

Рецензенты:

зав. лабораторией биомеханики, зав. кафедрой легкой атлетики Адыгейского государственного университета, д-р пед. наук, профессор *А. М. Доронин*;  
зав. кафедрой биомеханики Российского государственного университета физической культуры, спорта, молодежи и туризма, д-р пед. наук, профессор *А. А. Шалманов*

**Попов Г. И.**

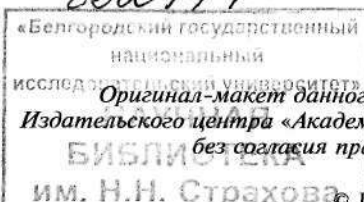
П58 Биомеханика двигательной деятельности: учеб. для студ. учреждений высш. проф. образования / Г. И. Попов, А. В. Самсонова. — М. : Издательский центр «Академия», 2011. — 320 с. — (Сер. Бакалавриат).  
ISBN 978-5-7695-7995-0

Учебник создан в соответствии с Федеральным государственным образовательным стандартом по направлению подготовки «Физическая культура» (квалификация «бакалавр»).

Изложены сведения из области классической биомеханики, необходимые для понимания работы двигательного аппарата человека. Рассмотрены силовые и энергетические аспекты движения тела человека в целом и его отдельных звеньев. Показана связь между использованием традиционных средств физического воспитания, спортивной тренировки, нетрадиционными биомеханическими технологиями и возможным двигательным эффектом при выполнении упражнений.

Для студентов учреждений высшего профессионального образования.

УДК 796/799(075.8)  
ББК 28.071я73



ISBN 978-5-7695-7995-0

© Попов Г. И., Самсонова А. В. 2011  
© Образовательно-издательский центр «Академия», 2011  
© Оформление. Издательский центр «Академия», 2011

## ПРЕДИСЛОВИЕ

Движения человека подчиняются всем физическим законам, которые определяют движение любого материального тела на Земле. Это — и закон всемирного тяготения, и законы Ньютона, и законы гидроаэромеханики, колебательных и волновых явлений и т. д. Движения, как правило, очень сложны, поскольку двигательный аппарат человека представляет собой многозвенную механическую систему, состоящую из более чем 200 костей и нескольких сотен сухожилий. Общее число возможных движений в суставах (так называемых степеней свободы) превосходит 250, число мышц, обслуживающих движения, более 600. Все это необходимо для обеспечения чисто механического перемещения человека во внешней среде.

Работа мышц — это биологический процесс, при котором мышечные волокна должны быть активированы, чтобы они могли совершить механическую работу по перемещению звеньев тела. Чтобы совершить работу, необходимо затратить энергию. В организме человека энергия есть результат биохимических реакций. С механической точки зрения, человек — это система, обладающая внутренним источником энергии биологического происхождения. Чтобы мышцы сокращались в необходимой последовательности и с определенными усилиями, а в результате — производили требуемый механический эффект движения, ими надо управлять. Осуществляют управление головной мозг и нервная система, функционирование которых также имеет биологическую природу. Для запуска управляющих механизмов центральной нервной системы головной мозг используют высшие психические функции, такие как мотивация, осознание, программирование, которые оказывают непосредственное воздействие на процесс формирования и исполнения нервных команд.

Связь психического, биологического и механического в деятельности человека образно определил создатель русской физиологической школы И. М. Сеченов. Он писал: «... все без исключения качества внешних проявлений мозговой деятельности, которые мы характеризуем, например, словами: оживленность, страстность, насмешка, печаль, радость, суть ни что иное, как результаты большего или меньшего укорочения какой-нибудь группы мышц — акта, как всем известно, чисто механического... и у музыканта, и у скульптора рука, творящая жизнь, способна делать лишь чисто

механические движения, которые, строго говоря, могут быть даже подвергнуты математическому анализу и выражены формулой».

Психика человека качественно отлична от высшей нервной деятельности животных. Это проявляется и в двигательной деятельности. Только человек может сознательно задавать цель движению, понимать его смысл, контролировать и совершенствовать, а также создавать специальные среду и приспособления для повышения механического эффекта своих двигательных действий. Лишь человеку доступны высшие символические движения: не только речь, но и рисование, игра на музыкальных инструментах, танец, пантомима и др.

Подавляющее большинство движений человека выполняется с определенной целью и относится к числу произвольных. Такие движения входят в состав двигательных действий, т. е. в совокупность элементарных двигательных актов, направленных на достижение определенной цели. В каждом двигательном акте присутствуют ориентировочная, исполнительная и контрольная части.

Исполнительная часть — это и есть механическое движение. Но оно всегда определяется психической и физиологической деятельностью мозга, обеспечивающей не только непосредственное управление движением, но и ориентировочную и контрольную части двигательного действия по системам биологической внутренней обратной связи. Отсюда, движение человека — это взаимодействие его внутренних систем с внешним окружением.

Еще Аристотель писал: «Животное, которое движется, осуществляет свое изменение положения путем нажатия на то, что находится под ним». Р. М. Энока ставил проблему рассмотрения движения как результата взаимодействия биологической системы и ее внешнего окружения через функционирование нейромеханических систем организма (это то, что можно назвать внутренней, т. е. биологически сложившейся системой управления). И. П. Ратов и Г. И. Попов расширили этот подход, утверждая, что движения человека и их совершенствование следует рассматривать как результат не просто взаимодействия с внешней средой, а взаимодействия, при котором физические свойства внешней среды целенаправленно изменяются. А это значит, что таким способом можно целенаправленно воздействовать на сам характер движения через приспособительные двигательные реакции человека в условиях непрерывного взаимодействия с внешней средой (то, что можно назвать внешним управлением). Следовательно, в управлении движениями существуют внутренние и внешние системы управления, согласованное функционирование которых позволяет построить двигательное действие человека. Это является основной идеей, заложенной в настоящем учебнике.

