.1	73	61.4	71	65.3	70	64.3	70	66.5
		96	3.2	96	1.9	97	0.2	96	1.9	98	1.5
5.	ТБУ лев.	0	20.0	0	25.1	0	23.4	0	33.2	1	43.0
		57	-5.7	55	-8.9	52	-8.4	50	-14.8	48	-18.1
		91	20.4	86	25.5	87	26.8	87	34.9	86	47.1
		96	19.9	97	24.0	98	22.4	97	32.3	98	41.2
6.	ТБУ прав.	0	22.7	0	25.4	1	28.3	1	33.4	0	35.1
		56	-7.1	54	-8.7	53	-11.7	53	-13.4	49	-12.4
		93	22.5	90	25.0	88	27.7	89	32.2	90	34.2
		94	22.4	96	24.0	95	26.2	96	31.1	100	33.6

Примечание: % вр. - временное значение параметра в % к циклу ходьбы; ср.зн. - среднее значение амплитуд: угла в градусах.

*Динамическая характеристика*

Динамическая характеристика ходьбы (табл.12) получена путем исследования опорных реакций, отражающих взаимодействие сил, принимающих участие в построении локомоторного акта: мышечных, гравитационных и инерционных. Вектор опорной реакции в проекции на основные плоскости разлагается на три составляющие: вертикальную, продольную и поперечную. Эти составляющие позволяют судить об усилиях, связанных с вертикальным, продольным и поперечным перемещением общего центра масс.

*Вертикальная составляющая вектора опорной реакции*

График вертикальной составляющей опорной реакции при ходьбе в норме имеет вид плавной симметричной двугорбой кривой (рис.49). Первый максимум кривой соответствует интервалу времени, когда в результате переноса

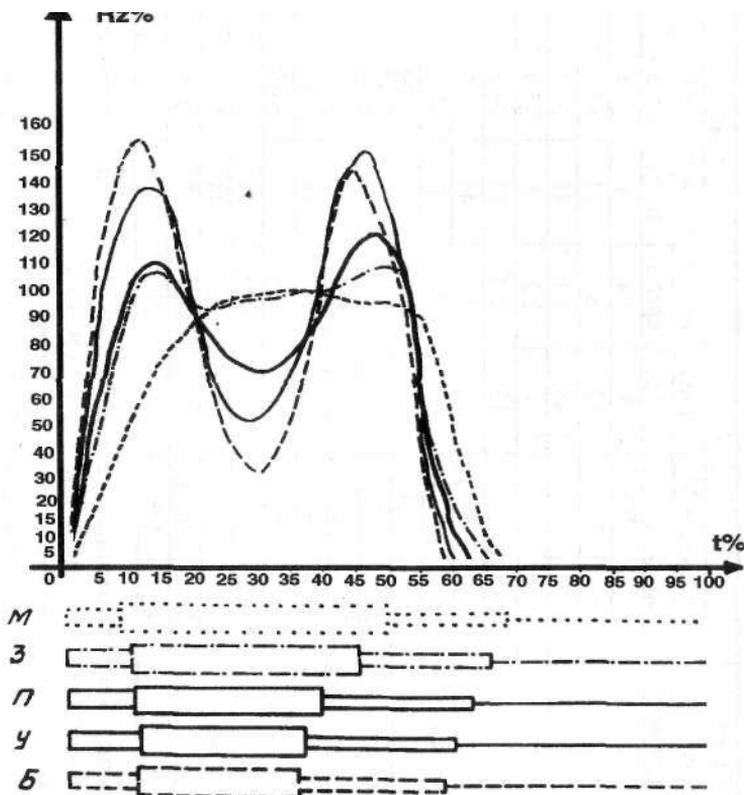


Рис. 49. Графики изменения вертикальной составляющей опорной реакции  $R_z$  и подограммы при пяти темпах ходьбы. На оси ординат -  $R_z$  в % от веса тела, на оси абсцисс - длительность цикла в %.

— Таблица 12

\*\* Экстремальные точки опорных реакций при ходьбе здоровых людей в разных темпах, %

N п/п	Наименование параметра	Темп									
		Медленный М		Замедленный З		Произвольный П		Ускоренный У		Быстрый Б	
		% вр.	сред.з	% вр.	сред.з	% вр.	сред.з	% вр.	сред.з	% вр.	сред.з
1.	Ру лев.	6	0.8	4	3.4	4	3.1	5	3.8	4	6.0
		24	-6.6	17	-6.2	13	-9.0	13	-11.3	15	-13.2
		51	-6.2	48	-6.6	42	-7.6	45	-6.7	44	-6.8
2.	Ру прав	5	1.0	4	2.2	2	3.6	5	3.2	4	5.5
		22	-4.3	15	-6.4	13	-9.1	13	-10.9	13	-13.4
		50	-5.3	41	-5.9	44	-6.9	44	-6.9	44	-7.2
3.	Rx лев.	20	-12.4	12	-15.1	7	-15.8	4	-16.3	4	-20.5
		57	3.1	53	12.5	51	18.4	51	26.9	49	27.5
4.	Rxпрае	24	-7.8	13	-13.1	12	-17.2	12	-20.6	9	-23.0
		58	5.9	55	10.4	54	23.7	51	31.0	50	31.0
5.	Rz лев.	23	96.4	14	107.2	14	110.9	13	137.8	12	154.6
		24	96.0	22	93.8	30	70.2	29	53.7	30	34.3
		47	100.5	49	108.9	48	121.0	47	152.4	46	145.9
6.	Rz прав	25	106.0	15	105.5	14	126.0	13	134.3	11	154.9
		29	105.7	24	93.1	29	73.8	29	53.9	29	43.7
		48	106.3	50	110.7	47	130.4	46	141.2	46	142.9

Примечание: % вр.- временное значение параметра в % к циклу ходьбы; сред.зн.- среднее значение амплитуды опорных реакций в % к весу тела испытуемых.

тяжести тела на опорную ногу происходит передний толчок, второй максимум (задний толчок) отражает активное отталкивание ноги от опорной поверхности и вызывает продвижение тела вверх, вперед и в сторону опорной конечности. Оба максимума расположены выше уровня веса тела и составляют соответственно: при медленном темпе 96% (106%) и 100% (106%) от веса тела, при замедленном темпе 107% (105%) и 109% (111%), при произвольном темпе 111% (126%) и 121% (130%), при ускоренном 138% (134%) и 152% (141%), при быстром - 155% (155%) и 146% (143%).

Минимум опорной реакции расположен симметрично между ними ниже линии веса тела. Возникновение минимума обусловлено задним толчком другой ноги и последующим ее переносом; при этом появляется сила, направленная вверх, которая вычитается из веса тела. Минимум опорной реакции при разных темпах составляет от веса тела соответственно: при медленном темпе - 96% (105%), при замедленном темпе - 94% (93%), при произвольном темпе 70% (74%), при ускоренном 54% (54%), при быстром - 34% (44%).

Таким образом, общая тенденция при увеличении темпа ходьбы состоит в росте значений переднего и заднего толчков (кривые 1,3) и снижении минимума вертикальной составляющей опорной реакции (кривая 2) на рис.50.

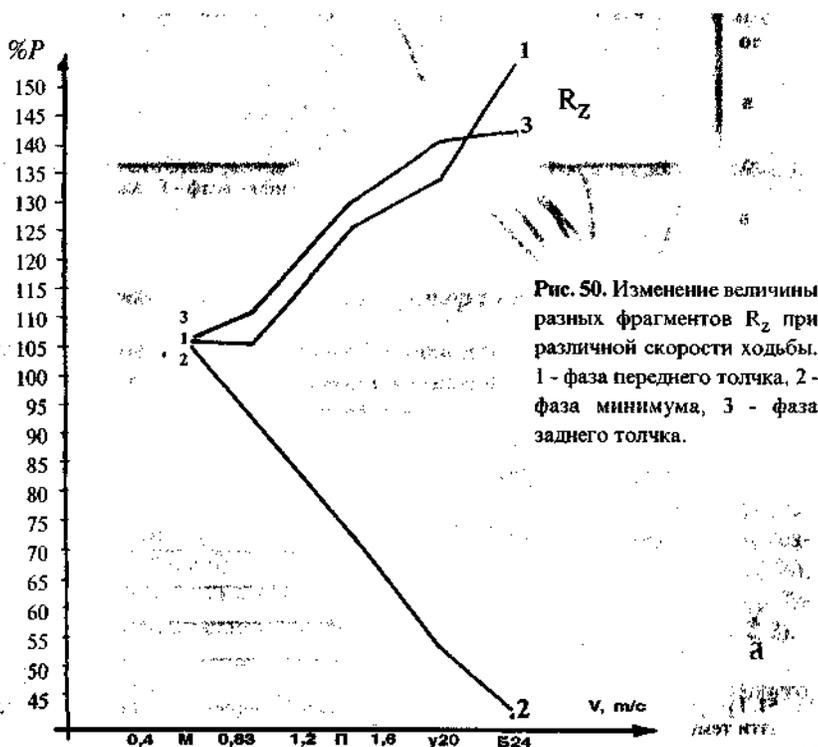


Рис. 50. Изменение величины разных фрагментов  $R_z$  при различной скорости ходьбы. 1 - фаза переднего толчка, 2 - фаза минимума, 3 - фаза заднего толчка.

*Продольная составляющая вектора опорной реакции*

График продольной составляющей опорной реакции имеет также два, но разнонаправленных максимума, соответствующих переднему и заднему толчкам и минимум, равный нулю между ними (рис.51). Величина этих максимумов при медленном темпе -12% (8%) и 3% (6%), при замедленном темпе -15% (13%) и 13% (10%), при произвольном темпе -16% (17%) и 18% (24%), при ускоренном темпе -16% (21%) и 27% (31%), при быстром -21% (23%) и 28% (31%).

Продольная составляющая характеризуется аналогичной тенденцией увеличения переднего и заднего толчков (кривые 1 и 2) при повышении темпа ходьбы (рис.52).

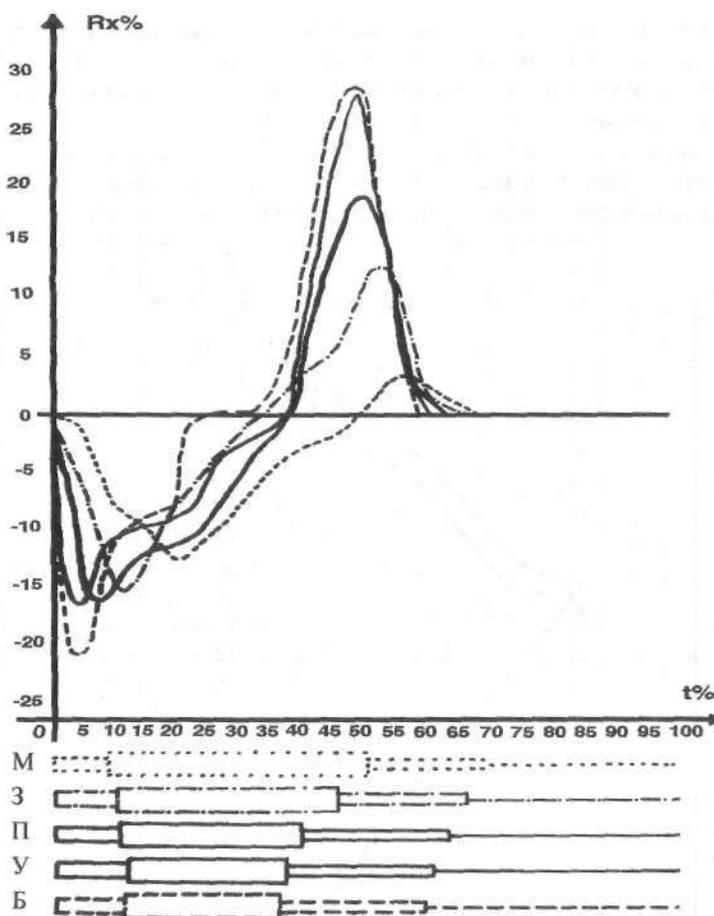


Рис. 51. Графики изменения продольной составляющей опорной реакции  $R_x$  и подограммы при пяти темпах ходьбы.

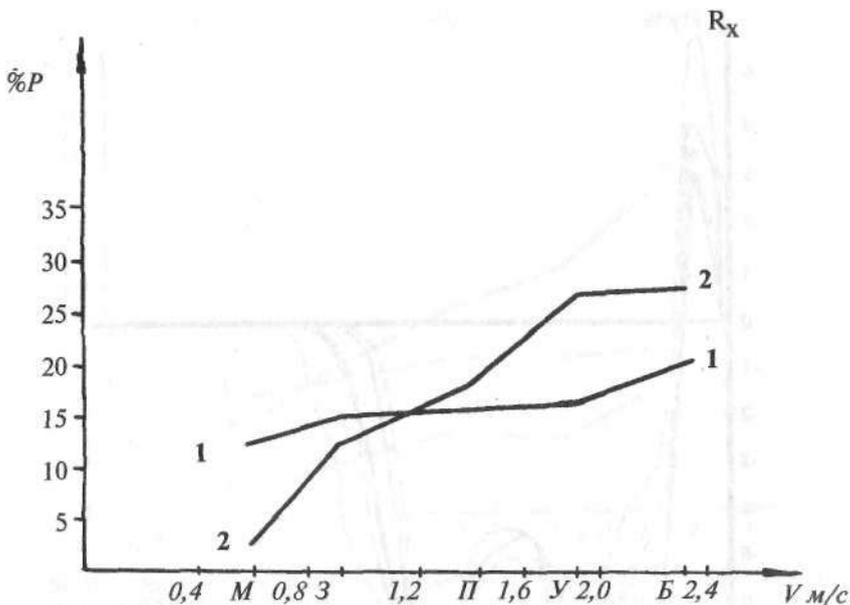


Рис. 52. Изменение величины разных фрагментов  $R_x$  при различной скорости ходьбы. 1 фаза переднего толчка, 2 - фаза заднего толчка.

#### *Поперечная составляющая вектора опорной реакции*

График поперечной составляющей опорной реакции по форме напоминает перевернутый график вертикальной составляющей. Кривая также располагает двумя максимумами, приуроченными к фазам переднего и заднего толчков и направленными медиально. Однако в самом начале цикла выявлен еще один максимум, имеющий противоположное направление (рис.53).

При увеличении темпа ходьбы все максимумы возрастают, их значения составляют от веса тела: при медленном темпе - 7% (4%) и 6% (5%)\*, при замедленном темпе - 6% (6%) и 6% (6%), при произвольном темпе - 9% (9%) и 8% (7%), при ускоренном темпе - 11% (11%) и 7% (7%), при быстром - 13% (13%) и 7% (7%). Зависимости этих величин от темпа показаны на рис.54 (кривые 1, 2, 3).

\* Приведены значения лишь для максимумов в фазах переднего и заднего толчков.

Закономерности нормальной и патологической ходьбы человека

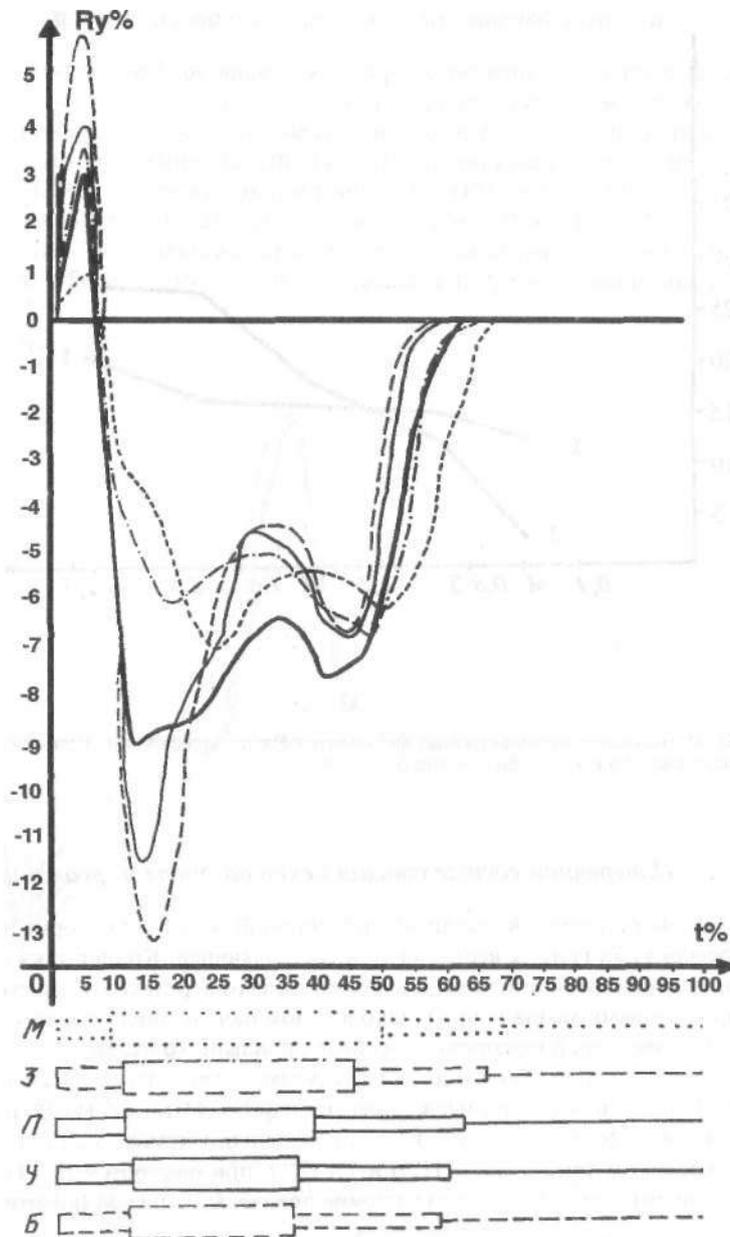


Рис. 53. Графики изменения поперечной составляющей опорной реакции  $R_y$  и подограммы при пяти видах ходьбы.

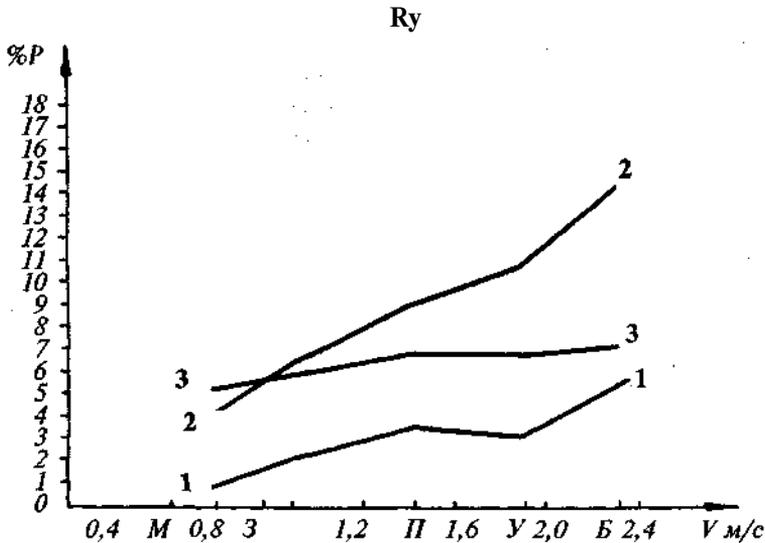


Рис. 54. Изменение величины разных фрагментов  $Ry$  при различной скорости ходьбы. 1 - фаза переднего толчка, 2 - фаза минимума, 3 - фаза заднего толчка.

*Биомеханический анализ ходьбы здоровых людей в разном темпе*

Проведенные исследования обнаруживают отчетливую оптимальность локомоторного процесса, которая не ограничивается произвольным темпом ходьбы, но распространяется также на область близлежащих темпов передвижения.

Признаки этой оптимальности можно отметить в изменении различных характеристик ходьбы: временных, кинематических и динамических.

Прежде всего обращает на себя внимание, что временной масштаб локомоторного цикла изменяется при разных темпах неравномерно: с увеличением скорости ходьбы происходит непропорциональное уменьшение различных фаз и интервалов шага. Так, из рис.42 видно, что значительной крутизне семейства кривых, показывающих уменьшение длительности опорной, двуопорной фаз, интервала опоры на всю стопу при повышении темпа ходьбы, противостоит семейство кривых с меньшей крутизной, описывающих аналогичные изменения длительности переносной фазы и интервалов опоры на задний и передний отделы стопы.

Если учесть, что основные динамические сдвиги при ходьбе (передний и задний толчки) приурочены к первой и последней третям опорной фазы, то отмеченное непропорциональное изменение длительности отдельных фаз шага приобретает определенный биомеханический смысл. При повышении скорости ходьбы менее всего сокращается длительность тех фаз, которые связаны с раз-

витием значительных усилий при ходьбе. Следовательно, импульс силы существенно не снижается в результате уменьшения длительности этих фаз при возрастании темпа ходьбы. Одновременно решается и другая задача - сохранение необходимой последовательности движений, поскольку преимущественно уменьшается длительность той части опорной фазы, в которой не происходит существенного изменения динамических параметров.

И, наконец, становится возможной некоторая стабилизация частоты собственных колебаний нижних конечностей при ходьбе, поскольку длительность переносной фазы, во время которой происходят колебания конечностей, подвергается менее значительным изменениям. Биомеханическая целесообразность этого явления очевидна: чем меньше отклонения частоты колебаний ноги от частоты ее собственных колебаний, тем ниже энергетическая стоимость ходьбы (А.В.Саранцев, А.С.Витензон, 1973).

Таким образом, непропорциональное изменение фаз и интервалов шага при повышении темпа ходьбы имеет, по крайней мере, три назначения: сохранение выработанной последовательности локомоторных движений, развитие достаточного импульса силы при высоких темпах, относительную стабилизацию периода собственных колебаний нижних конечностей в переносную фазу шага.

Однако темповые изменения временных показателей могут быть проанализированы еще с одной стороны - с точки зрения поддержания устойчивости тела человека при ходьбе. Как известно, сохранению устойчивости тела при медленных темпах способствует большая длительность опорной и двуопорной фаз. При высоких темпах ходьбы «статические» факторы устойчивости, по-видимому, становятся второстепенными. На первый план выступают «динамические» факторы устойчивости, обеспечивающие сохранение вертикальной позы тела при резко уменьшенной продолжительности опорной и двуопорной фаз шага. В этом смысле большой интерес представляет изменение интервала, обозначенного в работе как интервал X (И.Б.Лисица, А.В.Саранцев, 1986) (табл.10). Этот интервал определяется временем между моментом отрыва пятки одной ноги от опорной поверхности и моментом наступания другой на опору. При медленном темпе ходьбы интервал X имеет нулевое значение, при повышении темпа возрастает до 0,13-0,11 с, составляя примерно 13% от длительности цикла. Увеличение интервала X означает, что испытуемый, находясь в весьма неустойчивом положении (на носке одной ноги и на пятке другой) не только не теряет равновесие, но и, по-видимому, приобретает дополнительный «запас» устойчивости. Последняя в связи с ускорением ходьбы может иметь только «динамический» характер.

Возрастание темпа является одним из способов повышения линейной скорости ходьбы. Другой способ ускорения ходьбы состоит в увеличении длины шага. В естественном локомоторном акте темп и длина шага увеличиваются одновременно. Темп может возрастать до 200-220 шаг/мин, длина шага обычно перестает расти при темпах свыше 140 шаг/мин. С увеличением длины шага связаны изменения других биомеханических параметров ходьбы - рост амплитуды угловых перемещений в суставах нижних конечностей. В работе А.С.Витензона, 1974, отчетливо показано, что зависимости изменения длины шага и

амплитуды угловых перемещений от темпа ходьбы имеют сходный вид. Обе зависимости являются нелинейными. При медленном темпе ходьбы кривая приобретает наибольшую крутизну; при дальнейшем увеличении темпа крутизна уменьшается; при темпах свыше 140 шаг/мин. длина шага и угловые перемещения в суставах перестают расти. Таким образом, возрастание амплитуды угловых перемещений является существенной частью механизма увеличения длины шага при разных темпах ходьбы (рис.55).

Проведенные биомеханические исследования подтверждают этот тезис и обогащают его новым конкретным содержанием. Так, изменение голеностопного межзвенного угла при ускорении темпа ходьбы характеризуется следующими чертами (рис.43): незначительным увеличением первого подошвенного сгибания, резким приращением угла во время второго подошвенного и второго тыльного сгибания, уменьшением величины первого тыльного сгибания. Полученные данные могут быть следующим образом интерпретированы: значительное увеличение второго подошвенного сгибания предназначено для усиления заднего толчка, без чего не могут быть реализованы ни повышение темпа, ни увеличение длины шага. Выполнению той же задачи способствует некоторое уменьшение первого тыльного сгибания, так как оно обеспечивает

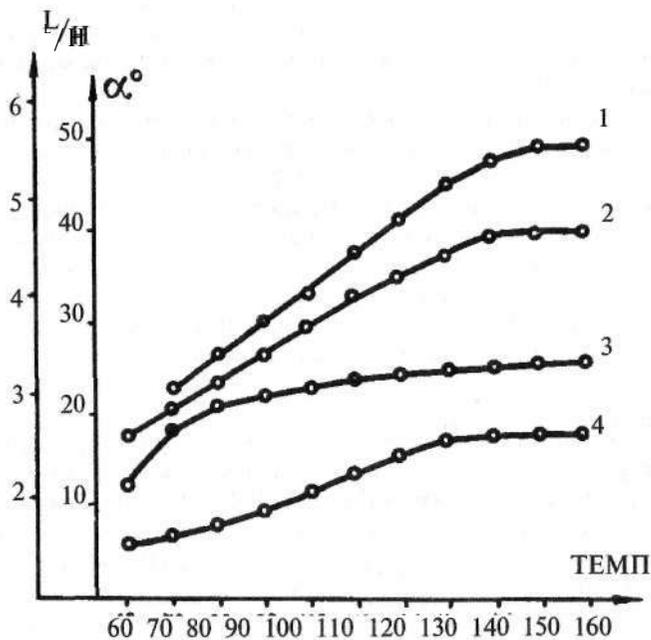


Рис. 55. Сравнение кривых зависимости длины шага (1), суммарного угла (сгибание + разгибание) в ГС (2), угла подошвенного сгибания в ГСС в фазу заднего толчка (3), угла сгибания в КС в период опоры (4) от темпа ходьбы.

Длина шага выражена в относительных единицах L/Н (длина шага/рост по Шольцу).

более раннее возникновение второго подошвенного сгибания; наконец, рост амплитуды второго тыльного сгибания вызван необходимостью более резко осуществлять подъем стопы в начале переносной фазы с тем, чтобы при ускорении ходьбы не происходило бы цепляния носком стопы об опорную поверхность.

Изменение коленного межзвенного угла (рис.45) при ускорении ходьбы приобретает также ряд особенностей: значительно возрастает подгибание в первую треть опорной фазы и несколько увеличивается амплитуда сгибания в переносную фазу. Подгибание в коленном суставе, по мнению ряда исследователей, имеет амортизационное значение, обуславливая плавность переноса веса тела на опорную конечность. При ускорении темпа возникает необходимость большего парирования внешних и инерционных сил, в связи с чем и увеличивается амплитуда подгибания. Другой причиной этого феномена является тенденция к усилению заднего толчка, которая может быть осуществлена не только путем более энергичного второго подошвенного сгибания в голеностопном суставе. Некоторое увеличение сгибания в суставе в переносную фазу, приуроченное в основном к произвольному темпу ходьбы, вероятно, имеет другую природу: оно связано с усилением колебательных свойств конечности (с явлением резонанса), возникающим тогда, когда частота действия мышечных сил приближается или совпадает с частотой собственных колебаний нижней конечности (последнее обычно наступает при произвольном, чаще всего среднем темпе ходьбы).

Изменение тазобедренного межзвенного угла (рис.47) характеризуется примерно одинаковым увеличением обеих фаз: разгибания и сгибания. Наименее постоянным фрагментом угла является фаза, заключенная между фазами сгибания и разгибания и соответствующая по времени двуопорной фазе. Этот фрагмент угла при медленном темпе имеет вид горизонтальной площадки, однако при повышении темпа он приобретает все более наклонное положение - тогда возникает разгибание в суставе, известное также под названием «попятного движения бедра». Биомеханическое назначение этого движения - ускорение разгибания в коленном суставе в переносную фазу, что позволяет при тех же инерционных характеристиках голени и стопы увеличить скорость колебательных процессов.

Весьма существенные изменения при повышении темпа происходят в динамической структуре ходьбы: они не ограничиваются количественными, но носят явно выраженный качественный характер. Так, вертикальная составляющая опорной реакции при медленном темпе имеет форму плато с резко затянутым передним фронтом; при некотором ускорении ходьбы на кривой появляются два горба, которые лишь слегка поднимаются над уровнем веса тела; также возникает между ними незначительный, асимметрично расположенный минимум; лишь начиная с произвольного темпа ходьбы кривая вертикальной составляющей приобретает типичный вид с двумя высокими максимумами, обозначаемыми как передний и задний толчок и глубокой впадиной между ними - симметрично расположенным минимумом (рис.49). Заслуживает внимания то, что в отличие от прежних работ (А.С. Витензон, М.П. Полян, 1970) все экстре-

мальные точки кривой при повышении темпа ходьбы увеличиваются или уменьшаются примерно на равную величину. Полученные данные показывают, что с увеличением темпа ходьбы стремительно растет силовое взаимодействие между телом и опорной поверхностью; в определенные фазы шага возникают максимумы, превышающие уровень веса тела, и минимум, опускающийся ниже этого уровня вследствие возникновения сил, направленных вверх и вычитающихся из веса. Рассмотренная картина свидетельствует о том, что мышечные усилия концентрируются в достаточно узкие интервалы шага, когда наряду с продвижением тела вперед достигается значительная «динамическая» устойчивость; в то же время в средней части опорной фазы увеличивается и «статическая» устойчивость вследствие снижения веса тела.

Более однотипный характер имеют изменения продольной составляющей опорной реакции при разных темпах ходьбы (рис.51). В целом растет амплитуда опорной реакции как в фазе переднего, так и в фазе заднего толчка. Однако рост продольной составляющей в фазе заднего толчка существенно опережает ее рост в фазе переднего толчка, кроме того отчетливо обозначается сдвиг экстремальных значений реакции к началу шага по мере повышения темпа ходьбы, наконец, происходит все большая концентрация усилий в определенные фазы шага. Как видно, одним из механизмов ускорения темпа ходьбы является не просто развитие мышцами больших усилий, но и более их точное сосредоточение в определенные фазы шага, что дает возможность придать движению преимущественно баллистический и, следовательно, более устойчивый и экономичный характер. Более сильный рост кривой в фазе заднего толчка соответствует основной тенденции ускорения ходьбы - более быстрого продвижения тела человека вперед.

Изменения поперечной составляющей опорной реакции являются более своеобразными (рис.53): обращает на себя внимание, что рост кривой при более быстрых темпах ходьбы происходит в основном в фазе переднего толчка. Последнее указывает, что именно в эту фазу шага, т.е. при переносе веса тела на конечность с увеличением скорости ходьбы усиливается медио-латеральная неустойчивость, которая купируется дополнительным приложением мышечных сил.

Таковы некоторые элементы биомеханического анализа ходьбы человека в разных темпах.

### **3.2. Зависимость электрофизиологических параметров от скорости (темпа) ходьбы**

Более полная информация была получена об эволюции иннервационной структуры ходьбы, т.е. об изменении ее электрофизиологических параметров при разных темпах (Altenburger, 1933; Eberhart et al., 1954; Н.В.Баскакова, 1968; Я.Л.Славуцкий, Н.В.Баскакова, 1968; Я.В.Левин и соавт., 1970; Quanbury et al., 1970). Однако этим авторам не удалось установить количественные зависимости параметров электрической активности от темпа ходьбы. Лишь после исследований А.С.Витензона, А.В.Саранцева, 1971 а, б; Н.В.Баскаковой, А.С.Витен-

зона, 1975; в монографии Я.Л.Славуцкого, 1982, появились данные о количественных изменениях электрической активности мышц при четырех темпах в диапазоне 84-140 шаг/мин.

Цель настоящего исследования заключалась: 1) в определении иннервационной структуры шага при разных темпах для основных мышц ноги; 2) в установлении количественных зависимостей параметров электрической активности от скорости (темпа) ходьбы; 3) в экспериментальном изучении найденных зависимостей; 4) в сопоставлении темповых изменений биомеханических и электрофизиологических параметров. Исследования проводились на 5 здоровых испытуемых, каждого из которых обследовали не менее 2 раз. Изучалась ходьба в 7-9 темпах ходьбы, охватывающих диапазон от 40-50 до 160 шаг/мин (А.С.Витензон, А.В.Саранцев, 1971а). Проведенные эксперименты обнаружили стабильность основного рисунка электрической активности мышц в широком диапазоне темпов ходьбы (рис.56 и 57). Более тщательный анализ показал наряду с количественными изменениями активности также качественные, различно выраженные у мышц-разгибателей и сгибателей нижней конечности.

Для мышц, являющихся в нейрофизиологическом отношении разгибателями ноги (камбаловидная, наружная широкая и прямая мышца бедра\*), характерны четкое размежевание фаз активности и покоя, строгая приуроченность основной активности к опорной фазе почти во всех исследованных темпах ходьбы. Лишь при быстром темпе ходьбы в активности этих мышц, особенно прямой мышцы бедра, возникают дополнительные волны\*\*).

Относительное постоянство иннервационной структуры цикла при повышении темпа делает целесообразным выяснение количественных зависимостей электрофизиологических параметров от скорости (темпа) ходьбы. Ниже представлены эти зависимости для средней электрической активности мышц. Аналитически они могут быть описаны графиком квадратичной функции  $F(v) = av^2 + b$ , где  $v$  - линейная скорость ходьбы, пропорциональная темпу;  $a$  - коэффициент, характеризующий крутизну кривой,  $b$  - коэффициент, показывающий уровень активности при наиболее низкой скорости (темпе) ходьбы (рис.58, табл.13).

Другие зависимости могут быть выявлены в результате рассмотрения изменений отдельных параметров волны электрической активности мышц антагонистов при разной скорости (темпе) ходьбы.

\*) Прямая мышца бедра является разгибателем коленного сустава и одновременно сгибателем тазобедренного сустава.

\*\*) Волной называли фрагмент активности мышц, приуроченный к определенной фазе шага и имеющий известное функциональное значение.

Глава 3. Закономерности изменения биомеханических и электрофизиологических параметров...

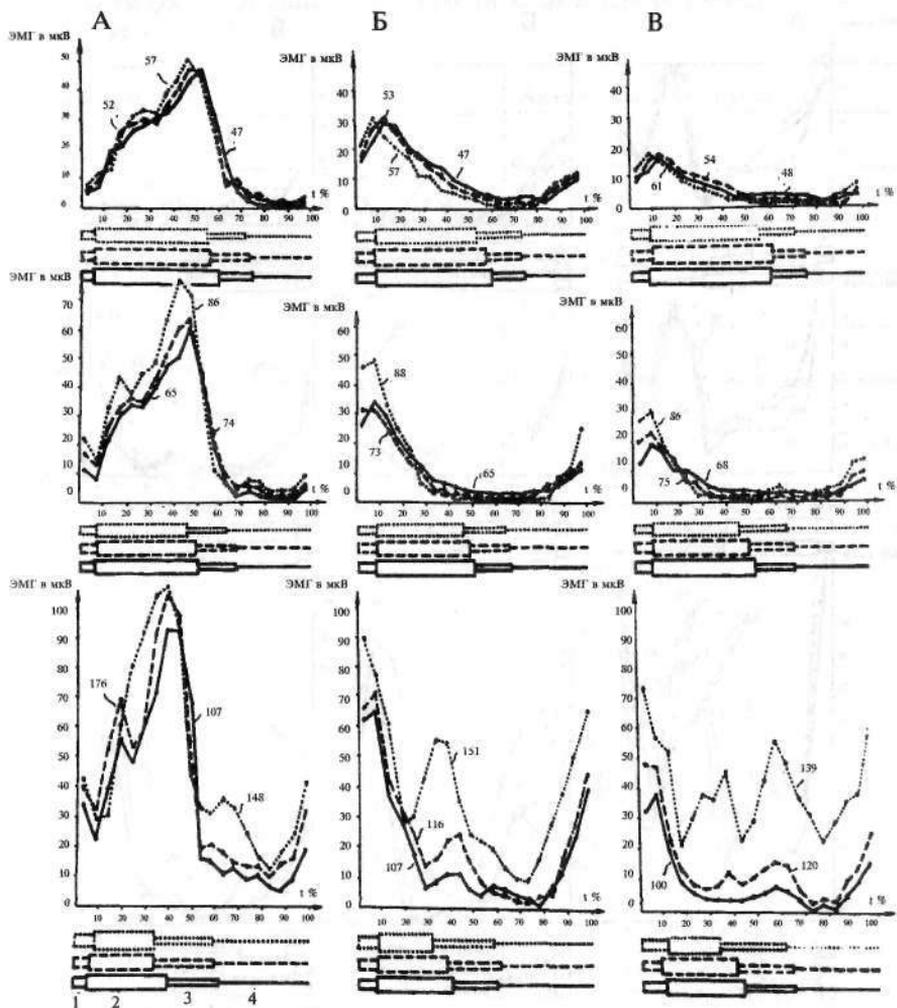


Рис. 56. Графики изменения электрической активности мышц-разгибателей ноги в течение цикла при разных темпах ходьбы:

А - камбаловидной мышцы, Б - наружной широкой мышцы, В - прямой мышцы бедра.

На оси ординат отложена электрическая активность мышц, в мкВ, на оси абсцисс - время в % (за 100% принята длительность цикла).

Цифры показывают темп ходьбы (число одиночных шагов в минуту).

Под графиком подограмма: 1 - опора на пятку, 2 - опора на всю стопу, 3 - опора на передний отдел стопы, 4 - переносная фаза.

Закономерности нормальной и патологической ходьбы человека

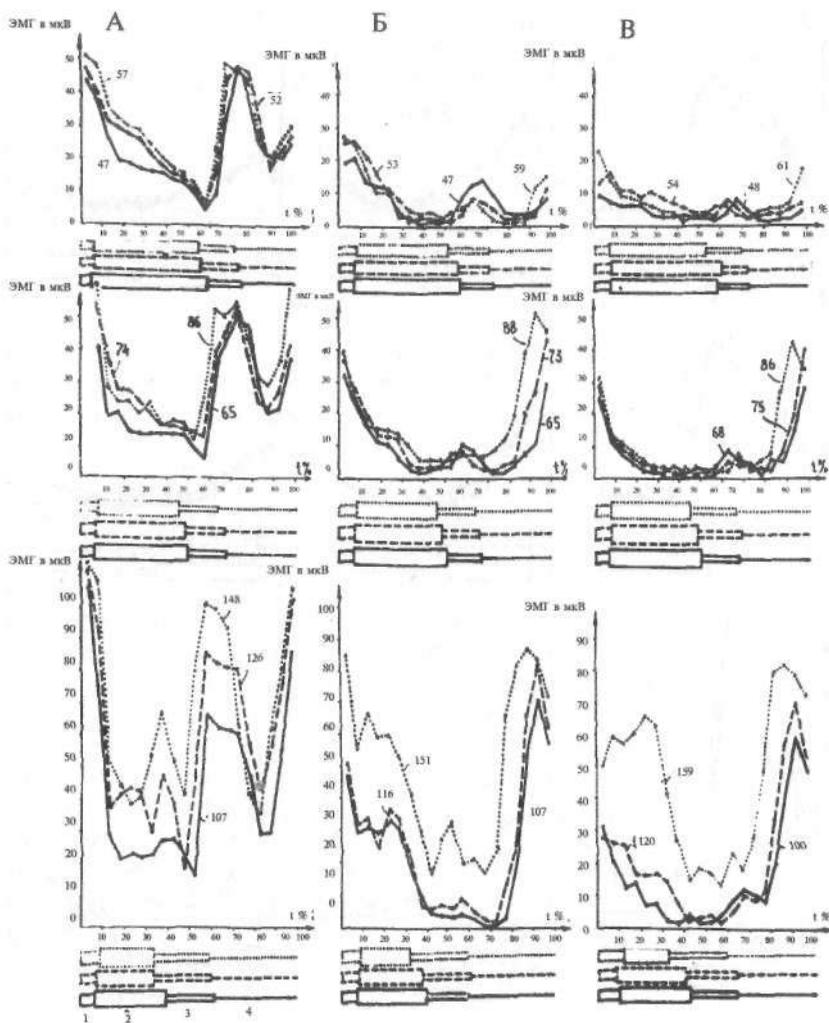


Рис. 57. Графики изменения электрической активности мышц-сгибателей ноги в течение цикла при разных темпах ходьбы:

А - передней большеберцовой мышцы,

Б - полусухожильной,

В - двуглавой мышцы бедра.

Остальные обозначения те же, что и на рис. 56.

Таблица 13

Аналитическое выражение зависимости средней электрической активности мышц от линейной скорости ходьбы для различных мышц нижней конечности.

Названия мышц	Аналитическое выражение
Камбаловидная	$F(v) = 7 - 10^{-1}V^2 + 0,38$
Передняя большеберцовая	$F(v) = 6 - 10^{-3}V^2 + 0,34$
Наружная широкая мышца	$F(v) = 4,8 - 10^{-3}V^2 + 0,25$
Прямая мышца бедра	$F(v) = 7 - 10^{-3}V^2 + 0,10$
Двуглавая мышца бедра	$F(v) = 7 - 10^{-3}V^2 + 0,10$

Примечание.

1.  $v$  - линейная скорость ходьбы,  $F(v)$  - средняя электрическая активность мышц, т.е. активность за единицу времени (с).

2. Темп 40 шаг/мин принят условно за 0; максимальное значение функции принято за единицу.

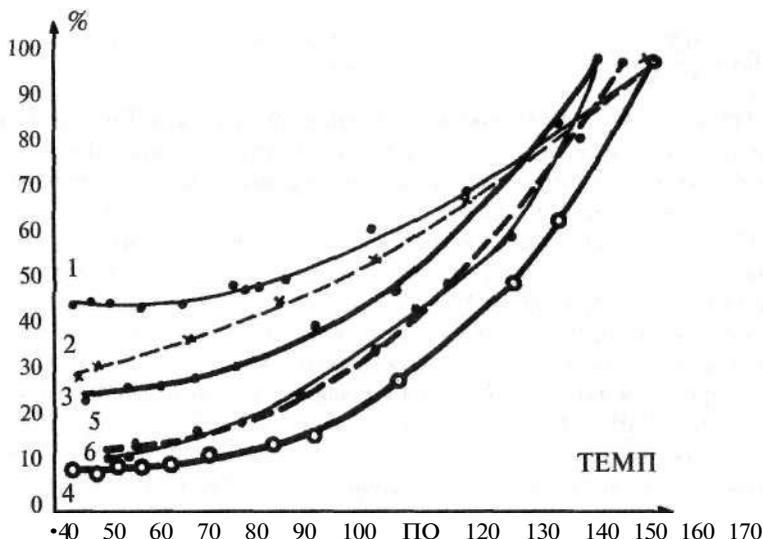


Рис. 58. Графики зависимости средней электрической активности (за локомоторный цикл) мышц ноги от темпа ходьбы: 1 - камбаловидной мышцы, 2 - передней большеберцовой мышцы, 3 - наружной широкой, 4 - прямой, 5 - полусухожильной, 6 - двуглавой мышцы бедра. На оси ординат - средняя электрическая активность за цикл (за 100% принята активность при максимальном темпе), на оси абсцисс - значение темпа.

Общая закономерность изменений электрической активности разгибателей при повышении линейной скорости ходьбы заключается в уменьшении длительности и увеличении средней амплитуды волны активности (рис.59). При этом зависимость средней амплитуды волны электрической активности мышц-разгибателей от линейной скорости ходьбы аппроксимируется квадратичной функцией:  $F_1(v) = av^2 + b$ , тогда как зависимость изменения длительности волн электрической активности  $T(v)$  от линейной скорости ходьбы ( $v$ ) может быть выражена гиперболической функцией:  $T(v) = \frac{1}{av + b}$

Различную крутизну  $T(v)$  для волн опорной и переносной фаз (см. на рис.59 графики Г, Д, Е и А, Б, В), по-видимому, следует связывать с разным характером изменения длительности этих фаз цикла при увеличении темпа ходьбы.

Дальнейший анализ основных параметров волны показывает, что между ее амплитудой и длительностью существуют отношения, которые приблизительно

могут быть описаны дробно-линейной функцией  $Y = Y_0 + \frac{K}{X - X_0}$

где  $K$  - постоянная, определяющая крутизну кривой;  $Y_0$  и  $X_0$  - значения наименьшей амплитуды и длительности волны электрической активности при крайних темпах (см. рис.59, Ж, З, К), так, для волны «б» прямой мышцы бедра

$$Y = 0,1 + \frac{0,3^*}{X - 2}$$

Так как  $K < 1$ , то гипербола имеет значительную крутизну. Это означает, что в диапазоне медленного или, наоборот, быстрого темпов наблюдается относительно независимое изменение амплитуды и длительности волны электрической активности мышц.

Но наиболее существенна зависимость произведения этих переменных от темпа ходьбы. Если считать, что средняя амплитуда волны электрической активности мышцы пропорциональна ее мощности (А.Н.Бравичев, 1970), а длительность волны отражает время ее действия, то произведение указанных параметров дает величину, эквивалентную работе мышц.

Полученная для каждой волны кривая работы мышц имеет вид вогнутой линии с минимальными значениями в области среднего темпа (рис.59, Г, Д, Е). Кривая работы мышц в переносной фазе изменяется иначе: она подобна кривой изменения амплитуды волны активности (рис.59, А, Б, В). От этих кривых отличен график параметров волны «в» прямой мышцы бедра: он показывает двухфазное изменение длительности волны и линейную зависимость ее средней амплитуды от темпа ходьбы (рис.59, И).

\*) Коэффициенты подобраны эмпирически.

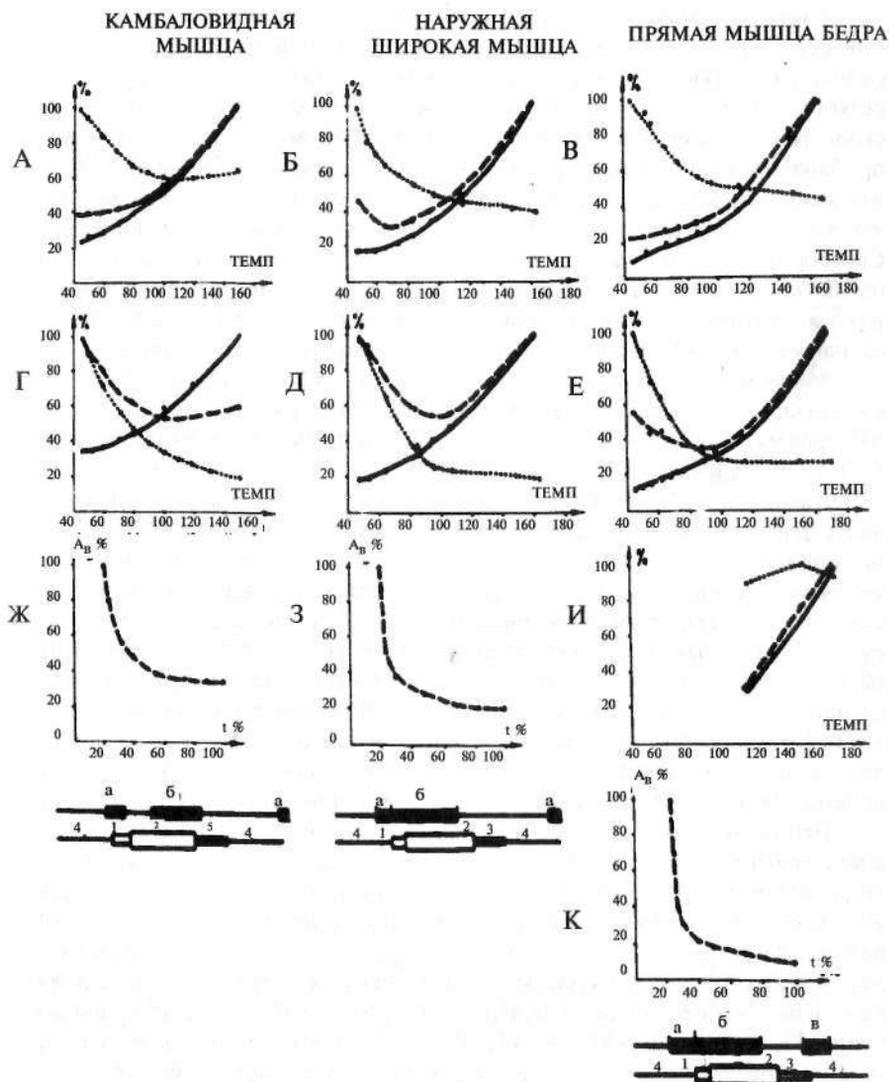


Рис. 59. Графики зависимости основных параметров волн электрической активности мышц-разгибателей от темпа ходьбы. А, Б, В - кривые для волн активности мышц в конце переносной фазы (волна «а»), Г, Д, Е - кривые для волн активности в опорную фазу (волны «б»), И - кривые для волн прямой мышцы бедра, Ж, З, К - кривые зависимости амплитуды волн «б» от их длительности. На графиках А, Б, В, Г, Д, Е, И сплошная линия - зависимость амплитуды волны от темпа, точечная линия - зависимость длительности волны от темпа, пунктирная линия - зависимость произведения амплитуды на длительность волны от темпа. На оси ординат отложено значение произведения этих величин в % (за 100% принято их максимальное значение в исследованном диапазоне темпов).

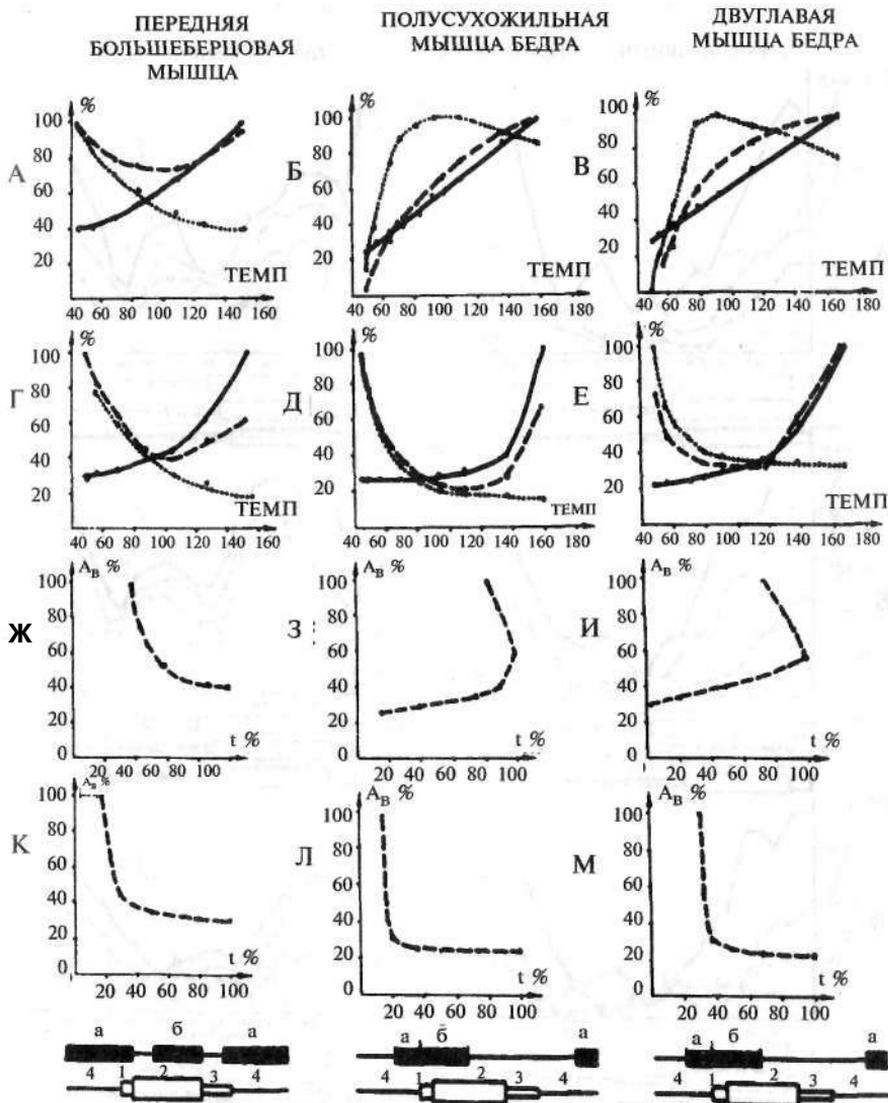
Изменение электрической активности сгибателей имеет ряд особенностей (рис.60). Волна активности «а» в конце переносной фазы обнаруживает двухфазное изменение параметра длительности в зависимости от темпа ходьбы: резкое увеличение при медленном темпе и незначительное уменьшение при быстром темпе (рис.60, Б, В). Зависимость амплитуды волны «а» от темпа ходьбы приближается к линейной. Кривая работы мышц в общем напоминает кривую изменения амплитуды, но при медленных темпах она растет более круто, так как в этом диапазоне темпов резко увеличивается также длительность волны. Своеобразна функциональная связь между амплитудой и длительностью волны «а» (см. рис.60, 3, И); в первой половине всего диапазона темпов происходит увеличение обоих параметров волны, при дальнейшем повышении темпа амплитуда волны продолжает расти, а ее длительность уменьшается.

Зависимость параметров волны «б» сгибателей коленного сустава и всех волн передней большеберцовой мышцы от темпа ходьбы подобна той, которая наблюдается для волн электрической активности разгибателей (см. рис.60, А, Г, Д, Е, Ж, Л, К, М).

Для анализа полученных фактов (иннервационной структуры шага и количественных изменений активности мышц в зависимости от темпа) было предпринято исследование ходьбы в аппаратах, позволяющих изменить характер движения в коленном суставе (см. п. 1.4). На 5 здоровых испытуемых были осуществлены три серии исследований ходьбы: при свободной подвижности в суставе, при замыкании одного из суставов под углом  $180^\circ$ , при ограничении в обоих суставах под углом  $150-160^\circ$  (ходьба на полусогнутых ногах). Во всех случаях исследовали ходьбу в пяти темпах от 50 до 140 шаг/мин (А.С.Витензон, 1973). Исследования показали, что при нарушении подвижности в КС происходит: 1) перераспределение активности мышц в течение цикла, 2) изменение зависимостей электрофизиологических параметров от скорости (темпа) ходьбы.

Перераспределение активности в течение цикла выступает в двух формах: в виде изменения длительности и амплитуды главных волн активности и в виде трансформации ее рисунка (появление новых и исчезновение регулярных волн возбуждения мышц). Первый тип изменений обычно встречается у мышц-разгибателей: при ходьбе на полусогнутых ногах в активности наружной широкой и прямой мышц бедра резко увеличивается и пролонгируется волна в первой половине опорной фазы. Противоположный эффект отмечен при замыкании КС под углом  $180^\circ$  (рис.61). Второй тип изменений обнаруживают у мышц-сгибателей КС. Ходьба на полусогнутых конечностях вызывает уменьшение или исчезновение волн активности в конце переносной и в начале опорной фаз. Имобилизация колена под углом  $180^\circ$  обуславливает появление волны возбуждения в последней трети опорной фазы (рис.62).

Следовательно, не только при естественном (повышение темпа), но и при искусственном изменении биомеханических условий иннервационная программа мышц-сгибателей трансформируется несколько сильнее, чем программа мышц-разгибателей. Нарушение подвижности в суставе также изменяет характер основных зависимостей электрофизиологических параметров от темпа ходьбы.



**Рис. 60.** Графики зависимости основных параметров волн электрической активности мышц-сгибателей от темпа ходьбы. А, Б, В - кривые для волн активности мышц в переносную фазу (волны «а»); Г, Д, Е - кривые для волн активности в опорную фазу (волны «б»); Ж, З, И - кривые зависимости амплитуды активности волн «а» от их длительности; К, Л, М - кривые зависимости амплитуды активности волн «б» от их длительности. Все остальные обозначения те же, что на рис. 59.

Закономерности нормальной и патологической ходьбы человека

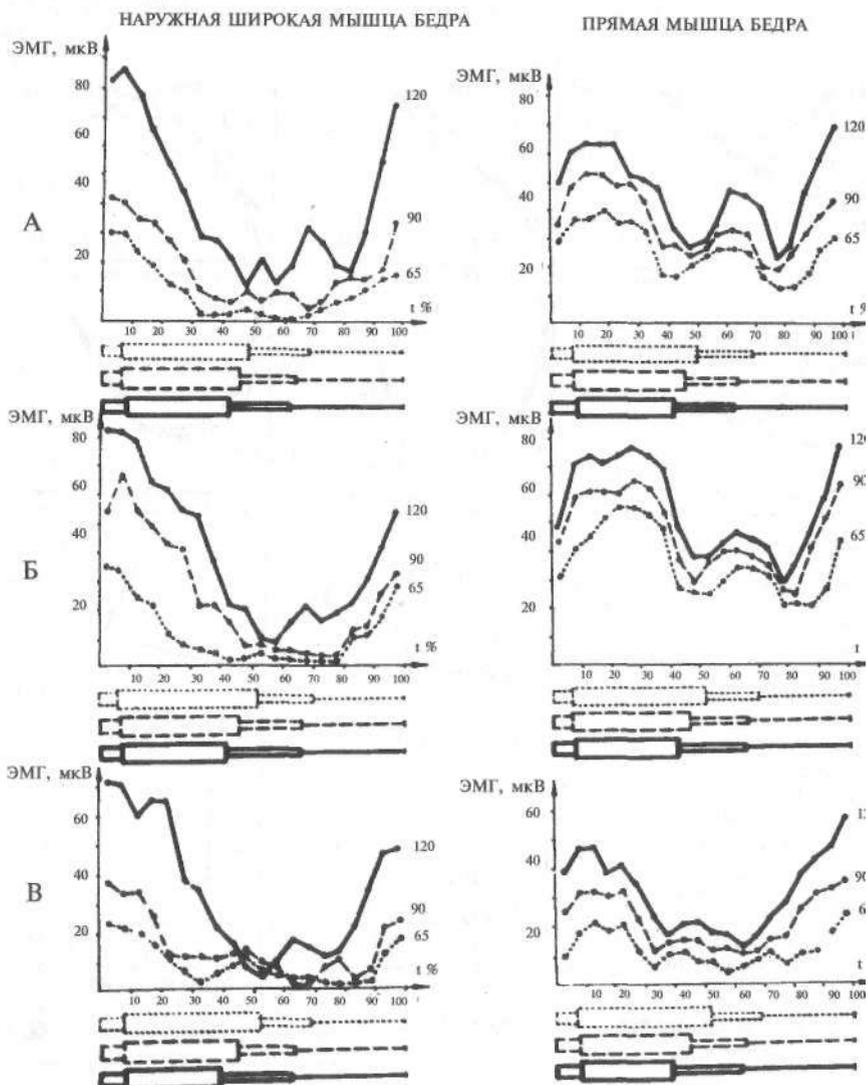


Рис. 61. Графики изменения электрической активности мышц-разгибателей ноги в течение цикла ходьбы в аппаратах: А - со свободной подвижностью в коленном шарнире; Б - с ограниченным разгибанием в коленных шарнирах до угла 150-160°; В - с одним замкнутым (под углом 180°) коленным шарниром. На оси ординат отложена ЭМГ в мкВ, на оси абсциссе - время (за 100% принята длительность двойного шага).

Цифры справа от кривых показывают темп ходьбы. Под графиком - подограмма.

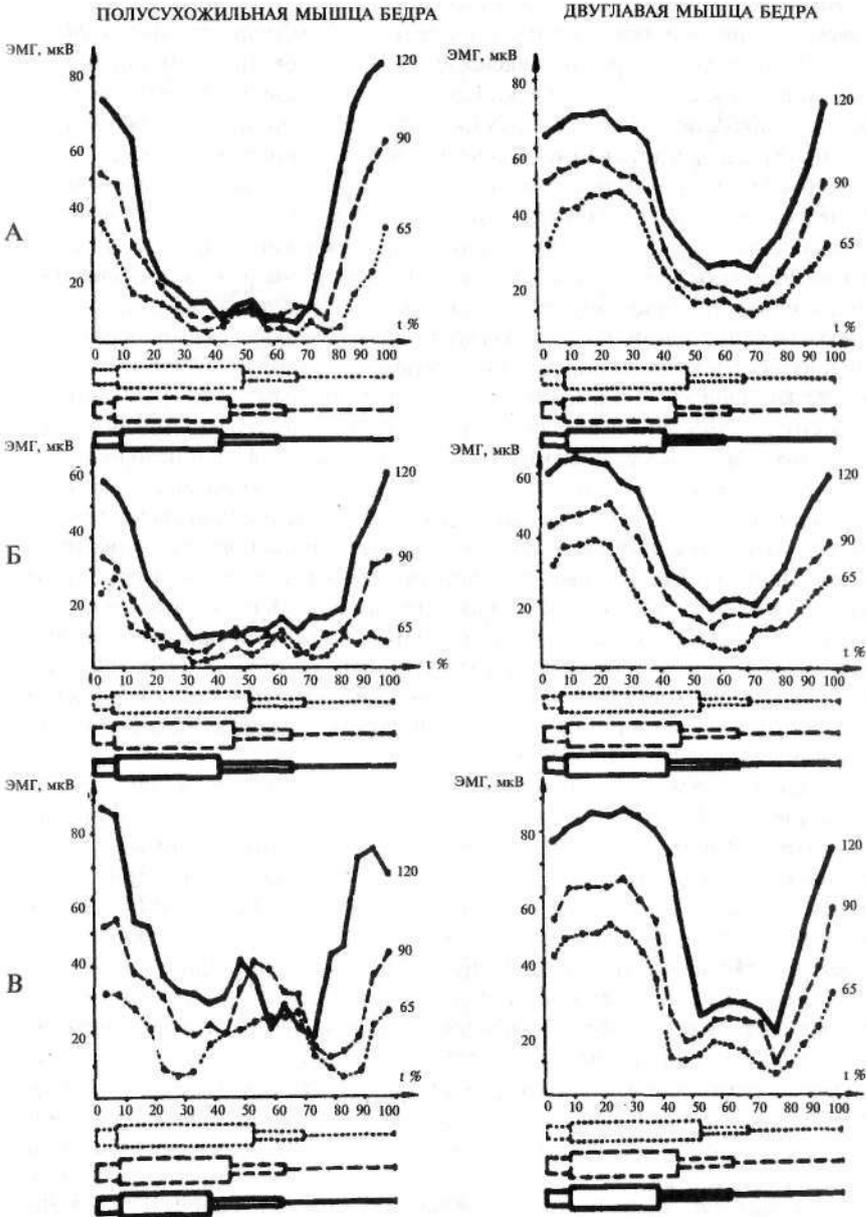


Рис. 62. Графики изменения электрической активности мышц сгибателей ноги в течение локомоторного цикла при выключении или ограничении подвижности в коленном суставе. Обозначения те же, что на рис. 61.

На рис.63, А видно, что при замыкании КС под углом  $180^\circ$  средняя электрическая активность обеих головок четырехглавой мышцы снижается, особенно при быстром темпе; кривая зависимости уплощается. При помощи дополнительного построения (проведение кривой «ав» параллельно кривой «бб'») среднюю электрическую активность мышцы в норме можно представить как сумму слагаемых\*), заключенных между кривыми ав и бб' и кривыми ав и аа'.

Первое слагаемое появляется как результат уменьшения активности при самом медленном темпе ходьбы после иммобилизации КС. Так как средняя электрическая активность мышцы пропорциональна ее мощности, то это слагаемое приближенно отражает ту долю мощности мышцы, которая затрачивается на поддержание устойчивости (или преодоление гравитационных сил) при ходьбе. Второе слагаемое, очевидно, показывает ту долю мощности, которая расходуется на приобретение телом определенной скорости при ходьбе. Сравнение графиков наружной широкой и прямой мышц бедра свидетельствуют о том, что доли мощности, предназначенные для поддержания устойчивости и развития скорости ходьбы, неодинаковы у разных мышц. Так, «статическая» функция более выражена у наружной широкой мышцы, а «динамическая» - у прямой мышцы бедра.

На рис.63, Б приведены те же зависимости, но уже при сгибательной установке в суставе. Видимое на графике пересечение кривых означает, что при сгибательной установке ноги активность мышц-разгибателей в области медленного и среднего темпа выше, а в области быстрого темпа ниже, чем активность тех же мышц в норме.

Графики на рис.63, В иллюстрируют различие зависимостей суммарной электрической активности мышц-разгибателей от темпа при нормальной и нарушенной подвижности в КС. Параболический характер кривой, отчетливо выраженный в норме, при иммобилизации сустава сглаживается, а при сгибательной установке ноги утрачивается совсем.

Аналогичные изменения зависимостей активности от темпа при нарушении подвижности в КС установлены и для мышц-сгибателей. Отличие состоит лишь в том, что разгрузка этих мышц, сопровождающаяся уменьшением их средней активности, наблюдается при сгибательной установке конечности (рис.64, А), а повышенная нагрузка, связанная с увеличением средней активности - при выпрямлении ноги (рис.64, Б). В обоих случаях наступает деформация кривых зависимостей суммарной активности мышц-сгибателей от темпа (рис.64, В).

Таким образом, изменение скорости (темпа) ходьбы существенно не сказывается на распределении электрической активности мышц в течение цикла. Происходит лишь трансформация отдельных волн активности. Эта тонкая приуроченность возбуждения мышц к определенным моментам шага при увеличении темпа ходьбы достигается сокращением волн электрической активности, которое происходит в соответствии с изменениями фаз и интервалов цик-

\* Активность, заключенная между кривой бб и осью абсцисс, для наружной широкой мышцы бедра обусловлена частично неполной иммобилизацией сустава, частично содружественной активацией; для прямой мышцы бедра - это доля активности, связанная с движением в тазобедренном суставе.

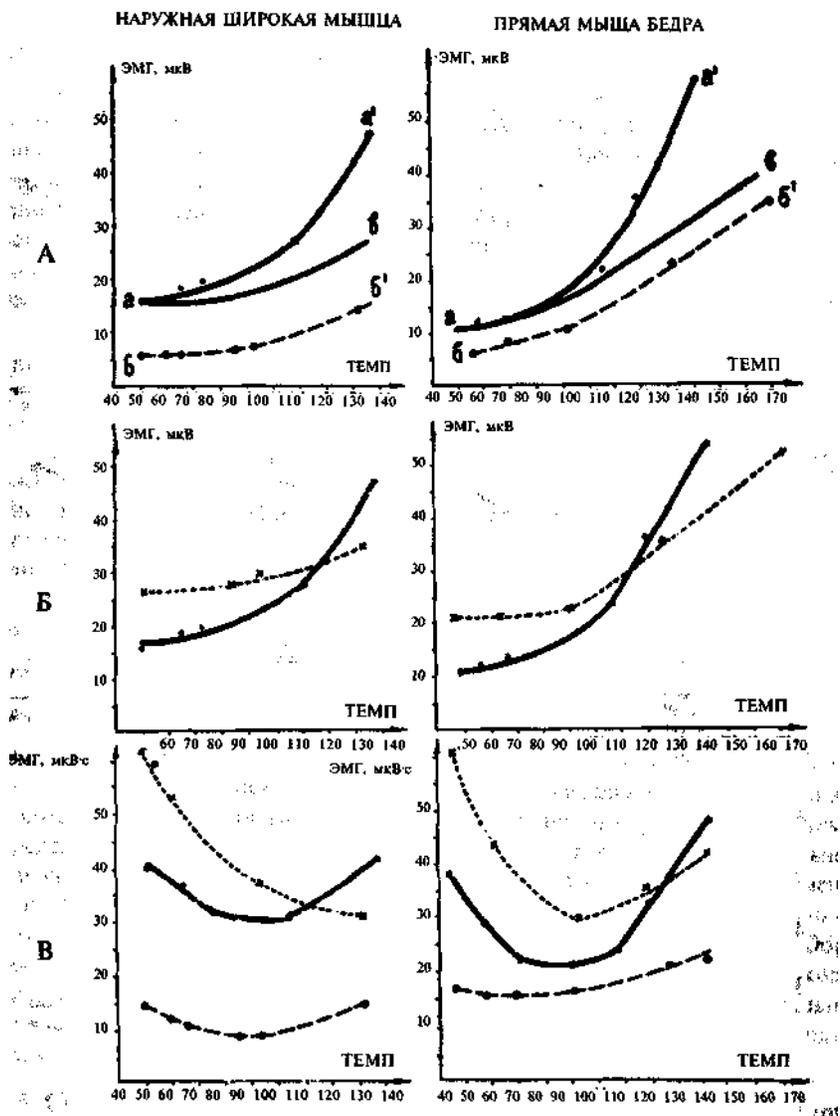


Рис. 63. Графики зависимости средней (А, Б) и суммарной (В) электрической активности мышц-разгибателей от темпа ходьбы при изменении подвижности в коленном суставе. На оси ординат - ЭМГ в мкВ (А и Б) и импульсах интегратора (В), на оси абсцисс - темп ходьбы. Сплошная линия - ходьба в аппаратах со свободной подвижностью в коленных шарнирах (КШ), пунктирная - ходьба в одном аппарате с замкнутым под углом 180° КШ, точечная - ходьба в аппаратах с ограничением разгибания в КШ под углом 150-160° (ходьба на полусогнутых ногах).

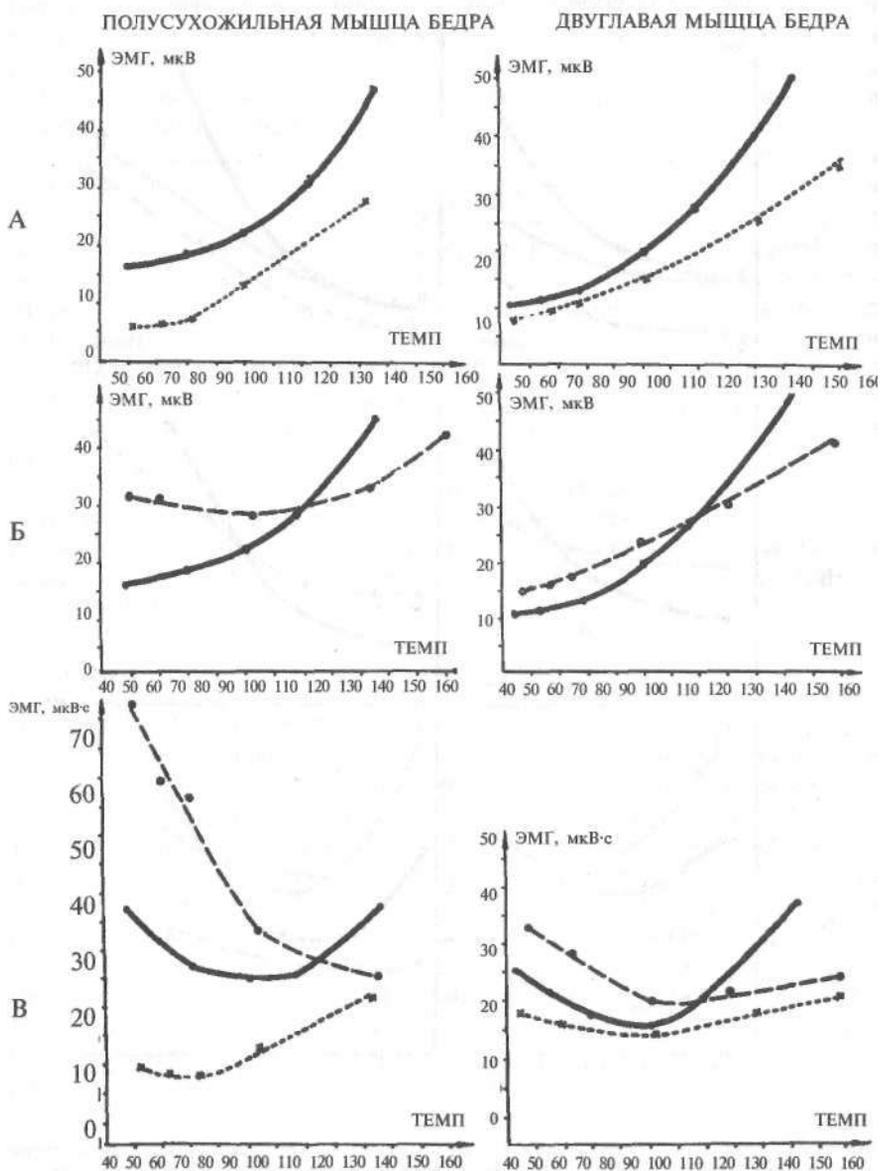


Рис. 64. Графики зависимости средней (А, Б) и суммарной (В) электрической активности мышц-сгибателей от темпа ходьбы при изменении подвижности в коленном суставе. Остальные обозначения те же, что на рис. 63.

ла по закону нелинейной убывающей функции (п.3.1). В этой ситуации увеличение скорости локомоции может произойти лишь в результате возрастания средней электрической активности мышц согласно  $F_1(v) = av^2 + b$ .

Данная функциональная связь свидетельствует о том, что средняя электрическая активность в течение цикла отражает мощность, развиваемую мышцей. В пользу такого представления говорят: 1) данные А.Н.Бравичева, 1970, 1971, установившего линейную зависимость между средней электрической активностью и мощностью мышцы, работающей в позном режиме; 2) сходство кривых изменения средней активности мышц и энерготрат в единицу времени при повышении скорости (темпа) ходьбы (Benedict, Murschhauser, 1915; Brezina, Kolmer, 1912; Douglas, Holdane, 1912; Passmore, Durnin, 1955; Margaria, 1953; Bobbert, 1960 а, б).

Специальные исследования также указывают на возможность экспериментального выделения двух составляющих мощности мышц, из которых одна предназначена для поддержания устойчивости тела, а другая - для развития телом определенной скорости при ходьбе.

Коэффициент «b» в раннее приведенном уравнении преимущественно отражает мощность, затрачиваемую мышцей на поддержание устойчивости тела: действительно, этот коэффициент увеличивается всякий раз, когда растет «статистическая» нагрузка на мышцу; кроме того, он выше у мышц с более выраженной антигравитационной функцией (камбаловидная, наружная широкая).

Коэффициент «a» преимущественно отражает мощность мышцы, расходуемую на развитие скорости; он мало изменяется при росте статической нагрузки на мышцу, зато крайне чувствителен к изменениям подвижности в суставах.

Зависимость суммарной электрической активности (работы) мышц от скорости (темпа) ходьбы может быть описана уравнением параболы с минимумом в области среднего темпа:  $F_2(v) = a(V - c)^2 + b$  (А.В.Саранцев, 1973)\*. Сопоставление этой зависимости с кривыми изменения длительности активности и ее амплитуды от темпа показывают, что мышечная работа при медленном темпе определяется малой мощностью, но значительным временем действия мышц. При средних темпах мощность несколько увеличивается, но одновременно уменьшается продолжительность работы мышц. При быстром темпе мало изменяется время действия мышц, но зато резко возрастает их мощность. Обращают на себя внимание факты: 1) минимизация мышечной работы происходит при той скорости ходьбы, когда работа внешних сил становится максимальной (Cavagna et al., 1963), 2) для оптимизации мышечной деятельности при ходьбе необходимо сохранение нормальной подвижности в суставах конечности.

### 3.3. Соотношение фаз активности и покоя в деятельности мышц при разных темпах ходьбы

Одним из факторов энергетической и координационной оптимальности ходьбы является правильное чередование фаз активности и биоэлектрического

\* с — скорость ходьбы при произвольном темпе. Указанная зависимость была подтверждена А.А. Жилиевым, 1990 в его канд.дисс.

### Закономерности нормальной и патологической ходьбы человека

молчания и соответствующая этому чередованию периодичность мышечной деятельности. Этот фактор до сих пор не изучен ни при обычном, ни при измененных темпах ходьбы. В настоящем разделе на примере одной мышцы рассмотрена зависимость различных фаз деятельности мышц от темпа ходьбы (А.С.Витензон и А.В.Саранцев, 1971 б). С этой целью у 5 здоровых людей исследована электрическая активность наружной широкой мышцы в диапазоне темпов 50-160 шаг/мин. При каждом темпе в 5-10 циклах определена длительность фазы активности  $T_a$  и длительность паузы  $T_{п}$ ; в последней выделены еще два интервала: один в опорной фазе  $T_{оп}$ , другой - в переносной фазе  $T_{пер}$ .

Чтобы уяснить принцип разделения  $T_{пна}$  интервалы  $T_{оп}$  и  $T_{пер}$ , укажем, что активность наружной широкой мышцы, возникая в конце переносной фазы, затем распространяется на опорную фазу. При наиболее медленном темпе активность занимает примерно 85% опорной фазы; при среднем ограничивается его первой третью, а при быстром темпе снова занимает его значительную часть. Исходя из этих наблюдений, интервал  $T_{оп}$  измеряют от конца волны электрической активности до момента, соответствующего при каждом темпе ходьбы 85% опорной фазы; интервал  $T_{пер}$  - от этого момента до начала следующей волны активности мышцы.

Зависимости  $T_a$ ,  $T_a/T_{п}$  от темпа ходьбы показаны на рис.65. Ход кривых различен. Зависимость  $T_a$  от темпа ходьбы характеризуется резким спадом кривой при медленном темпе (50-80 шаг/мин.), более плавным снижением ее при среднем темпе (80-100 шаг/мин.) и малой изменяемостью при быстром тем-

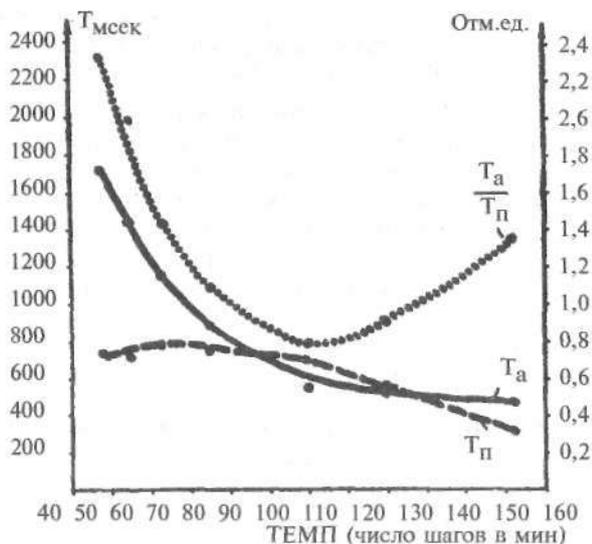


Рис. 65. Графики зависимости  $T_a$ ,  $T_{п}$ ,  $T_a/T_{п}$  наружной широкой мышцы от темпа ходьбы. На оси ординат слева  $T_a$  и  $T_{п}$  в мс, на оси справа -  $T_a/T_{п}$ .

### Глава 3. Закономерности изменения биомеханических и электрофизиологических параметров...

пе. Иной тип зависимости показывает кривая  $T_n$ . При темпах 50-90 шаг/мин. обнаруживаются сравнительно небольшие колебания  $T/m$ , при среднем темпе  $T_n$  начинает уменьшаться, но значительное его сокращение наступает лишь при дальнейшем повышении темпа.

Этот разный характер изменения  $T_a$  и  $T_n$  в зависимости от темпа ходьбы тонко пфедает кривая отношения  $T_a/T_n$ , имеющая вогнутую форму. Минимум кривой обращен в область федного темпа, а наибольшие значения смещены в зону крайних темпов ходьбы. Отношение  $T_a/T_g$  при федном темпе равно около 0,8, при медленном темпе -1,6, а при максимальном темпе -1,4. Это означает, что при федном темпе ходьбы создаются наилучшие условия для отдыха мышц. Разложение паузы  $T_{па}$  на ее составляющие  $T_{оп}$  и  $T_{пер}$  позволяет выяснить причину различия зависимости  $T_a$  и  $T_g$  от темпа ходьбы (рис.66). Кривая зависимости  $T_{пер}$  обнаруживает непрерывное уменьшение длительности интервала при повышении темпа. Но крутизна этой кривой неодинакова: резкое ее снижение при темпах

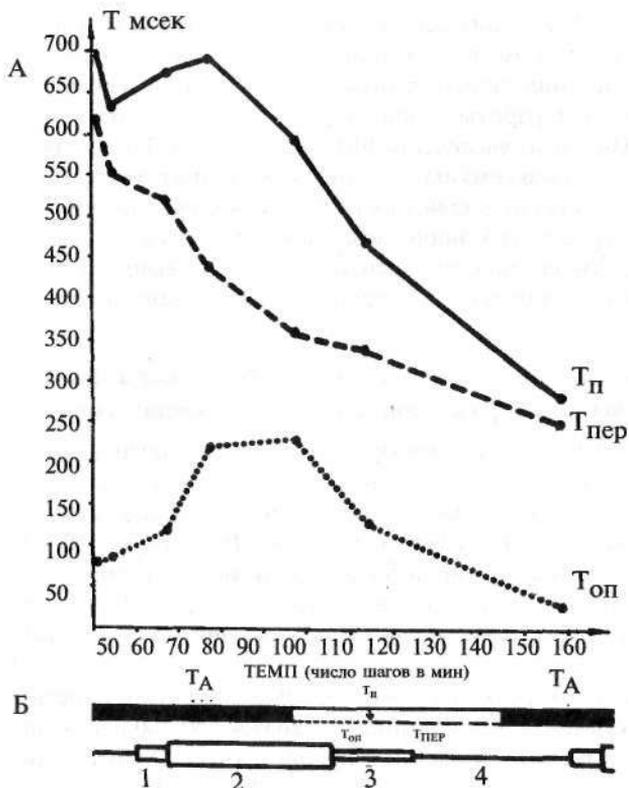


Рис. 66. Графики зависимости  $T_d$   $T_{оп}$   $T_{пер}$  наружной широкой мышцы от темпа ходьбы (А). Б - схематическое изображение  $T_a$ ,  $T_n$ ,  $T_{оп}$ ,  $T_{пер}$  по отношению к подпрограмме.

50-100 шаг/мин. сменяется плавным снижением при темпах 100-160 шаг/мин. Зависимость *Топот* темпа ходьбы более своеобразна: при медленных темпах *Т*еда невелик; при повышении темпа он увеличивается и стабилизируется, а при темпах, превышающих средний, постепенно уменьшается.

Сопоставление кривых *Tn*, *Tпер* и *Топ* показывает, что малая изменчивость значений кривой *Tn* при темпах 50-90 шаг/мин. обусловлена увеличением *Топ*, который как бы компенсирует довольно значительное уменьшение *Tпер* при этих темпах. И, наоборот, более плавное уменьшение *Tпер* при темпах, превосходящих средний, предотвращает резкое сокращение паузы *Tn*, т.е. всей фазы биоэлектрического молчания. Таким образом, при разных темпах ходьбы длительность *Tn* определяется различным соотношением *Топ* и *Tпер*.

Как видно из полученных данных, *Ta/Tn* становится минимальным при среднем темпе ходьбы. В аспекте биомеханической целесообразности это означает, что при среднем темпе электрическая активность мышц-разгибателей достигает наибольшей концентрации во времени, обеспечивая тем самым точное приурочивание механического эффекта к определенным моментам шага. Такая точность во временном приложении мышечных сил не случайна - она необходима для совпадения частоты вынужденных и собственных колебаний тела человека, т.е. для работы мышц в резонансной области частот (И.Урусовский, 1965). При этом увеличение интервала *Топ* в области среднего темпа позволяет разнести максимумы активности мышц-разгибателей проксимальных и дистальных суставов конечности. Более постепенное уменьшение интервала *Tпер* заключает в себе иной биомеханический смысл: оно содействует относительной стабилизации переносной фазы при повышении темпа, т.е. сохранению частоты собственных колебаний нижней конечности при ходьбе.

### **3.4. Статистические закономерности изменения биомеханических и электрофизиологических параметров при разных темпах ходьбы**

Для понимания организации локомоторного процесса и оценки степени его совершенства большое значение имеет изучение вариативности его различных показателей. В физиологии движений этот вопрос неоднократно привлекал внимание исследователей (Н.А.Бернштейн, 1945; Н.В.Зимкин и В.Г.Пахомов, 1969, и др.). В то же время при исследовании ходьбы вариативность движений была отмечена лишь несколькими авторами (Feige, 1934; Drillis, 1958; В.А.Богданов и соавт., 1973), а вариативность электрической активности мышц не изучалась вообще.

Для выявления статистических закономерностей ходьбы были проведены ее комплексные количественные исследования в диапазоне 50-160 шаг/мин. на 5 здоровых испытуемых (А.С.Витензон, А.В.Саранцев, 1972). Опыты ставили многократно. Полученные данные статистически обрабатывали с целью определения коэффициента вариации (Кв). Общая усредненная кривая была получена геометрическим сложением индивидуальных графиков.

На рис.67 показаны зависимости Кв различных биомеханических параметров от темпа ходьбы. Видно, что все зависимости имеют форму вогнутой линии с минимумом в области среднего темпа и наибольшими значениями в области медленного темпа. Минимум Кв длительности переносной фазы и максимальных амплитуд кинематических параметров в ту же фазу шага соответствует темпу 100-110 шаг/мин.; минимум Кв тех же параметров в опорную фазу сдвинут к более высокому темпу-120-130 шаг/мин.

Абсолютное значение Кв в диапазоне исследованных темпов ходьбы зависит от свойств изучаемого параметра и его отношения к разным фазам локомоторного цикла. Наименьшие минимальные значения Кв (3-4%) обнаружены у параметра длительности переносной фазы и амплитуды коленного угла в ту же фазу шага; более высокие минимальные значения Кв установлены для макси-

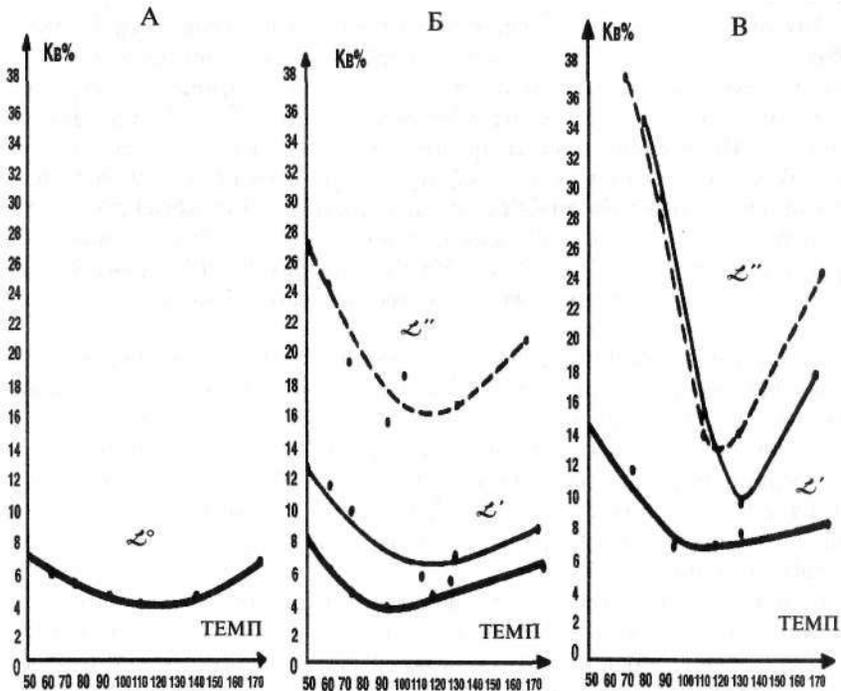


Рис. 67. Графики зависимости коэффициента вариации Кв биомеханических параметров: длительности переносной фазы (А), величины угловых перемещений ( $L''$ ), угловых скоростей ( $L'$ ), угловых ускорений ( $L'''$ ) в коленном суставе в переносную (Б) и опорную (В) фазы шага от темпа ходьбы. На оси ординат - Кв величина параметров в %, на оси абсцисс - темп ходьбы.

мальных суммарных\* угловых скоростей (6-10%) и угловых ускорений (13-16%). При этом кривые  $K_v$  максимальных амплитуд кинематических параметров в опорную фазу шага располагаются значительно выше  $K_v$  тех же параметров в переносную фазу (рис.67, Б, В).

На рис.68 представлены зависимости  $K_v$  суммарной электрической активности за цикл и длительности волны электрической активности от темпа ходьбы. Все кривые имеют примерно ту же вогнутую форму, что и кривые  $K_v$  кинематических параметров. Более четкий минимум имеют кривые  $K_v$  активности мышц-разгибателей (кривые 3 и 4 на рис.68, А, Б). К ним приближается по форме кривая  $K_v$  суммарной активности односуставного сгибателя (кривая 2 на рис.68, Б). Совершенно иной вид имеют кривая  $K_v$  двусуставного сгибателя - полусухожильной мышцы (кривые 1 на рис.68, А, Б). Для этих кривых типично чрезвычайно высокое значение  $K_v$  в области медленного темпа и неотчетливо выраженный минимум.

Таким образом, вариативность электрической активности у мышц-сгибателей больше, чем у мышц-разгибателей, а у мышц двусуставных больше, чем у односуставных. Отметим также, что  $K_v$  электрофизиологических параметров имеет примерно тот же порядок величин, что и  $K_v$  амплитуд угловых ускорений. Полученные данные показывают, что вариативность биомеханических и электрофизиологических параметров зависит от темпа ходьбы. Наименьшее значение  $K_v$  приобретает при среднем темпе, когда достигается наиболее совершенное решение двигательной задачи, требующее минимальных энергетических затрат. Понижение  $K_v$  всех кинематических параметров при среднем темпе можно предположительно связать с работой мышц в области резонанса.

Уменьшение и упорядочение работы мышц, по-видимому, и является основным фактором стабилизации движения при ходьбе. В связи с этим укажем, что наиболее вариабельными являются те кинематические параметры (угловые ускорения), которые непосредственно отражают взаимодействие различных сил (в первую очередь, внутренних). Меньшая вариабельность угловых скоростей и тем более угловых перемещений является следствием интегрирующего процесса, в котором важную роль играет инертность перемещаемой конечности и работа мышц.

С точки зрения связи  $K_v$  биомеханических и электрофизиологических параметров ходьбы следует объяснить более высокие значения  $K_v$  кинематических параметров в опорную фазу шага по сравнению с переносной: известно, что в опорную фазу доминирует действие внутренних (мышечных) сил, тогда как в переносную фазу движение происходит под влиянием преимущественно внешних сил.

\* Амплитуда суммарных угловых скоростей и ускорений была получена путем сложения положительных и отрицательных значений максимальных амплитуд этих величин в переносную или опорную фазу шага.

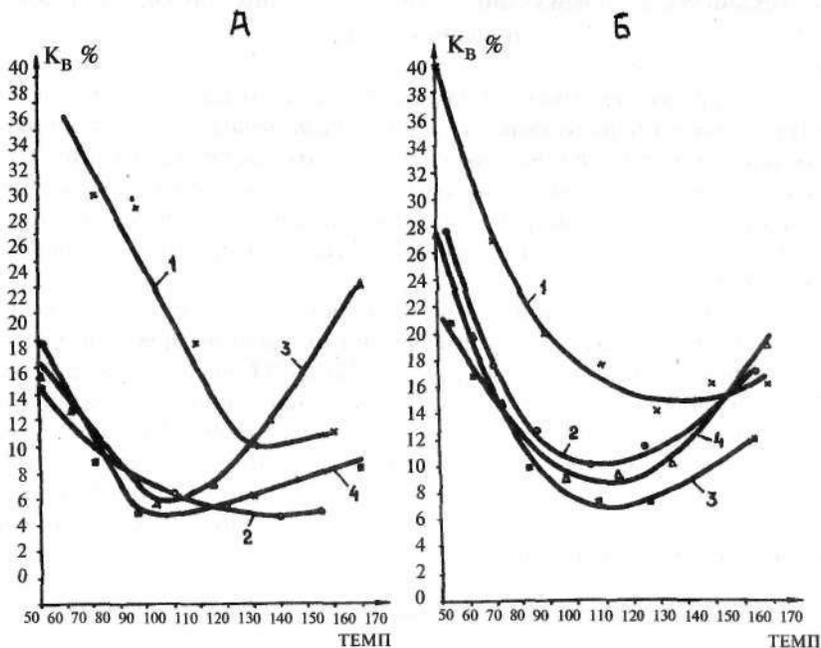


Рис. 68. Графики зависимости  $K_B$  величины электрофизиологических параметров; длительности основной волны электрической активности в цикле (А), суммарной электрической активности за весь цикл от темпа ходьбы (Б).

На оси ординат отложен  $K_B$  величины электрофизиологических параметров в %; на оси абсцисс - темп ходьбы. 1 - параметры ЭМГ полусухожильной мышцы; 2 - параметры ЭМГ передней большеберцовой мышцы; 3 - параметры ЭМГ наружной широкой мышцы; 4 - параметры ЭМГ внутренней икроножной мышцы.

Минимизация вариативности электрофизиологических параметров при среднем темпе ходьбы указывает на резонансный характер полученных зависимостей. По-видимому, различные параметры, характеризующие работу мышц, подстраиваются к собственной частоте колебаний нижней конечности. Такая подстройка, облегчая поиск оптимального решения двигательной задачи, минимизирует энергетические затраты при среднем темпе ходьбы. Существенно, что у мышц-разгибателей резонансные свойства кривых  $K_B$  выражены более отчетливо, чем у мышц-сгибателей. Эти данные могут получить объяснение в свете развиваемой нами гипотезы о различии биомеханических функций мышца-антагонистов при ходьбе (см. п.2.5).

Согласно этой гипотезе активность разгибателей при ходьбе направлена на создание ритмичных колебаний тела человека, частота которых приблизительно равна частоте его собственных колебаний. Естественно, что поддержание такой частоты возможно лишь при небольшом варьировании длительности вынуждающих сил. Активность сгибателей не столько создает, сколько корректирует эти колебания и поэтому должна быть более вариативной.

### 3.5. Механизмы минимизации активности мышц при ходьбе человека в разных темпах

В предыдущих разделах было показано, что зависимость ряда показателей электрической активности мышц от темпа передвижения может быть описана совокупностью параболических функций с минимумом в области среднего темпа ходьбы. Последнее позволило высказать предположение, что в основе минимизации различных параметров мышечной активности при среднем темпе лежит подстройка работы мышечных сил к собственной частоте колебаний нижних конечностей.

В настоящем разделе приведены данные в пользу этого предположения и сделана попытка раскрыть некоторые механизмы минимизации мышечной активности при оптимальных режимах ходьбы (А.В.Саранцев, А.С.Витензон, 1973). С этой целью у 6 здоровых испытуемых записана электрическая активность наружной широкой мышцы в диапазоне темпов 50-160 шаг/мин. и после соответствующей обработки получены экспериментальные зависимости суммарной электрической активности от скорости (темпа) ходьбы. У тех же испытуемых сняты гипсовые слепки ног и определены частотные характеристики слепков и самой конечности (см. п. 1.3).

#### *Колебательные свойства ноги и ее отдельных сегментов*

Колебательные свойства ноги и ее отдельных сегментов как системы физических маятников зависят от параметра, называемого жесткостью (K). В случае свободных колебаний сегмента конечности жесткость системы может быть представлена двумя компонентами, из которых  $K_1$  определяется статико-геометрическими характеристиками конечности, а  $K_2$  - распределенной упругостью мышечно-связочного аппарата. Первый компонент может быть получен путем измерения частоты колебаний гипсовых слепков ноги, второй - в результате сопоставления частоты колебаний ноги и ее гипсового слепка.

Так, зная собственную частоту колебаний сегмента конечности ( $w_1$ ) и гипсового слепка ( $w_0$ ), можно определить приращение частоты колебаний

$$\Delta w, \text{ обусловленное жесткостью } K_2: \Delta w = \frac{1}{a} \sqrt{w_1^2 - w_0^2}$$

где  $l$  - приведенная длина сегмента конечности,  $a$  - расстояние между точками прикрепления мышц,  $m$  - масса сегмента конечности.

$$w_1 = \sqrt{\frac{K_1}{m} + \frac{K_2}{m}} \quad w_0 = \sqrt{\frac{K_1}{m}} \quad \Delta w = \frac{1}{a} \sqrt{\frac{K_2}{m}}$$

Эти зависимости могут быть использованы и для косвенного определения собственной частоты колебаний бедра.

В таблице 14 приведены экспериментальные и расчетные данные о периодах колебаний всей ноги, ее отдельных сегментов и соответствующих гипсовых слепков. Видно, что: 1) период колебаний конечности и ее сегментов значительно меньше периодов колебаний гипсовых слепков, 2) период колебаний всей конечности превышает период колебаний ее сегментов, 3) период колебаний всей ноги приближается к длительности локомоторного цикла при произвольном темпе.

Первый факт выявляет роль упругих свойств связочно-мышечного аппарата в повышении частоты собственных колебаний нижних конечностей  $\Delta W$ . Второй факт показывает необходимость прироста частоты колебаний: приведенная длина всей ноги значительно больше приведенной длины каждого сегмента. При отсутствии  $\Delta W$  это должно привести к низкой собственной частоте колебаний конечности. Третий факт поясняет первый и второй: период колебаний всей ноги (а не ее отдельных сегментов) определяет длительность цикла при произвольном темпе, а следовательно, и произвольный темп ходьбы.

При отсутствии жесткости  $K_2$ , обусловленной упругими свойствами связочно-мышечного аппарата, произвольный темп должен был бы сместиться в область медленных темпов, что предполагает существенное снижение наиболее часто используемой скорости ходьбы человека.

Изучение колебательных свойств ноги не ограничивается определением периода свободных колебаний. Рис.69 дает представление о полной частотной характеристике конечности и ее отдельных сегментов. Приведенные кривые показывают, что наибольшими колебательными свойствами обладает голень со стопой (острый резонанс), а наименьшими - стопа (тупой резонанс); промежуточное положение занимает бедро. Резонансная кривая всей конечности напоминает кривую голени со стопой, но смещена в область более низкой частоты, соответствующей произвольному темпу. Количественная характеристика этих графиков

Таблица 14

Длительность локомоторного цикла при произвольном темпе ходьбы и периоды колебаний нижней конечности и ее сегментов, с

Испытуемые	Длит. локомоторного цикла	Периоды колебаний в с					
		всей ноги	гипсового слепка	голень со стопой	гипсового слепка голени со стопой	бедр*	гипсового слепка бедра
К-в	1,30	1,36	1,60	1,00	1,26	0,66	1,04
С-в	1,32	1,32	1,56	1,00	1,30	0,61	1,01
Г-п	1,50	1,52	1,64	1,10	1,30	0,77	1,00
Б-п	1,30	1,30	1,60	0,96	1,34	0,60	1,08
С-в	1,25	1,22	1,57	0,96	1,28	0,61	1,04

\* Период колебаний бедра был установлен расчетным путем.

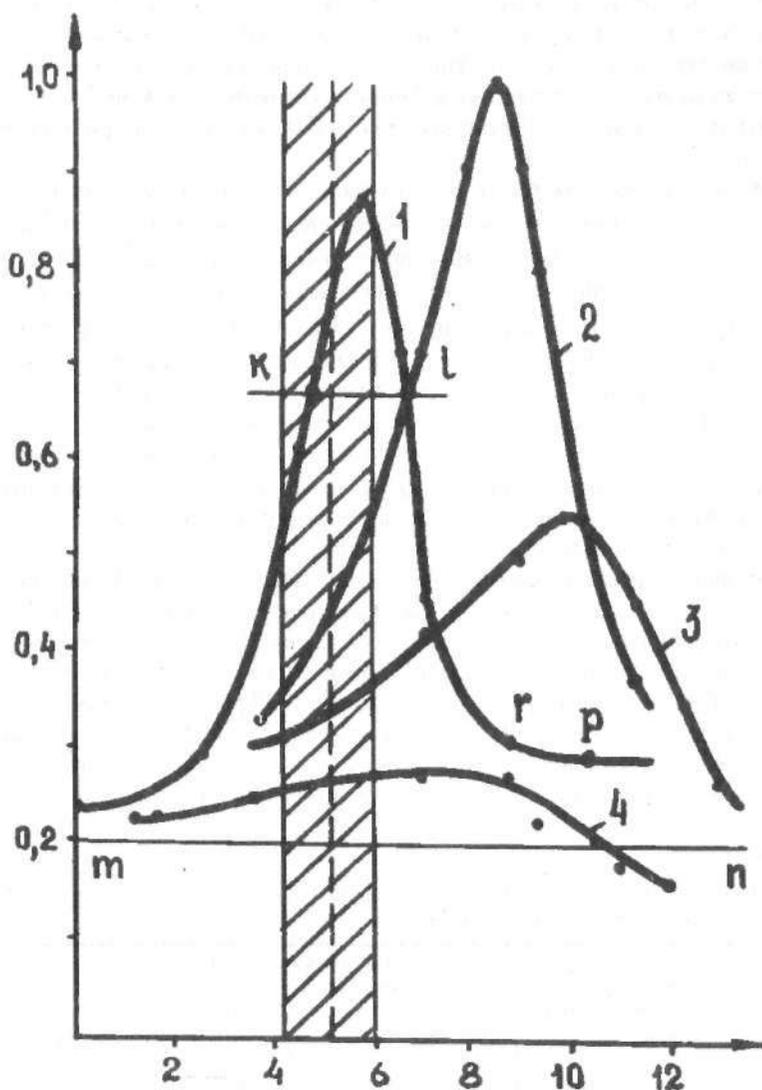


Рис. 69. Частотная характеристика ноги (1), голени (2), бедра (3), стопы (4). Отрезок  $mn$  - нулевой уровень для расчета коэффициента динамичности  $\mu$ , отрезок  $kl$  - уровень 0,7 амплитуды частотной характеристики ноги. Заштрихованная полоса на графике - произвольный темп ходьбы. Ось ординат выражена в произвольных величинах относительно амплитуды коленного угла, на оси абсцисс - условные величины линейных скоростей, соответствующие темпу: 0 - 40 шаг/мин; 12 - 160 шаг/мин.

может быть дана при помощи коэффициента динамичности, показывающего во сколько раз амплитуда чисто вынужденного колебания больше перемещения, вызванного статически приложенной силой.

Коэффициент динамичности при неучтенных силах трения равен

$$\mu = \frac{1}{1 - \frac{w^2}{w_0^2}}$$

где  $w_0$  - собственная резонансная частота, а  $w$  - частота действия вынуждающих сил.

Для  $w$ , соответствующей уровню 0,7 максимальной амплитуды частотной характеристики всей ноги (точка 1)  $\mu = 90$ , для  $w$ , соответствующей экстремуму частотной характеристики голени (точка г)  $\mu = 1,34$ , для  $w$ , соответствующей экстремуму частотной характеристики бедра (точка р)  $\mu = 0,86$  (см. рис.69).

Из приведенных данных следует, во-первых, что колебательные свойства всей конечности обусловлены прежде всего частотными характеристиками голени со стопой (острый резонанс), во-вторых, что коэффициент динамичности всей ноги достигает максимального значения при произвольном темпе ходьбы.

#### *Минимизация суммарной электрической активности мышц в области произвольного темпа*

Ранее показано, что ряд показателей электрической активности мышц имеет минимальное значение при произвольном темпе ходьбы.

На рис.70 сопоставлены для различных испытуемых кривые зависимости суммарной электрической активности наружной широкой мышцы от темпа ходьбы и диапазон собственных частот колебаний нижних конечностей (для ноги, выпрямленной и согнутой под углом 60° в коленном суставе). Видно, что положение минимума кривой суммарной электрической активности мышц совпадает с частотой собственных колебаний нижней конечности или приближается к этой частоте.

Таблица 15 по существу иллюстрирует тот же факт. Подчеркнем лишь, что экстремальная зона кривой суммарной электрической активности мышц находится в области значений собственной частоты колебаний всей конечности, а не ее отдельных сегментов.

Рис.71 обнаруживает универсальный характер отмеченного явления: суммарная электрическая активность мышц, действующих на различные сегменты ноги у одного и того же испытуемого, имеет экстремум в области примерно одной частоты - собственной частоты колебаний ноги. По нашему мнению, приведенный факт является одним из убедительных доказательств существования локомоторной синергии. При отсутствии специального механизма интеграции работы мышц во время ходьбы не было бы настройки мышц на одну и ту же частоту.

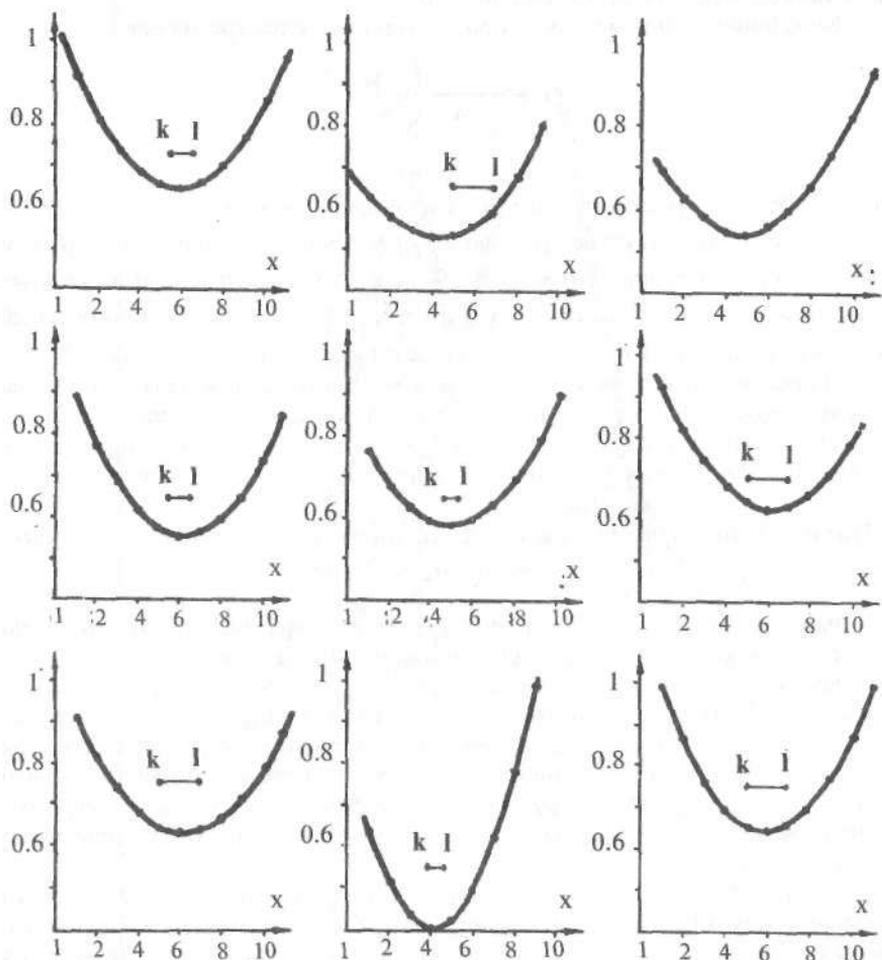


Рис. 70. Индивидуальные графики зависимости величины суммарной электрической активности наружной широкой мышцы от темпа ходьбы. Отрезок  $kl$  соответствует резонансной частоте всей ноги при свободно висащей голени (точка  $k$ ) и при всей голени, зафиксированной под углом  $60^\circ$  в КС (точка  $l$ ).

На оси ординат - величина суммарной электрической активности относительно ее максимальной величины, принятой за единицу. На оси абсцисс - величина линейных скоростей соответствует темпу 40 - 120 шаг/мин.

Таблица 15

Периоды колебаний нижней конечности, ее сегментов и действия вынуждающих мышечных сил, с.

Испы- туемые	Периода колебаний в с				Область минимальных значений суммарной электрической активности мышц	
	голени со стопой	бедра	всей ноги при межзвенном коленном угле			
			0°	60°		
С-в	1,00	0,61	1,32	1,10	1,54	1,28
Г-п	1,10	0,77	1,52	1,40	1,62	1,34
Б-н	0,96	0,60	1,30	1,10		
С-в	0,96	0,61	1,32	1,10	1,54	1,28
В-в	1,00		1,40	1,30	1,50	1,25
В-н	0,96		1,26	1,14	1,37	1,15
В-н	0,96		1,26	1,14	1,32	1,12

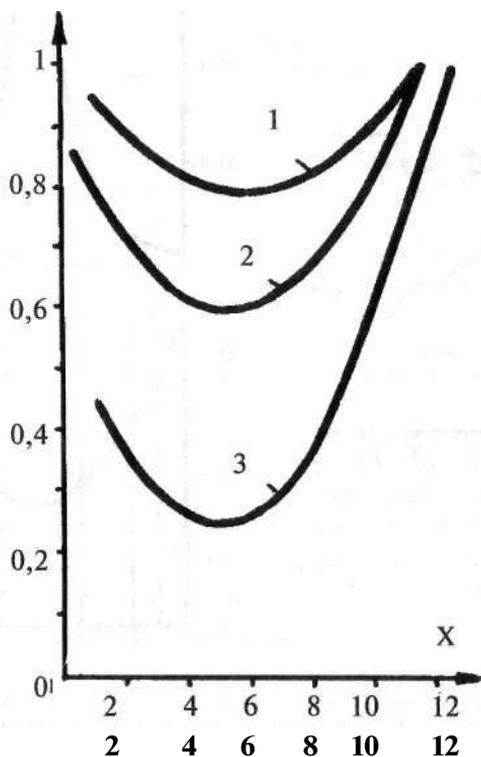


Рис. 71. Индивидуальные графики суммарной электрической активности мышц ноги здорового человека. 1 - передняя большеберцовая мышца, 2 - камбаловидная мышца, 3 - двуглавая мышца бедра. Оси координат выражены в тех же единицах, что и на рис. 6(3)

Вся совокупность полученных данных позволяет утверждать, что минимизация мышечной активности при произвольном темпе ходьбы представляет собой результат приспособления частоты действия вынуждающих (мышечных) сил к собственной частоте колебаний нижних конечностей.

*Предположительные механизмы поиска оптимального темпа при ходьбе*

Исходя из явлений резонанса, можно рассмотреть предположительные механизмы поиска оптимального темпа. На рис.72, А показано изменение длительности локомоторного цикла в серии последовательных шагов при разных темпах ходьбы.

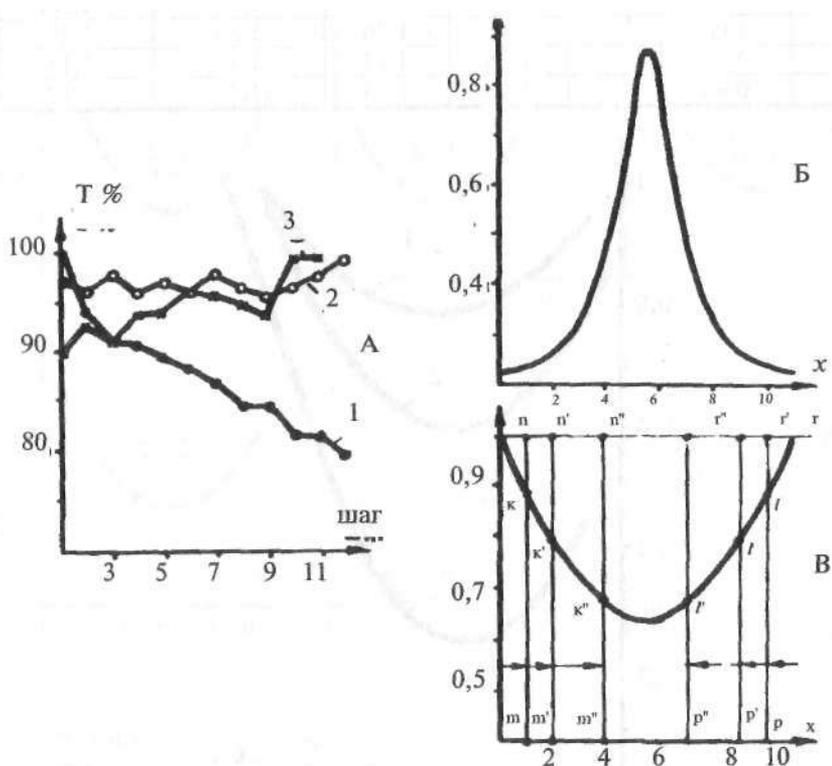


Рис. 72. К объяснению автоматического поиска оптимального темпа ходьбы. А - графики зависимости периода шага от его порядкового номера при медленном (1), привычном (2) и быстром (3) темпах. Б - частотная характеристика всей ноги, В - график зависимости величины суммарной электрической активности наружной широкой мышцы от темпа. Отрезки  $mkp$  и  $plr$  - соответствуют полному объему движений, причем  $kp$  и  $pl$  выражают динамический прирост, а  $mk$  и  $ri$  - статическое перемещение.

При медленном темпе ходьбы отмечается монотонное уменьшение длительности цикла, иначе говоря постепенное ускорение ходьбы, при быстром темпе - длительность цикла скачкообразно изменяется, т.е. наступает неравномерное замедление ходьбы; наконец, при произвольном темпе длительность цикла колеблется около средней величины. Объяснение этих фактов может быть дано в результате анализа кривых на рис.72, Б, В. Кривая на рис.72, Б определяет изменение колебательных свойств конечности при различной частоте действия вынуждающих сил, соответствующих разным темпам ходьбы.

Кривая на рис.72, В характеризует изменение суммарной электрической активности мышц в зависимости от темпа ходьбы. Сопоставление этих кривых показывает, что минимизация суммарной электрической активности мышц связана со степенью использования колебательных свойств ноги, количественная оценка которых может быть дана посредством коэффициента динамичности  $\mu$  (Я.Г.Пановко, 1971). Так как амплитуда перемещения конечности определяется статически приложенной силой мышц и динамической составляющей, обусловленной колебательными свойствами конечности, то по кривой суммарной электрической активности мышц, очевидно, можно судить об относительном значении этих переменных (на рис.72, В величина мышечной активности, затрачиваемая на «статическое» перемещение, изображена в виде отрезков  $m_k, m'k', m''k''$ , а динамический прирост показан в виде отрезков  $kp, kp', k''p''$  для медленных темпов; для быстрых темпов то же самое дано отрезками  $rl, r'l', r''l''$ ,  $lp, l'p', l''p''$ ).

Как видно из рис.72, соотношение этих величин изменяется в зависимости от скорости ходьбы, что определенным образом влияет на процесс установления длительности локомоторного цикла при заданном темпе. Так, в серии последовательных шагов при медленном темпе ходьбы коэффициент динамичности  $\mu$  постепенно возрастает вследствие некоторого увеличения скорости ходьбы (см.рис.72, А, кривая 1). Последнее связано с тем, что падение конечности в определенные фазы шага происходит быстрее, чем ее подъем, т.е. быстрее «статического» перемещения, вызванного действием мышечных сил. Возросшая кинетическая энергия обуславливает некоторое повышение потенциальной, а затем кинетической энергии в течение последующего шага, а это приводит к ускорению ходьбы. В дальнейшем кинетическая энергия все время суммируется с динамическим приростом; темп ходьбы автоматически увеличивается, пока не достигается область резонанса, при котором коэффициент  $\mu$  приобретает максимальное значение. Определенную роль в этом процессе играет и возрастающая жесткость мышечного аппарата ( $K_2$ ).

При быстрых темпах ходьбы коэффициент  $\mu$  оказывает противоположное влияние на скорость локомоторного процесса. Так как частота вынужденных колебаний превышает частоту собственных колебаний конечности, то в серии последовательных шагов происходит уменьшение кинетической энергии на величину  $\mu$  в каждом цикле. Отсюда возникает тенденция автоматического соскальзывания на более низкий темп и, следовательно, необходимость перио-

дической мышечной коррекции, обуславливающей скачкообразное изменение длительности локомоторного цикла (см. рис.72, А, кривая 3).

Таким образом, если специальная задача удержания определенного темпа ходьбы не стоит, то вследствие явлений резонанса возникает автоматическая настройка локомоции на произвольный темп.

### **3.6. Влияние темпа и длины шага на структуру и параметры ходьбы**

Темп и длина шага - наиболее существенные характеристики ходьбы человека. В естественном локомоторном акте они определяют скорость передвижения и определенным образом связаны между собой (Lamogeuх, 1971). В то же время каждая из них неодинаково влияет на структуру и параметры ходьбы.

В данном разделе сделана попытка рассмотреть раздельное влияние обоих факторов (А.С.Витензон, Н.В.Баскакова, 1975, А.С.Витензон, Н.В.Баскакова, 1978). С этой целью применена методика фиксации одной из переменных: темпа или длины шага. Поставлено несколько серий исследований. В первых трех сериях на десяти здоровых испытуемых изучалось влияние разного темпа (60, 100, 120\* шаг/мин.) и разной длины шага (0,35; 0,55; 0,75; 0,95 и 1,15 м) на структуру и параметры ходьбы; в четвертой серии была зафиксирована длина шага, тогда как темп являлся переменной величиной (50-150 шаг/мин.). В опытах регистрировали обычный комплекс параметров, которые обрабатывали по принятой методике (п. 1.2).

#### *Биомеханическая и иннервационная структура ходьбы при изолировании изменения темпа и длины шага*

Проведенные исследования показывают сохранность основной структуры ходьбы при разном темпе и длине шага и в то же время неодинаковую чувствительность ее отдельных элементов к изменению каждой переменной. При увеличении длины шага (0,35-1,15 м) и постоянстве различных значений темпа (60-120 шаг/мин.) отмечено возрастание продолжительности переносной фазы, интервалов опоры на передний и задний отдел стопы и, наоборот, уменьшение продолжительности опорной фазы и интервала опоры на всю стопу. Величина межзвенных углов увеличивается во всем диапазоне изменений длины шага, но дифференцированно для разных суставов: в ГСС возрастает подошвенное сгибание, преимущественно в конце опорной фазы; в КС увеличивается амплитуда сгибания в начале опорной фазы; в ТБС становится больше размах движений вследствие роста амплитуды углов сгибания и разгибания. При повышении темпа от 60 до 120 шаг./мин. и постоянстве различных значений длины шага (0,35 - 1,15 м) наблюдается сходное с ранее описанной трансформацией фаз и интервалов шага, изменение амплитуды некоторых межзвенных углов, преимущественно сгибания в КС в обе фазы шага (рис.73).

\* Выбор максимального темпа (120 шаг/мин.) в этой серии исследований был обусловлен тем, что при длине шага 1,15м испытуемые не могли идти в более высоком темпе.

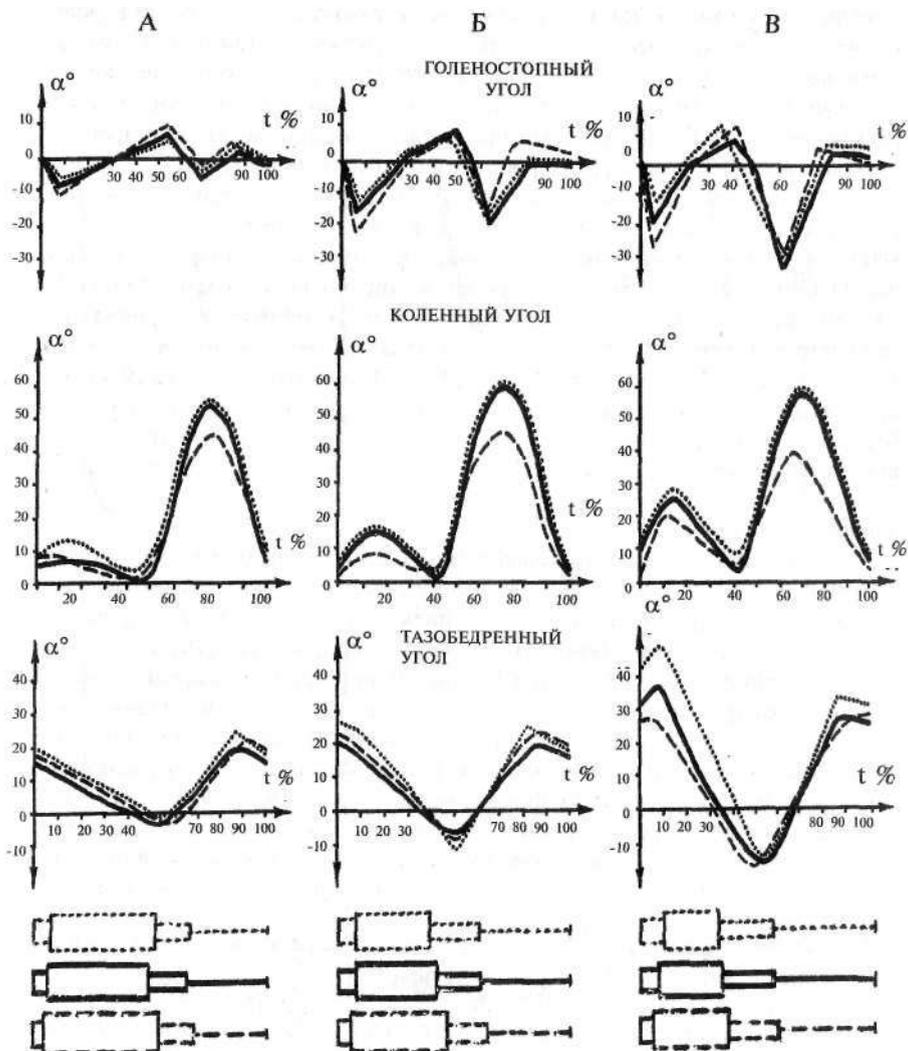


Рис. 73. Графики изменения кинематических параметров в течение цикла при различных длинах шага и темпах ходьбы:

А - длина шага 0,35м; Б - длина шага 0,75м; В - длина шага 1,15м. На оси ординат - величина угла в градусах, на оси абсцисс - время в % (за 100% принята длительность цикла). Под графиками - подограмма. Сплошная линия - темп 100 шаг/мин; пунктирная линия - темп 60 шаг/мин.

Судя по графикам распределения электрической активности мышц в течение цикла (рис.74, 75), иннервационная структура ходьбы более вариабельна, чем ее биомеханическая структура, и зависит как от темпа, так и от длины шага; при изменении условий ходьбы сильнее трансформируется рисунок активности мышц-сгибателей, чем разгибателей; изменение иннервационной структуры мышц-разгибателей при ходьбе преимущественно связано с увеличением длины шага, а мышц-сгибателей - с ростом обеих переменных ходьбы.

Сопоставление графиков кинематических и электрофизиологических параметров показывает, что увеличение длины шага сперва достигается лишь усилением обычных механизмов ходьбы: повышением активности разгибателей ГСС (икроножной мышцы) отталкивающейся ноги и разгибателей КС и ТБС (четырёхглавой и большой ягодичной мышц) той ноги, которая становится на опору. Сфера действия этого механизма - ходьба с длиной шага 0,35-0,75 м. При дальнейшем увеличении шага (0,75-1,15 м) этот механизм дополняется другим: динамической фиксацией большинства суставов в фазе заднего толчка, благодаря чему повышается эффективность отталкивания ноги от опорной поверхности (в активности большинства мышц ноги как разгибателей, так и сгибателей при длине шага, начиная с 95 см, появляется волна активности в фазе заднего толчка).

Усиление функции сгибателей нижней конечности (передней большеберцовой, полусухожильной, двуглавой, подвздошно-поясничной и отчасти прямой мышц бедра), связанное с удлинением шага, в основном направлено на увеличение амплитуды и скорости движений в переносную фазу шага.

Ускорение темпа ходьбы при фиксированной длине шага, как правило, не изменяет распределения возбуждения мышц-разгибателей в течение локомоторного цикла (за исключением прямой мышцы бедра в конце опорной и в начале переносной фаз); отмечается лишь рост максимальных значений активности мышц; при той же ситуации активность мышц-сгибателей не только повышается, но и трансформируется по ходу цикла: одни волны исчезают, другие, наоборот, появляются. Такая трансформация всегда биомеханически оправдана и указывает на многообразие функции мышц - сгибателей при ходьбе.

#### *Изменение параметров ходьбы при разной длине шага и постоянном темпе*

При увеличении длины шага в диапазоне 0,35-1,15 м порядок следования фаз и периодов в цикле ходьбы сохраняется таким же, как при обычной ходьбе, но их соотношение значительно изменяется. Длительность опорной, двуопорной фаз и интервала опоры на всю стопу нелинейно убывает, а длительность переносной фазы и интервалов опоры на пятку и носок нелинейно возрастает (рис.76 А, табл.16).

При всех исследованных длинах шага последовательность движений в суставах нижних конечностей остается без изменения. Наиболее характерной чертой кинематики при увеличении длины шага является рост амплитуды меж-

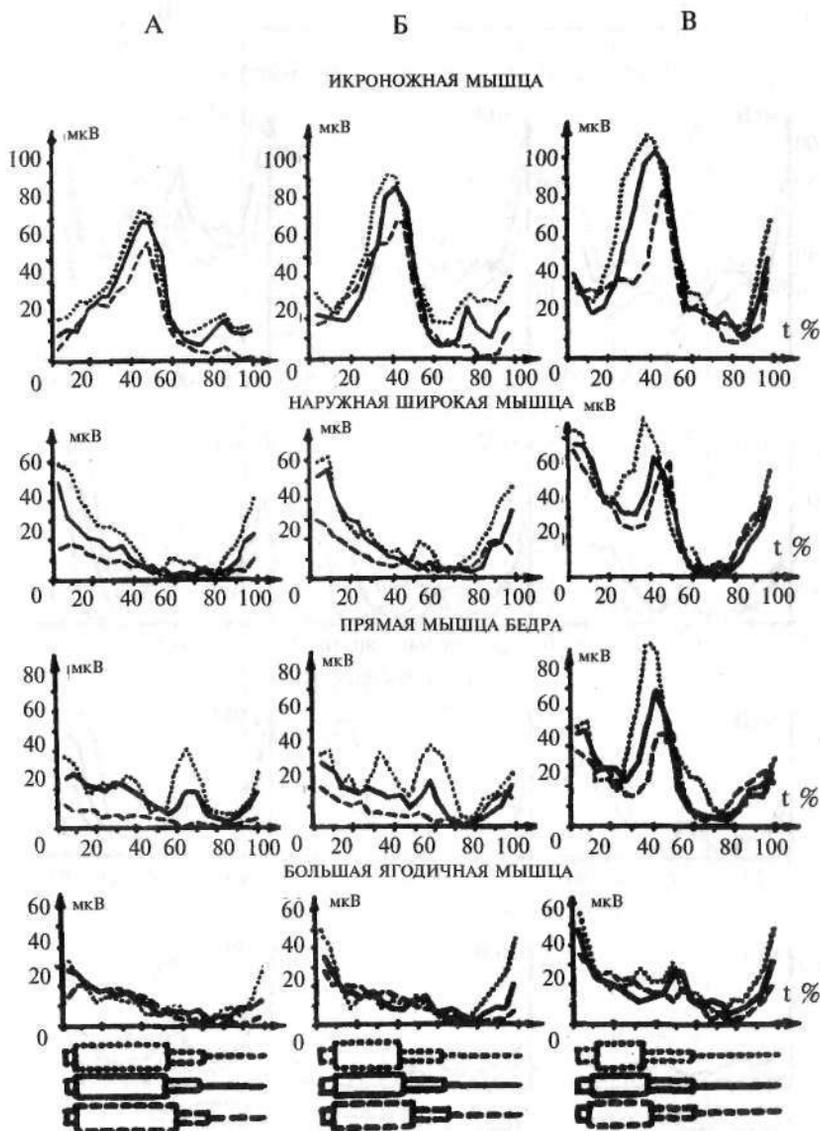


Рис. 74. Графики изменения электрической активности мышц-разгибателей в течение цикла при различных длинах шага и темпах ходьбы:

А - длина шага 0,35м; Б-длина шага 0,75м; В-длина шага 1,15м. На оси ординат - средняя электрическая активность в мкВ, на оси абсцисс - время в %. Под графиками подограмма. Сплошная линия - темп 100 шаг/мин; точечная линия - 120 шаг/мин; пунктирная линия - темп 60 шаг/мин.

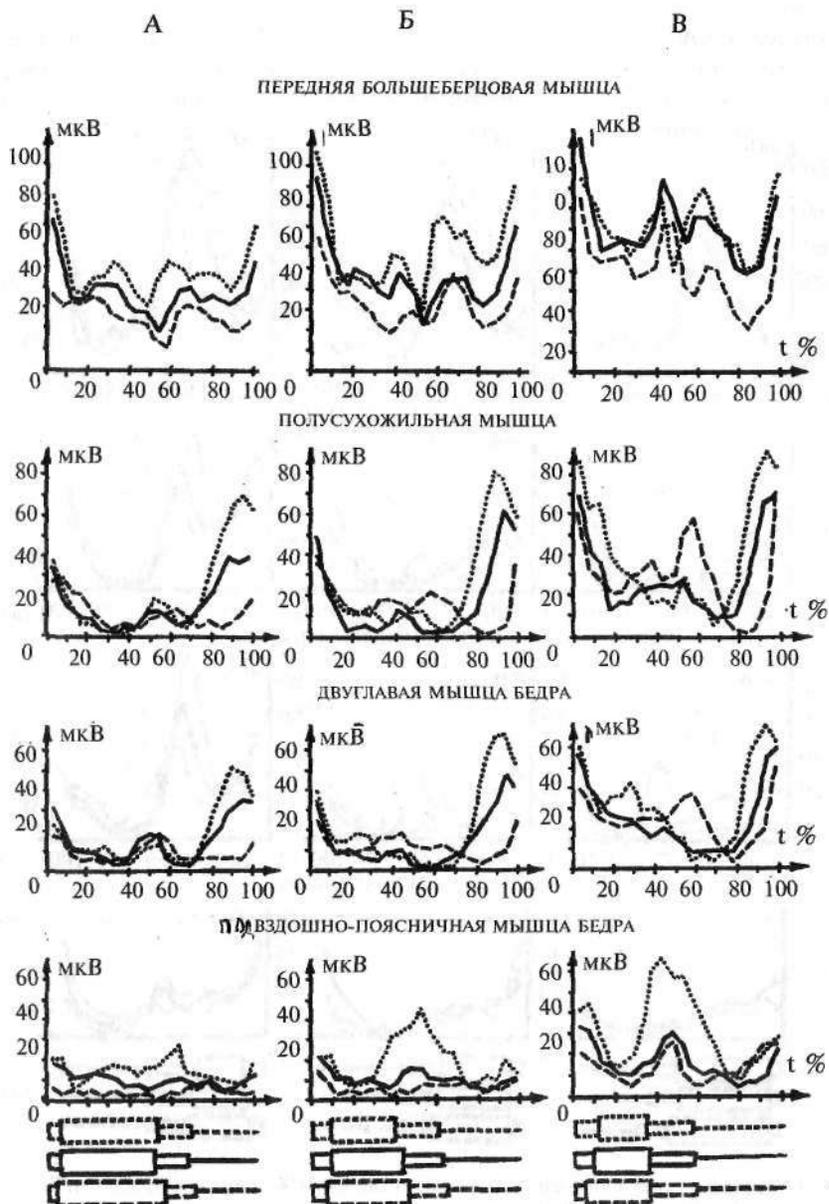
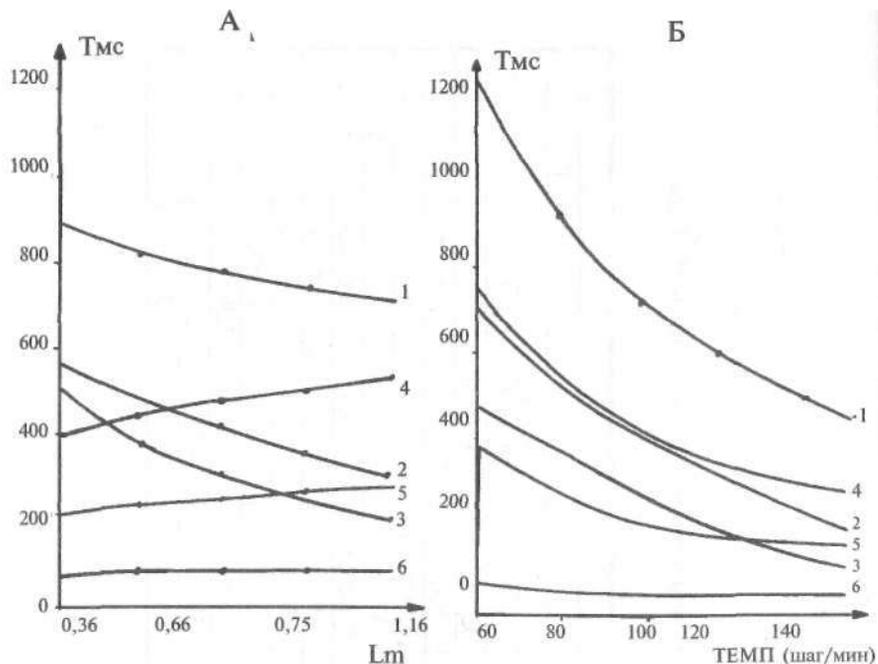


Рис. 75. Графики изменения электрической активности мышц-сгибателей в течение цикла при различных длинах шага и темпах ходьбы. Остальные обозначения те же, что и на рис. 74.

Таблица 16

Временные характеристики ходьбы с разной длиной шага в темпе 100 шаг/мин (в секундах и в процентах к циклу).

Характеристики ходьбы	Ед. изм.	Длина шага, м				
		M+m			п = 10	
		0,35	0,55	0,75	0,95	1,15
Длительность двойного шага	с	1,30±0,013	1,29±0,008	1,29±0,008	1,28±0,008	1,28±0,008
Длительность интервала опоры на пятку	с	0,07±0,008	0,08±0,004	0,09±0,004	0,10±0,004	0,10±0,004
	%	5,5±0,5	6,4±0,4	7,1±0,4	8,0±0,4	7,9±0,5
Длительность интервала опоры на всю стопу	с	0,59±0,013	0,51±0,017	0,45±0,017	0,38±0,039	0,34±0,022
	%	45,4±1,1	39,2±1,3	34,9±1,2	29,7±3,0	26,5±1,8
Длительность интервала опоры на носок	с	0,22±0,013	0,24±0,017	0,26±0,017	0,29±0,026	0,30±0,026
	%	16,7±0,9	19,0±1,3	20,2±1,4	22,6±1,9	23,4±1,9
Длительность переносной фазы	с	0,42±0,013	0,46±0,008	0,49±0,008	0,51±0,008	0,54±0,008
	%	32,4±1,0	35,7±0,7	37,8±0,6	39,7±0,5	42,2±0,6
Длительность двуопорной фазы	с	0,52±0,022	0,39±0,015	0,33±0,008	0,28±0,008	0,22±0,008
	%	40,0±1,7	30,0±1,1	25,5±0,8	21,8±0,7	17,1±0,6
Коэффициент ритмичности		0,91±0,01	0,94±0,01	0,95±0,005	0,95±0,005	0,94±0,004



**Рис. 76.** Графики изменения временных параметров локомоторного цикла при ходьбе с разной длиной шага (А) и в разном темпе (Б). Кривые изменения длительности опорной фазы (1), интервала опоры на всю стопу (2), двуопорной фазы (3), переносной фазы (4), интервала опоры на носок (5), интервала опоры на пятку (6)

звенных углов, неодинаково выраженный для разных движений (табл.17). Амплитуда угловых перемещений в ТБС находится в линейной зависимости от длины шага, приращение суммарного угла в суставе (угол сгибания + угол разгибания (рис.77, А, кривые 4, 6, 7)). Графики изменения амплитуды межзвенных углов в фазах переднего и заднего толчков (сгибание в ТБС и КС в начале опорной фазы и подошвенное сгибание в ГСС в конце этой фазы) представляют собой нелинейные возрастающие функции (рис.77, А, кривые 1, 3, 5). Амплитуда коленного межзвенного угла в переносную фазу изменяется двухфазно: слегка возрастает до средней длины шага, а затем убывает (рис.77, А, кривая 2).

С ростом длины шага также трансформируется форма составляющих опорной реакции. Более отчетливо выявляются экстремальные точки кривых. Зависимость максимальных значений вертикальной и продольной составляющих ОР от длины шага может быть описана как возрастающая нелинейная функция, а зависимость минимального значения вертикальной составляющей от длины шага - как убывающая нелинейная функция (рис.78, табл. 17).

Таблица 17

Кинематические и динамические характеристики ходьбы с разной длиной шага в темпе 100 шаг/мин.

Характеристики		Ед. изм.	Длина шага, м				
			M±m		n = 5		
			0,35	0,55	0,75	0,95	1,15
Голеностопный угол	Подошвенное сгибание в начале опорной фазы	градусы	9,3±0,7	12,1±1,1	16,1 + 1,6	18,3±2,0	20,7±1,8
	Тыльное сгибание в опорную фазу		7,5±0,7	9,1 + 1,0	8,8±0,9	8,4±0,9	9,0±0,9
	Подошвенное сгибание в конце опорной фазы		6,1±1,0	13,6±1,3	17,9±1,3	23,3±1,7	33,3±2,9
Коленный угол	Сгибание в опорную фазу		8,5±1,0	10,0±1,0	15,7±1,2	20,7±2,0	27,1±1,3
	Сгибание в переносную фазу		55,0±3,0	58,5±3,6	61,8±3,2	59,9±2,9	59,8±2,1
Тазобедренный угол	Сгибание в опорную фазу		15,0±1,5	16,1 + 1,4	19,9±1,3	25,6±1,0	30,1 ±1,9
	Разгибание		2,0±0,5	5,3±0,3	8,5±0,4	12,6±0,9	16,9±1,3
	Сгибание в переносную фазу		19,2±0,9	21,6±1,3	23,5±1,5	25,3±1,3	28,5±2,1
Вертикальная составляющая опорной реакции	Передний толчок	Про- центы к весу испыту- емых	106,3±3,7	106,5±5,5	111±3,2	125±7,1	143±3,0
	Минимальное значение		89±5,5	81±5,3	74±3,7	61±3,0	45±3,6
	Задний толчок		97±4,3	99±7,1	118±6,4	129±10,2	131±12,8
Продольная составляющая опорной реакции	Передний толчок		8,5±1,0	12,5±0,3	18,3±5,0	25,8±5,0	32,4±1,9
	Задний толчок		8,8±0,9	13,65±1,9	17,4±2,5	26,0±5,8	28,7±3,0

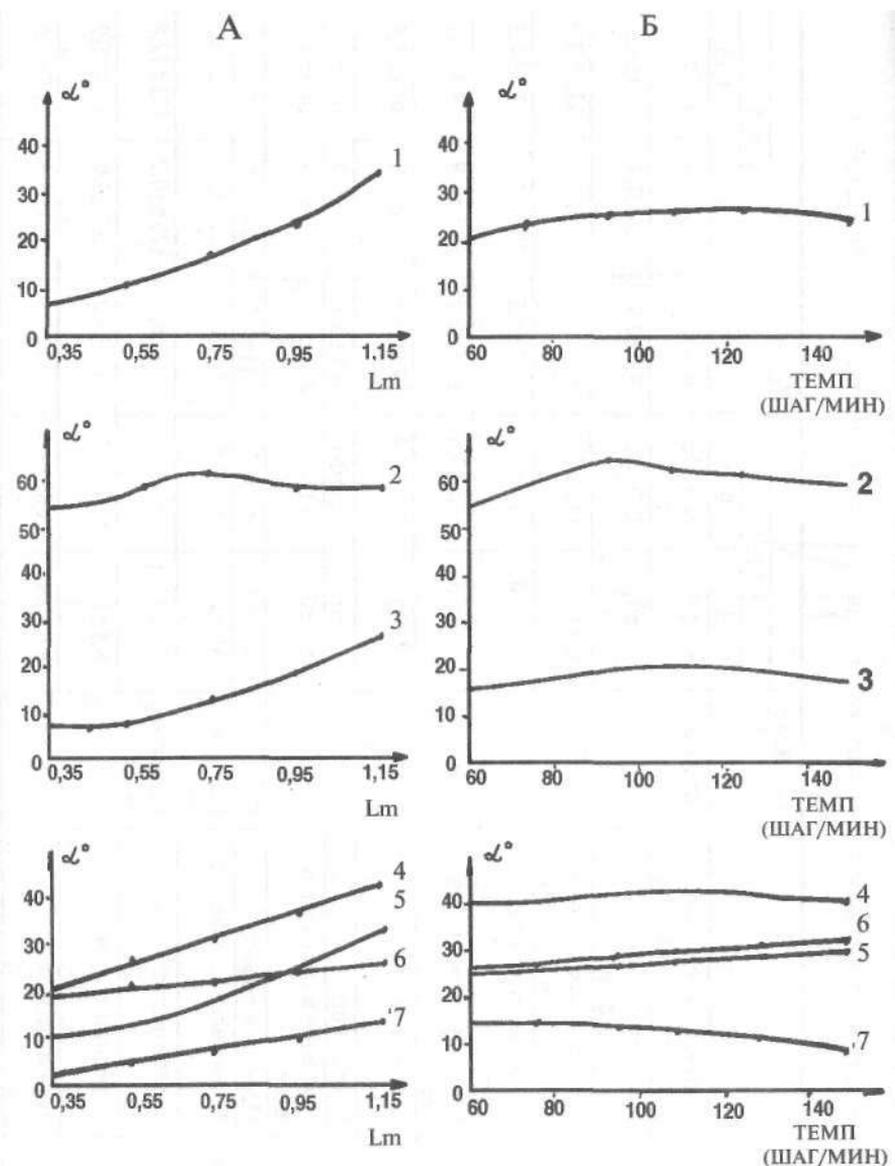


Рис. 77. Графики изменения величины межзвездных углов при ходьбе с постоянной длиной шага (А) и в разном темпе (Б). Кривые изменения углов: подошвенного сгибания в голеностопном суставе в конце опоры (1), сгибания в коленном суставе в переносную (2) и опорную (3) фазы, суммарного угла в тазобедренном суставе (4), сгибания в том же суставе в опорную (5) и переносную (6) фазы, разгибания в суставе (7).

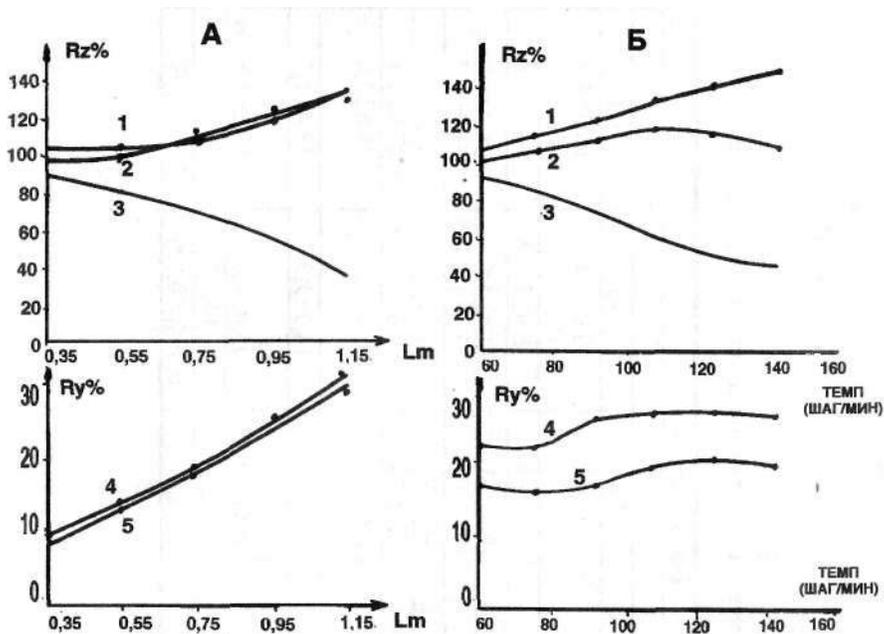


Рис. 78. Графики изменения величины вертикальной и продольной составляющих опорной реакции при ходьбе с разной длиной шага (А) и в разных темпах (Б). Обе величины взяты в процентах к весу тела. Изменение амплитуды вертикальной составляющей в фазе переднего толчка (1), в фазе заднего толчка (2), в фазе минимума (3); то же для продольной составляющей в фазе переднего толчка (4) и заднего толчка (5).

Распределение электрической активности мышц в течение цикла при малой и средней длине шага (0,35–0,75 м) напоминает норму, при большей длине шага (0,95–1,15 м) в активности большинства мышц возникает высокая волна возбуждения в средней трети опорной фазы (рис.74, 75). Также несколько усиливается активность в начале и в конце шага. Средняя электрическая активность, т.е. активность за 1 с, нелинейно возрастает при увеличении длины шага. При малой и средней длине шага эта функция имеет приблизительно одинаковые значения. Суммарная электрическая активность, т.е. активность за цикл ходьбы, с ростом длины шага изменяется подобно средней активности. Однако суммарная электрическая активность, отнесенная к единице пути, минимизируется при средней длине шага (0,75 м.) (рис.79, А, табл.18).

Таким образом, под влиянием увеличения длины шага изменяются все рассмотренные параметры ходьбы, но особенно резко ее кинематические, динамические и электрофизиологические параметры.

Таблица 18

Электрическая активность мышц за шаг (в мкВ) при ходьбе с разной длиной шага в темпе 100 шаг/мин.

Наименование мышцы	Длина шага, м				
	M $\pm$ T		n = 5		
	0,35	0,55	0,75	0,95	1,15
Передняя большеберцовая	36,6+2,7	40,0+2,9	44,8+4,0	53,0+3,7	68,3+4,7
Икроножная внутренняя	32,6+3,0	33,3+2,4	32,1+2,4	35,9+2,5	42,8 $\pm$ 3,8
Широкая наружная	12,7+01,9	12,6+2,1	16,5+2,0	21,4+1,8	31,9+2,0
Полусухожильная	14,6+1,7	14,8+1,5	17,1 + 1,7	22,3+1,9	32,0+2,7
Прямая бедра	14,6+1,4	14,9+1,0	14,7+0,9	21,8+2,2	27,0+2,1
Двуглавая бедра	14,6+1,4	14,9+1,0	14,7+0,9	21,8+2,2	27,0+2,1
Подвздошно-поясничная	9,2+1,6	9,7+1,2	9,8+1,1	13,5+2,4	18,6+2,0
Большая ягодичная	11,6+1,7	11,7+1,7	12,0+1,2	14,3+1,3	18,4+1,7
Средняя по 8 мышцам					
мкВ	18,3+1,2	19,0+1,2	20,5+1,2	25,6+1,6	33,2+1,8
%	100	104	112	140	181
P		0,3<P<0,4	P=0,8	0,99<p<0,999	P >0,999

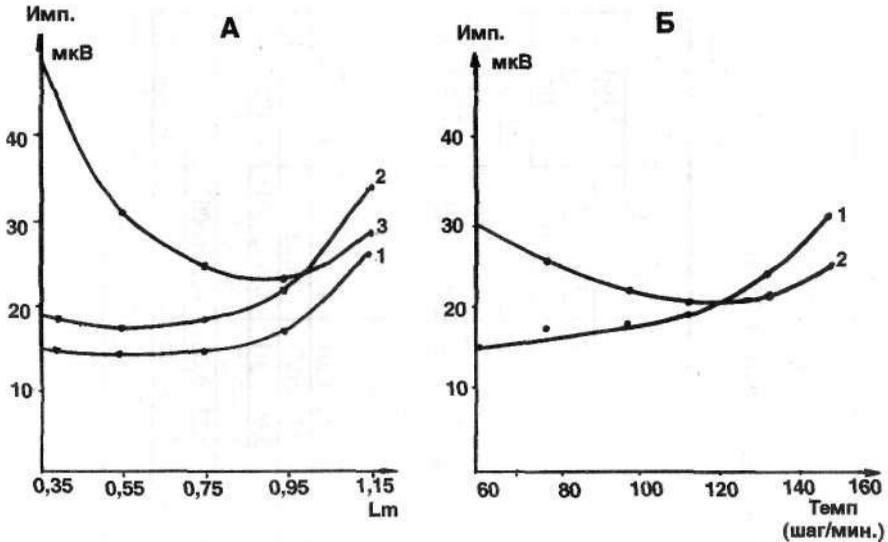


Рис. 79. Графики изменения величины интегрированной электрической активности мышц при ходьбе с разной длиной шага (А) и в разных темпах (Б). Изменение величины средней электрической активности, мкВ (1), суммарной активности за весь цикл в импульсах интегратора (2), суммарной активности в импульсах интегратора на 1 км пути (3).

*Изменение параметров ходьбы при разном темпе и постоянной длине шага*

При повышении темпа ходьбы последовательность фаз и интервалов цикла также сохраняется, но длительность их нелинейно уменьшается. Крутизна на этой совокупности убывающих функций неодинакова: она больше всего для функций, описывающих изменения длительности опорной, двуопорной фазы, интервала опоры на всю стопу; примерно, одинакова для функций длительности переносной фазы и интервала опоры на носок и меньше всего для функции длительности интервала опоры на пятку (рис.76, Б, табл.19).

Изменения кинематики при повышении темпа ходьбы и стандартной длине шага нерезко выражены: отмечается некоторый рост амплитуды угловых перемещений, главным образом, сгибания в КС в переносную фазу. Максимальное значение межзвенных углов достигается при привычном темпе ходьбы, но при дальнейшем увеличении темпа амплитуда углов понижается (рис.77, Б, табл.20).

Трансформация кривых опорной реакции при возрастании темпа аналогична той, которая наблюдалась при увеличении длины шага. Отличие состоит в преимущественном изменении амплитуд вертикальной составляющей ОР; амплитуда продольной составляющей при повышении темпа растет значительно слабее (рис.78, Б, табл.20).

Распределение электрической активности при разных темпах ходьбы в основном не меняется; однако, при средних темпах ходьбы длительность волн

Таблица 19

Временные характеристики ходьбы в разных темпах с фиксированной длиной шага (0,75 м)

Характеристики	Ед. изм.	Темп шаг/мин.					
		М ± т			п = 5		
		60	80	100	120	140	160
Длительность двойного шага	с	2,03+0,03	1,55+0,12	1,29+0,02	1,11+0,01	0,95+0,01	0,83+0,03
	%	100	100	100	100	100	100
Длительность интервала опоры на пятку	с	0,13+0,01	0,10+0,01	0,10±0,01	0,09±0,01	0,08+0,01	0,07+0,01
	%	6,5±0,6	6,8±0,09	7,3+0,6	8,1+0,7	7,8+0,4	9,0±0,4
Длительность интервала опоры на всю стопу	с	0,69±0,25	0,55+0,07	0,45+0,12	0,3710,05	0,3010,01	0,2310,01
	%	33,9±3,7	35,4+3,5	34,811,5	33,8±1,5	30,4+1,2	28,4+1,5
Длительность интервала опоры на носок	с	0,44±0,06	0,32+0,04	0,27±0,03	0,22+0,02	0,22+0,01	0,1910,01
	%	21,7+3,5	20,8±3,2	21,6±2,4	20,6±1,3	20,6+1,4	22,011,3
Длительность переносной фазы	с	0,77±0,01	0,58+0,02	0,47±0,01	0,42+0,01	0,35+0,01	0,3410,01
	%	37,9±0,5	37,0±1,0	37,3+0,5	37,5±0,7	38,2+0,5	40,010,4
Длительность опорной фазы	с	1,26±0,02	0,97±0,01	0,82±0,02	0,68±0,01	0,60+0,01	0,4910,04
	%	62,1+0,5	63,0±1,0	62,7+0,5	62,5+0,7	61,810,5	60,0+0,4
Длительность двуопорной фазы	с	0,50+0,01	0,41+0,01	0,32+0,01	0,25+0,03	0,18+0007	0,1510006
	%	24,4+0,3	25,8±0,2	24,9±0,4	23,2+0,25	18,8+0,75	16,810,58

Таблица 20

Кинематические и динамические характеристики ходьбы в разных темпах при фиксированной (0,75 м) длине шага

Характеристики		Ед. изм.	Темп шаг/мин					
			M±m			n = 5		
			60	80	100	120	140	160
Голеностопный угол	Подошвенное сгибание в начале опорной фазы	градусы	28,0±0,8	23,4±0,7	25,3±01,0	28,2±1,6	26,9±0,9	25,8±0,9
	Тыльное сгибание в опорную фазу		11,4±0,5	9,6±0,5	9,0±0,8	12,3±0,8	9,2±0,9	5,1 ±0,4
	Подошвенное сгибание в конце опорной фазы		18,0±1,6	22,6±1,6	23,9±1,3	17,8±1,6	19,7±1,4	22,4±1,0
Коленный угол	Сгибание в опорную фазу		13,2±0,8	17,7±0,7	20,0±0,6	20,3±0,4	19,9±0,4	17,6±0,5
	Сгибание в переносную фазу		57,9±1,3	60,0±0,5	64,6±0,5	65,1±0,7	62,6±0,5	59,8±0,6
Тазобедренный угол	Сгибание в опорную фазу		23,3±0,8	24,0±0,8	23,9±0,7	24,0±0,9	23,4±1,0	23,9±1,3
	Разгибание		14,6±0,4	14,7±0,3	14,5±0,3	13,0±0,3	12,0±0,3	10,0±0,05
	Сгибание в переносную фазу		24,2±0,7	23,3±0,6	23,4± 0,7	23,5±0,6	29,1 + 1,0	24,7±0,6
Вертикальная составляющая опорной реакции	Передний толчок	Про- центы к весу испыту- емых	109±5,4	115±3,6	125±5,2	137±4,3	146±8,0	154±8,4
	Минимальное значение		93±3,6	87±3,1	76±1,6	63±2,6	55±1,8	49±6,0
	Задний толчок		103±4,0	109±5,5	114±4,3	121±6,0	119±8,5	114±11,9
Продольная составляющая опорной реакции	Передний толчок		22,8±2,6	21,8±1,7	26,7±1,7	27,0±2,3	28,5±2,3	26,8±3,4
	Задний толчок		1 0±2,2	16,2±0,8	17,2±0,9	20,0±1,9	21,4±2,6	19,8±2,7

### Закономерности нормальной и патологической ходьбы человека

возбуждения сокращается; одновременно происходит формирование наиболее типичных волн активности. Так, активность мышц-разгибателей КС и ТБС (наружная широкая и прямая мышца бедра, большая ягодичная мышца) сосредоточивается в первой трети опорной фазы; активность икроножной мышцы в средней трети той же фазы. Наоборот, активность сгибателей всех суставов концентрируется на стыках опорной и переносной фаз шага. При высоких темпах ходьбы у ряда мышц появляются волны активности в средней трети опорной фазы (передняя большеберцовая мышца, прямая и наружная широкая мышцы бедра).

Средняя электрическая активность с увеличением темпа нелинейно возрастает (рис.79, Б, 1); изменение суммарной электрической активности мышц при разных темпах может быть описано уравнением параболы с вершиной в области привычного темпа ходьбы (рис,79, Б, 2, табл.21).

Как видно, при повышении темпа ходьбы в основном изменяются временные, динамические и электрофизиологические параметры.

Приведенные данные отчетливо показывают, что ходьба в разном темпе и ходьба с разной длиной шага представляют собой две самостоятельные двигательные задачи. В пользу этого положения свидетельствуют следующие факты:

1. Возможность изолированного изменения каждой из этих характеристик при искусственных условиях, когда фиксируется либо темп, либо длина шага.

Таблица 21

Средняя электрическая активность мышц\* в разном темпе с фиксированной длиной шага (0,75 м).

Мышцы	Темп, шаг/мин. (М+т) n=5					
	60	80	100	120	140	160
Передняя большеберцовая	62±2,0	47±1,8	34±0,1	31±1,1	35±0,9	39±1,0
Икроножная внутренняя	49±2,2	42±1,2	27±1,0	32±0,9	34±1,1	37±0,8
Широкая наружная	26±0,9	18±0,6	16±0,5	16±0,5	17±0,5	19±0,6
Полусухожильная	12±0,9	7±0,6	7±0,4	19±0,4	11±0,5	16±0,4
Прямая бедра	30±0,8	21±0,3	19±0,3	20±0,4	22±0,5	27±0,6
Двуглавая бедра	19±1,0	14±0,6	12±0,3	14±0,4	16±0,6	20±0,6
Средняя по 6 мышцам	33±1,3	25±0,9	19±0,5	20±0,6	23±0,7	26±0,7

М - средняя арифметическая

т - ошибка средней арифметической

\* электрическая активность дана в мкВ

2. Ограничение длины шага при повышении линейной скорости ходьбы, когда темп достигает 130-150 шаг/мин. (п.3.1).

3. Различный характер изменения биомеханических и электрофизиологических параметров при росте одной из переменных: а) преимущественное изменение временных параметров (длительности цикла и его частей) при повышении темпа и преимущественное изменение пространственных характеристик (амплитуд межзвенных углов) при увеличении длины шага; б) увеличение в основном амплитуды вертикальной составляющей ОР при возрастании темпа и увеличение амплитуд вертикальной и продольной составляющих ОР, когда растёт длина шага; в) минимизация суммарной электрической активности при среднем (привычном) темпе ходьбы нелинейное увеличение суммарной электрической активности с ростом длины шага.

4. Экспериментальные данные, полученные на «мезенцефалических» кошках, показывающие различное влияние супраспинальных и афферентных факторов на характеристики управляемой локомоции: путем раздражения локомоторной области среднего мозга увеличивается амплитуда локомоторных движений; путем усиления афферентных влияний (ускорение ленты тредбана, по которой двигаются ноги животного) изменяются временные параметры ходьбы (М.Л.Шик и соавт., 1966).

В биомеханическом аспекте различие этих двигательных задач заключается в том, что повышение темпа ведет лишь к ускорению движений конечностей, тогда как увеличение длины шага способствует перемещению всего тела в пространстве. Вместе с тем обе переменные в естественном локомоторном процессе ассоциированы между собой.

Так как при ходьбе детей раннего возраста (1,5-2 лет) не существует строгой связи между темпом и длиной шага (А.С.Витензон, Л.Н.Самсонова, 1973), следует думать, что ассоциация механизмов, управляющих обеими переменными, складывается в онтогенезе человека условно-рефлекторным путем. В результате этого более быстрому темпу начинает соответствовать также большая длина шага, что приводит к увеличению линейной скорости ходьбы.

## Заключение

Для выяснения основных закономерностей локомоторного процесса необходимо изучение биомеханических и электрофизиологических параметров при разных условиях ходьбы: скорости, темпе, длине шага.

При изменении скорости ходьбы обычно сохраняется биомеханическая и иннервационная структура локомоторного акта. Зависимости параметров ходьбы от ее скорости описываются нелинейными функциями двух видов: убывающими (для временных параметров) и возрастающая (для амплитудных параметров).

В то же время зависимости ряда параметров электрической активности, таких как суммарная активность, ее вариативность, отношение интервалов активности и покоя аппроксимируются совокупностью функций параболического вида-е-<sup>-\*</sup>гйнимумом в области средней (привычной) скорости ходьбы. В той

### Закономерности нормальной и патологической ходьбы человек»

же области скоростей находится экстремум частотной характеристики нижних конечностей. Совпадение минимума активности мышц с экстремумом частотной характеристики ноги указывает, что в основе минимизации различных параметров активности мышц при привычной скорости ходьбы лежит процесс подстройки частоты действия мышечных сил к собственной частоте колебаний нижних конечностей.

Путем фиксации одной из переменных ходьбы (темпа или длины шага) установлено различное влияние каждой из них на основные параметры ходьбы: преимущественное изменение временных характеристик при повышении темпа, или преимущественное изменение кинематических характеристик при увеличении длины шага. Возможность независимой фиксации темпа и длины шага и их различное влияние на параметры ходьбы свидетельствуют о том, что существуют отдельные механизмы для управления обеими переменными. Однако при повышении скорости ходьбы эти механизмы ассоциированы, вследствие чего темп и длина шага увеличиваются одновременно и оптимизация энергозатрат достигается лишь при определенном значении обеих переменных.

## Глава 4.

### Регуляция нормальной ходьбы человека

#### 4.1. Современное представление о механизмах управления локомоцией у животных

Сведения о механизмах регуляции ходьбы человека крайне ограничены. Тем больший интерес представляют данные экспериментальной нейрофизиологии об управлении локомоторными движениями у животных (М.Л.Шик, 1975; Grillner, 1975, Shik, Orlovsky, 1976, К.В.Баев, 1984).

Первые фундаментальные материалы по этому вопросу можно найти в исследованиях Ч.Шеррингтона и его сотрудников, рассматривавших ходьбу «на спинальном уровне» как чередование флексорного и экстензорного рефлексов. Для объяснения альтернирующей активности мышц при спинальном шагании и других ритмических рефлексах Шеррингтоном был сформулирован принцип реципрокной иннервации мышц, согласно которому возбуждение мотонейронов мышц-агониста сопровождается торможением мотонейронов мышц-антагониста.

Сохранение ритмической деятельности у спинального препарата при полной деафферентации конечностей (Brown, 1911) привело к мысли о существовании специального спинномозгового механизма, способного генерировать альтернирующие движения без афферентного притока (Brown, 1914). Было также показано, что у острой спинальной кошки этот механизм может быть возбужден различными способами: раздражением от свежей перерезки спинного мозга в нижнем грудном отделе (Brown, 1911), фарадизацией боковых столбов спинного мозга (Roaf, Sherrington, 1910).

У хронических спинальных препаратов также удавалось наблюдать ритмические движения конечностей либо при свободном их свисании (Sherrington, 1910), либо при раздражении симметричных афферентных нервов (Brown, 1912). Ритмическая деятельность спинного мозга и в этих случаях сохранялась после полной деафферентации конечностей (Sherrington, 1913). Фазовый характер альтернирующих рефлексов мог видоизменяться под действием проприоцептивных и других раздражений. Однако Ч.Шеррингтон и его последователи придерживались мнения, что проприоцептивные раздражения, влияя на акт передвижения, не обуславливают ритма движений (Р.Крид и др., 1935).

В течение последующих тридцати лет были выполнены лишь единичные исследования по изучению локомоций у животных. В 1930г. Hinsey, Ranson, Nattin установили, что способность к передвижению сохраняется после удаления у кошки больших полушарий, но при оставлении небольшого участка промежуточного мозга - субталамуса. Позже было показано, что электрическое раздражение субталамуса способно вызывать шагательные движения у кошки с целым головным мозгом, находящейся под легким наркозом и подвешенной в гамаке (Waller, 1940, Grossman, 1958). В дальнейшем было найдено, что у ме-

зэнцефалической кошки, у которой после децеребрации остаются средний мозг и нижележащие отделы, спустя несколько недель после операции можно вызвать ходьбу путем раздражения кожи (Bard, Macht, 1958, Villablanca, 1962, Woods, 1964). Новые представления о механизмах регуляции ходьбы были развиты лишь в течение последних тридцати лет благодаря интенсивной разработке этой проблемы группой отечественных исследователей (М.Л.Шик, Г.Н.Орловский, Ф.В.Северин и др.). В 1965-66 гг. ими была опубликована серия статей, в которых подробно анализировались биомеханические характеристики бега собак на тредбане (Ю.И.Аршавский, Г.Н.Орловский, И.М.Родионов, М.Л.Шик, Г.Н.Орловский, 1965 а, б; Г.Н.Орловский, Ф.В.Северин, М.Л.Шик, 1966 а, б).

Авторы показали: 1) последовательность движений в суставах конечности при беге собак постоянна как при изменении скорости локомоции, так и при изменении нагрузки (угла подъема ленты тредбана), 2) движения каждой конечности относительно независимы от движения других конечностей, 3) между движениями разных конечностей существует определенная связь: так, при беге передних конечностей по ленте тредбана задние конечности, подвешенные в лямках, совершают ритмичные шагательные движения в воздухе. Все кинематические параметры локомоции могут быть разделены на две группы: одни зависят от мощности, развиваемой двигательной системой (угловые перемещения и скорости в фазе переноса), другие определяются лишь скоростью бега (длительность фазы опоры, фазовые сдвиги между движениями конечностей).

На основании этих исследований были сделаны следующие заключения о принципиальной структуре системы управления локомоцией:

1) во время локомоции происходит объединение всех ранее слабо связанных элементов управления конечности; последняя при локомоции выступает как единое целое, вследствие чего достигается преодоление избыточного числа степеней свободы, составляющее основную задачу координации движений (Н.А.Бернштейн, 1935); 2) каждая конечность при локомоции представляет собой автономное образование - функциональную синергию, под которой следует понимать временное объединение элементов двигательного аппарата; 3) согласование движений автономно управляемых конечностей может быть обеспечено путем формирования системы межконечностного взаимодействия.

Рассмотренные представления явились конкретизацией общей теории И.М.Гельфанда и М.Л.Цетлина (1962, 1966) о рациональной структуре сложных управляющих систем применительно к задачам управления локомоцией.

Так как кинематические исследования на интактных животных не позволяли получить сведения о нейрофизиологической структуре предполагаемой системы управления локомоцией, была разработана экспериментальная модель, дающая возможность вызвать локомоторные движения, строго контролируемые электрическим раздражением. В качестве такой модели могла слу-

жить острая мезенцефалическая кошка, не способная стоять и ходить, у которой раздражение электрическим током ретикулярной формации среднего мозга закономерно вызывало ритмические шагательные движения конечностей, помещенных на движущийся тредбан. Оптимальной для вызова локомоции являлась частота стимуляции 25-50 в сек., не имеющая никакого отношения к ритмике шагательных движений. Длительность локомоторного цикла определялась скоростью движения ленты тредбана, тогда как амплитуда, скорость угловых перемещений и длительность фазы переноса регламентировались силой раздражения ствола мозга. Следовательно, существовало определенное сходство в эффектах изменения кинематических параметров при управляемой локомоции «мезэнцефалических» кошек и беге интактных собак (Г.Н.Орловский, Ф.В.Северин, М.Л.Шик 1966; М.Л.Шик, Ф.В.Северин, Г.Н.Орловский, 1966 а).

Дальнейший экспериментальный анализ привел к раскрытию структуры локомоторной синергии. Оказалось, что для управляемой локомоции одинаково необходима стимуляция локомоторной области среднего мозга (ЛОСМ) и афферентация от движущихся конечностей. Одновременно было отмечено, что раздражение ЛОСМ изменяет систему внутрицентрального и рефлекторного взаимодействия: усиливаются межконечностные рефлексy, возникает модуляция рефлекса на растяжение, приводящая к его усилению в фазы активности мышц и его ослаблению в фазы молчания (М.Л.Шик, Г.Н.Орловский, Ф.В.Северин, 1966 б). Также было выяснено, что во время локомоции резко ослабляется антимоторное торможение активных альфа-мотонейронов разгибателя (Ф.В.Северин, Г.Н.Орловский, М.Л.Шик, 1968).

В серии последующих исследований была рассмотрена работа мышечных рецепторов, отдельных мышц и одиночных альфа- и гамма-мотонейронов при управляемой локомоции. Авторы установили, что рецепторы Гольджи и мышечные веретена разгибателей функционируют в фазе сокращения мышц, т. е. в опорную фазу шага; разряды мышечных веретен сгибателей встречаются в обе фазы шага, т. е. наблюдаются как в фазах сокращения, так и в фазах растяжения мышц (Ф.В.Северин, Г.Н.Орловский, М.Л.Шик, 1967 а). Далее было показано, что при усилении раздражения ЛОСМ возрастает электрическая активность мышц-разгибателей и сгибателей, уменьшается длительность пачки мотонейронов сгибателей и не изменяется длительность пачки мотонейронов разгибателей; увеличение скорости локомоции при постоянной силе раздражения ствола не сказывается на электромиограмме сгибателей и разгибателей, но длительность пачки разрядов разгибательных мотонейронов при этом уменьшается (Ф.В.Северин, М.Л.Шик, Г.Н.Орловский, 1967 б).

Несколько позднее Ф.В.Северин, 1970, установил, что причиной модуляции частоты разрядов мышечных веретен в течение цикла ходьбы является изменение частоты разрядов гамма-мотонейронов. Последние оказывают значительное влияние на возбудимость альфа-мотонейронов. Посредством блокады гамма-аксонов к мышечным веретенам разгибателей удается прибли-

зительно на 50% снизить активность альфа-мотонейронов мышц. Таким образом, не только при дыхании (Eklund et al, 1963, 1964, Euler, 1966 а, б), но и при управляемой локомоции было продемонстрировано значение одновременной активации («сопряжения») альфа- и гамма- моторных систем как обязательно-го условия эффективной деятельности мышц в двигательном акте.

Комбинированные анатомо-физиологические исследования позволили уточнить локализацию локомоторной области: ею оказалась ретикулярная формация вблизи от nucleus cuneiformis . Разрушение красного ядра не влияло на характер локомоции (М.Л.Шик, Ф.В.Северин, Г.Н.Орловский, 1967). Вскоре, однако, было показано, что локомоция у «мезэнцефалических» кошек может быть получена и путем раздражения пирамидных путей в области моста после обязательной перерезки бульварных пирамид, но при сохранности ретикулярной формации среднего мозга (М.Л.Шик, Г.Н.Орловский, Ф.В.Северин, 1968), а также у таламических кошек даже при разрушении ЛОСМ (Г.Н.Орловский, 1969 а, М.Г.Сирота, М.Л.Шик, 1973). Так как ни один из трех названных супраспинальных центров локомоции непосредственно не был связан с сегментарным аппаратом спинного мозга, было сделано предположение, что эти центры опосредуют свое действие на спинальные механизмы через ретикулярную формацию моста и продолговатого мозга. Тем не менее, неспецифическое раздражение ретикуло-спинальных нейронов (при электрической стимуляции медиальной ретикулярной формации ствола) вызывало все же не локомоцию, а спастичность мышц (Г.Н.Орловский, 1969 б).

Выход из создавшейся ситуации был найден сравнительно недавно в результате привлечения экспериментальных данных А. Лундберга и его сотрудников (1966), указавших на существование новых трактов, нисходящих из ствола мозга, так называемых моноаминергических путей. Этими исследователями был установлен замечательный факт: введение Дофа (диоксифенилаланина) острым спинальным кошкам подавляет коротколатентный сгибательный рефлекс, обусловленный раздражением мышечных афферентов группы П и Ш, кожных и суставных афферентов, и вызывает с большим латентным периодом (200 мс) длительное возбуждение гамма- и альфа-мотонейронов (около 50 мс) (Anden, Jukes, Lundberg, Vyklicky, 1966, а, б.).

Дальнейшие исследования показали, что действие Дофа осуществляется через терминали моноаминергического пути, так как введение веществ, блокирующих норадренергическую активность (декарбоксилаза, резерпин), устраняет эффект Дофа на трансмиссии сгибательного рефлекса (Anden, Jukes, Lundberg, 1966).

Несколько позднее были получены данные, имеющие большое значение для понимания организации спинального шагательного механизма: введение Дофа вызывает ритмическую альтернирующую деятельность сгибательных и разгибательных мотонейронов (Jankowska, Lund, Lundberg, 1966; Jankowska, Jukes, Lundberg, 1967).

Реципрокная иннервация, однако, существует не на мотонейронном, а на интернейронном уровне. Были обнаружены интернейроны, тормозящие друг

друга - коррелирует гипотетических половинных центров (Brown, 1914). Авторы следующим образом представляли альтернирующую деятельность нейронального аппарата: при раздражении ипсилатеральных афферентов сгибательного рефлекса возбуждаются интернейроны, которые активируют мотонейроны сгибателя той же стороны спинного мозга и тормозят интернейроны, связанные с двигательным ядром разгибателя. Противоположный эффект вызывает раздражение контралатеральных афферентов сгибательного рефлекса (Jankowska, Jukes, Lundberg, 1967 а, б). Наблюдались и другие изменения внутрицентрального взаимодействия после введения Дофа острым спинальным кошкам: усиление пресинаптического торможения афферентов группы 1а, изменение активности динамических и статических гамма-мотонейронов (Grillner et al, 1967, Bergmans, Grillner, 1967, 1968; Grillner, 1969).

Вся совокупность приведенных фактов позволяет предположить, что активация спинального шагательного механизма при стимуляции различных структур головного мозга может быть опосредована через нисходящие моноаминергические пути. Действительно, получены данные, выявляющие сходство некоторых эффектов и нейрональных механизмов при раздражении ЛОСМ у мезэнцефалического препарата и при введении Дофа острым спинальным кошкам (Н.Н.Будакова, 1973, Grillner, 1973). Все же остается неясным, способствует ли Дофа высвобождению специфической программы ходьбы или переводит сегментарный аппарат в активное ритмическое состояние, освобождая его от репрессивных воздействий тормозных нейронов спинного мозга.

В связи с этим привлекают внимание факты о возможности запуска локомоторных движений у мезэнцефалического препарата путем электрической стимуляции понтобульбарной «локомоторной полосы» (Mori et al, 1976, М.Л.Шик, А.С.Ягодницын, 1977). Эта полоска расположена в латеральной крышке заднего мозга и простирается от среднего до спинного мозга. Установлено, что нейроны полосы дают синаптические ответы при раздражении ЛОСМ (М.Л.Шик, А.С.Ягодницын, 1978). Далее, однако, выяснилось, что нейроны локомоторной полосы не посылают свои аксоны непосредственно в спинной мозг, а воздействуют на другие нейроны, расположенные вне полоски. Поэтому ее непрерывность не являлась необходимой для вызова локомоции (Н.Н.Будакова, М.Л.Шик, 1980). В области Воролиева моста были обнаружены локомоторная и тормозная точки, стимуляция которых вызывала соответственно запуск или остановку локомоции. На раздражение локомоторной точки реагировали нейроны как латеральной, так и медиальной крышки продолговатого мозга. Возможно, что дальнейшее распространение активности от локомоторной точки к спинальному генератору шагательных движений происходило полисинаптическим путем или по прямому пути, образованному аксонами нейронов медиальной ретикулярной формации (Мори и соавт., 1986).

Таким образом, по-видимому, существует несколько систем для запуска локомоции. Фундаментальные медленные влияния, осуществляемые моноаминергической системой, переводят спинной мозг в состояние, необходимое для

ритмической деятельности, тогда как непосредственная инициация локомоции достигается распространением возбуждения, переходящего из нейронов ствола головного мозга к нейронам генератора локомоторных движений.

Проблема запуска таких движений тесно переплетается с вопросом о нейронной структуре спинального шагательного механизма. По этому вопросу выдвинут ряд гипотез.

Согласно первой из них, управление локомоцией осуществляется посредством цепного рефлекса (Philippson, 1905), при котором сокращение одной группы мышц служит сигналом для сокращения другой мышечной группы. Однако альтернирующая активность мышц при ходьбе возможна и после деафферентации конечности. Поэтому Gray, 1950, модифицировал первоначальное представление о цепном рефлексе привнесением в него идеи неспецифического циклического афферентного притока.

Вторая гипотеза основную роль приписывает интраспшальной программе ходьбы, которая задает чередование возбуждения и торможения мышц-антагонистов и реализуется двумя полуцентрами мышц-сгибателей и разгибателей со взаимно тормозными связями (Brown, 1913, 1914). По мнению А. Лундберга и его сотрудников (Engberg, Lundberg, 1962, 1969), на эту программу наслаиваются специализированные проприоцептивные рефлексы и трансформируют ее в более сложную последовательность мышечных возбуждений.

Согласно третьей гипотезе, недавно высказанной М.Л.Шиком (1975), спинальный шагательный механизм представляет собой Чнчернейронное кольцо (многослойное и многорядное), вдоль которого расположены мотонейроны мышц конечности в том порядке, в котором они работают в течение цикла ходьбы. Скорость распространения волны возбуждения по этой замкнутой интернейронной траектории определяет длительность цикла и его частей. При этом локальная скорость волны может изменяться, так как она зависит от числа возбужденных клеток в слое (рядности кольца), что, в свою очередь, определяется величиной нисходящего и афферентного притоков.

Влияния, проводящиеся по нисходящим моноаминергическим трактам, определяют тоническую (в основном ациклическую) активацию интернейронного аппарата, на котором собран спинальный шагательный механизм. Помимо них, существует система фазических (циклических) влияний, распространяющихся по быстропроводящим трактам. Эти влияния обращены к интернейронам и мотонейронам рефлекторных дуг (Г.Н.Орловский, 1969 б, 1970 а, б, Orlovsky, 1972 а, б, с).

Так, при управляемой локомоции мез<?нцефалической кошки импульсация нейронов рубро-, ретикуло- и вестибулоспинальных трактов не только учащается, но и модулируется в ритме шага. Аналогичная модуляция разрядов нейронов возникает при локомоции и в восходящих афферентных трактах, дорсальном и вентральном спинно-мозжечковом, кунео-мозжечковом (Ю.А.Аршавский, М.Б.Беркинблит, И.М.Гельфанд, Г.Н.Орловский, О.И.Фуксон, 1972 а, б, 1973). Нейроны дорсального спинно-мозжечкового тракта сигнализируют о работе отдельных мышц или их синергистов при локомоции; нейро-

ны вентрального спинно-мозжечкового тракта - о процессах, происходящих в самом спинном мозгу. Все это свидетельствует о том, что циклический компонент нисходящих влияний, во-первых, афферентно обусловлен, во-вторых, сформирован при участии мозжечка. Действительно, во время управляемой локомоции нейроны ядер мозжечка импульсируют с более высокой частотой, чем в покое, и нередко в ритме питательных движений; модуляция разрядов нейронов прекращается при искусственной остановке шагающей конечности (Г.Н.Орловский, 1971). Экстирпация мозжечка резко снижает число ретикуло-спинных нейронов с модулированной активностью (Г.Н.Орловский, 1970)\*.

Нисходящие тракты оказывают дифференцированное действие на двигательные ядра мышц-антагонистов: влияния, распространяющиеся по пирамидному, рубро-спинальному и ретикуло-спинальному трактам, вызывают моно- и полисинаптическое возбуждение гамма- и альфа-мотонейронов сгибателей; влияние в вестибулоспинальных трактах обуславливает моно- и полисинаптическое возбуждение альфа- и гамма-мотонейронов разгибателей (Appelberg, Rosary, 1963; Grillner, Lund, 1968; Lund, Pompeiano, 1968; А.И.Шаповалов, 1970; Grillner, Hongo, 1972).

При локомоции эти влияния имеют фазный характер: максимум активности ретикуло-спинальных нейронов приходится на переносную фазу шага - фазу работы мышц-сгибателей, а максимум активности вестибуло-спинальных нейронов совпадает с опорной фазой шага - фазой работы мышц-разгибателей (Orlovsky, 1972 а, б). Заметим, что и электрическая стимуляция этих трактов эффективна лишь в том случае, когда соответствует фазе возбуждения мышц (Orlovsky, 1972). В то же время даже сильные раздражения вестибулярного аппарата при ходьбе могут не сказываться на работе нисходящих трактов (Г.Н.Орловский, Г.А.Павлова, 1972 а, б). Следовательно, супраспинальные влияния, контролируя и корректируя деятельность двигательных центров спинного мозга, вместе с тем не нарушают интраспинальную программу локомоторного акта.

Резюмируя всю совокупность известных нейрофизиологических данных, можно прийти к следующим выводам:

1. В основе спинального шагательного механизма лежит деятельность интернейронного аппарата, построенного или в виде полуцентров мышц антагонистов со взаимно тормозными связями, или в виде интернейронного кольца, по которому распространяется возбуждение, в определенном порядке активирующее мотонейроны мышц конечностей.

2. Этот интернейронный аппарат работает благодаря суммации тонических влияний, приходящих по нисходящим моноаминергическим путям, и афферентного притока.

j

---

\* Основную роль в ритмической модуляции нисходящих трактов играет функция нейронов вентрального спинно-мозжечкового тракта, т.е. информация о внутриспинальных процессах.

3. Для обеспечения нормальной локомоции, помимо тонических влияний, необходимы также фазические (циклические) влияния нейронов быстропроводящих нисходящих трактов (рубро-, ретикуло-, вестибулоспинальных). Эти влияния, осуществляемые мозжечком и ядрами ствола мозга, адресованы интернейронам и мотонейронам рефлекторных дуг.

4. Существует ряд локомоторных областей головного мозга (субталамус, локомоторная область среднего мозга, понтобульбарная «локомоторная полоска»), однако пути, по которым распространяются их влияния на спинной мозг, еще неизвестны. Возможно, что моноаминергическая система переводит спинной мозг в состояние, необходимое для ритмической деятельности, тогда как непосредственный запуск локомоции связан с распространением возбуждения из нейронов ствола головного мозга к нейронам генератора локомоторных движений.

5. Афферентный приток при локомоции необходим не только для активации спинального интернейронного аппарата, но и для осуществления разнообразных коррекций как на уровне спинного, так и на уровне головного мозга.

#### **4.2. Общий план построения локомоторной синергии у человека**

Рассмотренные материалы о функциональной структуре управления движениями при локомоции животных имеют важное значение для понимания организации локомоторной синергии человека. Уже биомеханический анализ показывает, что при ходьбе человека конечности становятся единым целым, приобретают автономию и между ними организуется тесное взаимодействие.

Единство ранее слабо связанных элементов двигательного аппарата биомеханически проявляется в определенном порядке чередования фаз и интервалов шага, в строгой последовательности движений, во временной и пространственной стабильности стереотипа ходьбы. Устойчивость структуры локомоции оказывается настолько большой, что сохраняется без существенных изменений при самых разнообразных условиях ходьбы, например, при повышении темпа, увеличении длины шага, возрастании нагрузок.

Относительная независимость, автономия шагательных движений каждой конечности не кажется столь очевидной, но и она подтверждается теми фактами нормальной и патологической ходьбы, которые демонстрируют возможность локомоторного акта без участия движений какой-либо конечности (ходьба на костылях, а также на протезах или в аппаратах при одностороннем поражении нижних конечностей).

Наконец, между локомоторными движениями всех конечностей устанавливается и определенная взаимосвязь. При ходьбе в норме она выступает как временная и пространственная симметрия движений одноименных конечностей, а при нарушении ходьбы, наоборот, как временная, кинематическая и динамическая асимметрия, так как движения сохранившейся ноги компенсатор-

но подстраиваются к движениям пораженной конечности, а также частично возмещают работу утрченных мышц.

Таким образом, судя по биомеханике ходьбы, три основные операции, которые выполняет нервная система для организации локомоторной синергии (М.Л.Шик и соавт., 1967), по-видимому, принципиально одинаковы для человека и животных. Естественно, возникает вопрос, ограничивается ли это сходство в организации управления локомоцией только ее внешней структурой или распространяется также на ее внутреннюю (иннервационную) структуру. Для ответа на этот вопрос сопоставим между собой распределение электрической активности мышц различных сегментов тела в течение цикла ходьбы (рис. 80). Рассмотрим сначала активность мышц-разгибателей и сгибателей нижних конечностей. Обратим внимание на следующие моменты: 1) фазы действия разгибателей дистальных и проксимальных суставов ноги не совпадают по времени; первые дают максимум активности в середине и в конце опорной фазы, вторые - в ее начале; 2) фазы действия мышц-сгибателей также лишены одновременности; некоторые из этих мышц преимущественно активируются в конце опорной и в начале переносной фаз (тыльные сгибатели стопы и сгибатели бедра), другие - на границе переносной и опорной фаз шага (сгибатели коленного сустава, тыльные сгибатели стопы), наконец, третьи - в середине опорной фазы, (короткий разгибатель пальцев). 3) вследствие такого распределения основных максимумов активности в течение шага чередование волн возбуждения мышц-антагонистов при ходьбе скорее является исключением, чем правилом, оно лишь в известной степени соблюдается для мышц-антагонистов голенистоопного и тазобедренного суставов. 4) напротив, чередование волн активности одноименных мышц симметричных конечностей выражено достаточно отчетливо, особенно для мышц-разгибателей.

С несколько иными соотношениями мы встречаемся при рассмотрении активности мышц туловища во время ходьбы: 1) электрическая активность мышц-разгибателей имеет максимумы почти в одно и то же время, в начале и особенно в конце опорной фазы шага. 2) электрическая активность мышц-сгибателей низкоамплитудна и обычно лишена отчетливых волн. 3) возбуждение в симметричных мышцах туловища практически возникает одновременно и лишь различается по своей величине.

Распределение электрической активности мышц плечевого пояса и верхней конечности имеет следующие особенности: 1) большая часть мышц (главным образом, разгибателей) активируется в последней трети опорной фазы; 2) возбуждение мышц-сгибателей при ходьбе выражено крайне слабо; 3) чередование активности мышц-антагонистов при движениях рук практически отсутствует. 4) хорошо заметен альтернирующий характер деятельности одноименных мышц симметричных конечностей (опять-таки мышц-разгибателей).

Таким образом, анализ усредненных, т. е. наиболее типичных образцов распределения активности мышц в течение цикла показывает, как сложно организована внутренняя структура локомоторного акта у человека. На первый взгляд, здесь нет и следа той реципрокной упрощенности отношений мышц

Закономерности нормальной и патологической ходьбы человека

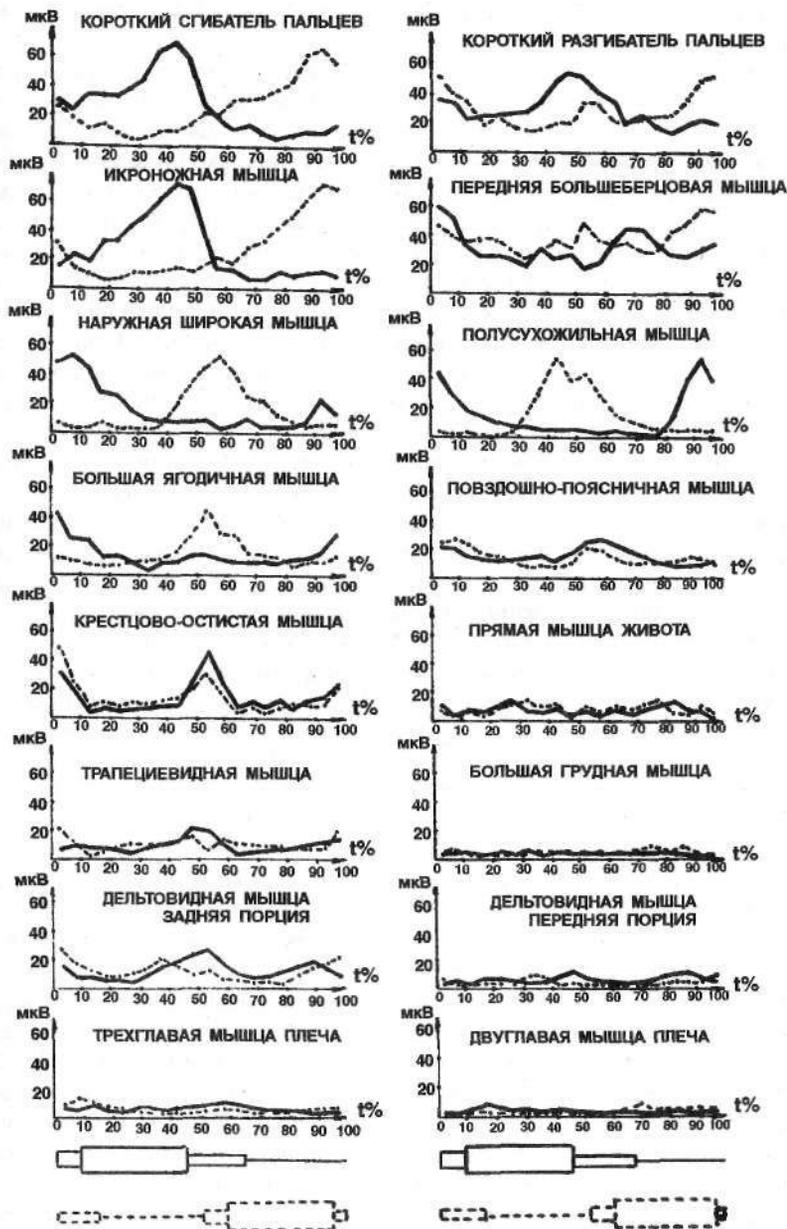


Рис. 80. Графики изменения электрической активности мышц в течение цикла ходьбы. Сплошная линия - правая сторона, пунктирная линия - левая сторона тела человека.

различного действия, которая наблюдается у спинальных, мезэнцефалических и в какой-то мере даже у интактных кошек (Н.Н. Будакова, 1971, Ф.В. Северин, М.Л. Шик, Г.Н. Орловский, 1967, Grillner, Zangger, 1975, Grillner, 1975, Баев, 1984). Тем не менее, отчетливо выступают те общие черты организации локомоторной синергии, которые уже были обнаружены при анализе внешней структуры ходьбы.

Во-первых, каждая конечность имеет свой стереотип возбуждения и торможения мышц в течение локомоторного цикла. Именно этот стереотип в конечном счете определяет последовательность движений, т. е. создает шагательную синергию конечности. Любопытно, что в этой функциональной системе не всегда отчетливо выражены реципрокные отношения между мышцами-антагонистами.

Во-вторых, стереотип активности неодинаков для мышц различных звеньев тела, участвующих в ходьбе. Последнее хорошо заметно при сравнении активности мышц верхних, нижних конечностей и туловища. Эта особенность ярко выявляется и при анализе некоторых видов патологической ходьбы. Так, при ходьбе на костылях у инвалидов после ампутации ноги на уровне голени иннервационная структура шагательных движений пораженной, сохранившейся ног и рук оказывается резко отличной (А.С.Витензон, Н.В.Баскакова, 1973).

В-третьих, отчетливо выражено взаимодействие между системами мышц одноименных и разноименных конечностей, а также мышц туловища. Однако при работе симметричных мышц конечностей это взаимодействие носит черты антагонизма, а при работе симметричных мышц туловища - черты синергизма. Несколько забегая вперед, укажем, что формирование шагательной синергии конечностей и организация взаимосвязи между ними осуществляется не спинным мозгом, а вышележащими уровнями центральной нервной системы, как это постулировано в работе И.М.Гельфанда, В.С.Гурфинкеля и др., 1970. Иллюстрацией этого положения служат сравнительные данные ходьбы на костылях и протезах инвалидов после ампутации ноги (Б.С.Фарбер, А.С.Витензон, И.Ш. Морейнис, 1994). При ходьбе на костылях электрическая активность мышц культы чрезвычайно мала и лишена типичного распределения в течение локомоторного цикла. При ходьбе на протезе электрическая активность мышц культы становится не только больше, но и распределяется в течение шага примерно так же, как в норме. Следовательно, включение конечности в общую синергию ходьбы, что является, несомненно, прерогативой супраспинального управления, формирует как ее собственные питательные движения, так и их взаимосвязь с движениями другой ноги.

### **4.3. Соотношение афферентных и центральных факторов в регуляции деятельности мышц при ходьбе**

Приведенная выше картина распределения возбуждения мышц в течение локомоторного цикла сама по себе не позволяет определить соотношение афферентных и центральных факторов в регуляции деятельности мышц при ходьбе.

### Закономерности нормальной и патологической ходьбы человека

бе человека. Для выяснения этого вопроса необходимы эксперименты, в которых бы центральные факторы оставались постоянными, в то время как афферентные факторы изменялись в отдельные фазы шага. Такие эксперименты были осуществлены путем внесения в биомеханическую структуру ходьбы кратковременных возмущений (остановка движений в коленном суставе на 50-500 мс при помощи аппарата с электромагнитным тормозом) и одновременной регистрации ответных изменений кинематических и электрофизиологических параметров (см. 1.4) (А.С.Витензон, 1974).

Исследования были проведены многократно на пяти испытуемых. В каждом опыте регулярно изменяли фазу и длительность остановки движения, чтобы исключить возможность образования условного сенсо-моторного рефлекса.

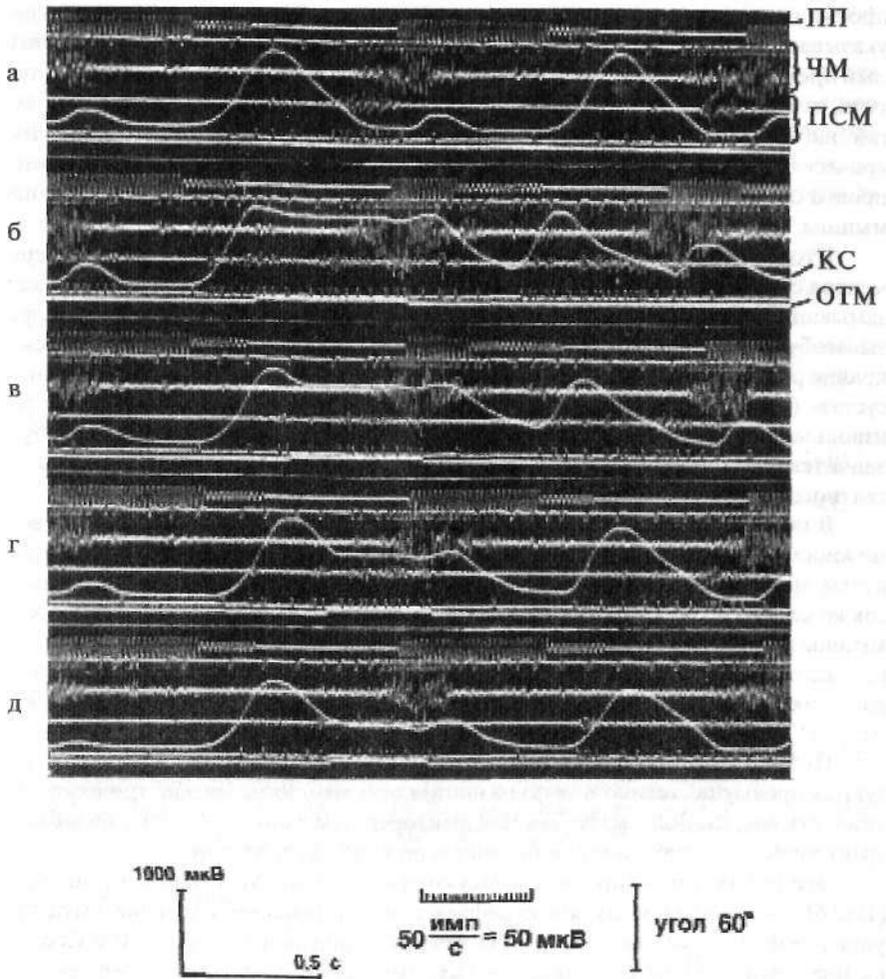
На рис. 81 и в табл. 22 приведены типичные изменения электрической активности четырехглавой мышцы бедра в результате внезапного замыкания коленного сустава в фазе разгибания при ходьбе. Сравнение осциллограмм а и б показывает, что эта акция не влечет за собой каких-либо пертурбаций активности в течение первых 250-300 мс. Возрастание активности наступает позднее, совпадая с фазой возбуждения этой мышцы в локомоторном цикле. Интенсивность реакции зависит от силы раздражителя - величины межзвального угла, при которой выключается движение в суставе. Чем больше этот угол, тем выше амплитуда активности и больше ее продолжительность в течение переносной фазы. Латентный период реакции, наоборот, тем короче, чем меньше величина межзвального угла, т.е. чем позднее сработал тормоз в фазе разгибания.

При установлении геза этой реакции примем во внимание следующие факты: 1) реакция возникает в условиях, крайне неблагоприятных для выработки временной связи вследствие варьирования фазы и длительности раздражения, 2) ответные изменения активности сразу же приобретают дифференцированный характер, т.е. зависят от фазы шага, величины угла, при которых

Таблица 22

Особенности изменения электрической активности четырехглавой мышцы бедра при остановке движения в коленном суставе в фазе разгибания во время ходьбы.

Величина межзвального коленного угла в момент остановки движения в суставе (в градусах)	Латентный период реакции (от включения тормоза до появления ЭМГ, мс)	Длительность пачки ЭМГ в переносную фазу /мс/	Средняя величина ЭМГ в переносную фазу /мкВ/
54	300	180	66
48	260	160	50
34	190	170	41
18	100	140	35



**Рис. 81.** Изменение параметров ходьбы при внезапном замыкании КС в фазе разгибания: а - нормальная ходьба, б-д - замыкание КС в фазе разгибания при межзвенном угле в 54, 48, 34 и 18°.

ПП - подограмма правой ноги; ЧМ и ПСМ - интегрированная и натуральная ЭМГ правой четырехглавой и полусухожильной мышц; КС - правый коленный угол; ОТМ - отметка о включении электромагнитного тормоза.

включается тормоз и т. п., 3) латентный период ответа в отличие от латентного периода условного рефлекса не уменьшается, а увеличивается с повышением силы раздражителя. Большая часть приведенных данных свидетельствует против произвольного генеза реакции. Лишь один признак как будто прямо указывает на ее условно-рефлекторное происхождение - длительный латентный период в 100-300 мс. Но и он может получить иное толкование, если допустить, что афферентные влияния не могут быть реализованы в те фазы шага, когда наблюдается биоэлектрическое молчание или низкоамплитудная электрическая активность мышц. При этих обстоятельствах реакция окажется просто отсроченной до той фазы шага, при которой развивается возбуждение мышцы.

Чтобы проверить это предположение, была предпринята серия экспериментов с варьированием длительности замыкания сустава. Оказалось, что если замыкание сустава не превышает 100 мс и успевает закончиться до начала фазы возбуждения мышцы, то реакция не наступает вообще или появляется в крайне редуцированном виде, даже при наибольшем угле сгибания в коленном суставе (рис. 82 а, б, в). Подобный результат трудно объяснить, исходя из произвольного генеза реакции: замыкание и размыкание временной связи требует значительно большего времени, чем то, что составляет продолжительность латентного периода.

В пользу безусловно-рефлекторной природы реакции также говорит возможность получения ответов с коротким латентным периодом (около 80 мс) путем приближения момента замыкания в суставе к фазе активации мышцы, а также случаи возникновения периодов молчания в электрической активности мышцы при резком выключении торможения в коленном суставе (рис. 82 г), когда вследствие быстрого пассивного укорочения мышцы наступает рефлекс разгрузки (Hoffman, 1922, Merton, 1950, 1951, В.С.Гурфинкель и соавт., 1965, Angel et al., 1965).

Проведенные исследования показывают, что афферентные влияния реализуются преимущественно в те фазы шага, когда наблюдается электрическая активность мышц. Роль афферентных факторов заметно снижается в фазы биоэлектрического молчания или низкоамплитудной активности.

Эти наблюдения хорошо согласуются с данными М.Л.Шика и соавторов (1966), выявивших модуляцию рефлекса на растяжение в течение шага при управляемой локомоции «мезэнцефалических кошек» и данными Ф.В.Северина и соавторов (1967 а), установивших, что в основе модуляции рефлекса на растяжение у того же препарата лежит фазовое изменение чувствительности гамма-моторной системы.

Действительно моносинаптический разряд мотонейронов не наблюдается в покое, но появляется в определенные фазы локомоторного цикла во время реальной локомоции «мезэнцефалического животного (Feldman, Orlovsky, 1979) или при фиктивной локомоции декортицированной кошки (К.В.Баев, 1981). При этом амплитуда моносинаптического разряда мотонейронов тем выше, чем интенсивней работа локомоторного генератора.

Следует к этому добавить, что пресинаптическое торможение для группы мышечных афферентов 1а выражено при локомоции в меньшей степени, чем для других групп афферентов (К.В.Баев, 1984) и, следовательно, их реальное воздействие на работу мотонейронов при ходьбе может оказаться более эффективным.

Наконец, недавно рядом авторов получены убедительные доказательства, что фазозависимая модуляция рефлекса на растяжение характерна и для нормальной ходьбы человека. Так установлено, что моносинаптический Н-рефлекс камбаловидной и икроножной мышц при ходьбе здоровых испытуемых увеличивается в средней части опорной фазы, достигая своего максимума в фа-

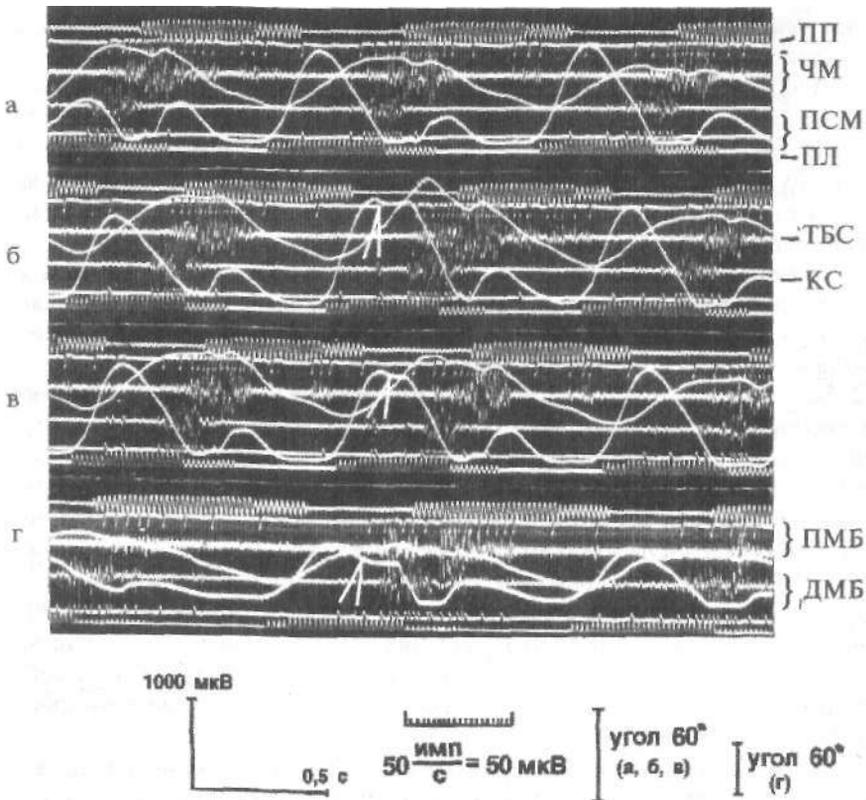


Рис. 82. Изменение параметров ходьбы при варьировании длительности замыкания КС: а - обычная ходьба, б - замыкание сустава на время свыше 100мс, в - замыкание сустава на время меньше 100мс, г - замыкание сустава в конце переносной фазы. ПП - правая, ПЛ - левая подограммы. ЧМ, ПСМ, ПМБ, ДМБ - интегрированная и натуральная ЭМГ соответственно четырехглавой, полусухожильной, прямой и двуглавой мышц бедра. КС, ТБС - коленный и тазобедренный межзвенные углы; стрелкой обозначено начало замыкания в суставе.

зе заднего толчка, и резко уменьшается в конце опорной и в течение переносной фаз (Garrett et al., 1991, Garrett et al., 1992, Moritani et al., 1990, Fung, Barbeau, 1990; Liewellyn et al., 1990).

Отметим, что эти изменения величины Н-рефлекса упомянутых мышц происходят параллельно изменению уровня электрической активности мышц в течение цикла ходьбы (Fung, Barbeau, 1990; Moritani et al., 1990).

В то же время движения в голеностопном суставе существенно не влияют на величину Н-рефлекса, так как последний возрастает именно в ту фазу шага, когда происходит тыльное сгибание стопы, обычно вызывающее уменьшение этого рефлекса. Поэтому Garrett et al., 1992, высказывают предположение, что фазозависимая модуляция Н-рефлекса трехглавой мышцы голени в течение цикла ходьбы связана не с изменениями голеностопного угла, а с центральной регуляцией рефлекторной возбудимости на спинальном уровне.

В пользу этой гипотезы свидетельствуют и данные об отсутствии фазозависимой модуляции Н-рефлекса у постинсультных больных с гемиплегией и больных со спастическим парезом нижних конечностей. В обоих случаях речь идет об утрате большого комплекса супраспинальных влияний, осуществляющих циклическое воздействие на интраспинальную программу ходьбы (Fung, Blunt, Barbeau, 1990; Garrett et al. Bin Shakoog, 1991).

Представленные собственные и литературные материалы о фазовом характере действия афферентных раздражений при ходьбе человека позволяют прийти к вероятному заключению, что картина распределения активности мышц в течение локомоторного цикла является обнаружением центрально запрограммированных фаз возбуждения и торможения, на которые наслаиваются рефлекторные влияния. Из тех же данных следует, что между хорошо очерченными фазами возбуждения и торможения существуют промежуточные фазы, в течение которых активация спинномозговых центров осуществима лишь при действии достаточно сильной афферентной стимуляции. Для подтверждения этого тезиса укажем на более раннее возникновение (с опережением на 40-50 мс) пачки электрической активности четырехглавой мышцы бедра при остановке движения в коленном суставе в фазе разгибания (см. рис. 81 и табл. 22). Промежуточные фазы в состоянии нейрональных пулов, по-видимому, играют важную роль в регуляции ходьбы, обеспечивая тонкую подстройку нервных процессов к биомеханическим особенностям каждого локомоторного цикла.

До сих пор отмечалось, что афферентные факторы могут изменять начало, длительность и степень активации мышц. Однако рефлекторные влияния способны существенно трансформировать и самый рисунок электрической активности, смещая ее максимумы из одной фазы шага в другую. На рис. 83 видно, что основная волна электрической активности икроножной мышцы обычно приурочена к средней трети опорной фазы шага (позиция а). При выключении движений в коленном суставе в фазе разгибания максимум активности икроножной мышцы либо перемещается к началу опорной фазы (пози-

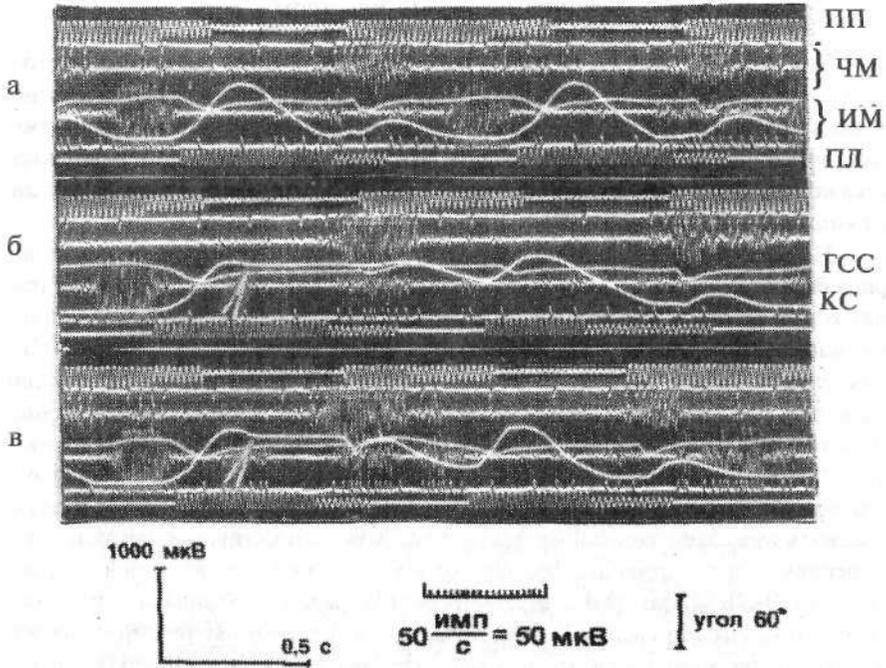


Рис. 83. Изменение параметров ходьбы при внезапном замыкании КС в фазу разгибания: а - нормальная ходьба, б, в - ходьба с замыканием КС в фазу разгибания. ПП - правая, ПЛ - левая подограмма; ЧМ и ИМ - интегрированная и натуральная ЭМГ четырехглавой и икроножной мышцы; ГСС - голеностопный, КС - коленный межзвенные углы.

ция б), либо возникают две волны: одна в первой трети, а другая в средней трети опорной фазы (позиция в).

Следовательно, под влиянием афферентных раздражений может изменяться не только величина электрической активности мышц, но и ее распределение в пределах запрограммированной фазы возбуждения. \*

#### 4.4. Рефлекторные влияния при ходьбе человека

В предыдущем параграфе было постулировано существование при ходьбе человека центрально запрограммированных фаз возбуждения и торможения в деятельности мышцы, на которые наслаиваются различные рефлекторные влияния. Опираясь на ряд экспериментальных данных, некоторые из этих афферентных влияний можно предположительно связать с изменением импульсации от первичных и вторичных окончаний мышечных веретен, контролируемых динамическими и статическими гамма-мотонейронами (Matthews, 1962, 1964; Bessou, Laporte, 1966, Jansen, 1966).

*Феномен разгрузки при ходьбе*

Как известно, частота разрядов первичных окончаний мышечных веретен резко падает при снятии нагрузки (динамические ответы веретен). Последнее ведет к ослаблению активации действующих альфа-мотонейронов и к понижению электрической активности мышцы. Покажем, что этот феномен наблюдается не только в искусственных ситуациях (см. 4.3), но и в естественных условиях ходьбы (А.С.Витензон, 1975).

На рис. 84 приведена серия осциллограмм, демонстрирующих эволюцию ряда биомеханических и электрофизиологических параметров при разных темпах ходьбы. Видно, что вспышка электрической активности средней ягодичной мышцы является нерасчлененной при медленных темпах ходьбы (рис. 84 а). Однако с увеличением темпа (рис. 84 б, в, г) возникает отчетливая фрагментация вспышки; при этом фрагменты активности оказываются как бы приуроченными к трем различным отрезкам кривой вращения таза во фронтальной плоскости. Так как фронтальное перемещение таза является отражением силового взаимодействия ног с поверхностью опоры (см. 2.2), то представляет интерес сравнить изменения отдельных фрагментов вспышки активности мышцы с изменениями соответствующих фрагментов вертикальной составляющей опорной реакции (ВСОР). При этом следует учесть, что средняя ягодичная мышца участвует в поддержании вертикальной позы тела и весьма тонко реагирует на всякое изменение момента силы тяжести (нагрузки). Для выяснения роли рефлекторных влияний сопоставим лишь изменения вторых фрагментов вспышки активности и опорной реакции. Обратим внимание, что, чем быстрее снижается нагрузка на конечность, тем сильнее уменьшается активность второго фрагмента вспышки. На рис. 85 вычерчены зависимости средней электрической активности второго фрагмента от изменения величины второго отрезка ВСОР.

Левый график (рис. 85, А) показывает, что средняя величина второго отрезка ВСОР (иначе говоря, средняя нагрузка) при разных темпах ходьбы изменяется в пределах 10-12% максимальной величины. Приблизительно одинаковым значениям средней нагрузки соответствуют совершенно разные значения средней электрической активности мышцы. По-видимому, колебания амплитуды ВСОР не являются основным фактором изменения активности мышцы. На правом графике (рис. 85, Б) видно, что зависимость средней электрической активности мышц от скорости изменения нагрузки приближается к обратно пропорциональной. Такая зависимость позволяет предположить, что именно скорость уменьшения нагрузки определяет понижение электрической активности мышцы. Следовательно, речь идет преимущественно о динамических ответах мышечных веретен, величина которых зависит от скорости снятия нагрузки и от степени активации динамических гамма-мотонейронов. Приведенные данные показывают, что в регуляции мышечной деятельности при ходьбе человека, вероятно, важная роль принадлежит динамическим гамма-мотонейронам.

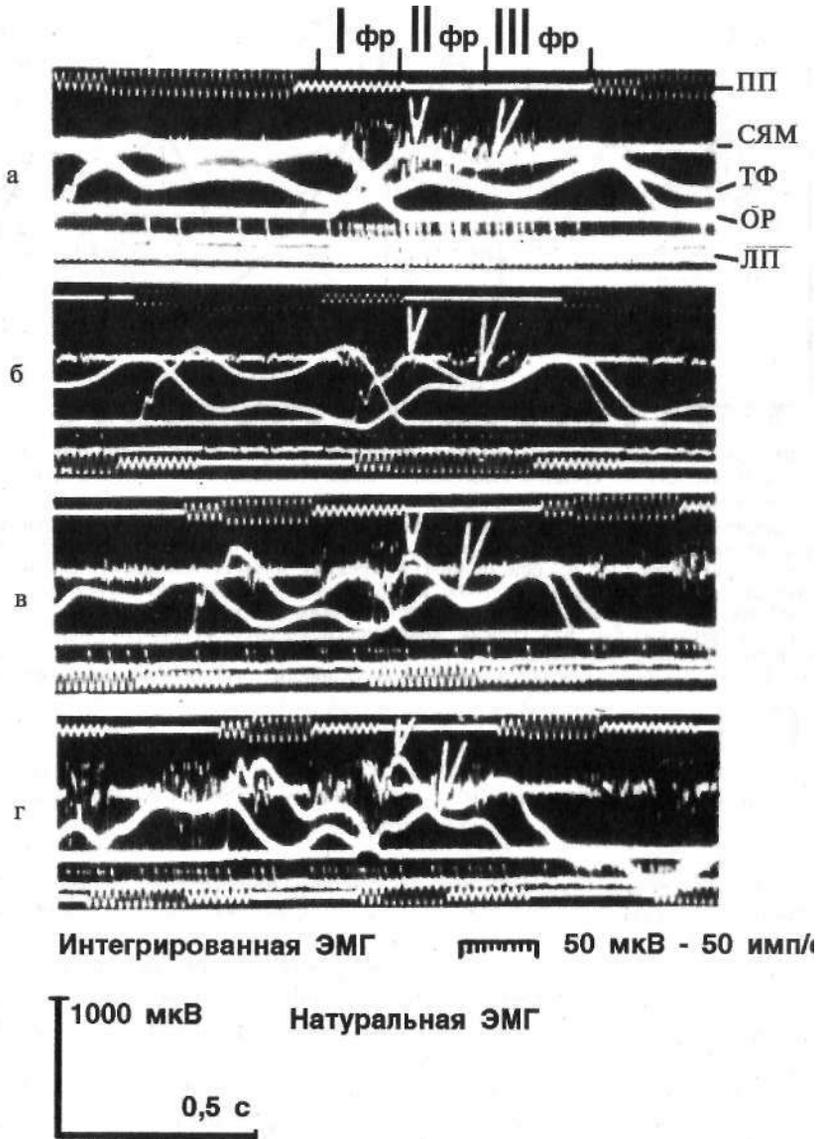


Рис. 84. Изменение вертикальной составляющей опорной реакции (ОР), вращения таза во фронтальной плоскости (ТФ), подограммы правой (ПП) и левой (ЛП) ноги, электрической активности левой средней ягодичной мышцы (СЯМ) при разных темпах ходьбы:

а - темп 54 шаг/мин., б - темп 103 шаг/мин., в - темп 120 шаг/мин., г - темп 160 шаг/мин.; Г фр, П фр, III фр - соответственно первый, второй и третий фрагменты ОР, ТФ и СЯМ; между стрелками - второй фрагмент кривых.

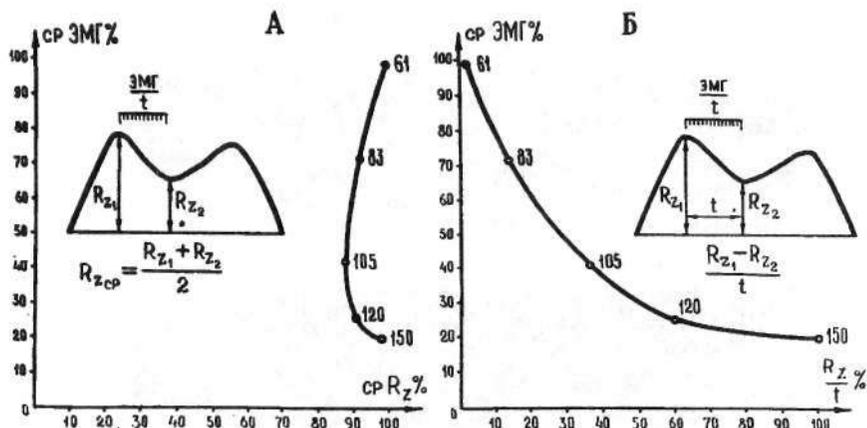


Рис. 85. График зависимости второго фрагмента электрической активности (ЭМГ) средней ягодичной мышцы от средней величины и скорости изменения второго фрагмента вертикальной составляющей ОР.

А - график зависимости второго фрагмента ЭМГ от средней амплитуды второго фрагмента ОР; на вставке - вертикальная составляющая ОР и вычисление средней амплитуды второго фрагмента ОР; на оси ординат - средняя интегрированная электрическая активность в % (ЭМГ ср. %); за 100% принята электрическая активность при темпе 61 шаг/мин.; на оси абсцисс - средняя амплитуда второго фрагмента ОР (ср.  $R_z\%$ ), цифрами обозначен темп ходьбы; Б - график зависимости второго фрагмента электрической активности мышцы от скорости изменения амплитуды второго фрагмента ОР; на вставке - вертикальная составляющая ОР и вычисление скорости изменения второго фрагмента

$$OP \left( \frac{R_z}{t} \% \right)$$

*Соотношение динамических и статических ответов мышечных веретен при ходьбе*

Одновременно с динамическими гамма-мотонейронами в регуляции мышечной деятельности принимают участие и статические гамма-мотонейроны (Р.Гранит, 1973). Поэтому закономерно возникает вопрос, возможно ли определить их соотношение при ходьбе человека, хотя бы приблизительно, используя для этой цели такие показатели, как изменение электрической активности мышц в условиях, когда преимущественно изменяется степень или скорость их растяжения (нагрузки) (А.С.Витензон, 1973).

Из данных, приведенных в п. 3.2, видно, что активация мышцы резко ослабляется именно в тех случаях, когда наблюдается уменьшение длины мышцы или, что эквивалентно, снижение ее нагрузки в определенные фазы шага (рис. 63 а, 64 а). Противоположный результат отмечен в тех случаях, когда происходит увеличение длины мышцы или возрастание ее нагрузки (рис. 63 б и 64 б).

Эффекты изменения мышечной длины имеют наибольшее значение при медленных темпах ходьбы. С увеличением темпа ходьбы все большее значение приобретают эффекты изменения скорости мышечной длины. Вероятно, поэто-

му иммобилизация коленного сустава или ограничение движения в нем, снижая скорость растяжения четырехглавой мышцы, уменьшает крутизну зависимости ее средней электрической активности от темпа ходьбы (рис. 63 а, 64 а).

Совокупность этих наблюдений дает основание предположить, что на мощность, развиваемую мышцами при ходьбе, оказывают воздействие рефлексы с мышечных веретен, чувствительность которых может быть изменена посредством гамма-активации (Ф.В.Северин, 1970). При этом в области медленных темпов, по-видимому, преобладают рефлексы на степень изменения длины мышц (статические ответы мышечных веретен), а при более высоких темпах – рефлексы на скорость изменения длины мышц (динамические ответы мышечных веретен). Приблизительное представление о соотношении этих рефлекторных ответов можно получить, сравнивая «статическую» и «динамическую» составляющие мощности мышц (см. 3.2). По-видимому, активность динамических гамма-мотонейронов сильнее выражена при повышении скорости ходьбы, а активность статических гамма-мотонейронов – при медленном темпе и при увеличении нагрузки.

*Периферические и центральные факторы регуляции ответов мышечных веретен при ходьбе*

Частота импульсации мышечных веретен зависит от условий изменения длины мышцы (периферический фактор) и от интенсивности супраспинальной или рефлекторной активации гамма-мотонейронов (центральный фактор) (B. Matthews, 1933, Granit, 1958, P. Matthews, 1964, Lennerstrand, Thoden, 1968 а, b, c, d; Hunt, Paintal, 1958, Granit, Kaada, 1952).

Чтобы изучить соотношение этих факторов при ходьбе человека, необходимо выполнить два условия. Во-первых, найти такое проявление мышечной активности, которое можно было бы трактовать как рефлекторный ответ мышечных веретен, во-вторых, выбрать такую форму эксперимента, которая позволила бы дифференцированно изменять периферические и центральные влияния.

Первое условие удастся выполнить, выбрав в качестве объекта исследования активность мышц-сгибателей голени в конце переносной фазы шага, когда под действием внешних сил (тяжести и инерции) происходят разгибание в КС и растяжение этих мышц.

В пользу рефлекторного генеза этой реакции указывают следующие данные: 1) сравнительно малое значение латентного периода, измеряемого от начала разгибания в суставе (при быстром темпе менее 100 мс), 2) обратная зависимость латентного периода и прямая зависимость величины электрической активности мышц от скорости разгибания в суставе, вызывающего растяжение мышц (по данным Нота et al., 1962, увеличение скорости растяжения мышцы обуславливает уменьшение латентного периода рефлекторного ответа и увеличение числа действующих мотонейронов).

## Закономерности нормальной и патологической ходьбы человека

Для выполнения второго условия был поставлен эксперимент, обеспечивающий независимое изменение амплитудно-скоростных характеристик движения в КС и темпа ходьбы. (Я.В.Левин, А.С.Витензон, 1970, А.С.Витензон 1977). Испытуемые ходили в специальных аппаратах, позволявших искусственно изменять положение центра масс голени (см. 1.4). При помещении груза в 3 кг на уровне верхней трети бедра уменьшалась амплитуда угловых перемещений и угловых скоростей движения в КС, укорачивалась фаза сгибания и удлинялась фаза разгибания в суставе, трансформировалась работа мышц. Исследования были поставлены при трех разных темпах ходьбы (рис. 86, 87, 88). Поскольку в этих опытах скорость разгибания всегда понижалась, закономерная реакция мышц-сгибателей голени состояла в увеличении латентного периода и уменьшении величины электрической активности.

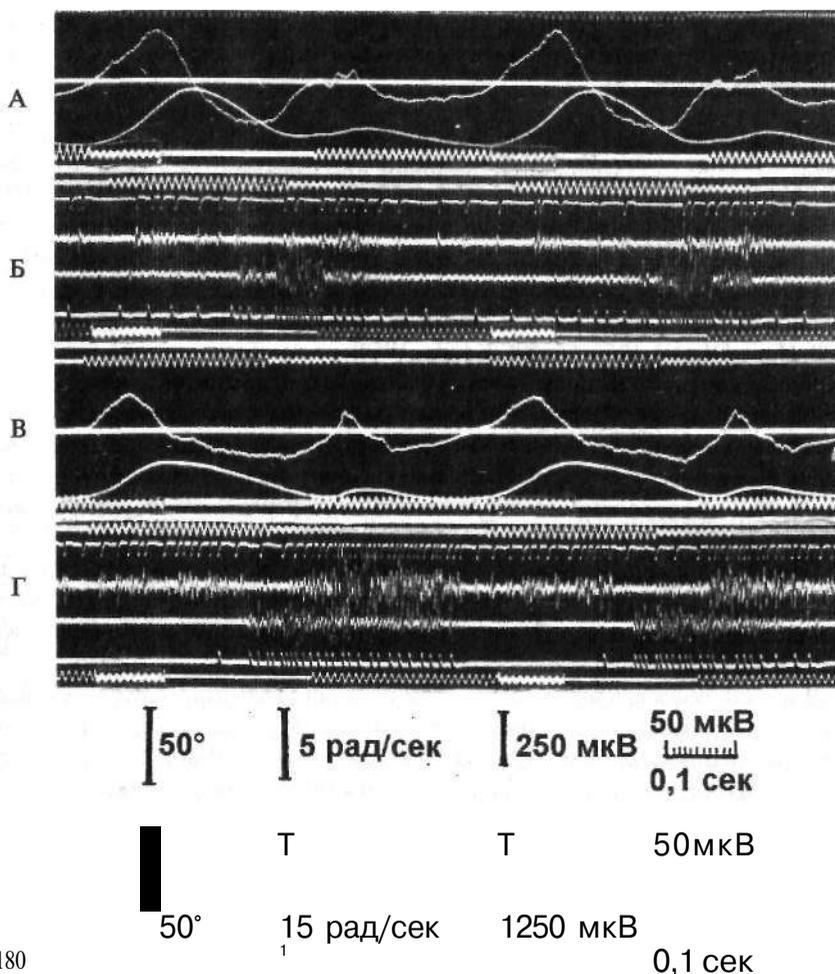
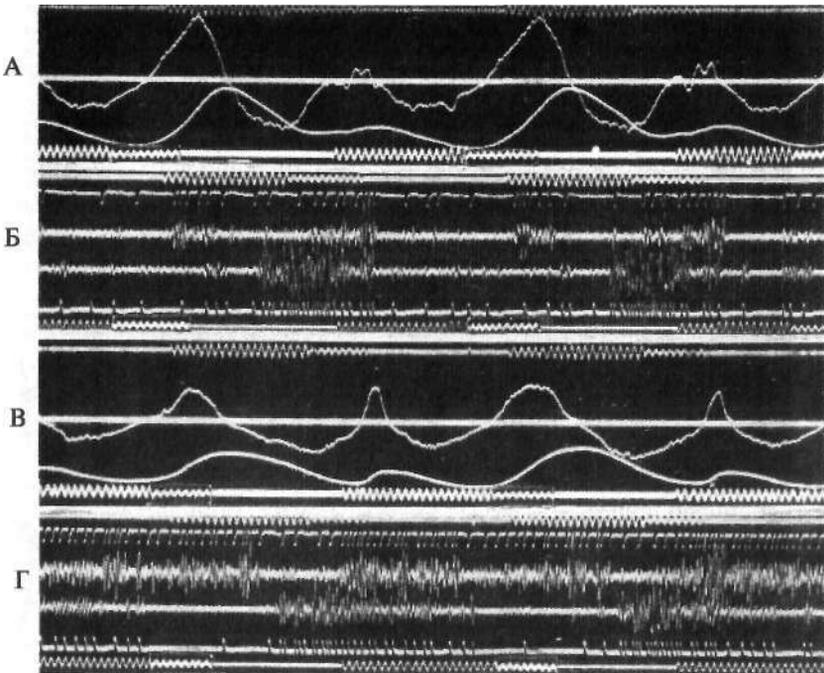


Рис. 86. Изменение параметров ходьбы при смещении центра массы голени вверх (привычный темп). А и Б - обычная ходьба, В и Г - измененная ходьба.

На А и В - кривые угловых перемещений и скоростей коленного суставе, на Б и Г - ЭМГ правой (вверху) и левой (внизу) мышц бедра.



$$\begin{matrix} \{6\Gamma & \}6 \text{ рад/сек} & J250 \text{ мкВ} & \frac{S}{\text{сек}} \frac{TM}{P} \\ * & * & & \end{matrix}$$

Рис. 87. Изменение параметров ходьбы при смещении центра массы голени вверх (быстрый темп).

Если принять, что повышение темпа ходьбы связано с усилением активации альфа- и гамма-мотонейронов (В.Ф.Северин и соавт., 1967), а скорость разгибания в КС отражает условия растяжения мышцы, то по изменению параметров реакции мышц можно составить представление о соотношении периферических и центральных факторов регуляции мышечных веретен при разных темпах ходьбы. Из приведенных графиков (рис. 89) видно, что в исследованных диапазонах темпов ходьбы уменьшение скорости движения всегда приводит к увеличению латентного периода и редукции мышечной активности. Однако наклон найденных кривых зависимостей неодинаков для разных темпов; он, как правило, больше для кривых зависимостей при медленном темпе.

Следовательно, для активации альфа-мотонейронов ряда мышц при разных темпах ходьбы различное значение имеют периферические и центральные факторы регуляции мышечных веретен. При медленном темпе повышается роль периферических факторов, при быстром темпе - центральных, вследствие чего несколько нивелируется значение периферии, т.е. условий растяжения мышц. Отмеченная закономерность, по-видимому, целесообразна, так как по-

## Закономерности нормальной и патологической ходьбы человека

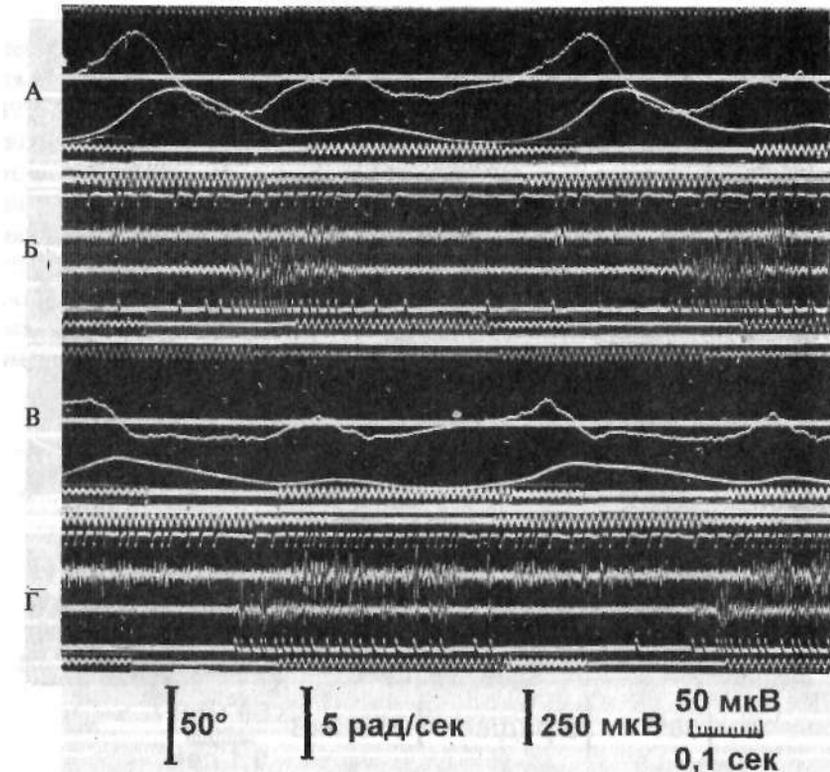


Рис. 88. Изменение параметров ходьбы при смещении центра масс голени вверх (медленный темп).

звolyет ускорять темп движений в той мере, в какой это необходимо для выполнения двигательной задачи.

Этот же тезис может быть подкреплён другими модельными исследованиями, в которых у пяти здоровых испытуемых была осуществлена регистрация электрической активности камбаловидной и икроножной мышц в условиях выключения с помощью специального аппарата голеностопного сустава под углами  $75^\circ$  и  $90^\circ$ . (А.С.Витензон, 1980, А.С.Витензон, К.А.Петрушанская, 1994).

Оказалось, что иммобилизация голеностопного сустава приводит к различным эффектам в зависимости от темпа ходьбы. При медленном темпе существенно меняется иннервационный рисунок: уменьшается основная волна активности икроножной мышцы и особенно односуставной камбаловидной мышцы. С ускорением темпа ходьбы амплитуда основной волны почти полностью восстанавливается для икроножной мышцы и лишь частично для камбаловидной мышцы (рис. 90 и 91).

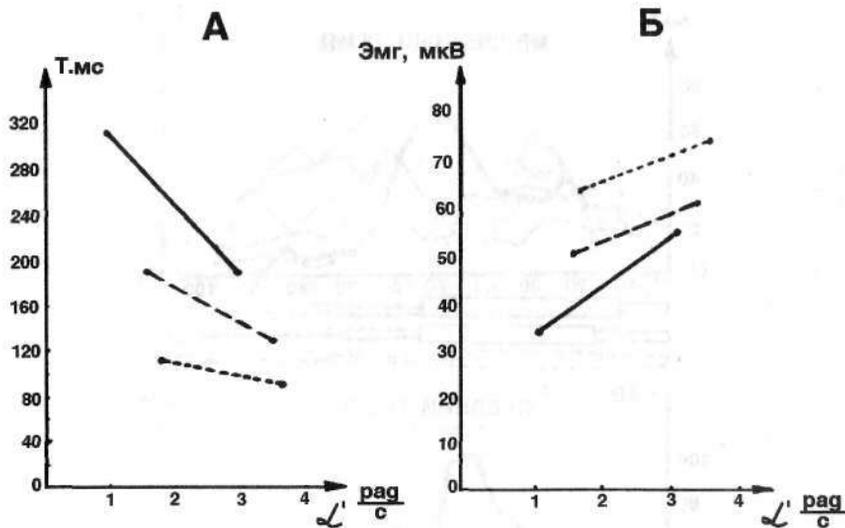


Рис. 89. Графики зависимости латентного периода (А) и величины электрической активности (Б) мышц-сгибателей голени в предпорный период шага от скорости разгибания в коленном суставе. Сплошная линия - медленный темп, пунктирная линия - средний темп, точечная пунктирная линия - быстрый темп.

Полученные результаты дают известное представление о роли афферентных факторов при ходьбе человека. Резкое уменьшение активности именно той головки трехглавой мышцы голени, которая перестает растягиваться и испытывать нагрузку в условиях выключения голеностопного сустава, по-видимому, показывает существование рефлекторного механизма активации альфа-мотонейронов при ходьбе. В этом случае исключение подвижности в суставе можно с некоторым упрощением уподобить блокаде гамма-аксонов к мышечным веретенам той же мышцы (В.Ф.Северин, 1970). Отмеченное сходство эффектов объясняется тем, что возбуждение альфа-мотонейронов через гамма-петлю возможно лишь при определенной величине афферентного притока от мышечных веретен. Величина этого притока определяется, с одной стороны, исходным значением импульсации от мышечных веретен, с другой стороны - ее усилением посредством гамма-активации (Crowe, Matthews, 1964). Если исходная импульсация от мышечных веретен невелика вследствие иммобилизации сустава, то афферентный приток и после гамма-активации веретен не достигает той величины, которая необходима для возбуждения альфа-мотонейронов. Это предположение удовлетворительно объясняет и другой отмеченный факт: изменение активности камбаловидной мышцы при ускорении темпа ходьбы.

В настоящее время известно: повышение интенсивности локомоции связано с увеличением частоты разрядов, генерируемых гамма-мотонейронами, что сопровождается возрастанием частоты импульсной активности афферентов

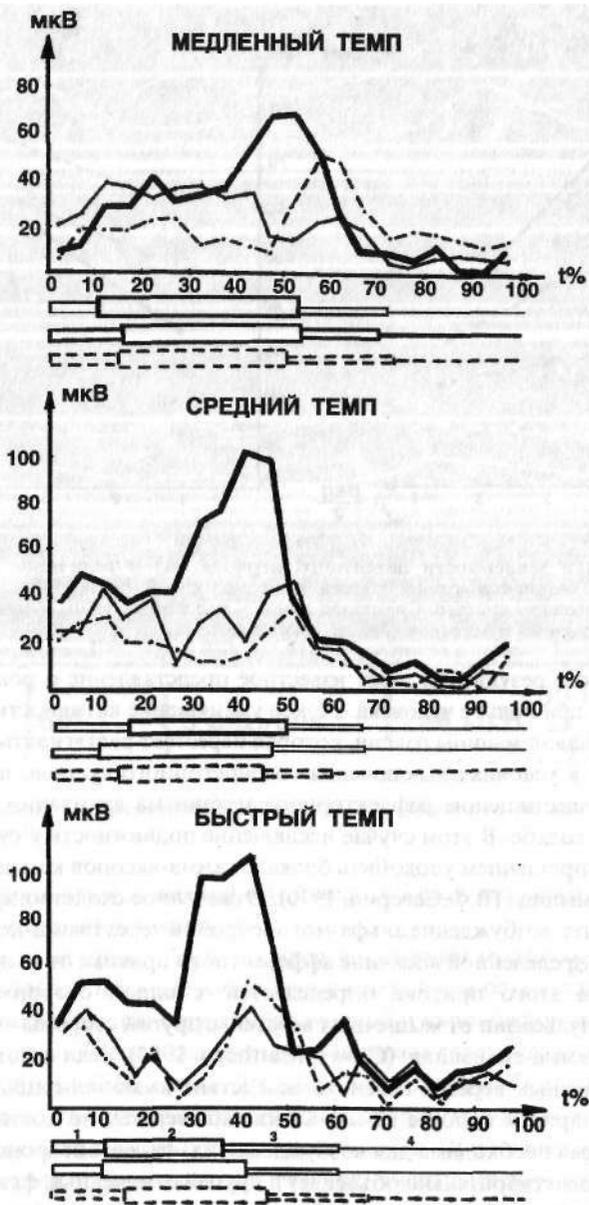


Рис. 90. Графики изменения электрической активности камбаловидной мышцы в течение цикла ходьбы в специальных ортопедических аппаратах на голеностопный сустав. Жирная черта - обычная ходьба, тонкая черта - замыкание сустава под углом 90°, пунктир - замыкание сустава под углом 75°.

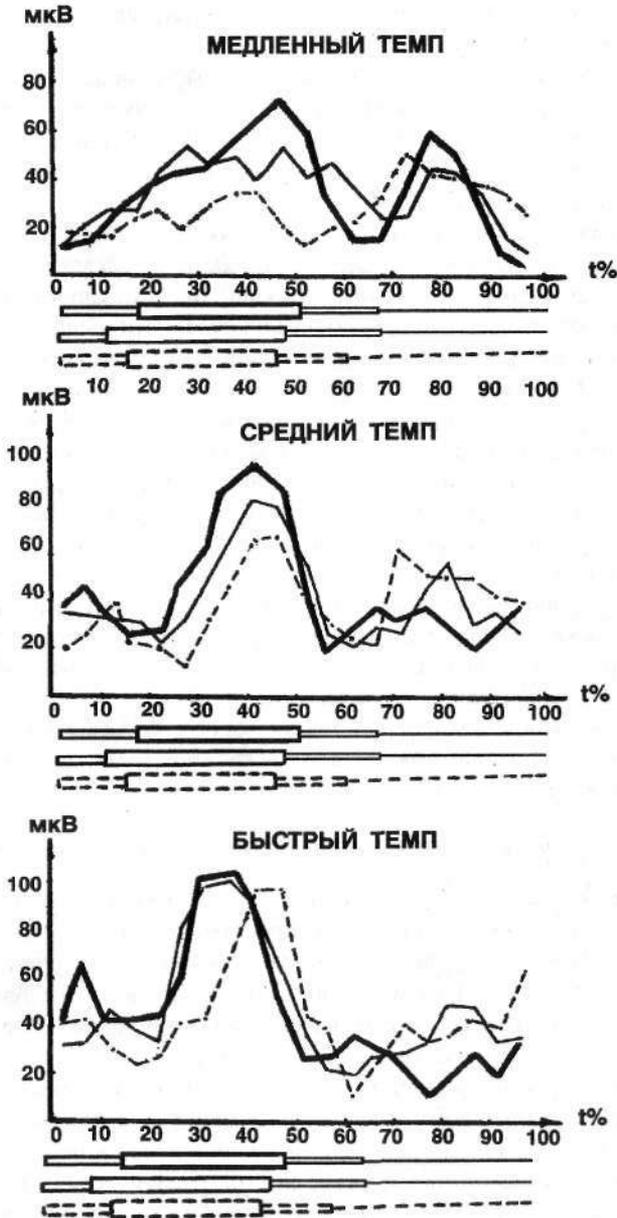


Рис. 91. Графики изменения электрической активности икроножной мышцы в течение цикла ходьбы в специальных ортопедических аппаратах на голеностопный сустав. Остальные обозначения те же, что и на рис. 90.

мышечных веретен (Perret, Berthoz, 1972, 1973, Perret, Buser, 1972, Ф.В.Северин и соавт., 1967, Ф.В.Северин, 1970).

Ответственным за активацию гамма-мотонейронов является спинальный генератор шагательных движений, так как альфа-гамма сопряжение существует уже на спинальном уровне (Edgerton et al., 1976, Sjostrom, Zangger, 1976), но у интактных животных интенсивность работы генератора определяется надсегментарными структурами.

При медленном темпе, когда интенсивность супраспинальных влияний на альфа- и гамма-мотонейроны сравнительно мала, ослабление афферентного притока, в частности от мышечных веретен (их первичных и вторичных окончаний) может существенно сказаться на активности мышц, особенно в фазу развития ими наибольших усилий. При повышении интенсивности супраспинальных влияний значение периферических факторов отступает на второй план. Для возбуждения альфа-мотонейронов камбаловидной мышцы, в частности формирования четкого максимума ее активности, оказывается достаточной та афферентация, которая по конвергирующим путям идет от мышечных веретен мышц-синергистов, например, икроножной мышцы. Нельзя исключить и прямого влияния надсегментарных структур на мотонейронный пул при увеличении интенсивности локомоции.

Остается добавить, что степень понижения активности мышцы при фиксации сустава также зависит от ее исходной величины. Чем больше длина мышцы (например, при замыкании сустава под углом  $75^\circ$ ), тем менее заметно уменьшение активности камбаловидной мышцы, особенно при медленном темпе ходьбы. По-видимому, увеличение длины мышцы способствует повышению импульсации от мышечных веретен, а это ведет к усилению рефлекторной деятельности альфа-мотонейронов.

### *Значение проприоцептивных рефлексов при ходьбе человека*

Приведенные факты позволяют считать, что механизмы проприоцептивных рефлексов могут использоваться для регуляции ходьбы человека (А.С.Витензон, 1970). Чтобы представить лучше их значение, следует сопоставить распределение электрической активности мышц и изменение их длины (по величине и скорости угловых перемещений) в различные фазы локомоторного цикла. Такое сопоставление показывает (рис. 92):

1. значительная часть волн электрической активности мышц при ходьбе совпадает по времени с фазами увеличения мышечной длины; для передней большеберцовой мышцы этими фазами являются подошвенное сгибание в ГСС в начале и в конце опорной фазы; для трехглавой мышцы голени - тыльное сгибание в ГСС и разгибание в КС во второй и третьей четверти опорной фазы; для наружной широкой и прямой мышц бедра - сгибание в КС в опорную фазу; для двуглавой и полусухожильной мышц - сгибание в ТБС и разгибание в КС во второй половине переносной фазы;

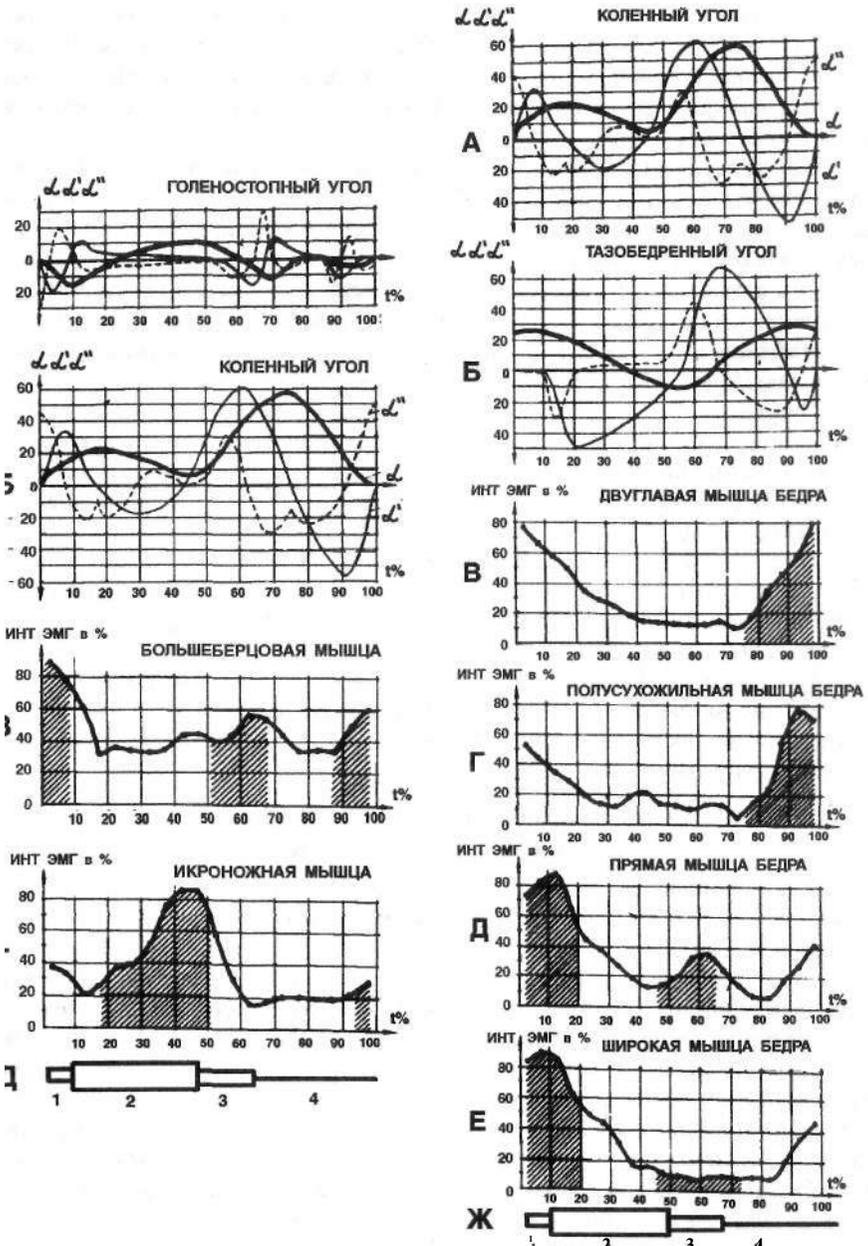


Рис. 92. Сопоставление относительной электрической активности мышц ноги и кинематических параметров ходьбы. Заштрихованы те фазы активности мышц, во время которых происходит их растяжение.

2. ряд мышц активируется при значительной скорости растяжения, соответствующей угловой скорости 2-6 рад/с (передняя большеберцовая, четырехглавая мышца бедра, полусухожильная и двуглавая мышца бедра); отдельные мышцы, наоборот, возбуждаются при угловой скорости 0,5-1 рад/с (трехглавая мышца голени);

3. некоторые волны электрической активности наблюдаются в те фазы шага, когда мышца существенно не меняет свою длину (двуглавая и полусухожильная мышцы в начале опорной фазы растягиваются при сгибании в ТБС и укорачиваются при сгибании в КС);

4. в отдельных случаях электрическая активность мышц отсутствует, несмотря на значительную степень и скорость, их растяжения (широкие мышцы при сгибании в КС в конце опорной фазы); аналогичные явления отмечены Я.Л.Славуцким (1982) и при ходьбе по лестнице.

Данные сопоставления подтверждают ранее высказанное предположение, что проприоцептивные рефлексы реализуются лишь в те фазы шага, когда согласно центральной иннервационной программе ходьбы отмечается возбуждение соответствующих элементов сегментарного аппарата (интернейронов, гамма- и альфа-мотонейронов).

Об этом говорит и ранее упомянутая фазозависимая модуляция моносинаптических рефлексов в течение цикла ходьбы, изменяющаяся параллельно электрической активности мышц (Moritani et al., 1990; Fung, Barbeau, 1990, Garrett, 1992).

Наслаиваясь на центральную иннервационную программу ходьбы, проприоцептивные рефлексы настолько изменяют ее, насколько это необходимо для адаптации программы к реальным биомеханическим условиям протекания локомоторного акта.

#### **4.5. Иннервационная программа мышц-разгибателей и сгибателей при ходьбе**

Хотя проприоцептивные рефлексы играют заметную роль в локомоторном акте, основной рисунок активности мышц в течение цикла определяется центральной иннервационной программой ходьбы. В наиболее элементарном виде эта программа отражает деятельность спинального генератора шагательных движений, обуславливающего ритмическую альтернирующую активность сегментарных центров мышц-антагонистов (Brown, 1914, Jankowska, 1966, 1967, Н.Н.Будакова, 1971, 1973, К.В.Баев, 1977, Вайев, 1978, К.В.Баев, 1984). Проявлением работы генератора должна быть реципрокная организация работы мышц. Но электромиографические исследования, как правило, не выявляют данную форму мышечного взаимодействия ни при ходьбе человека (Altenburger, 1933, Я.М.Славуцкий, 1955), ни при локомоциях интактных животных (Engberg, Lundberg, 1962, 1969).

Следовательно, либо на относительно простую программу реципрокного взаимодействия центров мышц-антагонистов наслаиваются различные коррекционные влияния (Lundberg, 1969), либо спинальный генератор ходьбы вообще

функционирует иначе, например, как интернейронное кольцо, активирующее мотонейроны мышц ноги в той последовательности, в которой они работают в течение цикла (М.Л.Шик, 1975). По-видимому, для выяснения этих вопросов принципиальное значение имеет анализ особенностей иннервации мышц-разгибателей и сгибателей при ходьбе.

#### **4.5.1. Особенности распределения электрической активности мышц при ходьбе**

Уже биомеханические исследования выявляют ряд существенных различий в функции мышц-разгибателей и сгибателей при ходьбе (см. главу 2). Биомеханическому различию функций этих мышц соответствует различие их иннервационных программ, проявляющиеся прежде всего в особенностях распределения электрической активности мышц в течение цикла. Электрическая активность мышц-разгибателей строго приурочена к двум первым третям опорной фазы как у человека (Я.Л.Славуцкий, 1955, 1968, А.С.Витензон, 1974), так и у некоторых животных (Engberg, 1964, Engberg, Lundberg, 1969). Но если у животных рисунок электрической активности всех мышц-разгибателей стереотипен и имеет вид широкого плато, простирающегося над большей частью опорной фазы, то у человека максимумы электрической зависимости мышц-разгибателей проксимальных и дистальных суставов конечности четко разнесены по времени. Максимум электрической активности мышц-разгибателей ТБС и КС возникает в первой трети опорной фазы, а максимум электрической активности мышц-разгибателей ГСС сдвинут ко второй трети той же фазы.

Однако при определенных условиях активность всех мышц-разгибателей ноги может иметь однотипное распределение максимумов в течение опорной фазы. Такая электромиографическая картина наблюдается при ходьбе детей раннего возраста, при ходьбе здоровых людей в аппаратах, ограничивающих разгибание в КС, при ходьбе больных со спастическими парезами нижних конечностей, при ходьбе на протезе бедра на стороне сохранившейся конечности (рис. 93) (А.С.Витензон, 1974), а также при ходьбе по лестнице вниз (Я.Л.Славуцкий, 1968).

Таким образом, иннервационная программа мышц-разгибателей, по-видимому, фиксирует достаточно четко лишь фазу их возбуждения в локомоторном цикле, в то время как распределение максимумов во время этой фазы зависит от конкретной биомеханической ситуации, определяющей особенности текущей афферентации от конечности (см. 4.3).

Электрическая активность мышц-сгибателей менее жестко привязана к определенным фазам цикла ходьбы. Волны электрической активности этих мышц, регулярно появляясь в начале или в конце переносной фазы, нередко отмечаются и в опорной фазе шага. При изменении условий ходьбы волны электрической активности способны перемещаться из одной фазы шага в другую (см. 3.6).

омерности нормальной и патологической ходьбы человека

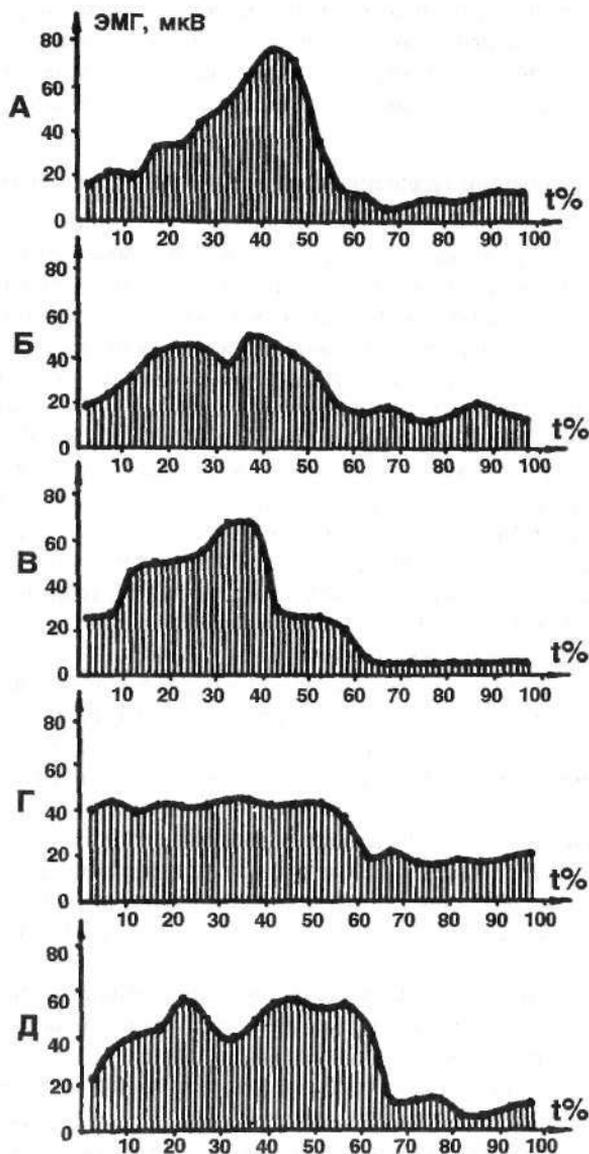


Рис. 93. Графики изменения средней электрической активности икроножной мышцы в течение цикла при нормальной и патологической ходьбе.

А - ходьба взрослых людей в норме, Б - ходьба детей раннего возраста, В - ходьба здоровых людей в аппаратах, ограничивающих сгибание в КС, Г - ходьба больных детским церебральным параличом, Д - ходьба на протезе бедра (сохранившаяся нога).

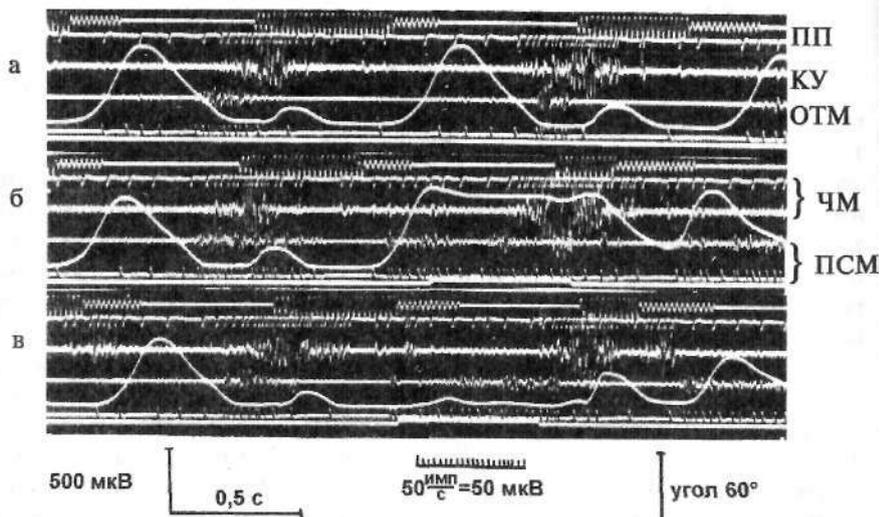
#### 4.5.2. Различная жесткость иннервационной программы мышц-разгибателей и сгибателей при ходьбе

Приведенные данные косвенно указывают на различную жесткость иннервационной программы мышц-разгибателей и сгибателей при ходьбе. Более точное представление о жесткости этих программ может быть получено лишь экспериментально (А.С.Витензон, 1974,1982). Как упомянуто ранее, экстренное изменение кинематики ходьбы вызывали путем внезапной для испытуемого остановки движения в КС (см. 4.3), а стационарное изменение кинематики создавали выключением или ограничением подвижности в суставах на протяжении ряда локомоторных циклов (см. 3.2). На рис. 94 приведены результаты изменения параметров ходьбы при фазовом выключении движений в КС.

Сравнение осциллограмм а и б показывает, что внезапная остановка движений в момент шага, когда нога согнута в КС, не вызывает каких-либо изменений электрической активности четырехглавой мышцы бедра в течение 250-300 мс. Резкое увеличение активности наступает позднее, совпадая по времени с фазой активности мышцы в локомоторном акте. Остановка движения в конце опорной фазы приводит к выпрямлению ноги в КС. Электрическая активность четырехглавой мышцы при этом не изменяется вообще. Но в активности ее антагониста - полусухожильной мышцы появляется вспышка с латентным периодом 60-80 мс после прекращения движения в суставе (осциллограмма в).

Приведенные факты обнаруживают различную жесткость иннервационной программы мышц-антагонистов при ходьбе. Отсроченная реакция разгибателя свидетельствует о том, что афферентные влияния не могут быть осуществлены в те фазы шага, когда наблюдается биоэлектрическое молчание или низкоамплитудная активность. Следовательно, распределение электрической активности мышц-разгибателей при ходьбе подчиняется жесткой иннервационной программе. Напротив, возбуждение мышцы-сгибателя при действии афферентных раздражений может быть вызвано и в фазу торможения, когда практически отсутствует электрическая активность мышцы. При этом, судя по латентному периоду, реакция реализуется по наиболее коротким рефлекторным путям. Все это указывает на меньшую жесткость иннервационной программы сгибателей при ходьбе.

Различия в характере иннервации мышц проявляются и при стационарном действии периферических раздражителей, изменяющих кинематику ходьбы. Рис. 95 показывает, что при разных видах ограничения подвижности в КС активность четырехглавой мышцы изменяется лишь количественно (фаза возбуждения мышцы, как и при обычной ходьбе, ограничена последней третью переносной фазы и двумя первыми третями опорной фазы). В тех же условиях рисунок активности полусухожильной мышцы в течение цикла ходьбы существенно трансформируется: при ходьбе на полусогнутых конечностях исчезает стереотипная вспышка активности в конце переносной фазы; во время ходьбы на выпрямленных ногах появляется отчетливая вспышка активности в конце опорной фазы.



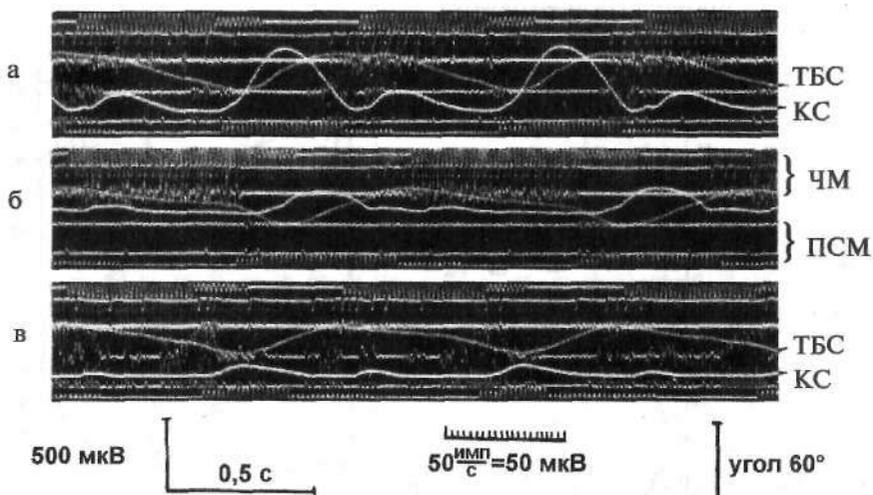
**Рис. 94.** Изменение параметров ходьбы при фазовом выключении движений в КС: а - обычная ходьба, б - остановка движений в КС в середине переносной фазы, в - остановка движений в КС в конце опорной фазы шага. ПП - подограмма правой ноги, ЧМ и ПСМ - интегрированная и натуральная ЭМГ четырехглавой и полусухожильной мышц, КУ - коленный угол, ОТМ - отметка о выключении движений в КС.

При различных видах нагружения тела человека также неодинаково изменяется активность мышц-антагонистов в течение шага. При ходьбе с размещением груза 20 кг на пояс преимущественно усиливается активность мышц-разгибателей (икроножной, четырехглавой, большой ягодичной мышц) в течение опорной фазы; при ходьбе в утяжеленной обуви весом в 4 кг резко возрастает активность всех сгибателей (передней большеберцовой, полусухожильной и двуглавой мышц бедра, подвздошно-поясничной, а также прямой мышцы бедра) в обе фазы шага (рис. 96).

О меньшей жесткости иннервационной программы сгибателей также говорит и более высокая вариативность активности этих мышц по сравнению с разгибателями при разном темпе ходьбы (см. 3.4).

Наконец, обращает на себя внимание разный характер возрастной трансформации электромиографического рисунка мышц-разгибателей и мышц-сгибателей при ходьбе. В течение первых лет жизни (1,5-4) активность разгибателей уменьшается более резко, чем активность сгибателей. Гораздо раньше складывается у разгибателей то распределение возбуждения мышц в течение цикла ходьбы, которое свойственно взрослым (рис. 97) (А.С.Витензон, Л.Н.Самсонова, 1973).

Таким образом, существует группа фактов, демонстрирующих различие работы мышц-антагонистов при ходьбе. Эти факты показывают, что организа-



**Рис. 95.** Изменение параметров ходьбы при стационарном нарушении движений в КС: а - обычная ходьба, б - ходьба на полусогнутых ногах, в - ходьба, при которой одна нога выпрямлена в КС. Обозначения те же, что и на рис. 94.

ция мышечной деятельности при ходьбе не может быть полностью сведена к механизму реципрокной иннервации мышц. Так как электрическая активность всех мышц-разгибателей приурочена к опорной фазе и ее распределение в течение шага существенно не меняется ни при фазовом, ни при стационарном нарушении кинематики, то отсутствие альтернирующей работы мышц при ходьбе может быть связано лишь с особым поведением мышц-сгибателей в локомоторном акте.

Действительно, при правильном чередовании работы мышц-антагонистов активность мышц-сгибателей должна была бы полностью сосредоточиться в переносную фазу шага. На самом же деле активность этих мышц встречается в различные фазы цикла ходьбы, нередко в сочетании с активностью мышц-разгибателей. Однако, если изменить двигательную задачу во время локомоции (например, при ходьбе назад), то совместная работа мышц-антагонистов может быть трансформирована в раздельную (рис. 98); при этом активность разгибателя опять-таки концентрируется в опорную фазу шага, тогда как активность сгибателя оказывается отнесенной к концу опорной и к началу переносной фаз шага.

Остается добавить, что различие иннервационных программ мышц антагонистов также характерно для работы мышц туловища и верхних конечностей при ходьбе: в обоих случаях высокоамплитудным четким волнам активности мышц-разгибателей противостоит нерегулярная, подчас низкоамплитудная активность мышц-сгибателей (см. 2.2 и 2.3).

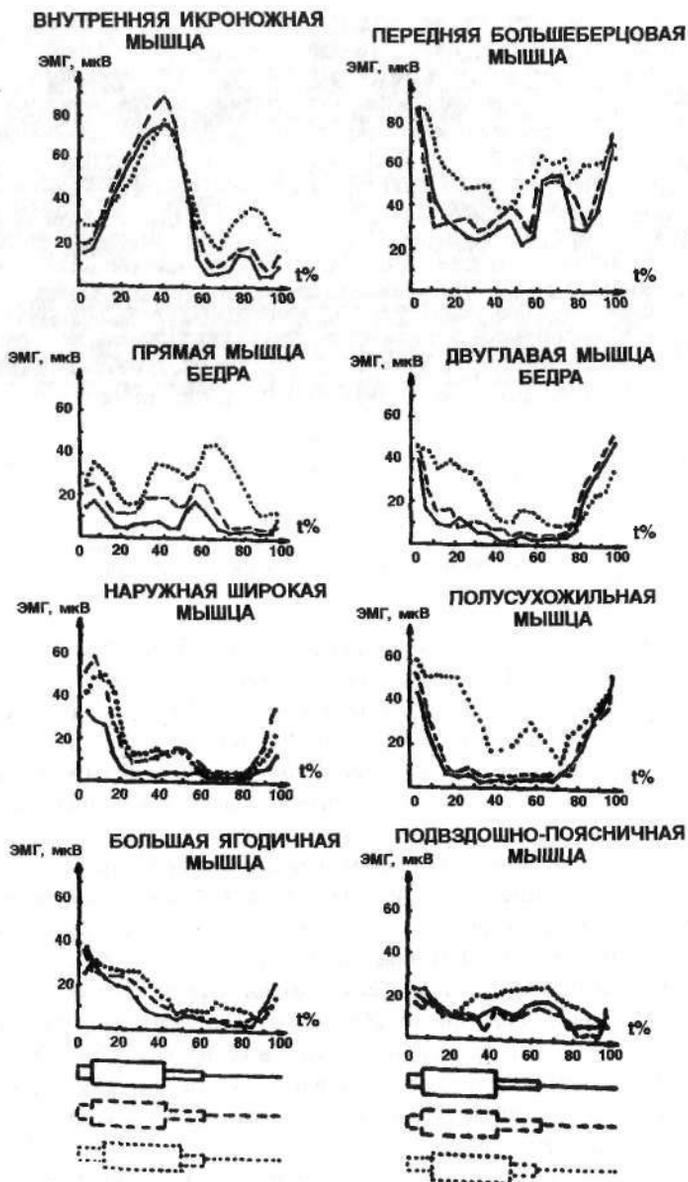


Рис. 96. Графики изменения электрической активности мышц при различных видах грузеной ходьбы. Под графиками - подограмма. Сплошная линия - ходьба в норме, пунктирная линия - ходьба с грузом на поясе в 20 кг, точечная линия - ходьба в утяжеленной обуви весом в 4 кг.

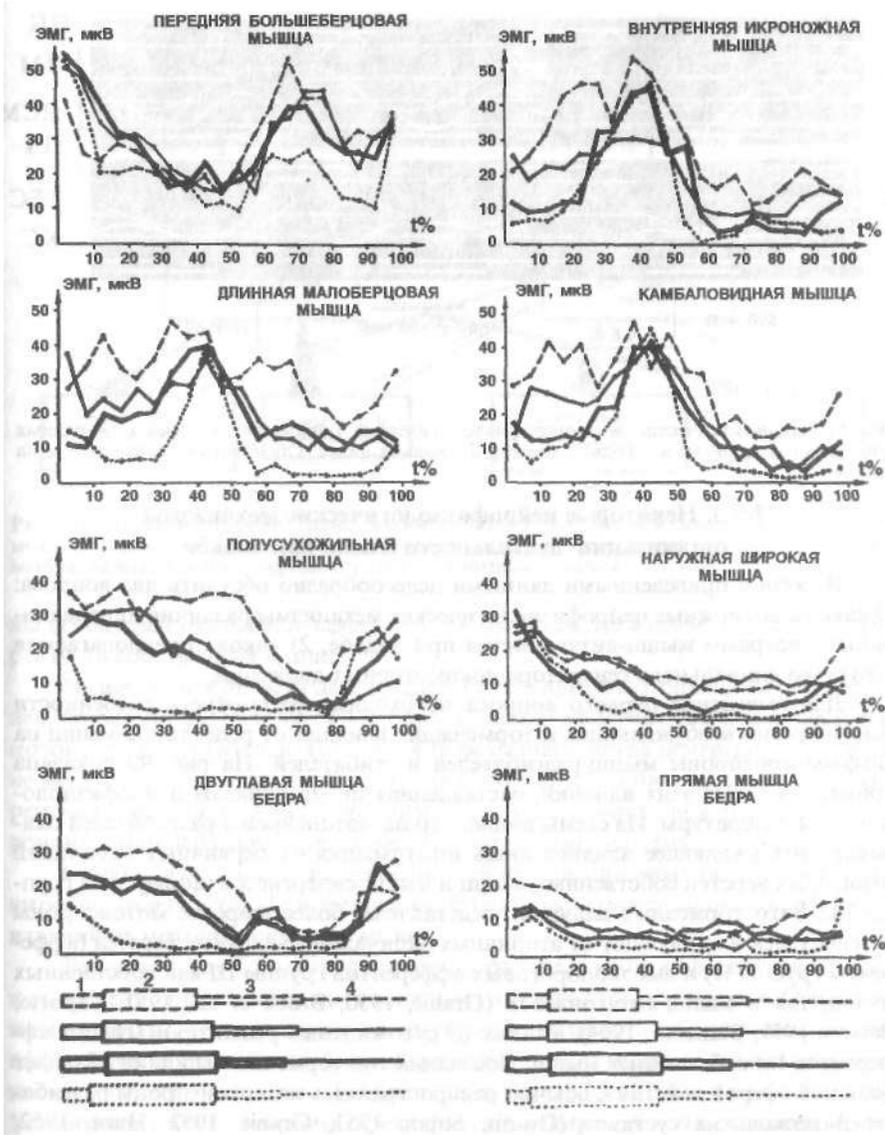


Рис. 97. Графики изменения электрической активности мышц ноги в течение цикла при ходьбе детей 1,5, 2-2,5, 3-4 лет и взрослых.

Пунктирная линия - ходьба детей в возрасте 1,5 лет, тонкая линия - ходьба детей в возрасте 2-2,5 лет, жирная линия - ходьба детей в возрасте 3-4 лет, точечная линия - ходьба взрослых.

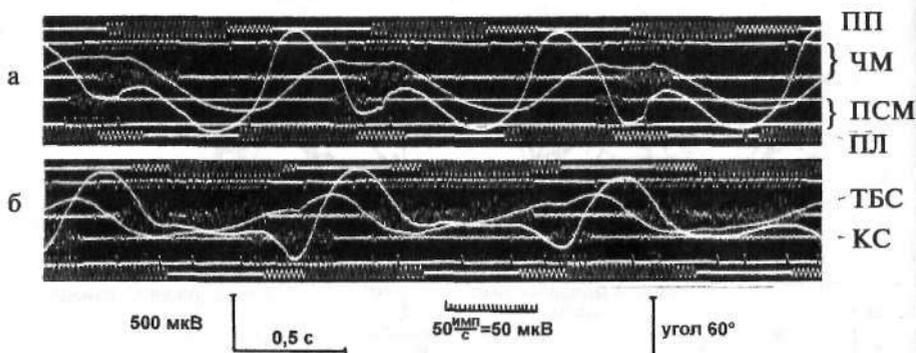


Рис. 98. Биомеханические и электрофизиологические параметры ходьбы при разных двигательных задачах: а - ходьба вперед, б - ходьба назад. Обозначения те же, что и на рис. 94.

#### 4.5.3. Некоторые нейрофизиологические механизмы организации деятельности мышц при ходьбе

В связи с приведенными данными целесообразно обсудить два вопроса: 1) каковы возможные нейрофизиологические механизмы различия иннервационных программ мышц-антагонистов при ходьбе, 2) какова предполагаемая структура сншального генератора локомоторных движений.

Для выяснения первого вопроса необходимо рассмотреть особенности конкуренции возбуждающих и тормозящих влияний от рецепторов мышц на альфа-мотонейроны мышц-разгибателей и сгибателей. На рис. 99 показана примерная схема этих влияний, составленная по материалам нейрофизиологической литературы. Из схемы видно, что на мотонейроны разгибателей оказывает возбуждающее влияние лишь импульсация от первичных окончаний мышечных веретен собственных мышц и мышц-синергистов (афференты группы Ia). Зато тормозные влияния представлены более широко: мотонейроны разгибателей их получают от вторичных окончаний мышечных веретен (афференты группы II) и высокопороговых афферентов группы III как собственных мышц, так и мышц-антагонистов (Granit, 1950, Brock et al., 1951, Laporte, Bessou, 1959, Bianconi, 1964), а также от сухожильных рецепторов (группа афферентов Ib) собственных мышц. Последний тип тормозных влияний обладает большой сферой действия, обычно распространяясь на мотонейроны разгибателей нескольких суставов (Granit, Strom, 1951, Granit, 1952, Hunt, 1952, Laporte, Lloyd, 1952, Eccles et al., 1957, Eccles, 1964, Granit et al., 1966 а,в).

Гораздо больше возбуждающих влияний получают мотонейроны сгибателей: от афферентов группы Ia собственных мышц и мышц-синергистов, от афферентов группы II и III собственных мышц и мышц-антагонистов, от афферентов группы Ib мышц-антагонистов. Тормозное воздействие на мотонейро-

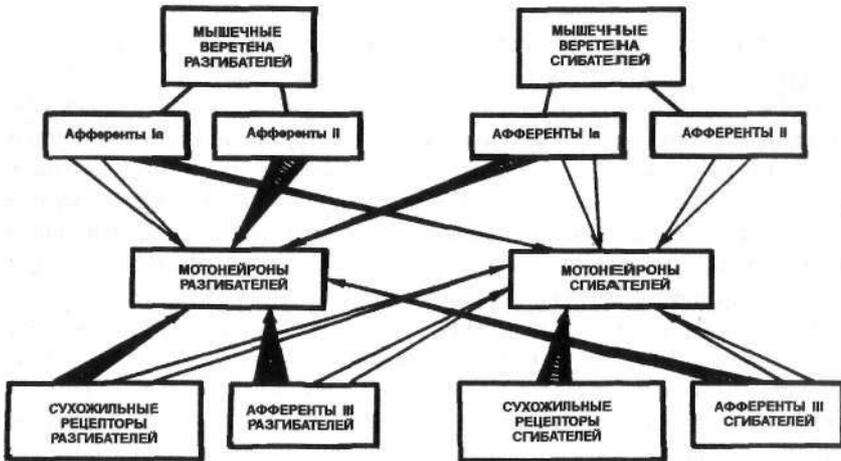


Рис. 99. Предполагаемая схема взаимодействия рецепторов мышц конечности и мотонейронов (по данным нейрофизиологической литературы). Белые стрелки - возбуждающие влияния, черные стрелки - тормозные влияния.

ны сгибателей оказывают афференты Ia мышц-разгибателей и отчасти афференты Ib собственных мышц.

Из всей совокупности данных следует, что альфа-мотонейроны разгибателей, по-видимому, находятся под более сильным афферентным контролем, чем мотонейроны сгибателей. Поэтому в те фазы шага, когда центры разгибателей не активированы, тормозной контроль может поддерживаться и за счет афферентных влияний. С другой стороны, для функционирования альфа-мотонейронов сгибателей существуют более благоприятные условия.

Однако, для понимания особенностей иннервационных программ мышц-антагонистов при ходьбе имеет значение не только конвергенция афферентных влияний на мотонейроны этих мышц.

Вероятно, еще большую роль играет распределение афферентных входов к интернейронным элементам спинального генератора локомоции. Основные интернейроны, составляющие генератор, в зависимости от получения входов афферентов Ia от сгибательных или разгибательных мышц соответственно относятся к С и Р - нейронам (Feldman, Orlovsky, 1975, К.В.Баев и соавт., 1979). Установлено, что С-нейроны характеризуются широкой конвергенцией возбуждающих влияний от афферентов флексорного рефлекса (АФР): высокопороговых кожных и мышечных афферентов, но могут получать входы также от низкопороговых кожных и мышечных афферентов, в то же время Р-нейроны преимущественно получают входы от низкопороговых кожных афферентов. Следовательно, и на интернейронном уровне возникает предпосылка для бо-

лее легкой активации сгибательного полуцентра спинального генератора локомоции.

Существуют и другие факты, показывающие различие в работе систем мышц-разгибателей и сгибателей при ходьбе. Так, по данным Ф.В.Северина и соавт., 1967, при управляемой локомоции «мезэнцефалических» кошек гамма-мотонейроны мышц-разгибателей генерируют разряды в основном в опорную фазу, а гамма-мотонейроны мышц-сгибателей дают примерно одинаковую частоту разрядов в обе фазы шага. Кроме того, у мышц-сгибателей оказываются главным образом активированными статические гамма-мотонейроны, а у мышц-разгибателей статические и динамические гамма-мотонейроны (Bergmans, Grillmer, 1967, 1968, Grillner, 1969)\*.

По-разному функционируют при управляемой локомоции и альфа-мотонейроны мышц-антагонистов. Так, увеличение интенсивности стимуляции локомоторной области среднего мозга обычно приводит к сокращению пачки разрядов мотонейронов только мышц-сгибателей; напротив, повышение скорости локомоции уменьшает длительность пачки разрядов лишь мотонейронов мышц-разгибателей (В.Ф.Северин и др., 1967). Последний факт сопоставим с тем, что раздражение АФР при локомоции укорачивает фазу разгибания и удлиняет фазу сгибания, а стимуляция низкопороговых кожных афферентов в фазе разгибания удлиняет активность мышц-разгибателей.

Но не только рефлекторные, но и нисходящие и восходящие влияния, по-видимому, различны для мышц-антагонистов при локомоции.

Согласно экспериментальным материалам А.М.Дегтяренко, 1992, сигналы, циркулирующие в спинно-мозжечковой петле, способствуют усилению активности сгибательного полуцентра локомоции, тогда как удаление мозжечка усиливает деятельность разгибательного полуцентра, уменьшая при этом активность полуцентра антагониста. Кроме того, после экстирпации мозжечка происходит сокращение локомоторного цикла вследствие укорочения длительности фазы опоры. По мнению автора, последнее означает, что в локомоторном генераторе супрасегментарному контролю более подвержены интернейронные сети, которые составляют основу разгибательного полуцентра.

Нисходящие тракты также оказывают неодинаковое влияние на интраспинальную программу мышц-антагонистов при локомоции. При электрической стимуляции различных нисходящих систем изменяется лишь интенсивность той фазы, на которую попадает стимул. При этом электростимуляция вестибулосоматического тракта в фазе разгибания ведет к увеличению активности мышц-разгибателей, а электростимуляция кортико-рубро-ретикулоспинальных путей в фазе сгибания - к усилению активности мышц-сгибателей (Oriovsky, 1972).

\* По мнению этих авторов, для антигравитационных мышц-разгибателей динамическая фазимоторная активность создает оптимальные условия для быстрой реакции сопротивления в ответ на удлинение мышцы.

Анализ восходящих влияний показывает, что при вызванной локомоции в нейронах дорсального спинно-мозжечкового тракта суммарная активность максимальна в опорной фазе шага, когда работают мышцы-разгибатели, а в нейронах вентрального спинно-мозжечкового тракта суммарная активность имеет два пика: в середине переносной и в начале опорной фаз, т.е. во время работы мышц-сгибателей и частично мышц-разгибателей (Ю.А.Аршавский, М.Б.Беркинблит, И.М.Гельфанд, Г.Н.Орловский, О.И.Фуксон, 1972 а,б).

Таким образом, различная жесткость иннервационных программ мышц антагонистов как при ходьбе животных, так и, вероятно, при ходьбе человека имеет сложное происхождение и обусловлена как структурой спинального генератора локомоции, особенностями его афферентных входов и эфферентных выходов, так и сочетанным влиянием рефлекторных и супраспинальных факторов.

В этой связи необходимо снова вернуться к вопросу о нейронной структуре спинального генератора локомоторных движений.

Как упомянуто выше, по данной проблеме доминируют две гипотезы: гипотеза полуцентров Т.Броуна, 1913,1914, и гипотеза интернейронного кольца, выдвинутая М.Л.Шиком, 1975.

Гипотеза Т.Броуна, рассматривающая генерацию локомоторных движений как результат симметричного тормозного взаимодействия полуцентров мышц антагонистов, удовлетворительно объясняет многие факты: основное распределение мышечной активности по фазам шага (в том числе чередование периодов возбуждения и торможения в деятельности двигательных центров), реципркную организацию афферентных и нисходящих (супраспинальных) влияний на эти центры, ритмическую активацию мотонейронов разгибателей и сгибателей после введения ДОФА спинальным кошкам (Janowska et al., 1967). В пользу этой теории свидетельствуют исследования, выявившие с большой вероятностью морфологический субстрат локомоторного генератора в латеральных участках промежуточной зоны серого вещества и вентрального рога на уровне сегментов  $L_5-L_7$ . В этой области были обнаружены интернейроны, которые возможно отождествить со сгибательными и разгибательными полуцентрами (С и Р-нейроны), смешанные СР-нейроны, активировавшиеся в обеих фазах работы генератора, а также тонические активировавшиеся ( $T^{\wedge}$  и тонически торморзившиеся клетки ( $T_T$ ). Интернейроны С импульсировали в фазе переноса, а интернейроны Р в фазе опоры (Г.Н.Орловский, А.Г.Фельдман, 1972, К.В.Баев, 1979, Edgerton et al., 1975, 1976).

Наконец, при фиктивной локомоции децеребрированных кошек с помощью авто- и кросскорреляционного анализа было установлено, что флюктуация уровня активности различных мотонейронных пулов происходит одновременно, что предполагает их тесную связь с одним из полуцентров локомоторного генератора (К.В.Баев, 1984).

Вместе с тем, эта гипотеза наталкивается на ряд трудностей при объяснении механизмов перехода возбуждения в торможение и обратно в каждом по-

луцентре, при рассмотрении нарушений принципа реципрокности в реальной работе мышц, а также участия многих мышц в локомоции.

Гипотеза М.Л.Шика успешно разрешает эти трудности, поскольку в этой модели генерация локомоторных движений обусловлена распространением возбуждения по замкнутой интернейронной траектории и активацией мотонейронов разных мышц в той последовательности, в какой они работают в течение цикла ходьбы. С точки зрения данной гипотезы могут быть поняты такие явления, как участие разных мышц в локомоции (большая протяженность интернейронной траектории по длиннику спинного мозга), порядок работы мышц в цикле (фиксация мотонейронов к определенным сегментам траектории), сохранение стереотипа движения и активности мышц при разной скорости ходьбы (последовательность включения и выключения мотонейронов не зависит от скорости распространения возбуждения в интернейронной среде), особенности взаимодействия супраспинальных и афферентных факторов (те и другие изменяют средние и мгновенные характеристики интернейронной среды, прежде всего количество активных нейронов). Однако, и в рамках этой гипотезы есть ряд нерешенных вопросов. Неясно, насколько фиксирован порядок работы мотонейронов в локомоторном цикле, чем определяется устойчивость или неустойчивость иннервационной программы ходьбы, а также различие программ мышц-антагонистов, чем вызвано чередование периодов возбуждения и торможения в деятельности каждой мышцы, каков морфологический субстрат интернейронного кольца. Поэтому, несмотря на несомненную привлекательность гипотезы интернейронного кольца, для объяснения полученных данных нам кажется более приемлемой гипотеза Т.Броуна в ее современной интерпретации.

С позиции этой гипотезы становятся понятными такие обнаруженные нами явления, как существование центральной иннервационной программы мышц-антагонистов при ходьбе, состоящей из фаз возбуждения и торможения, жесткая привязка работы мышц-разгибателей к опорной фазе, предполагающая их активацию от разгибательного полуцентра генератора локомоции, сопряжение гамма- и альфа-моторных систем, определяющее поведение проприоцептивных рефлексов. Менее ясны особенности функционирования мышц-сгибателей при ходьбе. Но и они могут получить удовлетворительное объяснение, если принять во внимание различие афферентных и, вероятно, супраспинальных входов к полуцентрам генератора, а также возможность активирующих влияний на мотонейроны мышц-сгибателей (прежде всего двусуставных) сразу от двух полуцентров, т.е. от смешанных СР-нейронов (К.В.Баев, 1984).

#### **4.6. Супраспинальные и рефлекторные факторы изменения параметров электрической активности мышц при разных условиях ходьбы**

Сохранение основного рисунка электрической активности мышц в широком диапазоне темпов ходьбы показывает, что супраспинальное управление изменением темпа имеет однопараметрический характер, т.е. осуществляется

путем количественного изменения активации нейрональных систем спинного мозга. В пользу такого представления свидетельствуют опыты, показывающие возможность учащения ритма шагательных движений при раздражении среза спинного мозга (Roaf, Sherrington, 1910) или локомоторной области среднего мозга (М.Л.Шик и соавт., 1966 а, б; 1967, Ф.В.Северин и соавт., 1967). Рассмотрим с этой точки зрения всю совокупность изменений параметров активности мышц при повышении темпа ходьбы.

#### **4.6.1. Механизмы управления амплитудой электрической активности при разных темпах ходьбы**

Как показали многие авторы (Altenburger, 1933; Eberhart, Inman, Bresler, 1954; Н.В.Баскакова, 1968; Я.Л.Славуцкий, Н.В.Баскакова, 1968, А.С.Витензон, А.В.Саранцев, 1971), рост суммарной электрической активности является обязательным атрибутом повышения темпа ходьбы. По данным Ф.В.Северина и соавт., 1967, это явление связано с увеличением числа активированных альфа-мотонейронов при усилении супраспинальной активации сегментарных центров. С другой стороны, значителен и вклад периферических регуляторов ходьбы в возбуждение двигательных ядер: рефлексов с мышечных веретен и сухожильных рецепторов (Lundberg, 1969, В.Ф.Северин, 1970).

Как упомянуто выше (глава 3.2), существуют два типа зависимости амплитуды волн электрической активности от темпа ходьбы: нелинейная - для волн в опорную фазу (в основном мышц-разгибателей) и линейная - для отдельных волн в переносную фазу (главным образом, мышц-сгибателей). Эти различные зависимости, по-видимому, отражают неодинаковое участие супраспинальных и рефлекторных механизмов в регуляции амплитуды активности мышц при разных темпах. Действительно, при сравнении изменений периферических факторов (например, скорости угловых перемещений, растягивающих мышцу) и величины электрической активности той же мышцы отчетливо видно, что значительному приросту угловых скоростей при медленном и среднем темпах соответствует небольшое повышение активности и, наоборот, малому приросту скоростей при быстром темпе - резкое увеличение активности (рис. 100 А).

Следовательно, возрастание активности мышц в опорную фазу шага при ускорении ходьбы преимущественно зависит от супраспинальных факторов. Роль периферических факторов регуляции работы альфа-мотонейронов, вероятно, усиливается в переносную фазу шага. В последнем случае электрическая активность мышц и величина угловых скоростей растут линейно и почти параллельно друг другу в зависимости от темпа ходьбы (рис. 100 Б).

#### **4.6.2. Механизмы управления длительностью электрической активности при разных темпах ходьбы**

Повышение темпа ходьбы обычно сопровождается увеличением амплитуды активности мышц и уменьшением ее длительности (Altenburger, 1933). Однако обратно пропорциональная зависимость между этими параметрами устанавливается в основном лишь при средних темпах ходьбы (глава 3.2). При мед-

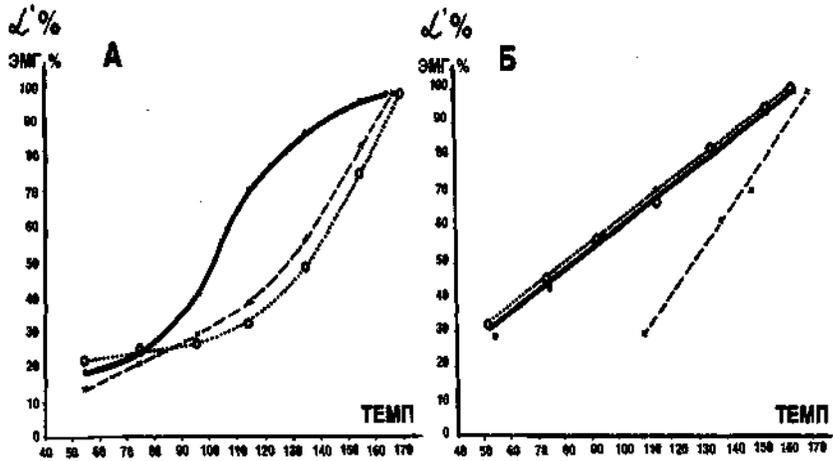


Рис 100. Сопоставление графиков зависимостей электрической активности мышц бедра в опорной (А) и переносной (Б) фазах и суммарной угловой скорости ( $\alpha$ ) движения в коленном суставе в те же фазы шага. Сплошная линия - кривая изменения  $\alpha$ ; пунктирная линия - кривая изменения ЭМГ прямой мышцы бедра; точечная линия - кривая изменения ЭМГ двуглавой мышцы бедра (за 100% принято максимальное значение  $\alpha$  и ЭМГ при наибольшем темпе).

ленном и быстром темпах оба параметра изменяются почти независимо друг от друга.

Это наводит на мысль, что управление длительностью и амплитудой волны может осуществляться при помощи разных механизмов. При медленном и среднем темпах, когда сравнительно мало изменяется амплитуда волны, действуют преимущественно афферентные факторы; наоборот, при быстром темпе, когда практически постоянна длительность волны, проявляются главным образом супраспинальные факторы. Эта точка зрения полностью согласуется с экспериментальными данными, согласно которым у «мезэнцефалических кошек» амплитуда суммарной электрической активности определяется силой раздражения локомоторной области среднего мозга, а длительность пачки разрядов каждого мотонейрона (правда, только мышцы-разгибателя) - афферентацией от движущейся конечности (Ф.В.Северин, М.Л.Шик, Г.Н.Орловский, 1967 б). Однако теми же авторами установлен еще один факт, не укладывающийся в рассмотренную схему взаимодействия супраспинальных и рефлекторных влияний. При повышении силы раздражения локомоторной области длительность пачки разрядов мотонейронов сгибателей укорачивается; тогда как при увеличении скорости локомоции в противоположность разгибателям длительность пачки разрядов мотонейронов-сгибателей не изменяется.

Вместе с тем, проведенные нами исследования не выявляют разного характера изменения длительности электрической активности мышц-антагонистов при повышении темпа ходьбы.

Из рис. 101 видно, что уменьшение длительности активности обеих групп мышц при возрастании темпа происходит в точном соответствии с сокращением продолжительности основных фаз шага. Обе функции для мышц-антагонистов различаются лишь по крутизне. Но такое же различие имеют и зависимости длительностей опорной и переносной фаз от темпа ходьбы.

Следовательно, существует, по-видимому, общий механизм подстройки мышечной деятельности под разную длительность фаз шага, отражающий специфичность изменения каждой фазы при увеличении темпа (скорости) локомоции.

Таким механизмом, предположительно, можно считать текущую афферентацию от движущейся конечности, которая оказывает влияние на ритмоводящие клетки локомоторного генератора и, по всей видимости, определяет длительность локомоторного цикла (Г.Н.Орловский, А.Г.Фельдман, 1972).

Что же касается установления длительности опорной фазы, то, по мнению ряда исследователей, критической точкой шагательного цикла является пере-

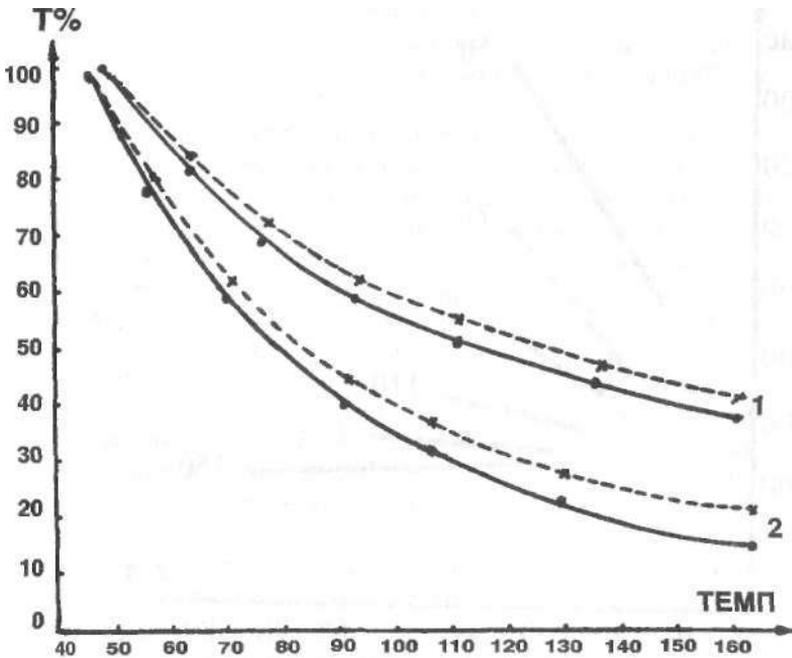


Рис. 101. Графики зависимости длительности (Т) волны сгибателей (1 пунктир), разгибателей (2 пунктир), длительности переносной фазы (1 сплошная линия), длительности опорной фазы (2 сплошная линия) от темпа ходьбы.

ход от фазы разгибания конечности к фазе сгибания. В реализации этого перехода существенную роль играют сигналы, поступающие от рецепторов конечности. Установлено, что переход к фазе сгибания всецело определяется углом разгибания в тазобедренном суставе (Grillner, 1975, GriUner, 1978). Но остается неизвестным, сигналы каких рецепторов бедра обуславливают это переключение.

#### 4.6.3. Регуляция параметров электрической активности мышц при ходьбе с разной нагрузкой

При одном и том же темпе ходьбы длительность и амплитуда волны электрической активности увеличиваются с ростом нагрузки. Эти данные получены в исследованиях, в которых разная нагрузка на мышцы бедра градуировалась путем различного ограничения подвижности в КС при ходьбе испытуемых в специальных аппаратах (см. 3.2). На рис. 102 изображена зависимость длительности

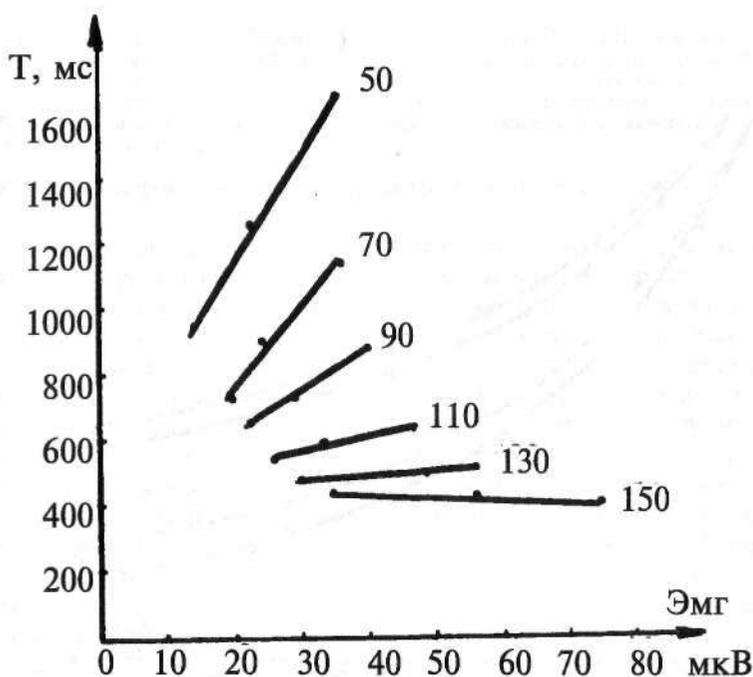


Рис. 102. Графики зависимости длительности волны (мс) электрической активности от ее амплитуды (мкВ) при разных темпах ходьбы для наружной широкой мышцы. Цифры означают темп (шаг/мин).

ности волны активности наружной широкой мышцы от ее амплитуды. Видно, что данная зависимость является линейной функцией. Крутизна этой функции уменьшается при повышении темпа ходьбы. При быстрых темпах длительность волны практически не изменяется, тогда как амплитуда волны продолжает расти. Судя по тому, что рост активности зависит от степени нагрузки, вызывающей удлинение мышцы, можно предположить, что основным фактором активации альфа-мотонейронов в рассматриваемом случае является импульсация от мышечных веретен. Это так называемый механизм компенсации нагрузок, аналог рефлекса на растяжение, подробно описанный при изучении работы дыхательных мышц (Euler, 1966 а. в, Eklund et al., 1963), для функционирования которого необходимо одновременное участие (сопряжение) альфа- и гамма-моторных систем.

Как известно, увеличение электрической активности мышц может быть результатом трех процессов: повышения частоты разрядов двигательных единиц, их числа и степени их синхронизации. Однако при установившемся режиме локомоции частота разрядов альфа-мотонейронов мало меняется: средний межимпульсный интервал в пачке колеблется от 25 до 40 мс (В.Ф.Северин и соавт., 1967, Zajac, Young, 1976, Zajac, 1977).

Поэтому основным механизмом повышения активности при средних нагрузках является мобилизация новых двигательных единиц (Bigland, Lippold, 1954).

Однонаправленный характер изменений обоих параметров волны при увеличении нагрузки позволяет считать, что в данном случае не происходит удлинения пачки разрядов уже функционирующих мотонейронов, как это имеет место при замедлении ходьбы, а возникает подстраивание части вновь рекрутированных мотонейронов к началу или, чаще, к концу пачек ранее активированных. Такой же процесс может наблюдаться и при ускорении ходьбы, однако он дополняется обязательным укорочением пачки каждого действующего мотонейрона, вследствие чего продолжительность волны в целом уменьшается. Схема на рис. 103 иллюстрирует предполагаемый характер работы мотонейронов при изменении темпа или нагрузки на мышцу, исходя из результатов наших наблюдений и данных Ф.В.Северина и др., 1967. Рассмотренный порядок рекрутирования мотонейронов при повышении нагрузки позволяет увеличить длительность сокращения мышцы (а, следовательно, и импульс силы) путем чередования пачек разрядов различных двигательных единиц, а не посредством удлинения пачек каждого функционирующего мотонейрона. Естественно, что данный механизм используется лишь при достаточно большой длительности локомоторного цикла. Когда же время цикла сильно укорачивается (при быстрых темпах), феномен подстраивания вновь подключенных единиц теряет смысл, и теперь мотонейроны, ранее работавшие и вновь активированные, начинают функционировать почти одновременно. Вот почему по мере увеличения темпа ходьбы уменьшается наклон зависимости длительности волны от ее амплитуды.



**Рис. 103.** Предполагаемый характер рекрутирования двигательных единиц (ДЕ) мышц при повышении темпа ходьбы (А) и при увеличении нагрузки без изменения темпа (Б). Вертикальные линии схематически изображают разряд ДЕ, горизонтальная линия - длительность пачки разрядов ДЕ. Изображено несколько рекрутируемых ДЕ.

#### 4.7. Нейрофизиологический генез минимизации электрической активности мышц при привычном темпе ходьбы

Ранее было отмечено, что различные параметры активности мышц минимизируются при привычном темпе ходьбы (суммарная электрическая активность; отношение длительности активности и покоя в цикле  $Ta/Tn$ ; вариативность суммарной электрической активности). В данном параграфе сделана попытка выяснить нейрофизиологический генез этих явлений.

Минимизация суммарной электрической активности может быть достигнута двумя разными способами: а) посредством сокращения длительности активности мышц; б) посредством уменьшения ее амплитуды. При ходьбе оба способа используются чаще всего одновременно. В диапазоне медленных темпов ходьбы изменение суммарной электрической активности мышц происходит вследствие сокращения ее длительности, так как амплитуда активности изменяется сравнительно мало. В диапазоне быстрых темпов рост суммарной электрической активности преимущественно связан с увеличением амплитуды активности, так как ее длительность остается приблизительно постоянной.

Из литературы известно, что изменение длительности электрической активности мышц, по крайней мере, у разгибателей, обусловлено действием афферентных факторов (Ф.В.Северин и соавт., 1967, Н.Н.Будакова, 1973). Следовательно, минимизация суммарной электрической активности мышц при перехо-

де от медленного к среднему темпу ходьбы есть процесс в основном рефлекторный, автоматический, происходящий с относительно малым участием супраспинальных команд.

Этот процесс характеризуется двумя физиологическими событиями: сокращением времени цикла и уменьшением длительности активности мышцы в течение цикла. Оба события, по-видимому, связаны с явлениями резонанса при ходьбе. Так уменьшение длительности цикла, т.е. ускорение ходьбы в диапазоне медленных темпов, происходит в результате приращения кинетической энергии, обусловленного колебательными свойствами нижних конечностей. Но рост коэффициента динамичности  $\zeta$  при возрастании скорости ходьбы сопровождается уменьшением статически приложенной мышечной силы (см. п. 3.5), т.е. разгрузкой мышечного аппарата ноги, а это создает условия для ослабления импульсации мышечных веретен и понижения возбудимости альфа-мотонейронов в некоторые фазы локомоторного цикла.

Иначе происходит минимизация активности мышц при переходе от быстрого к произвольному темпу ходьбы. В этом случае резко уменьшается амплитуда активности, т.е. отмечается ослабление мощности супраспинальных влияний на спинной мозг (Ф.В.Северин и др., 1967 б). Подобный способ управления является менее автоматическим, так как требует периодического принятия специальных команд из высших отделов ЦНС. Отражением различного способа управления при поиске оптимального темпа ходьбы является монотонное уменьшение длительности локомоторного цикла при медленном темпе (см. рис. 72, кривая 1) и скачкообразное увеличение длительности цикла при быстром темпе ходьбы вследствие его периодического замедления (см. рис. /2, кривая 3). В свою очередь, использование темпа, при котором совпадает частота свободных и вынужденных колебаний конечности, может способствовать уменьшению длительности мышечной активации, т.е. служит одной из причин концентрации нервных и мышечных процессов. Следствием концентрации процесса возбуждения является оптимальное соотношение периодов активности и покоя мышц  $Ta/Tn$ ; и уменьшение взаимодействия между двигательными центрами мышц одноименной и противоположной конечностей при произвольном темпе ходьбы. Как ясно из п. 3.3, минимизация  $Ta/Tn$  мышцы-разгибателя (например, наружной широкой мышцы) создается в результате резкого увеличения тормозного интервала  $T_{оп}$  при средних темпах ходьбы. Последнее приводит к укорочению длительности активности мышцы и разнесению во времени максимумов активности разгибателей КС и ГСС, т.е. наружной широкой мышцы и икроножной мышцы. Предположительно тормозной интервал  $T_{оп}$  можно связать с ослаблением импульсации от мышечных веретен разгибателя колена, так как в это время разгибание в суставе происходит «пассивно» в результате действия сил, возникающих при заднем толчке другой ноги.

Тормозной интервал  $T_{оп}$ , вероятно, имеет другое происхождение. В элементарном виде его следует рассматривать как проявление тормозного взаимодействия между центрами мышц-антагонистов одноименной конечности и синергистов противоположной конечности, так как известно, что активность

## Закономерности нормальной и патологической ходьбы человека

большинства сгибателей той же ноги и разгибателей противоположной ноги в основном приурочена к переносной фазе шага. Не уточняя конкретных форм этого тормозного взаимодействия (интраспинального или рефлекторного), укажем, что оно имеет однонаправленный характер при изменении темпа ходьбы.

Уже анализ изменений интервала *Топ* показывает, что при среднем темпе ходьбы минимизируется взаимодействие между мышцами одноименной конечности, например, разгибателями КС и ГСС. На рис. 104 приведен аналогичный случай уменьшения взаимодействия между разгибателями КС противоположных нижних конечностей при среднем темпе. На рисунке видно, что в диапазоне быстрого и медленного темпов симметричные мышцы частично работают одновременно; при среднем темпе устанавливается раздельный режим работы обеих мышц. Таким образом, в результате концентрации нервных процес-

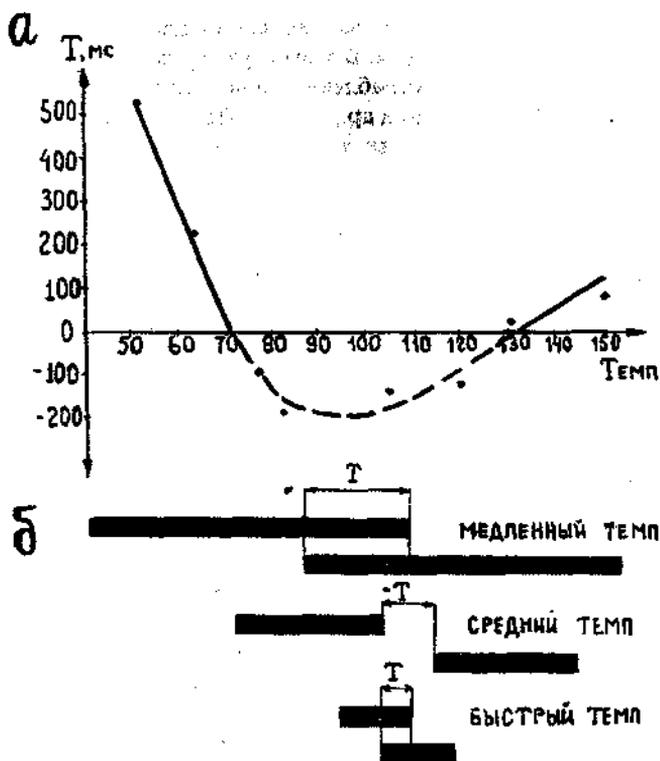


РИС. 104. Временные соотношения электрической активности симметричных четырехглавых мышц бедра при ходьбе в разных темпах.

а - график зависимости времени совместной и раздельной активности симметричных мышц от темпа ходьбы, б - схема временных соотношений симметричных мышц при разных темпах. Т - время совместной активности. -Т - пауза между активностью мышц.

сов происходит минимизация взаимодействия между различными двигательными центрами, участвующими в организации локомоторной синергии.

#### **4.8. Некоторые механизмы произвольного управления ходьбой человека**

Предшествующими исследованиями было показано существование центральной иннервационной программы ходьбы человека. Согласно иерархическому принципу управления движениями в создании этой программы принимают участие различные отделы центральной нервной системы (Н.А.Бернштейн, 1943; И.М.Гельфанд, В.С.Гурфинкель и соавт., 1970; М.Л.Шик и соавт., 1968).

В настоящем разделе сделана попытка оценить роль корковых влияний в регуляции уже сформированной локомоторной синергии. С этой целью исследованы изменения кинематических и электрофизиологических параметров при подаче испытуемому команды (звукового сигнала\*) на ускорение или замедление ходьбы. Все эксперименты были многократно проведены на 3 здоровых испытуемых.

Исследования показали, что изменение иннервации мышц под действием корковой команды проходит через две стадии: в первой формируется новое соотношение активности мышц, способствующее ускорению или замедлению ходьбы, во второй устанавливается обычный режим деятельности мышц, свойственный данному темпу.

Особенности первой стадии определяются характером двигательной задачи. При ускорении ходьбы отмечается резкое усиление активности передней большеберцовой мышцы и менее заметное увеличение активности четырехглавой мышцы бедра и икроножной мышцы (рис. 105).

Сокращение передней большеберцовой мышцы вызывает наклон голени вперед, обеспечивая тем самым более быстрое продвижение ОЦМ тела человека. Так как это перемещение голени уменьшает подкосоустойчивость ноги, оно корректируется сокращением четырехглавой и икроножной мышц. Сокращение четырехглавой мышцы сперва препятствует лишь сгибанию в КС, но в дальнейшем оно позволяет ускорить разгибание в нем. При замедлении ходьбы также активизируется ряд мышц голени и бедра, особенно икроножная мышца. В ее активности появляется необычная волна в первой половине опорной фазы. Ее назначение - затормозить движение голени вперед и, следовательно, сообщить отрицательное ускорение ОЦМ.

Как видно, биомеханическое значение первой стадии состоит в экстренном изменении ускорения ОЦМ тела человека в соответствии с содержанием двигательной задачи; биомеханическое значение второй стадии заключается в придании локомоторному процессу стационарного характера путем усиления или ослабления работы мышц.

\* Звуковой сигнал имел следующие параметры: частоту 500 Гц, громкость 60 дцб, длительность 200-250 мс.

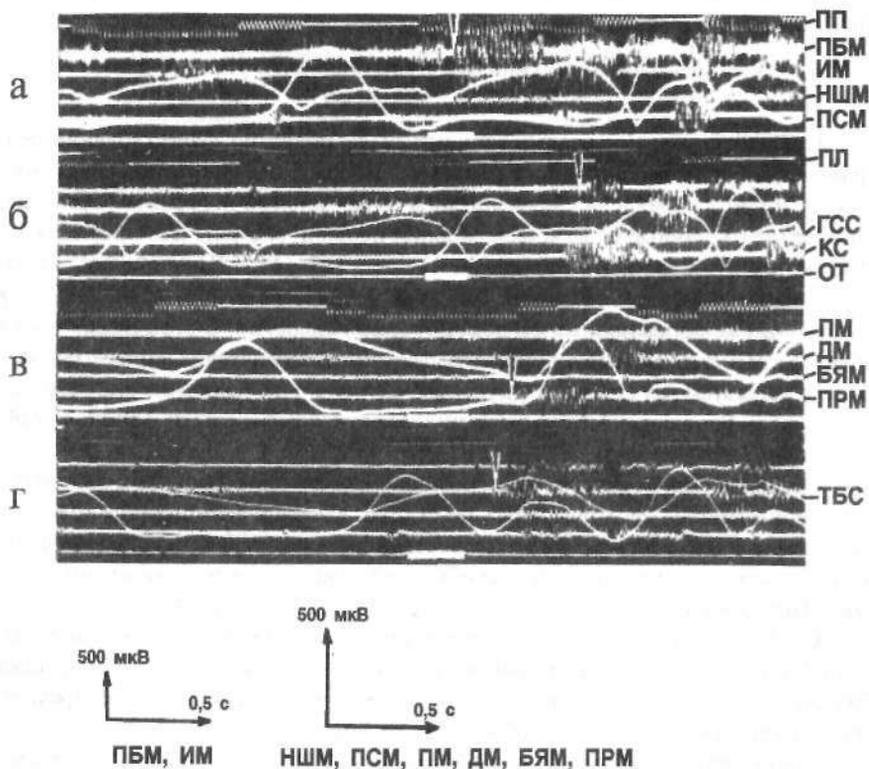


Рис. 105. Изменение параметров ходьбы под влиянием команды на ее ускорение; а и в - движения в суставах и электрическая активность мышц правой ноги, б и г - движения и активность мышц левой ноги, ПП и ПЛ - подограммы правой и левой ноги. ПБМ - передняя большеберцовая мышца, ИМ - икроножная мышца, НШМ - наружная широкая мышца бедра, ПСМ - полусухожильная мышца, ПМ - прямая мышца бедра, ДП - двуглавая мышца, БЯМ - большая ягодичная мышца, ПРМ - портняжная мышца, ГСС - движение в голеностопном суставе, КС - движение в коленном суставе, ТБС - движение в тазобедренном суставе, ОТ - отметка звукового сигнала; стрелкой показано начало изменения электрической активности мышц.

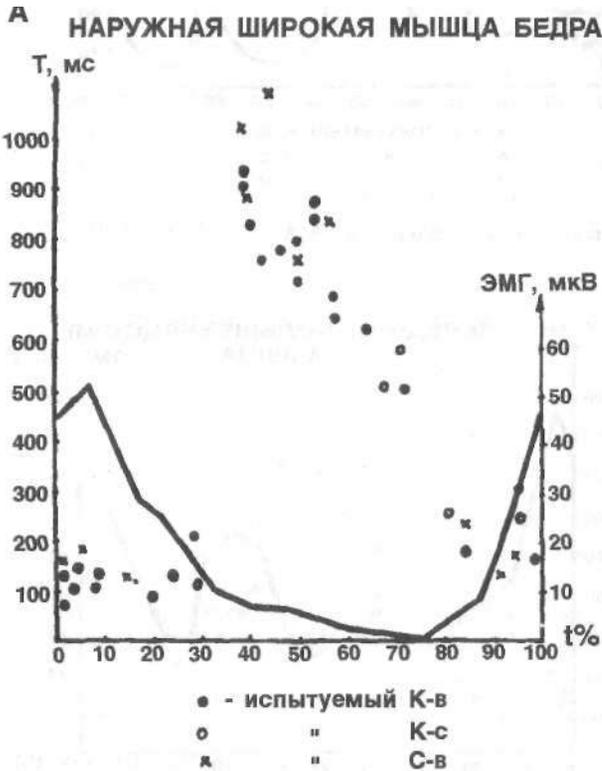
Латентный период\* двигательной реакции зависит от временного соотношения сигнала с фазой активности мышц. Наименьший латентный период (100-150 мс) отмечается при совпадении сигнала с фазой активности мышц, наибольший латентный период (до 1000 мс) - при совпадении сигнала с фазой биоэлектрического молчания.

\* Латентный период - это временной интервал от момента включения сигнала до момента резкого изменения электрической активности мышц.

Эта закономерность по-разному проявляется для мышц-разгибателей и сгибателей ноги. В наиболее отчетливой форме она выявлена для разгибателя КС - наружной широкой мышцы (рис. 106 А).

Подобная зависимость отмечена и для разгибателя ГСС - икроножной мышцы. Отличие состоит в том, что латентный период реакции уменьшается уже к началу опорной фазы, т.е. задолго до наступления максимума возбуждения мышцы (рис. 106 Б). Такое изменение латентного периода следует объяснить тем, что для всех разгибателей фаза возбуждения нейронального аппарата согласно программе ходьбы простирается на первые две трети опорной фазы.

Более сложным оказывается поведение передней большеберцовой мышцы. Эта мышца активируется с меньшим латентным периодом, однако его изменения мало зависят от фаз активности и покоя (рис. 106 В).



**Рис 106А.** Зависимость латентного периода двигательной реакции на ускорение ходьбы от распределения электрической активности мышц в течение локомоторного цикла. На оси ординат отложена величина латентного периода, мс; величина интегрированной электрической активности мышц, мкВ; на оси абсцисс - время в процентах (за 100% принята длительность двойного шага).

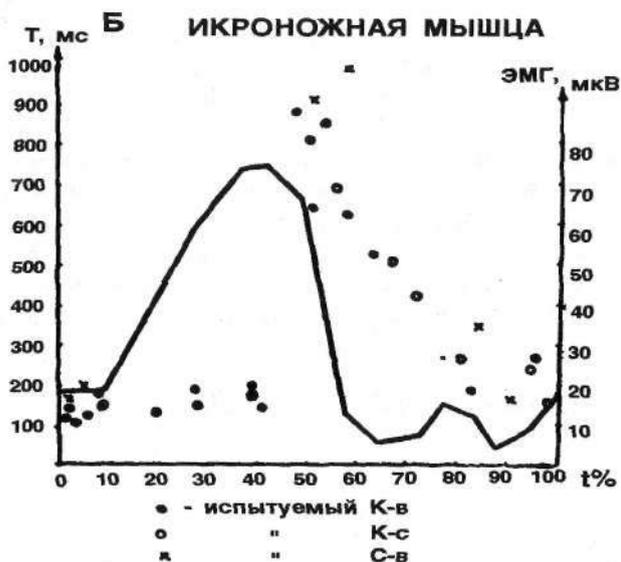


Рис. 106Б. Обозначения те же, что и на рис. 106А.

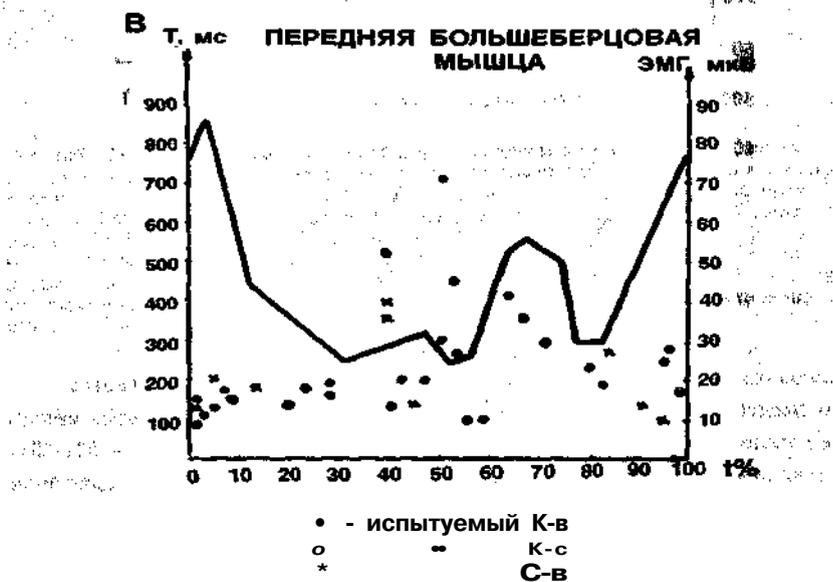


Рис. 106В. Обозначения те же, что и на рис. 106А.

Анализ полученных факторов подводит нас к рассмотрению трех основных вопросов произвольного управления ходьбой:

1) к выяснению влияний коры больших полушарий на деятельность локомоторных центров мозгового ствола, 2) к определению взаимодействия корковых команд с центральной иннервационной программой ходьбы, 3) к установлению особенностей корковых влияний на работу мышц-сгибателей и разгибателей в локомоторном акте.

Известно (см. 4.1), что локомоцию у животных, лишенных больших полушарий, можно вызвать несколькими способами: электрической стимуляцией субталамуса, «локомоторной» области среднего мозга и бульварных пирамид, перерезанных каудальнее точки раздражения. Эти мозговые образования следует рассматривать «как входы» в систему управления локомоцией, расположенной в ретикулярной формации моста и продолговатого мозга (Г.Н.Орловский, 1969).

Отсюда начинаются нисходящие моноаминергические пути, которые непосредственно активируют спинальный питательный механизм (Grillner, Shik, 1973). Через эти пути проводятся ациклические супраспинальные влияния на сегментарный аппарат спинного мозга. При естественном управлении локомоцией эти ациклические влияния должны быть дополнены циклическими, которые распространяются по другим нисходящим трактам: руброспинальному, вестибулоспинальному, ретикулоспинальному (Г.Н.Орловский, Г.А.Павлова, 1972).

Как видно из приведенных наблюдений, при произвольном управлении изменением скорости ходьбы человека отмечаются также два типа влияний, которые могут быть обозначены как циклические и ациклические. Циклические влияния проявляются в двигательной реакции с коротким латентным периодом (100-105 мс). Их функциональное назначение - быстрое изменение активности ряда нейрональных пулов спинного мозга в соответствии с двигательной задачей. Роль ациклических влияний - постепенное установление нового режима работы генератора локомоторных движений.

Таким образом, корковая команда на экстренное изменение характера ходьбы содержит обязательно два компонента: циклический и ациклический. Их реализация предполагает использование различных проводящих путей. Циклические влияния скорее всего опосредуются через кортико-стволовые пути (в составе пирамидного тракта), заканчивающиеся на нейронах медиальной ретикулярной формации.

Исследования (Magni, Willis, 1964) показывают, что ретикулоспинальные нейроны возбуждаются при раздражении различных участков коры больших полушарий с латентным периодом менее 1 мс, что указывает на моносинаптический характер связи.

Благодаря временному и пространственному взаимодействию ретикулоспинальных нейронов (Г.Н.Орловский, 1970), в ретикулярной формации формируются те циклические влияния, которые по ретикулоспинальному пути следуют к интернейронным пулам спинного мозга. Осуществление этих влияний

зависит от текущего состояния интернейронного аппарата, а оно определяется центральной иннервационной программой ходьбы.

Ациклический компонент корковой команды, вероятно, адресуется локомоторным центрам мозгового ствола, в первую очередь субталамусу, далее локомоторной области среднего мозга. В результате изменения активации этих центров увеличивается или уменьшается интенсивность супраспинальных влияний, распространяющихся по моноаминергической ретикуло-спинальной системе. Следствием этого процесса является усиление или ослабление деятельности генератора локомоторных движений, проявляющееся в ускорении или замедлении ходьбы.

Предложенная гипотеза является попыткой объяснить в первом приближении всю совокупность полученных фактов. С этой точки зрения отмеченные стадии изменения электрической активности мышц при предъявлении сигнала следует считать последовательным проявлением циклических и ациклических супраспинальных влияний.

Как результат взаимодействия циклических супраспинальных влияний с текущим состоянием нейронального аппарата спинного мозга, определенного программой ходьбы, необходимо рассматривать зависимость изменения латентного периода двигательной реакции от фазы деятельности мышц в течение локомоторного цикла. Наконец, различный характер корковых влияний на активность мышц-разгибателей и сгибателей можно связать с различием их иннервационных программ при ходьбе (см. 4.5).

### **Заключение**

Анализ данных литературы и собственных наблюдений выявляет тот механизм, посредством которого ЦНС реализует управление большим числом мышц при ходьбе. Этим механизмом как у животных, так и у человека, служит временное объединение ранее слабо связанных элементов двигательного аппарата в единую функциональную систему - локомоторную синергию. В нейрофизиологическом аспекте эта синергия представляет собой циклическую последовательность возбуждения в различных мышцах тела человека.

В настоящей работе установлено, что распределение электрической активности мышц в течение цикла (чередование интервалов возбуждения и покоя) является проявлением центральной иннервационной программы ходьбы. В основе этой программы, несмотря на многоуровневый характер управления локомоцией, по-видимому, лежит деятельность относительно автономного интраспинального механизма локомоторных движений. Вследствие этого супраспинальные и афферентные факторы оказывают влияние на ходьбу лишь с учетом существующей программы мышечных возбуждений. В соответствии с биомеханической неравнозначностью функций мышц при ходьбе эта программа различна для основных мышечных групп: более жесткая программа свойственна мышцам с силовой функцией (разгибателям), более адаптивная - мышцам с преимущественно коррекционной функцией (сгибателям). Регуляция основных параметров электрической активности мышц (амплитуды и длительно-

сти) связана с различным участием супраспинальных и афферентных механизмов, соотношение которых зависит от биомеханических условий ходьбы. При повышении скорости локомоции увеличение амплитуды активности определяется усилением супраспинальных активирующих влияний, тогда как изменение длительности активности в основном обусловлено действием афферентных факторов, устанавливающих продолжительность локомоторного цикла и его основных фаз. Произвольный контроль локомоции (например, изменения темпа ходьбы) связан с реализацией, по крайней мере, двух типов корковых влияний: ациклических и циклических, из которых первые определяют новый режим локомоции, а вторые - переходный процесс от одного режима к другому.

## Глава 5.

### Компенсация двигательного дефекта и регуляция мышечной деятельности при некоторых видах патологической ходьбы

Многообразие форм патологической ходьбы нередко приводит к ошибочному заключению о множественности способов компенсации двигательного дефекта. На самом деле, как в норме при изменении биомеханических условий ходьбы, так и в патологии при повреждении опорно-двигательного аппарата формируется сравнительно небольшое число трансформированных или новых локомоторных стереотипов. Анализу этого вопроса посвящена настоящая глава. В ней сделана попытка рассмотреть некоторые из патологических стереотипов ходьбы, основываясь на предположении, что феноменология и содержание локомоторных расстройств определяется не только спецификой каждого заболевания, но и комплексной патологической ситуацией, необычностью новых условий ходьбы и компенсаторной перестройкой работы нервно-мышечной системы.

#### 5.1. Характеристика комплексной патологической ситуации

Эта ситуация обусловлена рядом факторов, из которых упомянем следующие: 1) степень утраты или ослабления функции мышц, 2) степень нарушения подвижности в суставах, 3) степень изменения позы и инерционной характеристики нижней конечности, ее отдельных сегментов по сравнению с нормой (А.С.Витензон, 1980).

Все эти факторы имеют качественную и количественную сторону.

Утрата или ослабление функции мышц могут иметь различный патогенез. В одних случаях это - следствие нарушения супраспинального, спинального и афферентного контроля деятельности мышц (параличи и парезы центрального происхождения, расстройства координации движений), в других - результат повреждения самого опорно-двигательного аппарата.

При оценке этого фактора также следует помнить о биомеханической специфике функции разных мышечных групп: выпадение функции мышц-разгибателей, образующих силовую часть локомоторной синергии, наносит больший ущерб ходьбе, чем утрата функции мышц-сгибателей, в основном корректирующих движения (А.С.Витензон, 1975). В то же время, чем больше распространено поражение, тем больше выражен двигательный дефект. Следовательно, по локализации, тяжести и распространенности поражения мышц дефекты разного происхождения сопоставимы между собой.

Значение второго фактора заключается в том, что нарушение подвижности в суставах нижней конечности затрудняет перемещение тела в пространстве, сохранение равновесия и выбор наиболее рациональных движений при ходьбе. Выпадение разных движений неодинаково влияет на биомеханику локомоторного акта. При нарушении подвижности в дистальных сочленениях ослабляется толчковая функция ноги; ограничение подвижности в проксималь-

ных суставах уменьшает амплитуду и скорость перемещения конечности в пространстве.

Неблагоприятное влияние на локомоцию оказывает и увеличение подвижности в суставах вследствие выпадения функции у части мышц и ослабления связочно-суставного аппарата, а также нарушение структуры биокинематической цепи конечности по типу ложных суставов. Во всех этих случаях изменяется траектория перемещения ОЦМ тела человека при ходьбе.

Число нарушенных степеней свободы, выраженность этих нарушений, их влияние на параметры колебаний ОЦМ являются количественными характеристиками этого фактора. Так как отсутствие или ограничение подвижности в каком-либо суставе неизбежно приводит к компенсаторному увеличению подвижности в других суставах, а это, в свою очередь, вызывает усиление работы мышц при ходьбе, данный фактор может быть оценен величиной дополнительных энерготрат и в какой-то мере уподоблен первому.

Третий фактор - изменение позы и инерционной характеристики всей конечности или ее отдельных звеньев - зависит от изменения веса, длины, конфигурации конечности, распределения масс, жесткости связи между отдельными сегментами ноги. Этот фактор определяет трансформацию колебательных свойств конечности, уменьшение использования явлений резонанса и, следовательно, добавочный расход мышечной энергии.

Таким образом, двигательный дефект при ходьбе, будучи комбинацией трех патологических факторов: утраты функции мышц, нарушения движений, изменения позы и инерционной характеристики конечности, может быть интегрально оценен величиной тех дополнительных затрат мышечной энергии, которые необходимы для передвижения больного с той же скоростью, что и в норме (Я.Л.Славущкий, 1974).

## 5.2. Компенсация двигательного дефекта при ходьбе

При патологической ходьбе отчасти компенсируются три вида недостаточности<sup>^</sup>, которые могут быть обозначены как недостаточная устойчивость, недостаточная двигательная активность и энергетическая недостаточность. Анализ изменения различных параметров ходьбы позволяет установить наиболее часто встречающиеся способы компенсации.

**Временные параметры.** При всех видах недостаточности снижается темп ходьбы, т.е. увеличивается продолжительность локомоторного цикла. Это ведет к увеличению времени опорной и двуопорной фаз, а также интервала опоры на всю стопу, т.е. способствует повышению статической устойчивости при ходьбе. Обеспечение устойчивости также достигается изменением соотношения длительности опорной и переносной фаз шага в пользу опорной на стороне сохранившейся ноги. В то же время динамическая устойчивость при ходьбе уменьшается, поскольку интервал  $T$  приобретает отрицательное значение: так, отрыв пятки пораженной конечности происходит лишь после того, как совершается прислоение к опоре стопы сохранившейся ноги. Вследствие замедления ходьбы абсолютное время переносной фазы сохранившейся конечности

существенно не уменьшается. Последнее определяет незначительное изменение периода собственных колебаний ноги и возможность использования явления резонанса при ходьбе.

Таким образом, замедление темпа локомоции служит способом как повышения устойчивости, так и частичного покрытия энергетического дефицита при патологической ходьбе.

Более частный характер имеет перефазировка опорной фазы: в одних случаях она отражает необходимость усиления заднего толчка (увеличение интервала опоры на передний отдел стопы), в других - понижение устойчивости (кратковременность интервалов опоры на задний и передний отделы стопы), в третьих - особенности контакта стопы с опорной поверхностью при различных деформациях стопы (увеличение интервалов опоры на пятку или носок).

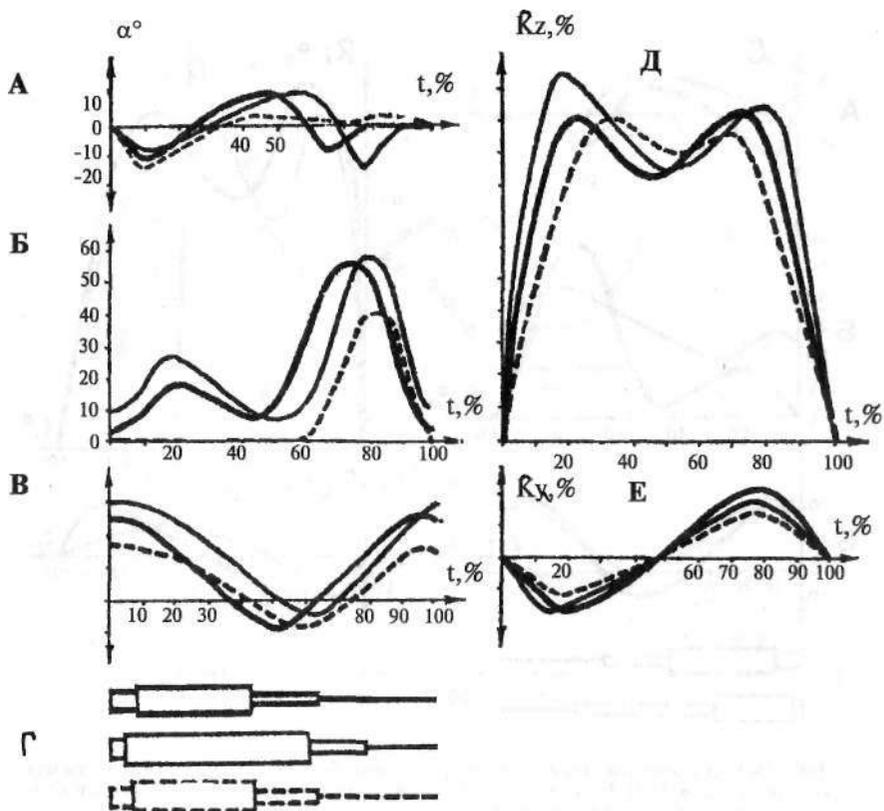
**Кинематические параметры (рис. 107 и 108).** Увеличение ширины шага и уменьшение его длины - характерный признак разных видов патологической ходьбы. Первое является фактором повышения устойчивости при ходьбе (растет опорный контур), второе, вызывая уменьшение колебаний ОЦМ, способствует понижению величины энерготрат. Однако при односторонних поражениях наряду с сокращением объема движений на стороне протезированной или паретичной конечности наблюдается увеличение объема движений на стороне сохранившейся ноги. В результате замедления темпа и уменьшения длины шага также понижается амплитуда угловых скоростей и ускорений движений в суставах.

В более сложных случаях (двусторонние поражения или большая выраженность одностороннего дефекта) возникают компенсаторные движения туловища и рук. Эти движения способствуют перемещению ОЦМ тела человека и тем самым компенсируют недостаточность толчковой функции ноги. При выраженных дефектах компенсация недостаточной устойчивости и двигательной активности возможна лишь при помощи дополнительной опоры на трости или костыли.

Часто компенсация реализуется путем возникновения подстрочных движений и поз одной конечности по отношению к другой (ходьба на носках при одностороннем эквинусе стопы или ходьба на полусогнутых ногах при односторонней сгибательной установке одной из них). Эти случаи подчеркивают общее правило патологической ходьбы: движения здоровой (или более полноценной) ноги приспособляются к движениям паретичной конечности, так как именно последняя определяет все основные характеристики локомоции.

Редукция длины шага, приспособительные движения туловища и рук, подстрочные движения ног чаще всего направлены на относительную минимизацию колебаний ОЦМ, т.е. на уменьшение энергетической недостаточности при патологической ходьбе.

**Динамические параметры (рис. 107 и 108).** Обобщенным показателем приспособительных изменений динамики ходьбы, по-видимому, следует считать уменьшение амплитуды составляющих главного вектора опорных реакций, что прежде всего связано с редукцией длины шага и замедлением темпа. Однако



**Рис. 107.** Биомеханическая характеристика ходьбы больных с односторонним вялым парезом ноги.

А - график изменения голенистоногого угла, Б - график изменения коленного угла, В - график изменения тазобедренного угла. На оси ординат - угол  $\alpha$  в градусах, на оси абсцисс - время в % (100% - длительность двойного шага).

Г - подограмма, Д - вертикальная составляющая, Е - продольная составляющая опорной реакции. На оси ординат - величина реакции в % к весу тела, на оси абсцисс - время в % (100% - длительность опорной фазы). Жирная линия - характеристика ходьбы в норме, тонкая линия - сохранившаяся нога, пунктирная - поврежденная нога.

при одностороннем дефекте резкое ослабление опорных толчков на стороне паретичной конечности, как правило, возмещается их усилением на стороне сохранившейся ноги. Упорядочение опорных толчков (переднего и заднего), их четкое размежевание и последующее формирование двух главных силовых максимумов вместо серии небольших динамических возмущений составляют одну из важных черт компенсации недостаточной двигательной функции.

**Электрофизиологические параметры.** Вся совокупность изменения кинематических параметров и опорных реакций является результатом трансформации

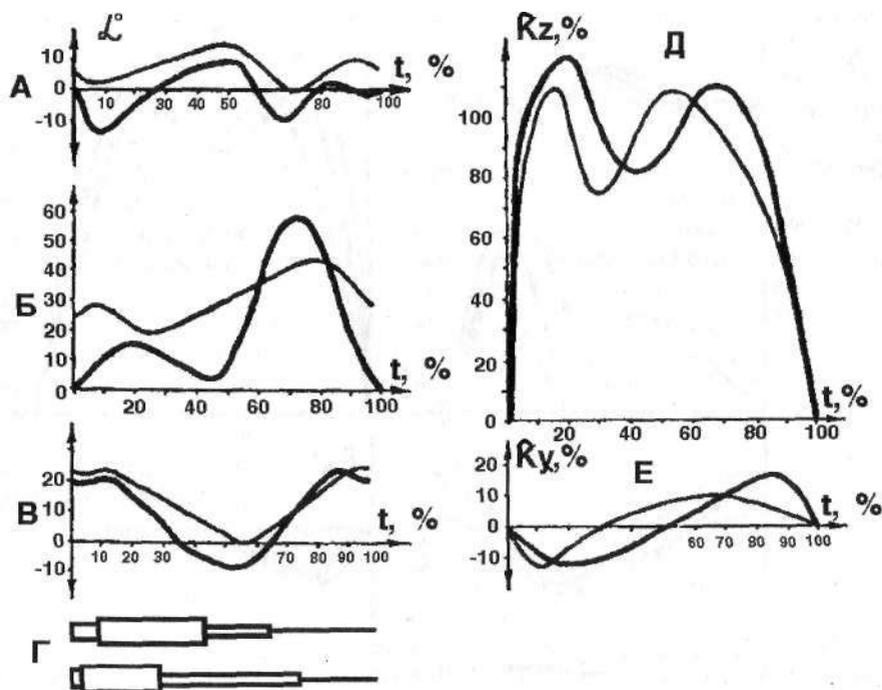


Рис. 108. Биомеханическая характеристика ходьбы больных с нижним спастическим парапарезом. А, Б, В, Г, Д, Е - те же, что на рис. 107. Жирная линия - характеристики ходьбы в норме, тонкая линия - характеристика ходьбы больных для обеих ног.

деятельности мышц, о которой возможно судить по величине и распределению их электрической активности в течение цикла ходьбы. Наиболее универсальной реакцией нервно-мышечного аппарата на утрату ряда силовых источников, повышение нагрузки или нарушение подвижности в суставах ноги является увеличение амплитуды и длительности электрической активности мышц с преимущественной, но менее точной, чем в норме, ее концентрацией в фазах переднего и заднего толчков.

Так как перемещение ОЦМ тела человека в каждом шаге отражает совместную деятельность мышц обеих конечностей, то недостаточная работа мышц одной из них должна обязательно восполняться эквивалентным усилением работы мышц другой ноги примерно в те же фазы цикла ходьбы. Материалы следующей книги показывают, что такая форма межконечностного взаимодействия действительно существует. При ослаблении заднего толчка ортезированной или паретичной конечности возрастает активность мышц сохранившейся ноги в фазу переднего толчка (рис. 109). Все ранее отмеченные факты уве-

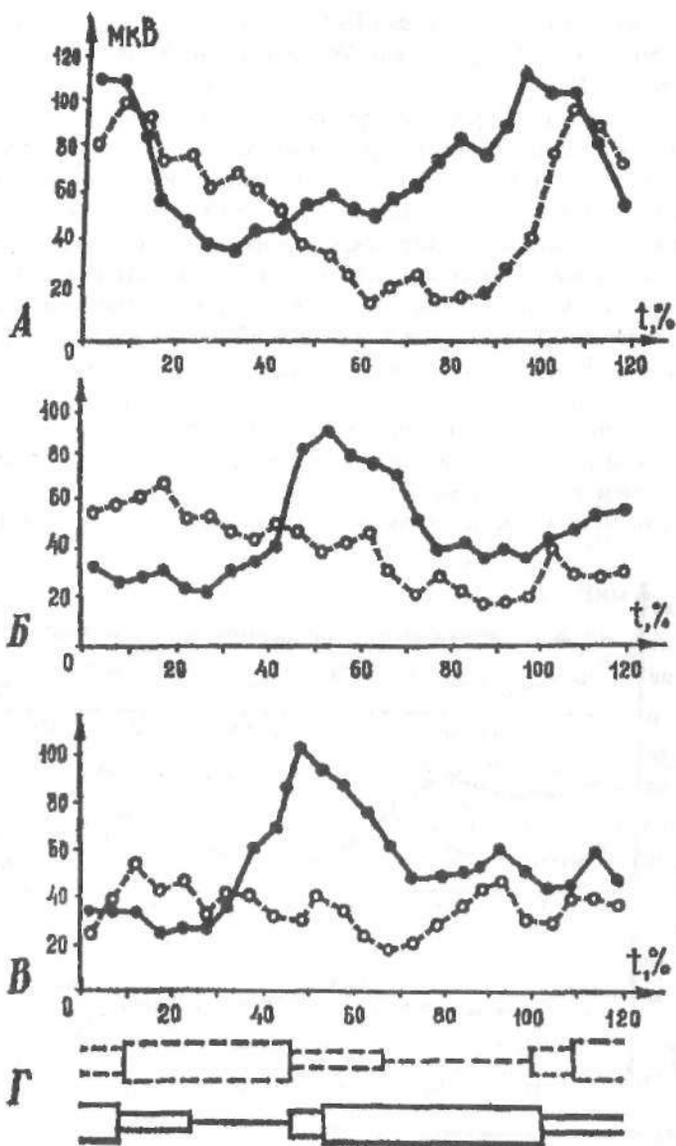


Рис. 109. Графики распределения электрической активности мышц в течение цикла при ходьбе больных с односторонним вялым парезом ноги. А - икроножная, Б - наружная широкая, В - двуглавая мышца бедра, Г - подограмма. На оси ординат - электрическая активность мышц в мкВ, на оси абсцисс - время в % (100% - длительность двойного шага). Сплошная линия - сохранившаяся нога, пунктирная линия - поврежденная нога.

## Закономерности нормальной и патологической ходьбы человека

личения активности мышц одной из конечностей при одностороннем поражении хорошо вписываются в эту схему (В.С.Гурфинкель, 1955, Я.Л.Славуцкий, А.А.Бороздина, 1966, А.С.Витензон, В.И.Корюкин, 1970, Я.Л.Славуцкий, Н.В.Баскакова, 1971,1973).

В силу тех же причин при двусторонних дефектах активность мышц, в основном сосредоточенная в фазах переднего и заднего толчков, оказывается примерно одинаково выраженной на обеих нижних конечностях (рис. ПО). Во всех рассмотренных случаях усиление заднего толчка достигается прежде всего увеличением активности мышц, непосредственно участвующих в отталкивании ноги от опоры (икроножная мышца, короткие мышцы стопы и т.п.). Вспомогательную роль выполняют мышцы, которые в это время динамически фиксируют ряд проксимальных суставов и тем самым обеспечивают более эффективную передачу энергии заднего толчка ОЦМ тела человека: прямая мышца бедра, разгибатели ТБС.

Наконец, при двусторонних поражениях ног задний толчок может быть активирован благодаря действию мышц туловища и рук, особенно при ходьбе с использованием дополнительной опоры. Кроме того, недостаточность заднего толчка как механизма, запускающего перенос конечности, может возме-

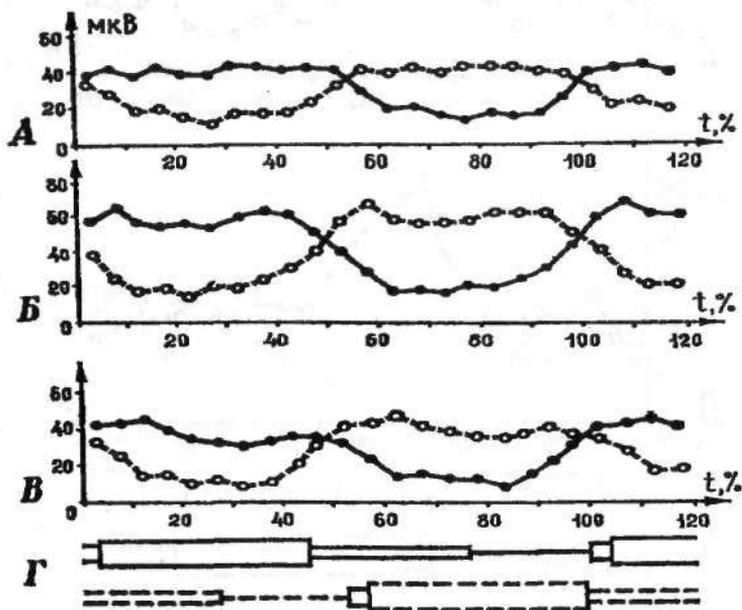


Рис 110. График распределения электрической активности мышц в течение цикла при ходьбе больных с нижним спастическим парализом. Обозначения те же, что и на рис. М Сплошная линия - правая нога, пунктирная линия - левая нога.

шаться дополнительным сокращением мышц-сгибателей: передней большеберцовой мышцы, полусухожильной мышцы, двуглавой мышцы бедра и подвздошно-поясничной мышцы. Их синергистами в этом случае могут выступать разгибатели сохранившейся ноги, обуславливающие в ту же фазу шага подъем ОЦМ тела человека.

Таким образом, при патологической ходьбе в несколько утрированном виде используются все те же принципы работы мышц, какие отмечаются при ходьбе в норме (А.С.Витензон, Н.В.Баскакова, 1978).

### **5.3. Количественные критерии изменения электрической активности мышц при патологической ходьбе**

Наряду с качественной трансформацией работы мышц при компенсации двигательного дефекта всегда выступают ее количественные изменения. Наиболее полно они могут быть охарактеризованы посредством системы зависимостей различных параметров электрической активности мышц от темпа ходьбы.

К этим параметрам должны быть отнесены: средняя электрическая активность  $F_j$  - величина, равная количеству импульсов интегратора в единицу времени; суммарная электрическая активность  $A$  - величина, равная количеству импульсов интегратора за цикл ходьбы; интервал работы мышц в течение цикла  $T_a$ , измеренный по продолжительности интегрированной электрической активности; интервал покоя мышцы  $T_n$ ; отношение интервалов работы и покоя мышцы  $T_a/T_n$ ; коэффициент вариативности суммарной электрической активности  $K_n$  (А.С.Витензон, А.В.Саранцев, 1971 а, б, 1972).

Установлено, что зависимость средней электрической активности от темпа ходьбы в норме может быть описана графиком квадратичной функции (см. гл. 3). Так как средняя электрическая активность мышцы пропорциональна ее мощности (А.Н.Бравичев, 1970), найденная функциональная связь означает, что мощность, развиваемая мышцами при ходьбе, относительно невелика при медленном и среднем темпах и резко возрастает при быстром темпе.

Аналогичная зависимость наблюдается и при патологии, например, при ходьбе больных детским церебральным параличом (ДЦП). Последнее свидетельствует о том, что у этой категории больных относительно сохранен механизм супраспинального управления локомоторным процессом, поскольку величина электрической активности мышц при разной скорости ходьбы зависит от уровня супрасегментарной активации спинального генератора локомоции (Ф.В.Северин и соавт., 1967 б).

В то же время кривая средней электрической активности при патологической ходьбе располагается значительно выше и уплощена по сравнению с кривой, отражающей изменение активности при нормальной ходьбе. Следовательно, для обеспечения определенной скорости ходьбы мышцы больных должны развивать более высокую мощность, чем мышцы здоровых людей. По-видимому, эта дополнительная мощность мышц затрачивается на коррекцию патоло-

### Закономерности нормальной и патологической ходьбы человека

гической позы, отмечаемой у больных ДЦП не только при стоянии, но и во время локомоции.

Однако, повышение «энергетической стоимости» ходьбы больных объясняется возрастанием не только мощности, но и продолжительности работы мышц. Кривая  $T_a$ , как и в норме, нелинейно уменьшается при увеличении темпа ходьбы, но все же при всех темпах длительность активности мышц у больных превышает продолжительность работы мышц при ходьбе здоровых людей.

Поэтому результирующая кривая суммарной активности  $A$ , представляющая собой произведение  $F \cdot T_a$  при патологической ходьбе уплощена и резко смещена вверх. Первое указывает на нивелирование темповых различий, второе - на значительное повышение мышечной работы при ходьбе.

В более общем виде зависимости параметров электрической активности  $A(V)$ ,  $K_B(V)$ ,  $T_a/T_{\Pi}(V)$  от скорости (темпа) ходьбы ( $V$ ) могут быть аппроксимированы совокупностью параболических функций с минимумом в области привычной скорости движения (А.В.Саранцев, 1973):

$$Y(V) = b + a(V - c)^2,$$

где коэффициент  $a$  характеризует изменение функции, связанное с увеличением скорости ходьбы, коэффициент  $b$  - наименьшее значение функции при привычной скорости (коэффициент  $c$ ).

В основе этого явления лежит подстройка частоты действия мышечных сил к собственной частоте колебаний нижних конечностей (см. п. 3.5).

Численные значения коэффициентов уравнения  $b$ ,  $a$ , реже  $c$ , - определяют различие кривых, полученных для нормальной и патологической ходьбы. Увеличение коэффициента  $b$  функций  $A(V)$ ,  $T_a/T_{\Pi}(V)$  свидетельствуют о росте диссипативных потерь и уменьшении эффективности использования мышечных сил в двигательном цикле (ходьба больных ДЦП, рис. 111). Увеличение коэф-

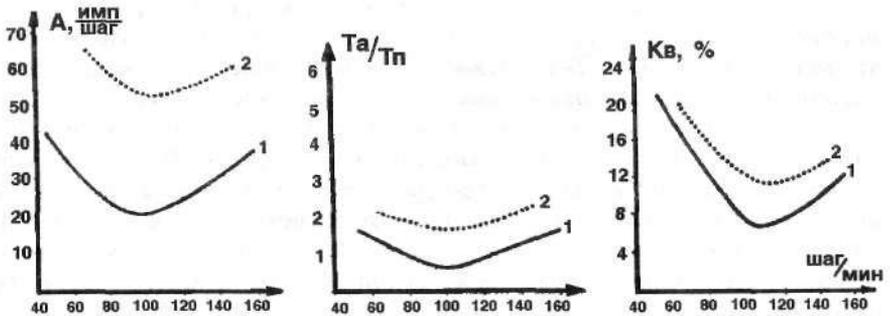


Рис. 111. График зависимости различных параметров электрической активности мышц от темпа ходьбы.

$A$  - суммарная электрическая активность мышц в импульсах интегратора,  $T_a/T_{\Pi}$  - отношение интервалов активности и покоя в течение цикла,  $K_B$  - коэффициент вариации суммарной электрической активности.

1 - ходьба в норме, 2 - ходьба больных со спастическим парезом ног (ДЦП).

фициента  $B$  функции  $K_d(V)$  указывает на трудность регулирования двигательной системы, ее недостаточную помехоустойчивость. Величина коэффициента  $a$ , определяющего крутизну кривых, обуславливается характером связи между сегментами нижней конечности. Если эта связь усиливается вследствие изменения свойств мышечно-связочного аппарата или других причин, то крутизна кривой становится меньше (ходьба больных ДЦП). Наконец, изменение коэффициента  $a$  указывает на сдвиг оптимальной скорости (темпа) в сторону более низкой или высокой, что связано с изменением периода собственных колебаний нижних конечностей и обусловлено увеличением или уменьшением их инерционных характеристик.

Таковы количественные критерии, дающие разностороннюю информацию о работе мышечных сил при патологическом локомоторном акте.

#### **5.4. Соотношение периферических и центральных факторов в регуляции деятельности мышц при патологической ходьбе**

Как показано в главе 4, между центральными и периферическими факторами регуляции деятельности мышц при ходьбе существует определенная взаимосвязь. Центральная иннервационная программа ходьбы, во-первых, фиксирует фазы возбуждения и торможения в локомоторном цикле, во-вторых, устанавливает степень активации мышц. Периферические (афферентные) влияния имеют, по крайней мере, три функции: они изменяют длительность и амплитуду всплески электрической активности, определяют локализацию максимума возбуждения в пределах его запрограммированной фазы, наконец, несколько смещают границы фаз возбуждения и торможения в цикле ходьбы.

Судя по полученным данным, принципы управления активностью мышц существенно не изменяются и при рассмотренных видах патологической ходьбы. Четкое разделение фаз возбуждения и торможения в течение цикла указывает на сохранность центральной иннервационной программы ходьбы. Остается и другая функция центральных влияний - установление степени активации мышц, о чем свидетельствует сходный с нормой процесс возрастания электрической активности мышц при повышении темпа ходьбы.

Нет основания говорить и об изменении роли афферентных влияний в регуляции активности мышц при исследованных нарушениях ходьбы. Эти влияния, как и при ходьбе в норме, определяют характер распределения активности, ее величину и длительность и в известной мере регулируют границы фаз возбуждения и торможения в цикле.

Представляет интерес, что изменения в активности мышц при патологической ходьбе во многом напоминают те, которые отмечаются при экспериментальном нарушении биомеханической структуры локомоторного акта. В этом смысле уместно сопоставить ряд фактов, иллюстрирующих однотипность реакции нервно-мышечного аппарата на изменение биомеханических условий ходьбы в норме и при патологии. Так, увеличение амплитуды и длительности электрической активности мышц-разгибателей наблюдается при ходьбе больных ДЦП, имеющих сгибательную установку ноги, и при ходьбе

здоровых людей в аппаратах, обуславливающих сгибательную позу нижних конечностей. Устранение порочной установки ног в обоих случаях нормализует величину и распределение в цикле активности этих мышц. Точно так же уменьшение параметров электрической активности паретичных мышц-разгибателей КС при ходьбе больных с последствиями полиомиелита сопоставимо с аналогичными изменениями активности тех же мышц при ходьбе здоровых испытуемых в ортопедических аппаратах, коленные шарниры которых замкнуты под углом в 180°.

Таким образом, афферентные факторы, связанные с изменением длины мышц и их нагрузки, оказывают существенное влияние на основные параметры вспышки электрической активности мышц как при ходьбе в норме, так и в исследованных случаях патологической ходьбы.

Анализ зависимости основных параметров электрической активности мышц от темпа и нагрузки дает дополнительную информацию о роли супраспинальных и рефлекторных влияний в регуляции мышечной деятельности (см. п. 5.3). Подобие кривых зависимости амплитуды и длительности вспышки электрической активности от темпа при нормальной и патологической ходьбе позволяет предположить, что управление этими параметрами в обоих случаях примерно одинаково: длительность пачки функционирующих мотонейронов определяют преимущественно афферентные факторы, а рекрутирование мотонейронов - преимущественно супраспинальные факторы. Однако при нарушениях ходьбы длительность и амплитуда вспышки активности для каждого темпа увеличены. Такой эффект обычно возникает при повышении нагрузки на мышцу, когда амплитуда вспышки активности растет вследствие рекрутирования мотонейронов, а длительность вспышки увеличивается, так как вновь активированные мотонейроны пристраиваются к началу или концу пачек уже функционирующих (см. п. 4.6).

### **5.5. Особенности иннервационной программы мышц-разгибателей и сгибателей при некоторых видах патологической ходьбы**

Анализ полученных данных показывает, что при патологии соблюдается тот же принцип организации работы мышц-антагонистов, что и в норме. Согласно этому принципу мышцы-разгибатели выполняют в основном силовую функцию, в то время как деятельность мышц-сгибателей имеет преимущественно коррекционный характер.

Компенсаторные перестройки затрагивают обе части локомоторной синергии. Внутри силовой части синергии они обычно выступают в двух вариантах: первый из них предполагает перераспределение динамического эффекта между разноименными нижними конечностями, например, усиление работы разгибателей проксимальных суставов опорной ноги при ослаблении разгибателей ГСС другой конечности; второй вариант состоит в изменении характера взаимодействия между разгибателями одной конечности: так при недостаточности функции разгибателей КС и ТБС в начале опорной фазы шага неред-

ко подключаются в это же время разгибатели ГСС (трехглавая мышца голени и другие).

Коррекционная деятельность сгибателей проявляется также в двух формах: с одной стороны, сгибатели все больше участвуют в выполнении различных динамических операций в течение опорной фазы, с другой - все ярче выступает роль сгибательной синергии как одного из механизмов переноса нижней конечности. Действительно, при редукции заднего толчка, способствующего сгибанию ноги (утрата или слабость икроножной мышцы), отчетливо повышается работа сгибателей КС и ТБС (ходьба больных с последствиями полиомиелита) или сгибателей ГСС\* и ТБС (ходьба больных ДЦП).

Совместное участие мышц-разгибателей и сгибателей в компенсаторных перестройках при патологической ходьбе еще не свидетельствует об утрате различий между их иннервационными программами. Напротив, в условиях сильного огрубления локомоторного акта эти различия оказываются более подчеркнутыми.

Как отмечалось ранее, жесткая иннервационная программа разгибателей характеризуется четким разграничением фаз активности и покоя, строгой приуроченностью возбуждения к опорной фазе, малой реактивностью в фазе биоэлектрического молчания. Те же черты программы разгибателей можно обнаружить и при локомоторных расстройствах. Даже при ходьбе больных ДЦП резко выраженное возбуждение в течение опорной фазы закономерно сменяется полным торможением в первой половине переносной фазы. Вместе с тем, при нарушениях ходьбы нередко исчезает временное разделение максимумов активности разгибателей дистальных и проксимальных суставов. Возбуждение всех мышц-разгибателей происходит одновременно в опорную фазу шага, обнажая ту общую для них центральную иннервационную программу, которая обычно скрыта под рефлекторными наслоениями.

Жесткой иннервационной программе мышц-разгибателей противостоит более пластичная программа мышц-сгибателей. Возросшей необходимости коррекции движений при нарушении биомеханической структуры ходьбы соответствует более разнообразный рисунок электрической активности мышц-сгибателей. Значительно чаще, чем при ходьбе в норме, волны активности этих мышц адресуются к началу переносной фазы шага.

Рассмотренный феномен различной жесткости иннервационных программ мышц-разгибателей и сгибателей при ходьбе находит своеобразное отражение в результатах сухожильно-мышечных пересадок. Как известно, существует ряд экспериментальных, клинических и электрофизиологических фактов, демонстрирующих возможность переучивания пересаженных мышц на новую антагонистическую функцию (П.К.Анохин, 1935, Weiss, Brown, 1941, Ю.М.Уфлянд, 1950, 1952, 1954 а, б, 1956 а, б, 1960, Б.И.Ходоров, 1955 и др).

\* Речь идет о тыльном сгибателе сустава - передней большеберцовой мышце.

Перестройка функции пересаженных мышц обычно является длительным процессом, имеющим основные черты образования нового двигательного навыка (Э.А.Асратян, 1940, Ю.М.Уфлянд, 1956, Л.В.Донская, 1956 а, б). Однако получены и другие данные, показывающие, что изменения координационных отношений мышц-антагонистов может наблюдаться и после удаления коры головного мозга (Н.М.Шамарина, 1958, 1960 а, б).

Представляет интерес, что трансформация функции мышц происходит не только в элементарном двигательном акте (Ю.М.Уфлянд, 1956 а, б, М.В.Акатов, 1956, А.Ф.Каптелин, 1955, З.П.Манухина, 1956, Ю.М.Уфлянд, С.Я.Фридман, 1956, А.М.Журавлев, 1966), но и при ходьбе человека (Smert, et al., 1956; Close, Todd, 1959; Sutherland et al., 1960; Blodgett, Houts, 1960; Close, 1964).

Перестройка работы мышц при ходьбе заключается в изменении фазы их действия в локомоторном цикле. Установлено, что такое изменение иннервационного стереотипа наблюдается не во всех случаях, преимущественно затрагивая следующие мышцы: группу малоберцовых, переднюю большеберцовую, двуглаву и полусухожильную, подвздошно-поясничную, напрягающую широкую фасцию и портняжную. В то же время такие мышцы, как икроножная, задняя большеберцовая, длинный сгибатель пальцев сохраняют свой прежний стереотип (Close, Todd, 1959; Sutherland et al., 1959; Close, 1964).

Эти данные совпадают с рядом клинических наблюдений, показавших бесперспективность пересадки одной из головок икроножной мышцы на тыл стопы вместо парализованной передней большеберцовой мышцы. Эта операция приводит лишь к фиксации ГСС вследствие одновременного сокращения обеих головок мышцы (С.Ф.Хейфец, 1967).

Столь же неэффективны в отношении переучивания на новую функцию экспериментальные пересадки одной из головок четырехглавой мышцы на место сгибателя колена (И.А.Лаптев, П.К.Анохин, 1935).

Приведенные факты не имеют удовлетворительного объяснения ни в нейрофизиологической, ни в клинической литературе. Вместе с тем они могут быть поняты с точки зрения развиваемых здесь представлений. Все мышцы, способные к относительно легкой трансформации функции, составляют группу сгибателей, хорошо адаптирующихся к изменению биомеханических условий ходьбы. Напротив, мышцы, не обнаружившие способности к перестройкам, принадлежат к группе более консервативных разгибателей.

С этими представлениями согласуются и полученные нами электромиографические данные об изменении работы мышц в результате сухожильно-мышечных пересадок у больных с последствиями полиомиелита и детским церебральным параличом (А.М.Журавлев, А.С.Витензон, 1968; А.М.Журавлев и соавт., 1986).

Таким образом, особенности иннервационных программ мышц-антагонистов относятся к числу важных факторов, определяющих характер компенсаторных перестроек при патологической ходьбе.

### **5.6. Значение полученных данных для клиники**

Рассмотренные физиологические закономерности ходьбы представляют не только теоретический интерес. Они имеют и достаточно большую область практического приложения, особенно в ортопедической и неврологической клиниках.

#### ***О роли исследований структуры патологической ходьбы***

Исследование структуры патологической ходьбы является необходимой предпосылкой разработки методов и средств консервативной и радикальной терапии. Поскольку при различных поражениях опорно-двигательного аппарата на первый план при ходьбе часто выдвигается не сам дефект, а тот или иной способ его компенсации, в клинической практике нередко возникает задача разделения патологических и компенсаторных элементов в структуре локомоторного акта.

С целью выяснения природы компенсаторных приспособлений при расстройствах локомоции в настоящей работе предложены два новых метода: 1) физическое моделирование элементов патологической ходьбы, 2) получение развернутой количественной характеристики ряда параметров ходьбы путем их исследования при различной скорости локомоции. Первый метод имеет две разновидности: в одном случае речь идет о моделировании отдельных элементов патологической ходьбы у здоровых людей, в другом - о нормализации нарушенной ходьбы после устранения ее некоторых дефектов.

Второй метод позволяет получить функциональные зависимости различных параметров ходьбы от ее скорости (или темпа) и весь последующий сравнительный анализ ходьбы вести с позиции полученных количественных закономерностей. Этот метод не только повышает во много раз достоверность различий между нормой и патологией, но и дает принципиально новые критерии для суждения об особенностях ходьбы здоровых людей и больных с поражением опорно-двигательного аппарата. Особенно перспективен в этом отношении метод исследования резонансных характеристик работы мышц при ходьбе, дающий возможность определить относительные энергозатраты, эффективность использования мышечных сил в течение локомоторного цикла, процессы регуляции движений и мышечной активности при переходных и стационарных режимах локомоции. Этот метод отражает как локальные, так и интегральные изменения двигательной системы (А.В.Саранцев, А.С.Витензон, 1980).

#### ***Задачи, методы и средства реабилитации больных с нарушениями ходьбы***

Анализ обобщенной модели двигательного дефекта при ходьбе, проведенный в настоящей главе, позволяет сформулировать основные задачи реабилитации больных с расстройствами локомоции. Эти задачи сводятся к следующему

щим: 1) возмещению силовых ресурсов, связанных с утратой функции мышц при их параличе или повреждении конечности; 2) восстановлению необходимой для ходьбы подвижности в суставах ноги (или в шарнирах ортеза); 3) нормализации инерционных характеристик конечности; 4) выработке нового стереотипа ходьбы в непривычных биомеханических условиях.

1. Задача возмещения утраченных силовых ресурсов распадается на две части: восстановление силового и коррекционного компонентов ходьбы. Первая из них наиболее существенна, так как силовой компонент ответственен за устойчивость тела и его перемещения при ходьбе. В зависимости от вида и тяжести локомоторных расстройств эта часть задачи имеет различные решения. Так, при парезах или параличах нижних конечностей устойчивость тела во время ходьбы может быть обеспечена путем применения ортопедических средств в сочетании с утилизацией остаточных мышечных сил. В то же время для перемещения тела в пространстве необходимы дополнительные двигатели и источники энергии. Поэтому радикальное решение этого вопроса состоит в использовании в ортопедических аппаратах малогабаритных приводных устройств, работающих от внешнего источника энергии. Эти устройства должны воспроизводить наиболее важный элемент шага - отталкивание ноги от опорной поверхности.

При умеренных вялых и спастических парезах ног дефицит силового компонента может быть частично возмещен в результате сухожильно-мышечных пересадок, выполненных преимущественно на мышцах сгибателях, а также тренировки многих паретичных мышц посредством методов ЛФК, электростимуляции в покое и особенно при осуществлении различных двигательных актов.

Компенсация недостаточности коррекционного компонента ходьбы, регулирующего амплитудно-скоростные параметры движений, требует меньшего объема реабилитационных мероприятий: оснащения ортопедических аппаратов буферно-приводными устройствами, более ограниченной сухожильно-мышечной пластики и тренировки мышц.

2. Восстановление недостающих степеней подвижности в суставах пораженной нижней конечности или в шарнирах ортопедических аппаратов составляет следующую важную задачу реабилитации больных. Она может быть реализована путем введения в аппараты подвижности во фронтальной плоскости в тазобедренном шарнире, ротации на уровне бедра и регулирования по амплитуде и скорости всех видов подвижности в шарнирах посредством амортизационных устройств. При параличах ног подвижность должна быть восстановлена путем консервативного или оперативного устранения деформаций, тугоподвижности или, наоборот, избыточной подвижности в суставах.

3. Нормализация инерционной характеристики ортезированной (паретичной) нижней конечности является основным способом оптимизации колебательных процессов при ходьбе. С этой целью необходимо не только восстановление статико-геометрических свойств конечности, но и создание примерно таких же, как в норме, упругих связей между ее сегментами. Возможные решения этого вопроса - регулируемое балансирование ортопедических аппаратов,

использование амортизаторов и пружин с изменяющейся жесткостью в искусственных сочленениях.

4. Выработка нового локомоторного стереотипа, учитывающего характер двигательного дефекта и его компенсацию - заключительный этап восстановления ходьбы. Суть этой выработки, согласно Н.А.Бернштейну, 1941, заключается в переключении ведущего уровня движений с более низкого уровня на более высокий (корковый) уровень и последующей автоматизации двигательного навыка. Для овладения инвалидами навыком ходьбы, помимо традиционных методов обучения, существующих в арсенале ЛФК, целесообразно применить искусственные системы управления работой мышц посредством их электростимуляции. Вовлечение мышц в двигательный акт в соответствии с его иннервационной программой применительно к новой биомеханической ситуации, использование электрического стимула не только для коррекции элементов ходьбы, но и в качестве условно-рефлекторного подкрепления предшествующего движения - таковы основные черты, определяющие перспективность этого нового метода выработки навыка ходьбы.

### **Заключение**

Феноменология и биомеханическое содержание локомоторных расстройств определяется не только спецификой каждого заболевания, но и комплексной патологической ситуацией (утратой функции мышц, нарушением подвижности в суставах, изменением позы и иннервационных характеристик нижних конечностей по сравнению с нормой), необычными условиями ходьбы и компенсаторной перестройкой работы мышц. Количественная оценка этой компенсаторной деятельности мышц может быть дана посредством системы зависимостей параметров интегрированной электрической активности мышц от скорости ходьбы. Нервная регуляция работы мышц существенно не изменяется при рассмотренных нарушениях ходьбы, однако, отмечается огрубление рисунка мышечных возбуждений в течение цикла, одновременное возбуждение мышц-разгибателей, большая вариабельность фаз активности мышц-сгибателей, резкое возрастание амплитуды и длительности активности мышц.

Принципиальное сходство биомеханических причин и следствий различных нарушений ходьбы делает целесообразным, наряду с патогенетическим, также синдромологический подход к лечению и протезированию различных категорий инвалидов. При этом наряду с традиционными методами и средствами нормализации локомоции большое значение приобретают искусственные системы управления работой мышц при ходьбе посредством их электрической стимуляции в определенные фазы шага.

## Заключение

Настоящая работа посвящена исследованию наиболее важных закономерностей функционирования локомоторной системы человека в норме и при некоторых патологических состояниях опорно-двигательного аппарата.

В ней предпринята одна из первых попыток рассмотреть ходьбу как целостное многообразное явление, в единстве ее биомеханических и нейрофизиологических процессов, установить особенности их течения при различных условиях, а также при некоторых локомоторных расстройствах.

В связи с этим исследованы следующие аспекты данной проблемы:

- биомеханическая и иннервационная структура ходьбы человека в норме,
- механизмы оптимизации локомоторного процесса.
- закономерности нервной регуляции мышечной деятельности при ходьбе,
- основные черты локомоторного акта при некоторых патологических состояниях опорно-двигательной системы.

Решение этих вопросов потребовало разработки и совершенствования ряда методов исследования. Наиболее существенными из них являются: а) метод получения комплексной количественной характеристики ходьбы путем многоканальной синхронной регистрации ее биомеханических и электрофизиологических параметров, позволивший описать и проанализировать структуру движений и работы мышц различных частей тела человека в течение локомоторного цикла; б) метод установления зависимости различных параметров от основных переменных ходьбы (скорости, темпа, длины шага) и сопоставления полученных данных с механическими характеристиками ноги как колебательной системы, обеспечивший изучение механизмов энергетической оптимизации локомоторного процесса и выявление некоторых принципов управления работой мышц при ходьбе; в) метод экспериментального изменения биомеханической структуры ходьбы и регистрации ответных сдвигов электрической активности мышц, способствовавший выяснению основных закономерностей нервной регуляции мышечной деятельности при локомоции.

Проведенные исследования позволили установить некоторые закономерности функционирования локомоторной системы.

Ходьба здоровых людей, несмотря на ряд индивидуальных особенностей, имеет типичную и устойчивую биомеханическую и иннервационную структуру, т.е. определенную пространственно-временную характеристику движений и работы мышц. Применение многокритериального принципа к анализу этой структуры позволяет обнаружить в течение цикла ходьбы 6 биомеханических фаз, разграниченных экстремальными значениями динамических параметров: 1) амортизации (0-15% цикла), 2) выпрямления ноги (16-30% цикла), 3) наклона опорной ноги вперед (31-50% цикла), 4) отталкивания ноги от опоры (51-65% цикла), 5) сгибания ноги в крупных суставах (66-76% цикла), 6) при-

земления ноги (77-100% цикла). Каждая фаза цикла представляет собой совокупность изменений опорных реакций, перемещений ОЦМ тела человека, движений в различных суставах и режимов работы мышц. Наиболее существенны для ходьбы первая и четвертая фазы, когда большинство параметров приобретает экстремальное значение. Отмеченные фазы являются основными моментами взаимодействия нижних конечностей с опорной поверхностью, в результате которого происходит перемещение ОЦМ тела человека при ходьбе.

Этот процесс протекает с различным участием двух основных мышечных групп ноги: разгибателей и сгибателей. В то время как работа наиболее мощных мышц ноги — разгибателей — почти целиком направлена на перемещение ОЦМ и обеспечение устойчивости тела при ходьбе, работа мышц-сгибателей имеет, в основном, коррекционный характер: она способствует уточнению положений и движений отдельных сегментов конечности.

Главный динамический эффект при ходьбе — подъем и продвижение вперед ОЦМ тела человека — создается благодаря суммированию силовых эффектов, производимых мышцами-разгибателями обеих ног: трехглавой мышцей голени во время заднего толчка, четырехглавой мышцей бедра и большой ягодичной мышцей во время переднего толчка. Опускание ОЦМ требует меньшего участия мышц, т.к. накопленная при его подъеме потенциальная энергия превращается в кинетическую. Тем не менее, и эта фаза контролируется деятельностью мышц-разгибателей (трехглавой мышцей голени), что обеспечивает плавность опускания ОЦМ. Таким образом, мышцы-разгибатели образуют основную (силовую) часть локомоторной синергии. Колебательный характер перемещений ОЦМ предопределяет строгую упорядоченность их работы в течение цикла. Напротив, коррекционная функция мышц-сгибателей обуславливает их меньшую связь с соответствующими фазами шага.

Хотя решающая роль при ходьбе принадлежит движениям и работе мышц нижних конечностей, определенные задачи выполняют движения и мышцы вышележащих частей тела. Так многосторонняя функция движений таза и позвоночника при ходьбе может быть сведена к трем основным элементам: участию в механизме перемещения тела над опорной поверхностью, стабилизации вертикального положения человека в локомоторном акте и минимизации амплитуды колебаний ОЦМ с целью уменьшения энерготрат.

Путем сопоставления кривых, описывающих движения таза в разных плоскостях, с графиком составляющих главного вектора опорных реакций нами установлено, что наклоны и ротация нижней половины туловища при ходьбе являются результатом силового взаимодействия ног с опорной поверхностью. Об этом же свидетельствует ряд ЭМГ данных: активность возникает обычно в тех группах мышц, которые противодействуют движениям таза и позвоночника; максимальное значение активности приходится на те фазы шага, когда эти движения приобретают наибольшую амплитуду и скорость. Следовательно, мышцы таза, спины и живота не создают движения

этих звеньев тела во время ходьбы, но, работая преимущественно вступающем режиме, регулируют их параметры.

В то же время противофазные относительно таза движения плечевого пояса и рук имеют активный характер, т. к. возникают в результате деятельности собственных мышц. Главные из них: ротация верхней половины туловища и движения рук способствуют оптимизации ротационных движений таза.

По контрастности фазовых изменений электрической активности в течение цикла мышцы туловища и верхних конечностей могут быть разделены на две основные группы. Первую из них составляют мышцы-разгибатели с более четкой иннервационной программой, выполняющие в основном динамические операции при ходьбе (предотвращение резких колебаний ОЦМ, ротация плечевого пояса); вторую группу образуют мышцы-сгибатели с менее четкой программой иннервации, в основном корректирующие движения туловища и рук. Таким образом, принцип разделения мышц по преимущественному их участию в силовых или коррекционных эффектах имеет универсальное значение при ходьбе.

Ходьба как ритмический колебательный процесс характеризуется рядом признаков оптимальности. Одним из них является та своеобразная трансформация потенциальной энергии в кинетическую и обратно, благодаря которой перемещение ОЦМ тела человека при ходьбе происходит с наименьшей затратой мышечной энергии. Существуют и другие механизмы оптимизации локомоторного процесса, выявленные в настоящем исследовании: 1) минимизация перемещений ОЦМ вследствие взаимной компенсации разнонаправленных движений, 2) эффекты опосредованного действия мышц, позволяющие биомеханически целесообразно перераспределять кинетическую энергию между смежными звеньями тела во время ходьбы; 3) рациональный подбор фазы возбуждения мышцы, ее длины, плеча действия в течение цикла, обеспечивающий получение необходимого мышечного момента при минимально возможном числе функционирующих двигательных единиц.

Однако наиболее подробному изучению подвергнуты механизмы, связанные с нахождением оптимальных режимов локомоции (скорости, темпа, длины шага). В результате исследований установлено, что основная биомеханическая и иннервационная структура ходьбы сохраняется при различных условиях. Так при повышении скорости передвижения качественные преобразования затрагивают лишь отдельные элементы локомоторного акта. Более существенны количественные изменения его параметров, которые в зависимости от скорости ходьбы могут быть описаны нелинейными функциями двух видов: убывающими для временных параметров, таких как длительность цикла и его частей, интервал активности мышц, и возрастающими для амплитудных значений: угловых перемещений, угловых скоростей и ускорений, а также средней электрической активности мышц.

Особую группу составляют зависимости суммарной электрической активности, ее вариативности, отношения интервалов активности и покоя от скорости ходьбы, поскольку они аппроксимируются функциями парабо-

лического вида с минимумом в области привычной скорости передвижения. Раскрытие природы этих зависимостей стало возможным лишь в результате их сопоставления с механическими характеристиками ноги и ее сегментов, как системы физических маятников. Оказалось, что частотная характеристика нижней конечности представляет собой также экстремальную функцию с максимумом в области частот, соответствующих привычной скорости ходьбы.

Совпадение минимума активности мышц с экстремумом частотной характеристики ноги показало, что в основе минимизации энергозатрат при привычной скорости передвижения лежит процесс подстройки частоты действия мышечных сил к собственной частоте колебаний нижних конечностей. Этот процесс универсален для всей локомоторной системы, так как существует частотное совмещение экстремумов суммарной электрической активности для различных мышц у одного и того же человека.

Специальные исследования также позволили выявить избирательное влияние составляющих скорости передвижения (темпа и длины шага) на основные параметры ходьбы. Было показано, что повышение темпа при фиксированной длине шага обуславливает нелинейное уменьшение временных параметров, преимущественное возрастание вертикальной компоненты опорной реакции и минимизацию суммарной электрической активности мышц в области привычного темпа.

Увеличение длины шага при фиксированном темпе вызывает рост угловых перемещений в суставах, увеличение как вертикальной, так и продольной компоненты опорной реакции, нелинейное возрастание суммарной электрической активности мышц.

Возможность изолированного изменения темпа и длины шага, их различное влияние на основные параметры ходьбы показывает, что существуют отдельные механизмы управления обеими переменными. Тем не менее, в естественных условиях локомоции, например, при повышении ее скорости, эти механизмы ассоциированы. Благодаря такой ассоциации, по-видимому, выработанной в процессе онтогенеза, темп и длина шага изменяются одновременно и минимизация энергозатрат достигается лишь при определенном значении обеих переменных.

Биомеханический анализ ходьбы выявляет тот основной механизм, посредством которого ЦНС реализует управление большим числом мышц. Этим механизмом является временное объединение ранее слабо связанных элементов двигательного аппарата в единую функциональную систему — локомоторную синергию. В биомеханическом аспекте синергия представляет собой взаимосвязанный комплекс движений, в нейрофизиологическом — циклическую последовательность возбуждений в различных мышцах тела человека.

Полученные ЭМГ данные позволяют следующим образом охарактеризовать иннервационный стереотип ходьбы. Все мышцы-разгибатели активируются в опорную фазу шага, но имеют максимумы возбуждения в его различных частях: в первой трети — разгибатели КС и ТБС, во второй тре-

ти — разгибатели ГСС (икроножная, камбаловидная мышцы и др.), в последней трети — разгибатели плечевого сустава и плечевого пояса, в первой и последней трети — мышцы, выпрямляющие туловище. Мышцы-сгибатели имеют менее четкую фазировку активности: наиболее часто возбуждение этих мышц происходит на временных стыках опорной и переносной фаз.

Рассмотренный иннервационный стереотип ходьбы устойчив и существенно не изменяется ни при повышении темпа, ни при увеличении длины шага, ни при экспериментальном изменении биомеханической структуры локомоции. Все это дает основание считать, что распределение электрической активности в течение цикла подчиняется центральной иннервационной программе ходьбы. В пользу этого представления в настоящем исследовании приведены два вида доказательств. 1. Путем сопоставления кинематических и электрофизиологических характеристик ходьбы показано, что всю совокупность изменений активности мышц при ходьбе нельзя объяснить рефлекторными реакциями, поскольку возбуждение мышц возникает не только в фазы их растяжения, но и в фазы укорочения; более того возбуждение мышц может отсутствовать даже при резком увеличении их длины. 2. Посредством внесения в кинематику ходьбы импульсных возмущений установлено, что изменение афферентации от конечности лишь тогда сказывается на величине и распределении активности мышц, когда оно по времени совпадает с фазой мышечного возбуждения.

Иннервационная программа различна у мышц-антагонистов, что соответствует биомеханической специфичности их работы (преобладанию силовой или коррекционной функции). Более жесткая программа, свойственная мышцам-разгибателям, характеризуется четким разделением фаз активности и покоя, преимущественной концентрацией возбуждения в опорную фазу шага, слабой реактивностью в период биоэлектрического молчания, малой вариативностью разных электрофизиологических параметров и более ранним становлением этой программы в процессе онтогенеза. Менее жесткая программа присуща мышцам-сгибателям. Различие программ мышц-антагонистов, по-видимому, обусловлено комплексом супраспинальных и рефлекторных влияний и определяет неодинаковую приспособляемость мышц к изменениям условий ходьбы.

Центральная иннервационная программа ходьбы формируется у человека при ведущей роли коры больших полушарий, с участием многих отделов головного и спинного мозга. Однако в ее основе как у животных, так и, вероятно, у человека лежит деятельность интраспинального механизма шагательных движений, задающего циклическую последовательность мышечной работы и в известной степени автономного от афферентных и супраспинальных влияний. Это косвенно подтверждают и наши наблюдения, из которых видно, что экстрараздражители, адресованные как коре больших полушарий в случае произвольного изменения скорости ходьбы, так и спинному мозгу при изменении текущей афферентации от конечности, оказывают свое действие лишь с учетом существующей программы мышечных

возбуждений. Действительно, скрытый период реакций, возникающих в ответ на применение экстрараздражений уменьшается при совпадении "корковой или афферентной команд" с фазой активности мышц и, наоборот, увеличивается при совпадении команд с фазой молчания.

Тем не менее афферентный и произвольный контроль локомоции имеет свои особенности. Афферентация рефлекторно влияет на амплитуду, длительность и характер распределения возбуждения, но лишь в пределах его запрограммированной фазы. Произвольный контроль локомоции (даже при решении относительно простых задач, например, изменения скорости ходьбы) связан с реализацией, по крайней мере, двух типов корковых влияний: ациклических и циклических. Первые устанавливают характеристики определенного режима, по-видимому, тех интернейронов, на которых собран спинальный шагательный механизм, что и определяет новый темп ходьбы; вторые обуславливают переходный процесс от одного режима к другому посредством изменения позовых характеристик тела и воздействуют, вероятно, на интернейроны и мотонейроны рефлекторных дуг.

Регуляция основных параметров электрической активности мышц - амплитуды и длительности - также связана с различным участием супраспинальных и афферентных механизмов. Нами установлено, что при повышении темпа ходьбы оба параметра изменяются почти независимо друг от друга: в области медленного темпа (50-80 шаг/мин.) уменьшается преимущественно длительность активности, а в области быстрого темпа (130-160 шаг/мин.), в основном, увеличивается ее амплитуда. В соответствии с данными литературы можно предполагать, что изменение амплитуды активности, т.е. числа активированных альфа-мотонейронов, при повышении темпа является прерогативой супраспинального управления. Напротив, изменение длительности активности связано с действием афферентных факторов, устанавливающих продолжительность локомоторного цикла. Ходьба в темпе (80-120 шаг/мин.) отражает совместное действие обоих факторов.

При постоянном темпе, но изменяющейся нагрузке на мышцы амплитуда и длительность активности изменяются в одном направлении. В этой ситуации афферентные факторы влияют на оба параметра активности.

Следовательно, соотношение супраспинальных и афферентных влияний при регуляции деятельности мышц зависит от конкретных биомеханических условий ходьбы.

Полученные данные при ходьбе в норме являются необходимыми предпосылками изучения локомоторного акта при патологических состояниях.

Об этом свидетельствуют изменения структуры ходьбы при вялых, спастических парезах и других нарушениях опорно-двигательной системы.

Во всех рассмотренных случаях феноменология и содержание локомоторных расстройств определяется не только спецификой каждого заболевания, но и комплексной патологической ситуацией (утратой или ослаблением мышц, нарушением подвижности в суставах, изменением позы и

инерционных характеристик нижних конечностей по сравнению с нормой), необычными условиями ходьбы и компенсаторной перестройкой работы мышц.

При этом, как показывает биомеханический анализ, компенсация двигательного дефекта неодинакова при односторонних и двусторонних поражениях. При первых основным источником компенсации становятся динамические эффекты и движения сохранившейся ноги.

В результате уменьшения силы мышц и движений на стороне паретичной или протезированной конечности и их соответствующего возрастания на стороне здоровой ноги возникают отчетливые динамические и кинематические асимметрии. Чем больше выраженность этих асимметрий, тем меньше степень компенсации двигательного дефекта. При двусторонних поражениях наибольшее значение приобретает не столько асимметрия, сколько высокая энергетическая стоимость ходьбы при ее сравнительно низкой результативности. Повышение энерготрат связано как с усилением функции сохранившихся мышц ног, так главным образом с привлечением дополнительных силовых ресурсов: мышц туловища и верхних конечностей, особенно при использовании вспомогательной опоры на трости и костыли.

Изменение работы мышц при нарушении локомоции получает достаточно точное отражение в особенностях распределения электрической активности мышц в течение цикла. Изучение этого распределения свидетельствует о том, что компенсаторные перестройки затрагивают обе части локомоторной синергии (силовую и коррекционную). Внутри ее силовой части они выступают обычно как усиление работы мышц-разгибателей проксимальных суставов опорной конечности, когда возникает дефицит функции мышц-разгибателей дистальных суставов отталкивающейся ноги. Изменение коррекционной деятельности мышц-сгибателей состоит в том, что, во-первых, они все больше участвуют вместе с мышцами разгибателями в обеспечении опорной и толчковой функций нижней конечности, во-вторых, играют все возрастающую роль в механизме ее переноса.

Всесторонняя количественная оценка компенсаторной деятельности мышц может быть дана посредством разработанного нами метода: определения системы зависимостей интегрированной электрической активности мышц от темпа ходьбы, что позволяет установить: 1. относительные энерготраты по суммарной активности мышц, 2. эффективность использования мышц в движении по отношению интервалов активности и покоя в течение цикла, 3. особенности управления движением по вариативности мышечной активности.

Вместе с тем, нервная регуляция работы мышц существенно не изменяется при исследованных видах патологической ходьбы: сохраняется и центральная иннервационная программа шага и ее различия у мышц-антагонистов. В то же время иннервационный стереотип ходьбы огрубляется: мышцы-разгибатели дистальных и проксимальных суставов ноги активируются одновременно в опорную фазу шага; фазы возбуждения мышц-сгибателей становятся более

изменчивыми, адаптируясь к новым биомеханическим условиям локомоции; амплитуда и длительность мышечной активности возрастает параллельно, что указывает на усиление афферентации от рецепторов мышц в связи с увеличением их нагрузки. Характерно, что все эти изменения в работе мышц принципиально не отличаются от тех, которые возникают при экспериментальных нарушениях биомеханической структуры ходьбы, например, в случае ограничения движений в суставах конечности. Эти общие закономерности патологической ходьбы определенным образом модифицируются при разных поражениях опорно-двигательного аппарата (вялых и спастических парезах, ампутационных дефектах конечности).

Тем не менее принципиальное сходство биомеханических причин и следствий различных нарушений ходьбы делает целесообразным, наряду с патогенетическим, синдромологический подход к лечению и протезированию разных категорий инвалидов. Реабилитация больных с локомоторными расстройствами должна быть направлена на: а) создание исходных предпосылок локомоции — нормализацию вертикальной позы человека, инерционных характеристик конечности, подвижности в сочленениях; б) восстановление в первую очередь силовых, а затем уже коррекционных компонентов ходьбы; в) тренировку ослабленных мышц (паретичных и усеченных), главным образом в процессе самой локомоции, г) выработку правильного стереотипа ходьбы.

Большинство поставленных задач позволяет решить высокоэффективный метод реабилитации больных с локомоторными расстройствами — искусственная коррекция движений посредством электрической стимуляции мышц при ходьбе.

Обоснованию этого метода и анализу его эффективности посвящены две монографии:

Б.С. Фарбер, А.С. Витензон, И.Ш. Морейнис. "Теоретические основы построения протезов нижних конечностей и коррекции движений", в 3 томах, М., ЦНИИПП, 1994-1995.

А.С. Витензон, Е.М. Миронов, К.А. Петрушанская, А.А. Скоблин. "Искусственная коррекция движений при патологической ходьбе", М., ЦНИИПП, 1998.

## Conclusion

This book is devoted to the study of the most important regularities of functioning of the locomotor system in norma and in some pathological states of the support-motor apparatus. One of the first attempts of studying gait as an integral multiform phenomena has been undertaken in this work. The main purpose of this book is to consider human gait in the unit of its biomechanical and neurophysiological processes, to establish peculiarities of the progression of these processes in different conditions and, besides, to study all these peculiarities in some locomotor disturbances. In connexion with above-mentioned facts the following aspects of this problem have been thoroughly studied:

- 1) biomechanical and innervative structure of human gait in norma;
- 2) mechanisms of optimization of the locomotor stereotype;
- 3) laws of the nervous regulation of the muscle activity during walking;
- 4) the main features of the locomotor act in some pathological states of the support-motor system.

The solution of these problems demanded working out and improving a number of research methods. The following methods are the most considerable:

- a) the method of getting the complex quantitative characteristics of gait with the help of biomechanical and electrophysiological parameters of walking; this method allowed to describe and to analyse the structure of movements and the work of muscles of different parts of the human body during the cycle;
- b) the method of establishing the dependences of different parameters of the main gait variables (velocity, cadence, step length) and comparing these data with the mechanical characteristics of the leg; it is well known, that leg is an oscillatory system, which provides mechanisms of energetic optimization of the locomotor process as well as revealing some principles of exercising control over the muscular work during walking.
- c) the method of the experimental change of the biomechanical structure of walking and registration of the responsive changes of the muscle electrical activity; this method permits to clear up the main regular trends of the muscle activity in the process of locomotion. The inspection of these methods allowed to establish some peculiarities of functioning of the locomotor system.

Normal human gait, in spite of a number of individual peculiarities, has typical and stable biomechanical and innervative structure, i.e. the definite space-temporal characteristics of movements and muscular work. Application of this multicriterial principle allows to find out six biomechanical phases, divided by the extremal values of the dynamic parameters:

- 1) shock-absorption (0-15% of the stride);
- 2) straightening of the leg (16-30% of the stride);
- 3) inclination of the support leg forward (31-50% of the stride);
- 4) push-off the leg from the support (51-65% from the stride);
- 5) flexion of the leg at the main joints (66-76% of the stride)
- 6) landing of the leg (77-100% of the stride).

Each phase of the stride represents the whole complex of changes of ground reaction forces, displacements of the common center of mass of the human body, movements at different joints and, certainly, the regimes of the muscular work. The first and the fourth phases are the most important for gait, because majority of parameters has extremal values just during these two phases. The above-mentioned phases are the main moments of interaction of the lower extremities with the support, and as a result of this interaction displacement of the common center of mass takes place during walking. This process proceeds with different participation of two main muscle groups of the lower extremity: extensors and flexors. While the work of the most strong muscles of the leg-extensors is almost completely directed to the displacement of the common center of mass and to the maintenance of the body stability during walking, the work of muscles-flexors has basically a correctional character: it promotes correction of the position and movements of the separate segments of the extremity. The most important dynamic effect during walking - lifting and advancement of the common center of mass can be achieved thanks to the summation of the force effects, made by muscles-extensors of both lower limbs: m. triceps surae-during the push-off and m. quadriceps femoris and m. gluteus maximus-during the heel-strike. Falling of the common centre of mass demands lesser participation of muscles, because potential energy, stored during the process of lifting, turns into the kinetic energy. Nevertheless, this phase is also under the control of muscles-extensors (triceps-surae) and that provides gradualness of falling of the common center of mass. So, muscles-extensors form the main (force) part of the locomotor synergy; the oscillatory character of the displacements of the common centre of mass predetermines strict order of their work during a locomotor cycle. On the contrary, correctional function of muscles-flexors stipulates their lesser correlation with corresponding phases of the step.

Though the main function during walking belongs to the movements and muscles of the lower extremities, movements and muscles of the above-arranged regions also fulfil a definite part in this process. So, manysided function of the spine and pelvic movements comes to three main elements:

- 1) participation in the mechanism of the body's displacement above the support surface;
- 2) stabilization of vertical body's position during the locomotor act;
- 3) minimization of the amplitude oscillations with the purpose to reduce energy expenditures.

The comparison of the curves, describing movements of the pelvis in different planes with diagrams of the components of the ground reaction force vector, has established, that leans and rotation of the lower half of the trunk during walking arise from the force interaction of the legs with the support surface. A number of electromyographic data prove the same: electrical activity appears usually in those muscular groups, which oppose the movements of the spine and pelvis; the maximal value of the activity is examined in those phases of the step, when movements have the maximal value and velocity. Therefore, pelvic, spine and abdominal muscles don't create movements of these links of the body, but working mainly in the excen-

trie regime, regulate their parameters. Simultaneously, antiphase movements of the shoulder girdle and arms about pelvis have an active character, because they appear as a result of activity of their own muscles. The most important of these movements are: rotation of the upper half of the trunk and arm movements, which promote the optimization of the pelvic rotatory movements. By contrast with the phase displacements of the electrical activity during the cycle, muscles of the trunk and of the upper extremity may be divided into two main groups. Muscles-extensors with more exact innervative programm, fulfilling mostly dynamic operations during walking (prevention of shart) oscillations of the common center of mass, rotation of the shoulder girdle) forrp the first group. Muscles-flexors with less accurate innervative programm form the second group. Muscles-flexors chiefly correct movements of the trunk and arms. So, principle of dividing muscles according to their primary participation in the force or in the correctional effects, has the universal meaning in the process of walking.

Walking as a rhythmical oscillatory process is characterized by a number of indications of the optimal performance. One of them is the original transformation of the potential energy into the kinetic one and backwards; thanks to this process displacement of the common center of mass may be realized with the least expenditures of the muscular energy. Some other mechanisms of optimization of the locomotor process have been found out in this investigation: a) minimization of the displacements of the common center of mass because of mutual compensation of differently directed movements; b) effects of the indirect action of muscles, which allow to redistribute the kinetic energy between adjoining links of the body biomechanically expediently during walking; c) rational choice of the muscle excitation phase, the muscle length and the arm moments of the muscle during the cycle. This choice permits to receive the necessary muscular moment even if a number of working motor units is minimum possible. But mechanisms of definition of the optimal regimes of walking have been studied most thoroughly. As a result of these investigations it has been established, that the main biomechanical and innervative structure of walking remains constant in different conditions. So, when the velocity increases, qualitative transformations affect only separate elements of the locomotor act. Nevertheless, quantitative changes of parameters of the locomotor act are more essential. In dependence on gait velocity these parameters may be approximated by two types of non-linear functions: falling-for the temporal parameters (duration of the cycle and its parts, the interval of the muscle activity) and increasing - for the amplitude values (angular displacements, angular velocities, accelerations and, besides, average electrical activity of muscles). The dependences of the summary electrical activity, its variability, ratio of the intervals of activity and rest on walking velocity form the special group, because these dependences may be described by parabolic functions with minimum in the range of natural walking velocity. Consideration of the nature of these dependences becomes possible only as a result of comparing them with the mechanical characteristics of the leg and its segments. It is well known, that the lower extremity and its segments is a system of physical pendulums. We have discovered, that the frequency characteristic of the

lower extremity represents the extremal function with maximum in frequency range, corresponding to natural gait velocity. Coincidence of the muscular activity's minimum with the extremum of the frequency characteristic of the lower limb shows, that the process of adaptation of the frequency of muscle forces' action to the inherent frequency of the lower extremities' oscillations underlies minimization of energy expenditures in natural walking velocity. This process is universal for the whole locomotor system, because there is frequency superposition of the extremums of the summary electrical activity for different muscles at the same subject.

Special investigations allowed to reveal the selective influence of the components of walking velocity (cadence and step length) on the main gait parameters. It has been found, out, that the growth of cadence at a fixed step length stipulates non-linear reduction of the temporal parameters, the primary growth of the vertical component of the ground reaction forces and minimization of the summary electrical activity in natural cadence. Increase of the step length at a constant cadence causes to the growth of angular displacements at joints, to the increase of the vertical and the longitudinal components of the ground reaction forces, to non-linear rise of the summary muscle electrical activity. The possibility of the separate change of both cadence and the step length, their different influence on the main gait parameters shows, that there are different mechanisms of control of both variables. Nevertheless, in natural conditions of locomotion (for example, when the walking velocity increases) these two mechanisms are associated. Thanks to such association (which has been, probably worked out in the process of ontogenesis), cadence and step length change simultaneously, and minimization of the energy expenditures may be achieved only in the definite value of both these variables. Biomechanical analysis of walking reveals that main mechanism, thanks to which the central nervous system exercises control over the majority of muscles. This mechanism represents temporal unit of the locomotor system's elements, faintly connected earlier, into the common functional system - locomotor synergy. In biomechanical aspect, synergy represents a correlated complex of movements. From the neurophysiological point of view, synergy is a cyclic sequence of excitation in different muscles of the human body.

All these data permit to characterize the innervative structure of walking in the following way. All muscles-extensors are active in the the stance phase: in the first third- muscles-extensors of the hip and knee joints; in the second third - muscles-extensors of the ankle joint (m.gastrocnemius, m. soleus and other muscles); in the last third- extensors of the shoulder joint and sholder girdle; in the first and last thirds - muscles, srai'ghtening the trunk. Muscles-flexors have less exact division of their activity into phases: excitation of these muscles is most often observed on the temporal border of the stance and swing phases.

The innervative stereotype of walking is rather stable and doesn't change essentially either during the growth of cadence or in the experimental change of the biomechanical structure of locomotion. All these facts allow to consider, that distribution of the electrical activity during the cycle submits to the central innervative programm of walking. Two types of arguments can be produced in favour of this

suggestion. 1. Comparison of the kinematic and dynamic parameters shows, that it is impossible to explain the whole complex of changes of the muscle electrical activity only by reflex reactions, because excitation of muscles appears not only in phases of their tension, but also in phases of their shortening, and what is more, excitation may not occur, even if the muscle length is sharply increased. 2. By means of carrying the impulse irritation into the gait kinematics it has been established, that afferentation change from the extremity tells on the value and distribution of the muscle activity only in those cases, when it coincides in time with the phase of the muscle excitation.

Muscles-antagonists have different innervative programm, and that corresponds to the biomechanical specificity of their work. More rigid programm, typical of muscles-extensors, is characterized by accurate division of the phases of activity and rest, by primary concentration of the excitation in the stance phase, by weak reactivity in the period of the bioelectric silence, by slight variability of different electrophysiological parameters and, at last, by more early formation of this programm in the process of ontogenesis. Less rigid programm is inherent in muscles-flexors. Distinctions between muscles-antagonists' programmes are probably conditioned by a complex of supraspinal and reflex influences. The difference between these two programmes determines unequal adaptability of muscles to the changes of walking conditions.

The central innervative programm of locomotion is formed in a man with the leading part of the cerebral cortex, with participation of many regions of the cerebrum and spine cord. But the activity of the intraspinal mechanism of the step movements, setting the cyclic sequence of the muscular work, is fundamental for this programm. To some extent, this intraspinal programm is autonomous from different afferent and reflex influences. Our observations also confirm these facts: it has been found out, that extrairritants, addressed both to the cerebral cortex (in cases of the voluntary change of walking velocity) and to the spinal cord (under the changes of current afferentation from the extremity) exert their influence only with due regard for the available programm of the muscular excitation. Really, latent period of reactions, appearing in response to application of the extrairritants, diminishes, when "cortex or afferent commands" coincide with the phase of muscular activation. On the contrary, this period increases, when these commands coincide with the period of bioelectric silence. Nevertheless, afferent and voluntary control of locomotion have their own peculiarities. Afferentation reflexly influences on the amplitude, duration and character of the excitation distribution, but only in limits of its programmed phase. Voluntary control of locomotion (even when solving relatively easy tasks, such as, the change of walking velocity) is connected with realization of, at least, two types of cortex influences: acyclic and cyclic. The first influences establish the characteristics of the definite regime of, probably, those interneurons, on which the spinal step mechanism is formed, and that determines new walking cadence. The second influences stipulate the transitional process from one regime to another by means of changes of body's posture characteristics and, they, probably, affect interneurons and motoneurons of the reflex arc.

Regulation of the main gait characteristics - amplitude and duration is also connected with different participation of supraspinal and afferent mechanisms. We have found out, that both of these parameters change almost independently from each other as walking cadence increases: in the range of slow cadence (50-80 steps/min.) the duration of muscle activity mainly decreases, and in the range of fast cadence (130-160 steps/min) amplitude of activity chiefly rises. According to literary data, it is possible to suppose, that the change of the activity's amplitude (i.e. the quantity of activated d-motoneurons) is a prerogative of the supraspinal control. On the contrary, change of the activity's duration is connected with the influence of the afferent factors, setting the duration of the locomotor cycle. Walking at a slow cadence (80-120 steps/min) reflects joint action of both of these factors.

Amplitude and duration of the activity change in a similar manner, when the cadence is constant, but loading on muscles changes. In this situation afferent factors influence rather faintly on both parameters of the muscle electrical activity.

Consequently, correlation of the supraspinal and afferent factors in muscle activity regulation depends on the concrete biomechanical conditions.

All these data on normal human gait are the necessary prerequisites for the research of the locomotor act in different pathological states.

Changes of the gait structure in flaccid and spastic pareses (and in some other disturbances of the support-motor apparatus) prove the same.

In all these cases phenomenology and the content of the locomotor disturbances are determined not only by the specificity of each disease, but also by the complex pathological situation (loss or weakening of muscles, posture changes, alterations of the inertial characteristics of the lower extremities) in comparison with norma, by unusual conditions of walking and the compensatory reconstruction of the muscle activity.

For all this, as biomechanical analysis reveals, compensation of the motion damages is different in unilateral and bilateral disturbances. Dynamic effects and movements of the intact extremity become the main source of compensation in unilateral damages.

Evident dynamic and kinematic asymmetries are examined as a result of the reduction of the muscle force and movements on the side of the paretic or prothesised extremity and corresponding growth of the activity on the side of the intact leg. If these asymmetries are sharply pronounced, the degree of compensation of the motor damage is feebly marked. In bilateral damages not so much asymmetry but high energetic cost of walking acquires the greatest importance, but walking is not enough effective in these conditions. Growth of the energy expenditures is connected not only with the reinforcement of the intact muscles function, but mainly with drawing in additional force resources: muscles of the trunk and upper extremity (especially, if patients use canes or crutches during walking).

Changes of the muscle work in locomotor damages are exactly represented in peculiarities of the distribution of the muscle electrical activity during the locomotor cycle. The study of this distribution proves, that compensatory reconstructions touch

upon both parts of the locomotor synergy (force and correctional). Within its force part these reconstructions usually appear as the reinforcement of the activity of muscles-extensors at proximal joints of the support extremity. Just at this time the deficit of function is observed in muscles-extensors of the distal joints of the push-off extremity. The change of the correctional activity of muscles-flexors consists in: firstly, that these muscles together with muscles-extensors take part in providing the support and the push-off functions of the lower limb; secondly, that they play an ever-increasing part in mechanism of its advancement.

Comprehensive quantitative evaluation of the compensatory activity of muscles may be given with the help of a special method: definition of the system of the dependences of the integral electrical activity on cadence. This method made it possible to establish:

- 1) relative energy expenditures according to the summary electrical activity of muscles,
- 2) efficiency of application of muscles in movements according to the ratio of the intervals of activity and rest during the cycle,
- 3) peculiarities of the motion control according to the variability of the muscle activity.

This method has been worked out by specialists of the Central Research Institute of Prosthetics.

At the same time, nervous regulation of the muscular work doesn't change essentially in all types of pathological gait: both the central innervative programm of the step and its differences in muscles-antagonists remain. Nevertheless, the innervative stereotype of walking becomes more rough: muscles-extensors of the distal and proximal joints become more active simultaneously - in the stance phase of the step. The phases of excitation of muscles-flexors, that adapt to the new biomechanical conditions of locomotion, become more variable; amplitude and duration of the muscular activity increase in parallel, and that all points to the growth of afferentation from the muscle receptors in connection with increase of load. It is characteristic, that all changes of the muscular activity don't essentially differ from those ones, that arise in experimental disturbances of the biomechanical structure of walking, for example, in cases of limitation of movements at the joints of the extremity. These general regularities of the pathological gait are modified in a definite way in different damages of the support-motor apparatus.

Nevertheless, the principle likeness of biomechanical reasons and causes of different gait disturbances makes a syndrom approach (parallel with the pathogenetic one) to the treatment and prosthetics of different categories of patients more advisable. Rehabilitation of patients with locomotor disturbances must be directed to: a) creation of the initial prerequisites of locomotion, i.e. normalization of the vertical posture of a man, the inertial characteristics of the extremity and movability at joints; b) rehabilitation of the force elements, first of all, and only subsequently, the correctional components of walking; c) training of the weakened muscles (paretic or truncated), mainly in the process of stimulation; d) formation of the right stereotype of walking.

## Conclusion

A new method of rehabilitation of patients with locomotor disturbances - artificial correction of movements by means of electrical stimulation of muscles allows to solve the majority of these tasks.

Three monographs are devoted to substantiation of this method:

1. Farber,B., Vitenson,A., Moreinis,I. The Theoretical Bases of the Construction of the Lower Limbs' Protheses and the Motional Correction.
2. Vitenson.A., Mironov,Y., Petrushanskaya,K., Scoblin,A. Artificial Correction of Movements in Pathological Gait.
3. Vitenson, A.S. Regularities of Normal and Pathological Human Gait

## Список литературы.

1. **Акатов М.В.** Перестройка и воспитание новой функции длинной головки двуглавой мышцы бедра после ее пересадки на надколенник. - В кн.: Новые данные по физиологии двигательного аппарата в норме и при полиомиелите, Труды ЛСГМИ и ин-та им. Г.И.Турнера, М.-Л., 1956, т. 19, с. 211-227.
2. **Анохин П.К.** Проблема центра и периферии в современной физиологии нервной деятельности. - В сб.: Проблема центра и периферии в нервной деятельности. Под ред. П.К. Анохина. Горький, 1935, с. 9-70.
3. **Аршавский Ю.И., Коц Я.М., Орловский Г.Н., Родионов И.М., Шик М.Л.** - Исследование биомеханики бега собаки. - Биофизика, 1965, т. 10, в. 4, с. 665-672.
4. **Аршавский Ю.И., Беркинблит М.Б., Гельфанд И.М., Орловский Г.Н., Фуксон О.И.** Активность нейронов дорсального спинно-мозжечкового тракта при локомоции. - Биофизика, 1972а, т. 17, в. 3, с. 487-494.
5. **Аршавский Ю.И., Беркинблит М.Б., Гельфанд И.М., Орловский Г.Н., Фуксон О.И.** Активность нейронов вентрального спинно-мозжечкового тракта при локомоции. - Биофизика, 1972б, т. 17, в. 5, с. 883-890.
6. **Аршавский Ю.И., Беркинблит М.Б., Гельфанд И.М., Орловский Г.Н., Фуксон О.И.** Активность нейронов кунео-мозжечкового тракта при локомоции. - Биофизика, 1973, т. 18, в.1, с. 126-131.
7. **Асратян Э.А.** Кора большого мозга и пластичность нервной системы. III. Вариант перекрестного сшивания нервов. - Успехи современной биологии, 1940, т. 12, в. 3, с. 516.
8. **Баев К.В.** Эфферентные разряды в двигательных нервах задней конечности спинальной обездвиженной кошки, вызываемые внутривенно введенным ДОФА. - Нейрофизиология, 1977, 9, № 3, с. 323-325.
9. **Баев К.В.** Перестройка сегментарных реакций на периферическую стимуляцию во время фиктивной локомоции у кошки. - Нейрофизиология, 1981, 13, № 3, с. 283-291.
10. **Баев К.В.** Нейронные механизмы программирования спинным мозгом ритмических движений. Киев, Наукова Думка, 1984, 155 с.
11. **Баев К.В., Дегтяренко А.М., Завадская Т.В., Костюк П.Г.** Импульсная активность промежуточных нейронов поясничного отдела спинного мозга при поздних длительных разрядах в двигательных нервах обездвиженных таламических кошек. - Нейрофизиология, 1979, 11, № 3, с. 236-244.
12. **Баскакова Н.В.** Исследование электрической активности мышц при ходьбе в разном темпе. - "Протезирование и протезостроение", 1968, сб.трудов, вып.20, М., ЦНИИПП, с. 94-103.
13. **Баскакова Н.В., Витензон А.С.** Влияние темпа и длины шага на основные параметры ходьбы человека. В кн.: Биомеханика. Труды Рижского НИИ травматологии и ортопедии, 1975, вып. 13, с. 242-247.

14. **Беленький В.Е.** Методика и первые результаты исследования подвижности позвоночника при ходьбе. - "Ортопед., травматол.", 1968, № 10, с. 25-31.
15. **Беленький В.Е.** Исследование движений таза и позвоночника при ходьбе. - "Ортопед., травматол.", 1971, № 7, с. 37-43.
16. **Беленький В.Е., Цабугашвили З.Г.** Способ регистрации угловых перемещений таза при ходьбе. - "Ортопед., травматол.", 1970, № 5, с. 67-69.
17. **Беркович Е.М.** Энергетический обмен в норме и патологии. М., 1964.
18. **Бернштейн Н.А.** Исследования по биодинамике ходьбы и бега. Труды научно-технического комитета НКПС. М., 1927, в. 63.
19. **Бернштейн Н.А.** Исследования по биодинамике локомоций, кн. I. М.-Л., Изд. ВИЭМ, 1935.
20. **Бернштейн Н.А.** Исследования по биодинамике ходьбы, бега, прыжка. М., "Физкультура и спорт", 1940.
21. **Бернштейн Н.А.** О построении движений. М., Медгиз, 1947.
22. **Богданов В.А., Гурфинкель В.С., Попов К.Е.** О причинах вариативности фронтальных движений таза человека - Тезисы докладов IV Всесоюзной конференции по бионике, 1973, т. 6, с. 125-130.
23. **Богданов В.А., Гурфинкель В.С.** Биомеханика локомоций человека. В кн.: "Физиология движений", Ленинград, 1976, глава 10, с. 276-315.
24. **Бравичев А.Н.** Исследование зависимости электрической активности различных мышц от развиваемого ими усилия. - "Протезирование и протезостроение", 1971, сб. трудов, вып. 27, М., ЦНИИПП, с. 48-52.
25. **Бравичев А.Н.** Зависимость между электрическим и механическим эффектами мышцы в позном режиме. - "Протезирование и протезостроение", 1970, сб. трудов, вып. 23, М., ЦНИИПП, с. 70-82.
26. **Будакова Н.Н.** Шагательные движения, вызываемые у мезенцефалической кошки ритмическим раздражением дорсального корешка. - Физиол. журн. СССР, 1971, т. 57, № 11, с. 1632-1640.
27. **Будакова Н.Н.** Шагательные движения спинальной кошки после инъекции ДОФА. - Физиол. журн. СССР, 1973, т. 59, № 8, с. 1190-1198.
28. **Букреева Д.П., Косилов С.А., Тамбиева А.П.** Возрастные особенности циклических движений детей и подростков. - "Педагогика", М., 1975.
29. **Витензон А.С.** Значение рефлексов на растяжение при ходьбе. - "Протезирование и протезостроение", 1968а, сб. трудов, вып. 19, М., ЦНИИПП, с. 23-34.
30. **Витензон А.С.** К нейрофизиологическому анализу электрической активности мышц при ходьбе. - "Протезирование и протезостроение", 1968б, сб. трудов, вып. 20, М., ЦНИИПП, с. 78-87.
31. **Витензон А.С.** О соотношении периферических и центральных факторов в регуляции деятельности мышц при ходьбе. Тезисы докладов 2 международного симпозиума по регуляции движений. Болгария. 1972.
32. **Витензон А.С.** О регуляции параметров вспышки электрической активности четырехглавой мышцы бедра при нормальной и патологической ходьбе. Вопросы клинической электромиографии, Вильнюс, 1973, с. 18-20.

33. **Витензон А.С.** Влияние изменения подвижности в коленном суставе на электрическую активность мышц бедра при разной скорости ходьбы. - "Протезирование и протезостроение", 1973, сб. трудов, вып. 30, М., ЦНИИПП, с. 84-92.

34. **Витензон А.С.** Физиологическая роль различных мышц нижних конечностей при ходьбе. - "Протезирование и протезостроение", 1974 а, сб. трудов, вып. 32, М., ЦНИИПП, с. 45-57.

35. **Витензон А.С.** Зависимость биомеханических параметров от скорости ходьбы. - "Протезирование и протезостроение", 1974б, сб. трудов, вып. 33, М., ЦНИИПП, с. 53-65.

36. **Витензон А.С.** О влиянии биомеханических факторов на электрическую активность мышц нижних конечностей при нормальной и патологической ходьбе. "Ортопедия, травматология, протезирование", 1974 в, № 8, с. 14-20.

37. **Витензон А.С.** Динамические фазы цикла ходьбы. В кн.: Биомеханика. Труды Рижского НИИ травматологии и ортопедии, 1975 а, вып. XIII, с. 251-256.

38. **Витензон А.С.** К анализу движений и электрической активности мышц плечевого пояса и верхних конечностей при ходьбе в норме. - "Протезирование и протезостроение", 1975б, сб. трудов, вып. 35, М., ЦНИИПП, с. 91-96.

39. **Витензон А.С.** Некоторые вопросы взаимодействия мышечных сил при ходьбе человека. - "Протезирование и протезостроение", 1975 в, сб. трудов, вып. 34, М., ЦНИИПП, с. 29-38.

40. **Витензон А.С.** Особенности ходьбы в разных темпах при изменении инерционных характеристик нижних конечностей. - "Протезирование и протезостроение", 1977, сб. трудов, вып. 42, М., ЦНИИПП, с. 40-49.

41. **Витензон А.С.** Физическое моделирование элементов патологической походки. - Тезисы докладов второй всесоюзной конф. по проблемам биомеханики, Рига, "Зинатне", 1979, т. 4, с. 301-304.

42. **Витензон А.С.** Биомеханические закономерности компенсации двигательных нарушений при патологической ходьбе. - "Протезирование и протезостроение", 1980, сб. трудов, вып. 55, М., ЦНИИПП, с. 39-52.

43. **Витензон А.С.** Физическое моделирование элементов патологической ходьбы. - "Протезирование и протезостроение", 1980, сб. трудов, вып. 55, М., ЦНИИПП, с. 28-38.

«44. **Витензон А.С.** Исследование биомеханических и нейрофизиологических закономерностей нормальной и патологической ходьбы человека. М., 1982, докт. дисс.

45. **Витензон А.С., Баскакова Н.В.** Биомеханическая и иннервационная структура ходьбы на костылях. - "Протезирование и протезостроение", 1974, сб. трудов, вып. 33, М., ЦНИИПП, с. 66-75.

46. **Витензон А.С., Баскакова Н.В.** Влияние длины шага на биомеханические и электрофизиологические параметры ходьбы в норме. - "Протезирование и протезостроение", 1975, сб. трудов, вып. 35, М., ЦНИИПП, с. 19-31.

47. **Витензон А.С., Баскакова Н.В.** Биомеханическая и иннервационная структура различных видов грузеной ходьбы. - "Протезирование и протезостроение", 1977, сб. трудов, вып. 40, М., ЦНИИПП, с. 20-29.
48. **Витензон А.С., Баскакова Н.В.** Биомеханическая и иннервационная структура ходьбы при изменении темпа и длины шага. - "Протезирование и протезостроение", 1978, сб. трудов, вып. 44, М., ЦНИИПП, с. 5-16.
49. **Витензон А.С., Беленький В.Б.** К биомеханическому анализу движений таза, позвоночника и работы мышц туловища при ходьбе в норме. - "Протезирование и протезостроение", 1972, сб. трудов, вып. 29, М., ЦНИИПП, с. 36-47.
50. **Витензон А.С., Беленький В.Е.** Некоторые вопросы регуляции функций мышц туловища при ходьбе в норме. - "Протезирование и протезостроение", 1973, сб. трудов, вып. 31, М., ЦНИИПП, с. 29-38.
51. **Витензон А.С., Беленький В.Е.** Механизмы вращательных движений таза и позвоночника. "Ортопедия, травматология и протезирование", 1976, в. 6, с. 58-64.
52. **Витензон А.С., Коновалова И.О.** Коррекция ходьбы инвалидов на протезе голени посредством электрической стимуляции мышц. - "Протезирование и протезостроение", 1983, сб. трудов, вып. 67, М., ЦНИИПП, с. 113-121.
53. **Витензон А.С., Коновалова Л.П., Спивак Б.Г.** Влияние выключения рецепторного поля стопы и голеностопного сустава на биомеханическую и иннервационную структуру ходьбы. - "Протезирование и протезостроение", 1984, сб. трудов, вып. 69, М., ЦНИИПП, с. 114-125.
54. **Витензон А.С., Коновалова Н.Г., Спивак Б.Г.** Физическое моделирование ходьбы на протезе голени. - "Протезирование и протезостроение", 1984, сб. трудов, вып. 70, М., ЦНИИПП, с. 78-91.
55. **Витензон А.С., Короткое А.И.** Методика исследования работы трехглавой мышцы голени при ходьбе. - "Протезирование и протезостроение", 1978, сб. трудов, вып. 44, М., ЦНИИПП, с. 68-72.
56. **Витензон А.С., Кушников Р.И., Баркан Л.И., Гридасова Е.Г.** Методика моделирования условий работы мышц нижних конечностей. - "Протезирование и протезостроение", 1973, сб. трудов, вып. 30, М., ЦНИИПП, с. 135-138.
57. **Витензон А.С., Корюкин В.И.** Биомеханические и электромиографические параметры ходьбы больных с односторонним распространенным вялым параличом (парезом) нижней конечности. - "Протезирование и протезостроение", 1970, сб. трудов, вып. 23, М., ЦНИИПП, с. 127-139.
58. **Витензон А.С., Петрушанская К.А.** Влияние иммобилизации сустава на электрическую активность мышц при ходьбе. Материалы II Всерос. конф. по биомеханике. Нижний Новгород, 1994, с. 65-96.
59. **Витензон А.С., Полян М.П.** Влияние темпа ходьбы на функцию дистальных сочленений нижней конечности при ходьбе в норме и на протезах. - "Протезирование и протезостроение", 1970, сб. трудов, вып. 23, М., ЦНИИПП, с. 103-115.

**60. Витензон А.С., Самсонова Л.Н.** Биомеханическая и иннервационная структура ходьбы детей раннего возраста. - "Протезирование и протезостроение", 1973, сб. трудов, вып. 31, М., ЦНИИПП, с. 39-46.

**61. Витензон А.С., Саранцев А.В.** Зависимость электрической активности мышц нижних конечностей от скорости ходьбы. - "Протезирование и протезостроение", 1971а, сб. трудов, вып. 27, М., ЦНИИПП, с. 26-39.

**62. Витензон А.С., Саранцев А.В.** Соотношение фаз возбуждения и торможения в активности мышц при различной скорости нормальной и патологической ходьбы. - "Протезирование и протезостроение", 1971б, сб. трудов, вып. 27, М., ЦНИИПП, с. 40-47.

**63. Витензон А.С., Саранцев А.В.** Статистические закономерности изменения биомеханических и электрофизиологических параметров при разных темпах ходьбы. - "Протезирование и протезостроение", 1972, сб. трудов, вып. 29, М., ЦНИИПП, с. 29-35.

**64. Витензон А.С., Саранцев А.В., Баскакова Н.В.** Электромиографическое изучение явлений резонанса при нормальной и патологической ходьбе. - Материалы II Всесоюзного симпозиума по клинической электромиографии, 1973, Тбилиси, с. 32-33.

**65. Витензон А.С., Саранцев А.В., Головин В.С.** Методика исследования управления работой мышц. - "Протезирование и протезостроение", 1976, сб. трудов, вып. 38, М., ЦНИИПП, с. 68-72.

**66. Гарбер С.Р., Саранцев А.В., Коновалов В.В., Эпельман Е.Б.** Методика фильтрации поступательных движений шин гониометра при измерении взаимных угловых перемещений голени и стопы. - "Протезирование и протезостроение", 1983, сб. трудов, вып. 67, М., ЦНИИПП, с. 95-112.

**67. Гарбер С.Р., Ежов М.Д., Жилиев А.А., Лисица И.Б., Саранцев А.В.** Система автоматизированного сбора данных биомеханических исследований ходьбы с помощью миниЭВМ "Искра-226". - "Протезирование и протезостроение", 1985, сб. трудов, вып. 72, М., ЦНИИПП, с. 110-124.

**68. Гельфанд И.М, Гурфинкель В.С., Орловский Г.Н., Пальцев Е.И., Северин Ф.В., Фельдман А.Г., Шик М.Л.** Об управлении некоторыми типами движений. - В кн.: Биоэлектрическое управление. Человек и автоматические системы. Труды международного симпозиума по техническим и биологическим проблемам управления, "Наука", 1970, с. 224-234.

**69. Гельфанд И.М, Гурфинкель В.С., Цетлин М.Л.** О тактиках управления сложными системами в связи с физиологией. - В кн.: "Биоэлектрические аспекты кибернетики". М., 1962, с. 66-73.

**70. Гельфанд И.М, Цетлин М.Л.** О математическом моделировании механизмов центральной нервной системы. - В кн.: Модели структурно-функциональной организации некоторых биологических систем. "Наука", М., 1966, с. 9-26.

**71. Гриценко Г.П., Витензон А.С.** Исследование биомеханических параметров ходьбы здоровых людей с помощью ЭВМ "Искра-226". - "Протезирование и протезостроение", 1990, сб. трудов, вып. 89, М., ЦНИИПП, с. 66-77.

72. **Гранит Р.** Основы регуляции движений. Изд. "Мир". М., 1973.
73. **Гурфинкель В.С.** Методика и первые результаты электромиографического анализа стояния и ходьбы. - "Третья научная сессия ЦНИИПП", М., 1953, с. 25-35.
74. **Гурфинкель В.С.** Электрофизиологический анализ функции мышц при ходьбе на протезе бедра после односторонней ампутации. - "Четвертая научная сессия ЦНИИПП", М., 1955, с. 36-44.
75. **Гурфинкель В.С., Коц Я.М., Шик М.Л.** Регуляция позы человека. М., "Наука", 1965.
76. **Гутер Р.С., Овчинский Б.В.** Элементы численного анализа и математической обработки результатов опыта. М., "Наука", 1970, с. 382-392.
77. **Дегтяренко А.М.** Механизмы супрасегментарной коррекции работы генераторов циклических моторных реакций. - *Нейрофизиология*, 1992, 24, № 6, с. 736-755.
78. **Донская Л.В.** О динамическом характере антагонистической иннервации. - В кн.: Новые данные по физиологии двигательного аппарата в норме и при полиомиелите. Труды ЛСГМИ и ин-та им. Г.И. Турнера, М.-Л., 1956, т. 19, с. 26-33.
79. **Донская Л.В.** Влияние отраженных процессов на функциональные перестройки в нервных центрах пересаженной мышцы. - В кн.: Новые данные по физиологии двигательного аппарата в норме и при полиомиелите. Труды ЛСГМИ и ин-та им. Г.И. Турнера, М.-Л., 1956, т. 19, с. 69-73.
80. **Донской Д.Д.** Биомеханика с основами спортивной техники. М., "Физкультура и спорт", 1971.
81. **Жуков Е.К., Котельникова Е.Г., Семенов Д.А.** Биомеханика физических упражнений. - "Физкультура и спорт", М., 1963.
82. **Журавлев А.М.** Анализ отдаленных результатов сухожильно-мышечной пластики при параличе четырехглавой мышцы бедра. - "Протезирование и протезостроение", 1966, сб. трудов, вып. 17, М., ЦНИИПП, с. 71-83.
83. **Журавлев А.М., Витензон А.С.** О некоторых изменениях в структуре ходьбы после хирургического замещения парализованного разгибателя голени. - "Протезирование и протезостроение", 1968, сб. трудов, вып. 20, М., ЦНИИПП, с. 137-151.
84. **Журавлев А.М., Перхурова И.С., Семенова К.А., Витензон А.С.** Хирургическая коррекция позы и ходьбы при детском церебральном параличе. Ереван, "Айастан", 1986, 230 с.
85. **Зимкин Н.В., Пахомов В.Г.** О вариативности некоторых параметров взаимосвязанной деятельности мышц при стереотипных движениях. - *Физиологический журнал СССР*, 1969, т. 55, № 5, с. 630-640.
86. **Каптелин А.Ф.** Роль функционального лечения в выработке двигательного навыка после сухожильно-мышечной пластики по поводу паралитических деформаций нижних конечностей. - "Четвертая научная сессия ЦНИИПП", М., 1955, с. 112-117.

87. **Коновалова Н.Г., Витензон А.С.** Влияние коррекции движений посредством электрической стимуляции мышц на структуру ходьбы на протезе голени. - "Протезирование и протезостроение", 1984, сб. трудов, вып. 69, М., ЦНИИПП, с. 130-144.
88. **Коробков А.В.** Развитие и инволюция функций различных групп мышц человека в онтогенезе. Докт. дисс., Л., 1958.
89. **Крид Р., Денни-Броун Д., Икклс И., Лидделл Е., Шеррингтон Ч.** Рефлекторная деятельность спинного мозга. Гос. изд. биол. и мед. лит. М., Л., 1935.
90. **Лапаев М.И.** Система измерения линейных перемещений общего центра масс тела человека при ходьбе. - "Протезирование и протезостроение", 1973, сб. трудов, вып. 31, М., ЦНИИПП, с. 153-157.
91. **Лапаев М.И.** Методика определения и исследование перемещений общего центра тяжести тела человека при ходьбе в норме и на протезах. М., 1973, канд. дисс.
92. **Лаптев И.А., Анохин П.К.** Значение проприоцептивной сигнализации для реинтегративного процесса в спинно-мозговых центрах. - В сб.: Проблема центра и периферии в физиологии нервной деятельности под редакцией П.К. Анохина, Горький, 1935, с. 205-222.
93. **Левин Я.В., Витензон А.С.** Прибор для исследования ходьбы в условиях искусственно измененного положения центра тяжести голени. - "Протезирование и протезостроение", 1970, сб. трудов, вып. 23, М., ЦНИИПП, с. 264-267.
94. **Левин Я.В., Славущий Я.Л., Баскакова Н.В.** Физиологические и биомеханические обоснования рационального торможения в коленном узле протеза. - "Протезирование и протезостроение", 1970, сб. трудов, вып. 23, М., ЦНИИПП, с. 116-126.
95. **Лепехина Л.П., Крамаренко Г.Н.** Особенности ходьбы больных с поперечным плоскостопием по данным подографии. - "Ортопед., травматол.", 1968, №9, с. 66-69.
96. **Лисица И.Б., Саранцев А.В.** Исследование вариативности временной структуры шага. - "Протезирование и протезостроение", 1986, сб. трудов, вып. 74, М., ЦНИИПП, с. 77-93.
97. **Лисица И.Б., Саранцев А.В.** Определение временной структуры шага. - "Протезирование и протезостроение", 1991а, сб. трудов, вып. 91, М., ЦНИИПП, с. 65-71.
98. **Лисица И.Б., Саранцев А.В.** Анализ временной структуры шага для выявления дефектов протезирования. - "Протезирование и протезостроение", 1991, сб. трудов, вып. 92, М., ЦНИИПП, с. 65-71.
99. **Мальшев А.П.** Основы технической биомеханики. - Сб. "Протезное дело", М. Наркомздрав РСФСР, 1928.
100. **Манухина З.П.** Пути ускорения перестройки функции пересаженных мышц при применении специальной методики лечебной физкультуры. - В кн.: Новые данные по физиологии двигательного аппарата в норме и при полиомиелите, Труды ЛСГМИ и ин-та им. Г.И.Турнера, М.-Л., 1956, т. 19, с. 228-239.

101. Менделевич И.А., Старцева Т.Е. Подографическое исследование ходьбы в норме. - "Протезирование и протезостроение", 1971, сб. трудов, вып. 26, М., ЦНИИПП, с. 43-47.
102. Морейнис И.Ш. Вес, центр тяжести и момент инерции культы нижней конечности человека. - "Протезирование и протезостроение", 1960, сб. трудов, вып. 3, М., ЦНИИПП, с. 5-7.
103. Мори Ш., Селионов В.А., Шик М.Л. Ответы медуллярных нейронов на раздражение локомоторной и тормозной точек мозгового ствола. Нейрофизиология, 1986, 4, с. 525-533.
104. Орловский Г.Н. Спонтанная и вызванная локомоция таламической кошки. - Биофизика, 1969, т. 14, в. 6, с. 1095-1101.
105. Орловский Г.Н. Электрическая активность в стволе мозга и нисходящих путях при управляемой локомоции. - Физиол. журн. СССР, 1969, т. 55, в. 4, с. 437-444.
106. Орловский Г.Н. Работа ретикулоспинальных нейронов при локомоции. - Биофизика, 1970, т. 15, в. 4, с. 728-737.
107. Орловский Г.Н. О влиянии мозжечка на ретикулоспинальные нейроны при локомоции. - Биофизика, 1970, т. 15, в. 5, с. 828-836.
108. Орловский Г.Н., Павлова Г.А. Вестибулярные реакции нейронов нисходящих трактов во время локомоции. - Нейрофизиология, 1972, т. 4, № 3, с. 311-316.
109. Орловский Г.Н., Павлова Г.А. Вестибулярные реакции нейронов различных нисходящих трактов у кошек с мозжечком и без мозжечка. - Нейрофизиология, 1972, т. 4, № 3, с. 303-310.
- ПО. Орловский Г.Н., Северин Ф.В., Шик М.Л. Влияние скорости и нагрузки на координацию движений при беге собаки. - Биофизика, 1966а, т. 11, в. 2, с. 364-366.
111. Орловский Г.Н., Северин Ф.В., Шик М.Л. Влияние поврежденного мозжечка на координацию движений при беге собаки. - Биофизика, 1966б, т. 11, в. 3, с. 509-517.
112. Орловский Г.Н., Северин Ф.В., Шик М.Л. Локомоция, вызываемая стимуляцией среднего мозга - Доклады АН СССР, 1966 в, т. 169, с. 1223-1226.
113. Орловский Г.Н., Фельдман А.Г. О роли афферентации в генерации шагательных движений. - Нейрофизиология, 1972, т. 4, № 4, с. 401-409.
114. Орловский Г.Н., Фельдман А.Г. Классификация нейронов пояснично-крестцового отдела спинного мозга в соответствии с их разрядом при вызванной локомоции. - Нейрофизиология, 1972, т. 4, № 4, с. 410-417.
115. Пановко Я.Г. Введение в теорию механических колебаний. М., "Наука", 1971, с. 113-118.
116. Панфилов В.Е. Исследование биомеханических параметров ходьбы человека. 1. Временная структура ходьбы. - Биофизика, 1970, т. 15, в. 5, с. 927-930.
117. Покагилев А.К. Исследование движений таза при ходьбе в норме и на протезе бедра. - "Протезирование и протезостроение", 1973, сб. трудов, вып. 31, М., ЦНИИПП, с. 16-19.

#### **Закономерности нормальной и патологической ходьбы человека**

118. **Покатилов А.К., Санин В.Г.** Характер взаимосвязи движений нижних конечностей и таза при ходьбе здоровых людей. - "Ортопед., травматол.", 1974, № 8, с. 1-7.
119. **Полян М.П.** Исследование пронационно-супинационных движений стопы при ходьбе в норме. - "Протезирование и протезостроение", 1968, сб. трудов, вып. 21, М., ЦНИИПП, с. 115-120.
120. **Рошин Г.И.** Метод и прибор для определения силового воздействия всего тела и каждой конечности на опору. - "Третья научная сессия ЦНИИПП", М., 1953, с. 134-142.
121. **Рошин Г.И.** Метод и прибор для исследования механики здорового и протезированного человека. Автореф.дисс. на соиск. учен. степени канд. техн. наук. М., 1954, (ЦНИИПП).
122. **Рошин Г.И.** Метод и прибор для исследования механики ходьбы здорового и протезированного человека. "Труды Ин-та машиноведения АН СССР", 1955, т. 15, вып. 59, с. 57-71.
123. **Саранцев А.В., Витензон А.С.** Явления резонанса при ходьбе человека. - "Протезирование и протезостроение", 1973, сб. трудов, вып. 31, М., ЦНИИПП, с. 62-71.
124. **Саранцев А.В.** К количественному анализу некоторых показателей энергетической оптимальности ходьбы. - "Протезирование и протезостроение", 1973, сб. трудов, вып. 30, М., ЦНИИПП, с. 84-92.
125. **Северин Ф.В.** О роли гамма-моторной системы в активации экстензорных альфа-мотонейронов при управляемой локомоции. - Биофизика, 1970, т. 15, в. 6, с. 1138-1145.
126. **Северин Ф.В., Орловский Г.Н., Шик М.Л.** Работа мышечных рецепторов при управляемой локомоции. - Биофизика, 1967а, т. 12, в. 3, с. 502-511.
127. **Северин Ф.В., Шик М.Л., Орловский Г.Н.** Работа мышц и одиночных мотонейронов при управляемой локомоции. - Биофизика, 1967б, т. 12, в. 3, с. 660-668.
128. **Северин Ф.В., Орловский Г.Н., Шик М.Л.** Возвратные влияния на работу одиночных мотонейронов при управляемой локомоции. - Бюлл. эксп. биол. мед., 1968, т. 66, в. 7, с. 5-9.
129. **Славуцкий Я.Л.** Электрическая активность мышц человека при нормальной ходьбе. - "Четвертая научная сессия ЦНИИПП", М., 1955, с. 25-35.
130. **Славуцкий Я.Л.** Физиологические предпосылки к построению протезов нижних конечностей с внешними источниками энергии. - "Протезирование и протезостроение", 1974, сб. трудов, вып. 32, М., ЦНИИПП, с. 11-17.
131. **Славуцкий Я.Л.** Физиологические аспекты биоэлектрического управления протезами. М., "Медицина", 1982, 291 с.
132. **Славуцкий Я.Л., Баскакова Н.В.** Особенности электрической активности мышц при ходьбе на протезах после односторонней ампутации. - "Протезирование и протезостроение", 1971, сб. трудов, вып. 27, М., ЦНИИПП, с. 10-25.

133. **Славуцкий Я.Л., Баскакова Н.В.** Количественная электромиография как показатель компенсаторных изменений деятельности мышц при ходьбе на протезах. - Вопросы клинической электромиографии, Вильнюс, 1973, с. 126-128.

134. **Славуцкий Я.Л., Бороздина А.А.** Комплексное количественное исследование электрической активности мышц и элементов кинематики, и динамики ходьбы. Сообщение I - "Ортопед., травматол.", 1966а, № 9, с. 32-38.

135. **Славуцкий Я.Л., Бороздина А.А.** Комплексное количественное исследование электрической активности мышц и элементов кинематики и динамики ходьбы. Сообщение II - "Ортопед., травматол.", 1966б, № 10, с. 52-60.

136. **Славуцкий Я.Л., Бороздина А.А.** Количественные исследования электрической активности мышц и биомеханических особенностей ходьбы по лестнице и по горизонтальной поверхности. - "Протезирование и протезостроение", 1968, сб. трудов, вып. 21, М., ЦНИИПП, с. 99-114.

137. **Славуцкий Я.Л., Бороздина А.А., Сьсин А.Я.** Методика количественной электромиографии при физиологических и биомеханических исследованиях ходьбы. - "Протезирование и протезостроение", 1965, сб. трудов, вып. 16, М., ЦНИИПП, с. 90-96.

138. **Славуцкий Я.Л., Смайльс С.С., Баскакова Н.В.** Электрическая активность мышц человека при максимальном усилии. - "Протезирование и протезостроение", 1971, сб. трудов, вып. 26, М., ЦНИИПП, с. 54-63.

139. **Урусовский И.** Ходьба и бег с точки зрения теории колебаний, а также предложение некоторого устройства, дающего возможность передвигаться быстрее. - "Наука и жизнь", 1965, № 7, с. 73-77.

140. **Уфлянд Ю.М.** Перестройка иннервации антагонистических мышц. - Физиол. журнал СССР, 1952, т. 38, № 2, с. 247-257.

141. **Уфлянд Ю.М.** Физиологическая характеристика мышц при сухожильно-мышечной пересадке. - Четвертая годовичная сессия ин-та им. Г.И. Турнера, Л., 1950, с. 32-34.

142. **Уфлянд Ю.М.** О перестройке двигательной координации у детей. Труды первой науч. конф. по возрастной морфологии и физиологии. М., 1954а, с. 190-197.

143. **Уфлянд Ю.М.** О перестройке реципрокной иннервации антагонистических мышц у человека после пересадки сухожилий. - Уч. зап. ЛГУ. Сер.биол.наук. Физиология и биохимия, 1954б, т. 164, в. 32, с. 208-241.

144. **Уфлянд Ю.М.** Мышечный антагонизм в свете учения И.П.Павлова. - В кн.: Новые данные по физиологии двигательного аппарата в норме и при полиомиелите, Труды ЛСГМИ и ин-та им. Г.И.Турнера, М.-Л., 1956, т. 19, с. 9-25.

145. **Уфлянд Ю.М., Фридман С.А.** О формировании нового типа координации при раздельной пересадке одной из головок мышцы. - В кн.: Новые данные по физиологии двигательного аппарата в норме и при полиомиелите, Труды ЛСГМИ и ин-та им.Г.И.Турнера, М.-Л., 1956а, т. 19, с. 40-52.

146. Уфлянд Ю.М. Физиологический анализ повреждений и восстановлений опорно-двигательного аппарата у человека. - В кн.: Новые данные по физиологии двигательного аппарата в норме и при полиомиелите, Труды ЛСГМИ и ин-та им. Г.И. Турнера, М.-Л., 19566, т. 19, с. 159-175.

147. Уфлянд Ю.М. О факторах, способствующих и препятствующих перестройке иннервации при сухожильно-мышечных пересадках. - В кн.: Проблемы компенсаторных приспособлений, М., 1960, с. 80-89.

148. Фарбер Б.С., Витензон А.С., Морейнис И.Ш. Теоретические основы построения протезов нижних конечностей и коррекции движений, в 3-х томах, М., ЦНИИПП, 1994-95.

149. Ходоров Б.И. Об условно-рефлекторном механизме перестройки координационных отношений при сухожильно-мышечных пересадках у человека. - "Четвертая научная сессия ЦНИИПП", М., 1955, с. 45-60.

150. Шамарина Н.М. О перестройке иннервационных отношений в центральной нервной системе, вызванной пересадкой мышц-антагонистов. - Физиол. журнал СССР, 1958, т. 44, № 11, с. 1040-1048.

151. Шамарина Н.М. К вопросу о перестройке иннервационных отношений в низших отделах центральной нервной системы. - В кн.: "Центральные и периферические механизмы двигательной деятельности животных". М., 1960, с. 334-351.

152. Шамарина Н.М. О возможности перестройки иннервационных отношений мышц-антагонистов у декортицированных кроликов. - Физиол. журнал СССР, 1960, т. 46, № 10, с. 1236-1242.

153. Шаповалов А.И. Моносинаптический контроль спинальных мотонейронов различными уровнями мозга. - Нейрофизиология, 1970, т. 2, № 2, с. 203-215.

154. Шик М.Л. Управление наземной локомоцией млекопитающих животных. - В кн.: Физиология движений. "Наука", Л., 1976, глава 9, с. 234-275.

155. Шик М.Л., Орловский Г.Н. О стандартных элементах циклического движения. - Биофизика, 1965, т. 10, в. 6, с. 1037-1047.

156. Шик М.Л., Орловский Г.Н., Северин Ф.В. Организация локомоторной синергии. - Биофизика, 1966а, т. 11, в. 5, с. 879-886.

157. Шик М.Л., Орловский Г.Н., Северин Ф.В. Локомоция мезенцефальной кошки, вызываемая стимуляцией пирамид. - Биофизика, 1968, т. 13, в. 1, с. 127-135.

158. Шик М.Л., Северин Ф.В., Орловский Г.Н. Управление ходьбой и бегом посредством электрической стимуляции среднего мозга. - Биофизика, 19666, т. 11, в. 4, с. 659-666.

159. Шик М.Л., Северин Ф.В., Орловский Г.Н. Структуры мозгового ствола, ответственные за вызванную локомоцию. - Физиол. журн. СССР, 1967, т. 53, № 3, с. 1125-1132.

160. Шик М.Л., Ягоднищын А.С. Понтобульбарная "локомоторная" полоска. - Нейрофизиология, 1977, т. 9, № 1, с. 95-97.

161. Шик М.Л., Ягодницын А.С. Реакция нейронов "локомоторной полосы" заднего мозга кошки на микроstimуляцию. - *Нейрофизиология*, 1978, т. 10, № 5, с. 510-518.
162. Altenburger H. Beitrage zum physiologie des ganges. - «*Zeitschrift fur die gesamte neurologie und psychiatrie*», 1933, bd. 148, s. 263-276.
163. Anden N.E., Jukes M.G.M., Lundberg A. The effect of dopa on the spinal cord. 1. Influences on transmission from primary afferents. - «*Acta Physiol. Scand.*», 1966, vol. 67, pp. 373-386.
164. Anden N.E., Jukes M.G.M., Lundberg A. The effect of dopa on the spinal cord. 2. A. Pharmacological Analysis. - «*Acta Physiol. Scand.*», 1966, vol. 67, pp. 387-397.
165. Anden N.E., Jukes M.G.M., Lundberg A., Vyklicky L The effect of dopa on the spinal cord. 3. Depaliration evoked in the Central Terminals of ipsilateral la afferents by volleys in the flexor reflex afferents. - «*Acta Physiol. Scand.*», 1966, vol. 68, pp. 327-336.
166. Angel R.W., Eppler W., Iannone A. Silent period produced by unloading of muscle during voluntary contraction. - "J. Physiol". 1965. vol. 180, pp. 864- 870.
167. Appelberg B., Kosary I.Z. Excitation of flexor fusimotor neurones by electrical stimulation in the red nucleus. - «*Acta Physiol. Scand.*», 1963, vol. 59, pp. 445-453.
168. Balesteros M., Buchthal F., Rosenfalck P. The pattern of muscular activity during the arm swing of natural walking. - «*Acta Physiol. Scand.*», 1965, vol. 63, pp. 296-310.
169. Bard P., Macht M.B. The behaviour of chronically decerebrate cats. - In: «*Neurophysiological basis of behaviour*», ed. By C.E.W. Wolstenholme and C.M.O. Connor, London, 1958, pp. 55-71.
170. Bayev K.V. Cenral locomotor program for the cat's hindlimb. - *Neuroscience*, 1978, 3, № 11, p. 1081-1092.
171. Benedict F.G., Murschhauser H. Energy transformations during horizontal walking. - «*Carnegie Inst. Wash*», 1915, pub. 231, pp. 52-60.
172. Bergmans J., Grillner S. Reflex activation and regulation of spontaneous activity in static and dynamic motoneurones. - «*Brain Res.*», 1967, vol. 5, pp. 114-117.
173. Bergmans J., Grillner S. Changes in dynamic sensivity of primary endings of muscle spindle afferents induced by dopa. - «*Acta Physiol. Scand.*», 1968, vol. 74, pp. 629-636.
174. Bessou P., Laporte Y. Observations on static fusimotor fibres. In: «*Muscular afferents and motor control. Nobel Symposium I*», ed. R. Granit, Stockholm, Almqvist and Wiksell, 1966, pp. 81-89.
175. Bianconi R., Granit R., Reis D.J. The effects of extensor muscle spindles and tendon organs on homonymous motoneurones in relation to  $\alpha$ -bias and curarization. - «*Acta Physiol. Scand.*», 1964, vol. 61, pp. 331-347.
176. Bigland B., Lippold O.C.J. Motor unit activity in the voluntary contraction of human muscle. - «*J. Physiol.*», 1954, vol. 125, pp. 322-335.

177. Bobert A. Energy expenditure in level and grade walking. - «J. Appl. Physiol.», 1960, vol. 15, pp. 1015-1021.
178. Braune W., Fisher O. Der gang des menshen. - Bd. I-IV, Leipzig, 1895-1904.
179. Bresler B., Frankel J. The forces and moments in the leg during level walking. - «Trans. Am. Soc. Mech. Eng.», 1950, vol. 72, pp. 27-36.
180. Brezina F.G., Kolmer W. Über den energieverbrauch bei der geharbeit unter dem einflussverschiedener geschwindigkeiten und verschiedener belastungen. - «Biochem. Ztschr.», 1912, 38, s. 129-153.
181. Brock L.G., Eccles J.C., Rail W. Experimental investigations on the afferent fibres in muscle nerve. - «Proc. Roy. Soc», 1951, B, vol. 138, pp. 453-475.
182. Brown T.G. The intrinsic factors in the act of progression in the mammal. - «Proc. Roy. Soc», London, 1911, Ser: 84, pp. 308-319.
183. Brown T.G. The phenomen of «Narcosis progression» in mammal. - «Proc. Roy. Soc», London, 1913, Ser B: 86, pp. 140-164.
184. Brown T.G. On the nature of the fundamental activity of the nervous centres, together with analysis of the conditioning of rhythmic activity in progression, and a theory of evolution of function in the nervous system. - «J. Physiol.», 1914, vol. 48, pp. 18-46.
185. Cavagna G., Saibene F., Margaria R. External work in walking. - «J. Appl. Physiol.», 1963, vol.18, №1, pp. 1-9.
186. Cavagna G., Margaria R. Mecanics in walking. - «J. Appl. Physiol.», 1966, vol.21, №1, pp. 271-278.
187. Close J.R. Motor function in the lower extremity. Analysis by electronic instrumentation. Springfield, 1964.
188. Close J.R., Todd F. The phasic activity of the muscles of the lower extremity and effect of tendon transfer. - «J. Bone Joint Surg.», 1959, vol. 41-A, pp. 189-208.
189. Drillis R.J. Objective recording and biomechanics of pathological gait. - «Ann. N.Y. Acad. Sci.», 1958, vol.74, №1, pp. 86-109.
190. Douglas C.G., Haldane J.S. Capacity of the air passages under varying physical conditions. - «J. Physiol.», 1912, vol. 45, p. 235-238.
191. Du Bois-Reumond R. Spezielle bewegungslehre. - Handbuch der physiologic des menchen. O.Nagel IV, 2 Braunschweig, 1906-1907, 1909.
192. Eberhart H.D., Elftman H., Inman V.T. The locomotor mechanism of the amputee. - In: «Human libms and their substitutes», ed. P.E. Klopsted, P.D. Wilson, New York, Mc. Craw-Hill, Book Co., 1954, pp. 472-480.
193. Eberhart H., Inman V. An evaluation of experimental procedures used in a fundamental study of human locomotion. - «Ann. N.Y. Acad. Sci.», 1951, vol. 51, pp. 1213-1228.
194. Eberhart H., Inman V., Bresler B. The principal elements in human locomotion. - In: «Human libms and their substitutes», ed. P. Klopsted, P. Wilson, New York, Mc. Craw-Hill, Book Co., 1954, pp. 437-472.
195. Eccles J.C. The physiology of the synapses. - Heidelberg, Springer Verlag, 1964.

196. **Eccles J.C., Eccles R.M., Lundberg A.** The convergence of monosynaptic excitatory afferents onto many different species of alpha motoneurons. - «J. Physiol.», 1957, vol. 137, pp. 22-50.
197. **Eccles J.C., Lundberg A.** Supraspinal control interneurons mediating spinal reflexes. - «J. Physiol.», 1959, vol. 147, pp. 565-584.
198. **Edgerton V.R., Grillner S., Sjoström A., Zangger P.** The spinal generator for locomotion in the cat. Exp. Brain Res., 1975, suppl. 23, p. 64.
199. **Edgerton V.R., Grillner S., Sjoström A., Zangger P.** Central generation of locomotion (ed. By R.M.Herman et al. New York; London, 1976, p. 439-464 (Adv. In behav, biol.: vol. 18).
200. **Eklund G., Euler C. von, Rutkowski S.** Intercostal gamma-motor activity. - «Acta Physiol. Scand.», 1963, vol. 57, pp. 481-482.
201. **Eklund G., Euler C. von, Rutkowski S.** Spontaneous and reflex activity of intercostal gamma motoneurons. - «J. Physiol.», 1964, vol. 171, pp. 139-163.
202. **Elftman H.** Forces and energy changes in the leg during walking. - «Amer. J. Physiol.», 1939, vol. 125, pp. 339-356.
203. **Elftman H.** The force exerted by the ground in walking. - «Arbeitsphysiologie», 1939, vol. 10, pp. 485-491.
204. **Elftman H.** The function of the arms in walking. - «Human Biology», Baltimore, 1939, vol. 11, pp. 529-535.
205. **Elftman H.** The basic pattern of human locomotion. - «Annals New York Acad. Sci.», 1951, vol.51, №7, pp. 1207-1212.
206. **Elftman H.** Knee action and locomotion. - «Bull. Hosp. Joint Diseases», 1955, vol. 16, pp. 103-110.
207. **Elftman H.** Biomechanics of muscle. - «J. Bone Joint Surg.», 1966, vol. 48-a, № 2, pp. 363-377.
208. **Elftman H., Manter J.T.** The evolution of the human foot with especial reference to the joints. - «J. Anatomy», 1935, vol. 70, pp. 56.
209. **Engberg I.** Reflexes to foot muscles in the cat. - «Acta Physiol. Scand.», 1964, vol. 62, Suppl, 325.
210. **Engberg I., Lundberg A.** An electromyographic analysis of stepping in the cat. - «Experientia», 1962, vol. 18, p. 174.
211. **Engberg I., Lundberg A.** An electromyographic analysis of muscular activity in hindlimb of the cat unrestrained locomotion. - «Acta Physiol. Scand.», 1969, vol. 75, pp. 614-630.
212. **Euler C. von.** The control of respiratory movement. - In «Breathlessness» J.B.L. Howell and E.J.M. Campbell, edc, 1966, pp. 19-32.
213. **Euler C. von.** Proprioceptive control in respiration.- In: «Muscular afferents and motor control. Nobel Symposium I» R. Granit, ed., 1966, Stockholm, Almquist and Wiksell, pp. 197-207.
214. **Feige K.** Die Präzisionsleistung der menschlichen motoric. - J.A.Barth, Leipzig, Germany, 1934.
215. **Feldman A.G., Orlovsky G.N.** Activity of interneurons mediating reciprocal Ia inhibition during locomotion. - Brain Res., 1975, 84, № 2, p. 181-194.

216. Fung J., Blunt R., Barbeau H. The soleus H-reflex modulation pattern in spastic paretic subjects during standing and walking. Disord posture an gait, 1990: 10 - th Int. Symp. Soc. Postural and Gait Res., Munchen, Sept. 2-6,1990 - Stuttgart, New York, 1990, с 398-401.

217. Garrett M., Bin Shakoор S.Changes in the excitability of the Hoffman reflex during walking in hemiplegic man. - «J. Physiol.», 1981, 432, p. 29.

218. Garrett M., Murray C, Paor Ade. The relationship between changes in the exitability of the Hoffman reflex and movement of the ankle joint during walking in freely moving man. - [ Abstr. ] Physiol. Soc. Sci. Meet., Dublin, 20-21 Sept, 1991, J. Physiol, 1992,446.

219. Garrett ML, Meechan C, Bin Shakoор S. Assesment of walking handicap and reflex control of normal and pathological walking. - J. Rehabil. Res. And Dev, 1991, 28, № 1, с 75.

220. Granit R. Reflex self-regulation of the muscle contraction and autogenetic inhibition. - «J. Neurophysiol.», 1950, vol. 13, pp. 351-372.

221. Granit R. Reflexes to stretch and contraction of antagonists around ankle joints. - «J. Neurophysiol.», 1952, vol. 15, pp. 269-279.

222. Granit R. Neuromuscular interaction in postural tone of the cat's isometric soleus muscle. - «J. Physiol.», 1958, vol. 143, pp. 387-402.

223. Granit R., Kaada B. Influence of stimulation of central nervous structures on muscle spindles in cat. - «Acta Physiol. Scand.», 1952, vol. 27, pp. 130-160.

224. Granit R., Kellerth J.-O., Szumski A.J. Intracellular recording from extensor motoneurons activated across the gamma loop. - «J. Neurophysiol.», 1966, vol. 29, pp. 530-544.

225. Granit R., Kellerth J.-O., Szumski A.J. Intracellular autogenetic effects of muscular contraction on extensor motoneurons. The silent period. - «J. Physiol.», 1966, vol. 182, pp. 484-503.

226. Granit R., Strom G. Autogenetic modulation of excitability of single ventral horn cells. -«J. Neurophysiol.», 1951, vol. 14, pp. 113-132.

227. Gray J. The role of peripheral sense organs during locomotion in vertebrates. - «Symp. Soc. Exptl. Biol.», 1950, vol. 4, pp. 112-126.

228. Gray J., Basmajian I. Electromyography and cinematography of leg and foot («normal» and flat) during walking. - «Anatom. Record.», 1968, vol. 161, № 1, pp. 1-15.

229. Gregersen G.G., Lucas D.B. An in vivo study of the axial rotation of the human thoracolumbar spine. - «J. Bone Joint Surg.», 1967, vol. 49-a, № 2, pp. 247-262.

230. Grieve D. Gait patterns and the speed of walking. - «Bio-Med. Engineering », 1968, vol. 3, № 3, pp. 119-122.

231. Grillner S. Locomotion in vertebrates-central mechanisms and reflex interaction. - «Physiol. Rev.», 1975, vol. 55, pp. 274-304.

232. Grillner S., Hongo T., Lundberg A. The effect of dopa on the spinal cord. 7. Reflex activation of static ^--motoneurons from the flexor reflex afferents. - «Acta Physiol. Scand.», 1967, vol. 70, pp. 403-411.

233. **Grillner S., Hongo T.** The vestibulospinal tract effects on  $\alpha$ -motoneurons and interneurons in the lumbosacral cord. - In: «Progress in Brain Research. Basic Aspects of central vestibular mechanisms», ed. A. Brodal, O. Pompeiano, New York, 1972, vol.37, pp. 243-262.
234. **Grillner S., Lund S.** The Origin of a descending pathway with monosynaptic action of flexor motoneurons. - «Acta Physiol. Scand.», 1968, vol. 76, pp. 274-284.
235. **Grillner S., Sink M. L.** On the descending control of the lumbosacral spinal cord from the «mesencephalic locomotor region» - «Acta Physiol. Scand.», 1973, vol. 87, pp. 320-333.
236. **Grillner S., Zangger P.** How detailed is the central pattern generation for locomotion? - «Brain. Res.», 1975, vol. 88, pp. 367-371.
237. **Grillner S., Rossingol S.** On the initiation on the swing phase of locomotion in chronic spinal cats. - Ibid, 1978, 146, № 2, pp. 269-277.
238. **Grossman R.G.** Effects of stimulation of non-specific thalamic system on locomotor movements in cat. - «J. Neurophysiol.», 1958, vol.21, pp. 85-93.
239. **Hardy R.** Method of studying muscular activity during walking. - «Med. and Biol. Illustr.», 1959, vol. 9, № 1, pp. 158-163.
240. **Hinsey J.C., Ranson S.W., Natrin R.J.F.Mc.** The role of the hypothalamus and mesencephalon in locomotion. - «Arch. Neural. Psychiat», 1930, vol. 23, pp. 1-42.
241. **Hirschberg G., Nathanson M.** Electromyographic recording of muscular activity in normal and spastic gaits. - «Archiv. Phys. Med.», 1952, vol. 33, № 4, pp. 217-225.
242. **Hoffman P.** Untersuchten uber die eigenreflexe (sehnenreflexe) menschlicher muskeln, Berlin, Springer, 1922.
243. **Homma S., Kano M., Takano K.** On phasic stretch of the annulospinal ending. - «Symposium on muscle receptors.», ed. D.Barker, Honkong University press, 1962, pp. 125-131.
244. **Hunt C.C.** The effect of stretch receptors from muscle on the discharge of motoneurons. - «J. Physiol.», 1952, vol. 117, pp. 359-379.
245. **Hunt C.C., Paintal A.S.** Spinal reflex regulation of fusimotor neurones. - «J. Physiol.», 1958, vol. 143, pp. 195-212.
246. **Inman V.T., Ralston H.J., Todd F.** Human walking. WilUams and Wilkins, 1981, 154 p.
247. **Jankowska E., Jukes M.G.M., Lund S., Lundberg A.** The effect of dopa on the spinal cord. 5. Reciprocal organisation of pathways transmitting excitatory action to  $\alpha$ -motoneurons of flexors and extensors. - «Acta Physiol. Scand.», 1967, vol. 70, pp. 369-388.
248. **Jankowska E., Lund S., Lundberg A.** The effect of dopa on the spinal cord. 4. Depolarization evoked in the central terminals of contralateral Ia afferent terminals by volleys in the flexor reflex afferents. - «Acta Physiol. Scand.», 1966, vol. 68, pp. 337-341.
249. **Jankowska E., Jukes M.G.M., Lund S., Lundberg A.** The effect of dopa on the spinal cord. 6. Half - centre organization of interneurons transmitting effects from the flexor reflex afferents. - «Acta Physiol. Scand.», 1967, vol. 70, pp. 389-402.

250. **Jansen J.K.S.** On fusimotor reflex activity. In: «Muscular afferents and motor control. Nobel Symposium I», ed. R. Granit, Stockholm, Almquist and Wiksell, 1966, pp.91-105.

251. **Lamoreux L.** Kinematic measurements in the study of human walking. - «Bull. Prosthetics Research» (BPR) , 10-15, Spring 1971, pp. 3-84.

252. **Laporte Y., Bessou P.** Modifications d'exatabilite de motoneurons homonymes provoquées par l'activation physiologique de fibres afferentes d'origine musculaire du groupe II. - «J. Physiol. (Paris)», 1959, 51, pp. 897-908.

253. **Laporte Y., Lloyd D.P.C.** Nature and significance of the reflex connections established by large afferent fibres of muscular origin. - «Amer. J. Physiol.», 1952, vol. 169, pp. 609-621.

254. **Lennerstrand G., Thoden U.** Dynamic analysis of muscle spindle endings in the cat using length changes of different length-time relations. - «Acta Physiol. Scand.», 1968, vol. 73, pp. 234-250.

255. **Lennerstrand G., Thoden U.** Position and velocity sensitivity of muscle spindles in the cat. II, Dynamic fusimotor single-fibre activation of primary endings. - «Acta Physiol. Scand.», 1968, vol. 74, pp. 16-29.

256. **Lennerstrand G., Thoden U.** Position and velocity sensitivity of muscle spindles in the cat. III. Static fusimotor single-fibre activation of primary and secondary endings. - «Acta Physiol. Scand.», 1968, vol. 74, pp. 30-49.

257. **Lennerstrand G., Thoden U.** Muscle spindle responses to concomitant variations in length and in fusimotor activation. - «Acta Physiol. Scand.», 1968, vol. 74, pp. 153-165.

258. **Levens A., Inman V., Blosser J.** Transverse rotation of the segments of the lower extremity in locomotion. - «J. Bone Joint Surg.», 1948, vol. 30-A, № 4, pp. 859-872.

259. **Liewellyn M., Yang J.F., Prochazka A.** Human H-reflex are smaller in difficult beam walking than in normal treadmill walking. - «Exp. Brain Res.», 1990, 3, № 1, c 22-28.

260. **Lippold O.C.J.** The relation between integrated action potentials in a human muscle and its isometric tension.- «J.Physiol.», 1952,vol. 117,№ 4, pp. 492-499.

261. **Lukin L., Ralston H.** Gravitational, kinetic and metabolic factors in human locomotion. - «J.Physiol.», 1968, vol. 194, № 1, p. 110.

262. **Lund S., Pompeiano O.** Monosynaptic excitation of alpha-motoneurons from supraspinal structures in the cat. - «Acta Physiol. Scand.», 1968, vol. 73, pp. 1-21.

263. **Lundberg A.** Reflex control of stepping. Nansen memorial lecture, Oslo, Univ. Forlaget, 1969.

264. **Magni F., Willis W.D.** Cortical control of brain stem reticular formation. - «Arch. Ital. Biol.», 1964, vol. 102, pp. 418-433.

265. **Manter J.** Movements of the subtalar and transverse tarsal joints. - «Anat. Record», 1941, vol. 80, № 4, pp. 397-410.

266. **Margaria R.** Sulla fisiologia, e specialmente sul consumo energetico, della marcia e della corsa a varie velocita ed inclinazioni del terreno. - «Atti dei Lincei», 1938, 7, pp. 299-368.

267. **Mann R., Inman V.** Phasic activity of intrinsic muscles of the foot. - «J. Bone Joint Surg.», 1964, vol. 46-A, № 3, pp. 469-481.
268. **Matthews B.H.C.** Nerve endings in mammalian muscle. - «J. Physiol.», 1933, vol. 78, pp. 1-33.
269. **Matthews P.B.C.** The differentiation of two types of fusimotor fibre their effects on the dynamic response of muscle primary endings. - «Quart. J. Exp. Physiol.», 1962, vol. 47, pp. 324-333.
270. **Matthews P.B.C.** Muscle spindles and their motor control. - «Physiol. Rev.», 1964, vol. 44, pp. 219-288.
271. **Merton P.A.** Significance of the «silent period» of muscle. - «Nature», 1950, vol. 166, pp. 733-734.
272. **Merton P.A.** The silent period in a muscle of the human hand. - «J. Physiol.», 1951, vol. 114, pp. 183-198.
273. **Mori S., Shik M.L., Yagodnitsyn A.S.** Role of pontine tegmentum for locomotion control in mesencephalic cat. - «J. Neurophysiol.», 1977, vol. 40, pp. 282-295.
274. **Moritani T., Oddsson L., Thorstensson A.** Observations on the H-reflex and EMG changes of the human soleus and gastrocnemius muscles during locomotion. Disorder Posture and Gait, 1990: 10 - th Int. Symp. Soc. Postural and Gait Res., Munchen, Sept. 2-6, 1990, - Stuttgart, New York, 1990 - c 103-106.
275. **Morton D., Fuller D.** Human locomotion and body form. Baltimore, Williams & Wilkins Co, 1952.
276. **Murray M., Drought A., Kory R.** Walking patterns of normal men. - «J. Bone Joint Surg.», 1964, vol. 46-A, № 2, pp. 335-360.
277. **Murray M., Kory R., Clarkson B., Sepic S.** Comparison of free and fast speed walking patterns of normal men. - «Amer. J. Phys. Med.», 1966, vol. 45, № 1, pp. 8-24.
278. **Murray M., Sepic S., Barnard E.** Patterns of sagittal rotation of the upper limbs in walking. - «J. Amer. Phys. Therapy», 1967, vol. 47, № 3, pp. 272-284.
279. **Murray M.** Gait as a total pattern of movement. - «Amer. J. Phys. Med.», 1967, vol. 46, № 1, pp. 290-333.
280. **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. - «J. Bone Joint Surg. (Am)», 1978, 60(4), pp. 473-476.
281. **Orlovsky G.N.** The effect of different descending systems on flexor and extensor activity during locomotion. - «Brain Res.», 1972, vol. 46, pp. 359-371.
282. **Orlovsky G.N.** Activity of vestibulospinal neurons during locomotion. - «Brain Res.», 1972, vol. 46, pp. 85-98.
283. **Orlovsky G.N.** Activity of rubrospinal neurons during locomotion. - «Brain Res.», 1972, vol. 46, pp. 99-112.
284. **Passmore R., Durnin J.** Human energy expenditure. - «Physiol. Rev.», 1955, vol. 35, pp. 801-840.
285. **Peizer E., Wright D., Mason C.** Human locomotion. - «Bulletin of Prosthetics Research», BPR, 1969,10-12, pp. 48-105.

286. **Perret C, Berthoz A.** Actions fusimotrices sur les reponses fusoriales re-tirement sinusoidal pendant l'activete locomotrice du chat decortiqu. - «J.Physiol.», 1972,65, № 3, p. 472 A.
287. **Perret C, Buser P.** Static and dynamic fusimotor activity during loco-motor movements in the cat. - «Brain Res.», 1972, 40, № 1, pp. 165-169.
288. **Perret C, Berthoz A.** Evidence of static and dynamic fusimotor actions on the spindle response to sinusoidal stretch during locomotor activity in the cat. - «Exp. Brain Res.», 1973, 18, № 2, pp. 178-188.
289. **Perry J.** The mechanics of walking. A clinical interpretation. - «J. Phys. Therapy», 1967, vol. 47, pp. 777-801.
290. **Perry J.** Gait analysis normal and pathological function. Slack Incorporated, 1992, 524 p.
291. **PhiHppson M.** L'automie et la centralisation dans le systeme nerveus des animaux. - «Trav. Lab. Physiol. Inst. Solvay», 1905, vol. 7, part. 2, pp. 1-208.
292. **Quanbury A.O., Milner M., Basmajian J.V.** Human locomotion: E.M.G activity of four leg muscles at various walking speeds and pace frequencies. - «Proc. 23 th Annu. Conf. Eng. Med and Biol», Washington D.C., 1970, vol. 12, New York, 1970, № 4, p. 75.
293. **Roaf H.E., Sherrington C.S.** Further remarks on the spinal mammalian preparation. - «Quart. J. Physiol.», 1910, vol. 3, pp. 209-211.
294. **Saunders J., Inman V., Eberhart H.** The major determinants in normal and pathological gait. - «J. Bone Joint Surg.», 1953, vol. 35-A, № 3, pp. 543-558.
295. **Sheffield F., Gersten J., Mastellone A.** Electromyographic study of the muscles of the foot in normal walking. - «Amer. J. Phys. Med.», 1956, vol. 35, № 4, pp. 223-236.
296. **Sherrington C.S.** Flexion reflex of the limb, crossed extension reflex, and reflex stepping and standing. - «J.Physiol.», 1910, vol. 40, pp. 28-121.
297. **Sherrington C.S.** Nervous rhythm arising from rivalry of antagonistic reflexes: reflex stepping as outcome of double reciprocal innervation. - «Proc. Ray. Soc», B., 1913, vol. 86, pp. 233-261.
298. **Shiavi R.** Electromyographic patterns in adult locomotion: a comprehensive review. - «J. Rehabilitation and Development», 1985, vol. 22, № 3, BPR 10-42, pp. 85-98.
299. **Shik M.L., Orlovsky G.N.** Neurophysiology of locomotor automatism. - «Physiol. Rev.», 1976, vol. 56, pp. 465-501.
300. **Sjostrom A., Zangger P.** Muscle spindle control during locomotor move-ments generated by the deafferented spinal cord. - «Acta Physiol. Scand.», 1976, 97, № 3, pp. 281-291.
301. **Smart W., Blosser J.A., Close J.R.** Electromyography in normal and tranplantated muscles in the lower extremity. - «J. Bone Joint Surg.», 1956, vol. 38-A, pp. 433-434.
302. **Steindler A.** Kinesiology of the human body under normal and patho-logical condition. - Springfield, IV, Ch.C.Thomas, 1955.
303. **Sutherland D.** An electromyographic study of the plantar flexors of the

ankle in normal walking of the level. - «J. Bone Joint Surg.», 1966, vol. 48-A, № 1, pp. 66-71.

304. **Sutherland D., Best F., Schottstae B.** Electromyographic study of transplated muscles about the knee in poliomyelitic patients. - «J. Bone Joint Surg.», 1960, vol. 42-A, № 6, pp. 919-937.

305. **Sutherland D.H. Cooper L., Daniel D.** The role of the ankle plantar flexors in normal walking. - «J. Bone Joint Surg.», 1980, 62-A, pp. 354-363.

306. **Villablanca J.** Electroencephalogram in the permanent by isolated fore-brain of the cat. - «Science», 1962, vol. 138, pp. 44-45.

307. **Waters R., Morris J.** Electrical activity of muscles of the trunk during walking. - «J. Anatomy», 1972, vol. 111, № 2, pp. 191-199.

308. **Weiss P., Brown P.** Electromyographic studies on recoordination of leg movements in poliomyelitis patients with transposed tendon. - «Proc. Soc. Exp. Biol. Med.», 1941, vol. 48, pp. 284-287.

309. **Whittle M.W.** Gait analysis: an introduction. Butterworth-Heinemann, 1991, 230 c

310. **Winter D.A.** Energy generation and absorption at the ankle and knee during fast, natural and slow cadances. Clinical orthopaedics and related research, 1983, 175: pp. 147-154.

311. **Winter D.A.** Biomechanics and motor control of human movement. Second edition. John Wiley and Sons Inc., 1990, 277 p.

312. **Winter D.A.** The biomechanics and motor control of human gait. Waterloo, Ontario: University of Waterloo Press, Second edition, 1991, 143 p.

313. **Woods J.W.** Behaviour of chronic decerebrate rats. - «J. Neurophysiol.», 1964, vol. 27, pp. 635-644.

314. **Wright D., Desai S., Henderson W.** Action of the subtalar and ankle-joint complex during the stance fase of walking. - «J. Bone Joint Surg.», 1964, vol. 46-A, № 2, pp. 361-382.

315. **Zajac F.E., Young S.L.** Discharge patterns of motor units during cat locomotion and their relation to muscle performance. - In: Neural control of locomotion. Ed. By. R.M.Herman ey al., New York; London: Plenum, 1976, pp. 789-793 (Adv. In Behav. Biol.; Vol. 18).

316. **Zajac F.E.** The relationship between fatigue, work output and the discharge patterns of extensor motor units during locomotion. - In: Proc. XXVII Int. Congr. Physiol. Sci. Satell. Symp. «Neurophysiological mechanisms of locomotion», Paris, 1977.

## Содержание

Предисловие. . . . .	4
Введение. . . . .	6
<b>Глава 1 МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЯ ХОДЬБЫ ЧЕЛОВЕКА. . . . .</b>	<b>8</b>
1.1. Метод получения комплексной количественной характеристики ходьбы. . . . .	8
1.2. Метод определения зависимости биомеханических, электрофизиологических параметров от скорости ходьбы, темпа и длины шага. . . . .	14
1.3. Методы исследования частотной характеристики нижней конечности и сопоставление ее с зависимостями электрической активности от темпа ходьбы. . . . .	16
1.4. Экспериментальное изменение биомеханической структуры локомоции как метод нейрофизиологического исследования управления движениями при ходьбе. . . . .	18
1.5. Другие методы исследования. . . . .	25
<b>Глава 2. БИОМЕХАНИЧЕСКАЯ И ИННЕРВАЦИОННАЯ СТРУКТУРА НОРМАЛЬНОЙ ХОДЬБЫ. . . . .</b>	<b>27</b>
2.1. Параметры движений и электрическая активность мышц нижних конечностей при ходьбе. . . . .	27
2.2. Параметры движений и электрическая активность мышц таза и позвоночника при ходьбе. . . . .	48
2.3. Параметры движений и электрическая активность мышц плечевого пояса и верхних конечностей при ходьбе. . . . .	62
2.4. Основные биомеханические фазы локомоторного цикла. . . . .	71
2.5. Перемещение общего центра масс (ОЦМ) тела человека и движения конечностей при ходьбе. Минимизация перемещений ОЦМ. . . . .	74
2.6. Перемещение ОЦМ тела человека и функция мышц при ходьбе. . . . .	75
2.7. Преодолевающая и уступающая работа мышц при ходьбе. . . . .	80
2.8. Взаимодействие мышечных сил, приложенных к различным звеньям опорного аппарата при ходьбе. . . . .	85
2.9. Факторы, определяющие работу мышц при ходьбе. . . . .	88
<b>Глава 3. ЗАКОНОМЕРНОСТИ ИЗМЕНЕНИЯ БИОМЕХАНИЧЕСКИХ И ЭЛЕКТРОФИЗИОЛОГИЧЕСКИХ ПАРАМЕТРОВ ПРИ РАЗНЫХ УСЛОВИЯХ ХОДЬБЫ. . . . .</b>	<b>93</b>
3.1. Изменение биомеханических параметров при разной скорости (темпе) ходьбы. . . . .	93
3.2. Зависимость электрофизиологических параметров от скорости (темпа) ходьбы. . . . .	115
3.3. Соотношение фаз активности и покоя в деятельности мышц при разных темпах ходьбы. . . . .	129
3.4. Статистические закономерности изменения биомеханических и электрофизиологических параметров при разных темпах ходьбы. . . . .	132
3.5. Механизмы минимизации активности мышц при ходьбе человека в разных темпах. . . . .	135

3.6. Влияние темпа и длины шага на структуру и параметры ходьбы . . .	143
<b>Глава 4. РЕГУЛЯЦИЯ НОРМАЛЬНОЙ ХОДЬБЫ ЧЕЛОВЕКА . . .</b>	<b>159</b>
4.1. Современное представление о механизмах управления локомоцией у животных . . . . .	159
4.2. Общий план построения локомоторной синергии у человека . . . .	166
4.3. Соотношение афферентных и центральных факторов в регуляции деятельности мышц при ходьбе. . . . .	169
4.4. Рефлекторные влияния при ходьбе человека. . . . .	175
4.5. Иннервационная программа мышц-разгибателей и сгибателей при ходьбе. . . . .	188
4.5.1. Особенности распределения электрической активности мышц при ходьбе. . . . .	189
4.5.2. Различная жесткость иннервационной программы мышц-разгибателей и сгибателей при ходьбе. . . . .	191
4.5.3. Некоторые нейрофизиологические механизмы организации деятельности мышц при ходьбе. . . . .	196
4.6. Супраспинальные и рефлекторные факторы изменения параметров электрической активности мышц при разных условиях ходьбы. . . . .	200
4.6.1. Механизмы управления амплитудой электрической активности при разных темпах ходьбы. . . . .	201
4.6.2. Механизмы управления длительностью электрической активности мышц при разных темпах ходьбы. . . . .	201
4.6.3. Регуляция параметров электрической активности при ходьбе с разной нагрузкой. . . . .	204
4.7. Нейрофизиологический генез минимизации электрической активности мышц при привычном темпе ходьбы. . . . .	206
4.8. Некоторые механизмы произвольного управления ходьбой человека	209
Заключение. . . . .	214
<b>Глава 5. КОМПЕНСАЦИЯ ДВИГАТЕЛЬНОГО ДЕФЕКТА И РЕГУЛЯЦИЯ МЫШЕЧНОЙ ДЕЯТЕЛЬНОСТИ ПРИ НЕКОТОРЫХ ВИДАХ ПАТОЛОГИЧЕСКОЙ ХОДЬБЫ. . . . .</b>	<b>216</b>
5.1. Характеристика комплексной патологической ситуации. . . . .	216
5.2. Компенсация двигательного дефекта при ходьбе. . . . .	217
5.3. Количественные критерии изменения электрической активности мышц при патологической ходьбе. . . . .	223
5.4. Соотношение периферических и центральных факторов в регуляции деятельности мышц при нарушениях ходьбы. . . . .	225
5.5. Особенности иннервационной программы мышц-разгибателей и сгибателей при некоторых видах патологической ходьбы. . . . .	226
5.6. Значение полученных данных для клиники. . . . .	229
Заключение. . . . .	232
Список литературы. . . . .	248

**Анатолий Самойлович Витензон**

**«ЗАКОНОМЕРНОСТИ НОРМАЛЬНОЙ И  
ПАТОЛОГИЧЕСКОЙ ХОДЬБЫ ЧЕЛОВЕКА»**

Редактор *А. С. Витензон*  
Компьютерная верстка *З.С. Мусина, И.Ю. Чередник*

**ЛР № 071428 от 17.04.97.**

Подписано в печать 6.05.98. Гарнитура «Тайме». Формат 60x90/16.  
Бумага офсетная. Усл.печл. 17,0. Тираж 500 экз. Заказ № 296/98

Издательство ООО «Зеркало-М»  
109028, г.Москва, ул. Яузская, д. 1/15, стр. 6  
Тел.: 298-19-28

Отпечатано в типография в ООО «Типография Полимаг»  
127247, Москва, Дмитровское ш., 107.

Список опечаток (errata)

Страница (с), строка (стр), (page, line)	Напечатано (printed)	Правильно (right)
с.5, стр. 19 сверху с. 49 стр. 6 сверху с. 125, название с. 146, название	двигательно стопы мыша повздошно- поясничная	двигательного бедра мышца подвздошно- поясничная
с. 256, стр. 10 сверху	пропущено слово "ходьбы" после слова "механика"	
с. 269, стр. 20 сверху р. 241, l. 8 from the bottom р. 242, l. 8 from the top and so on р. 243, l. 1 from the top р. 244, l. 1 from the top р. 259, l. 11 from the bottom р. 260, l. 1 from the top р. 260, l. 3 from the top р. 260, l. 13 from the bottom	упраления diagramm programm  extrmity spine cord sensivity B Robert Fisher Du Bois- Reumond	управления diagram program  extremity spinal cord sensitivity Bobbert Fischer Du Bois- Reymond
р. 261, l. 11 from the bottom	пропущено слово during перед словом unrestrained	
р. 266, l. 5 from the bottom	tranplantated   transplantated	