Учебник условно делится на две части. В первой излагаются сведения из области классической биомеханики, необходимые для понимания работы двигательного аппарата человека при выполнении двигательных действий, кинематические, силовые и энергетические аспекты движения тела человека в целом и его звеньев (гл. 1—4). Во второй части традиционные подходы биомеханики рассмотрены в контексте более общей биомеханики двигательной деятельности. Дополнительное внимание уделено влиянию высших отделов центральной нервной системы человека на реализацию его двигательных действий. Тем не менее в настоящем учебнике преобладают биомеханические закономерности формирования и совершенствования двигательных действий человека. Также во второй части излагаются сведения о биомеханических исследованиях и результаты их практического приложения. Показана связь между традиционными средствами физического воспитания и спортивной тренировки, нетрадиционными биомеханическими технологиями и возможным двигательным эффектом при выполнении упражнений.

Авторы будут благодарны за все отзывы и замечания.



# ИСТОРИЧЕСКИЕ АСПЕКТЫ БИОМЕХАНИКИ ДВИГАТЕЛЬНОЙ ДЕЯТЕЛЬНОСТИ ЧЕЛОВЕКА

## 1.1. Что изучает биомеханика двигательных действий?

**Биомеханика двигательных действий** изучает свойства и функции опорно-двигательного аппарата и двигательные действия человека на основании понятий, принципов и законов классической механики.

Биомеханика — смежная наука. Она возникла на стыке биологии — науки о жизни и механики — науки о механическом движении материальных тел и происходящих при этом взаимодействиях между телами.

За время своего развития классическая механика выработала широкий круг *понятий*, которые в настоящее время используются в биомеханике: перемещение, скорость и ускорение тела, сила, импульс силы, работа, мощность, энергия, общий центр тяжести (общий центр масс) и др. Например, под скоростью тела понимается отношение пути, пройденного телом, ко времени, за которой этот путь пройден. В биомеханике изучают скорости движения звеньев опорно-двигательного аппарата человека, а также скорость сокращения мышц. Одним из центральных в механике является понятие силы как количественной меры механического взаимодействия тел. В биомеханике двигательных действий анализируются силы, действующие на человека, а также силы, возникающие в его опорно-двигательном аппарате, например силы тяги мышц, силы трения в суставах.

Кроме круга понятий в рамках классической механики установлены *принципы* (принцип относительности Галилея, принцип д'Аламбера, принцип возможных перемещений) и *законы* движения материальных тел (законы Ньютона, законы сохранения энергии, количества движения (импульса) и др.).

На основе принципа д'Аламбера и принципа возможных перемещений задачи динамики могут быть сведены к задачам статики.

В биомеханике на основе законов механики анализируются двигательные действия человека. Так, например третий закон Ньютона гласит: «Силы, с которыми действуют друг на друга два тела, всегда равны и направлены по одной прямой в противоположные стороны». Этот закон проявляется, например, при ударе по мячу: рука ударяет по мячу, а сила противодействия со стороны мяча действует на руку.

Закон сохранения количества движения системы гласит: «Если на систему не действуют никакие внешние силы, то количество движения системы остается постоянным (сохраняется)». Винтовка и пуля представляют собой одну систему. Перед выстрелом из винтовки сумма количества движения винтовки и пули равна нулю. Давление пороховых газов, сообщая некоторое количество движения пуле, одновременно сообщает винтовке такое же количество движения, направленное в противоположную сторону (это вызывает явление, называемое отдачей). В результате сумма возникших количеств движения при выстреле будет равна нулю.

Закон сохранения энергии позволяет оценить энергозатраты и энергопотери в мышцах и при перемещениях звеньев в ходе выполнения двигательных действий.

Существует большое разнообразие двигательных действий человека: бытовые, трудовые, оздоровительные (физические упражнения), спортивные и др. В настоящем учебнике с позиций биомеханики рассматривается выполнение человеком оздоровительных и спортивных двигательных действий.

## 1.2. Цели и задачи биомеханики двигательных действий

Цель биомеханики двигательных действий состоит, с одной стороны, в повышении эффективности двигательных действий человека, а с другой — в предупреждении травм при выполнении двигательных действий и уменьшении их последствий (табл. 1.1).

Таблица 1.1. Цели и задачи биомеханики двигательных действий

| Цели биомеханики                                          |                                                                                          |
|-----------------------------------------------------------|------------------------------------------------------------------------------------------|
| 1. Повышение эффективности двигательных действий человека | 2. Предупреждение травм при выполнении двигательных действий и уменьшение их последствий |

| Задачи                                                                                                                                                               |                                                                                                                                                            |
|----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| 1.1. Разработка биомеханических критериев и оценка двигательных действий спортсмена с точки зрения их эффективности в решении двигательной задачи                    | 2.1. Оценка правильности существующей техники и выявление ошибок, которые могут привести к травмам                                                         |
| 1.2. Разработка новых вариантов техники (коньковый ход, прыжки в высоту, выполнение приседа со штангой в тяжелой атлетике и пауэрлифтинге) и оценка их эффективности | 2.2. Разработка снаряжения спортсмена (обувь, бинты, боксерские перчатки, хоккейная экипировка и т. д.), способствующего предупреждению и устранению травм |
| 1.3. Моделирование новых двигательных действий и оценка возможности их выполнения человеком                                                                          | —                                                                                                                                                          |
| 1.4. Разработка биомеханически целесообразных тренажеров для занятий физической культурой и спортом                                                                  | —                                                                                                                                                          |
| 1.5. Разработка и улучшение спортивного снаряжения, повышающего эффективность двигательных действий                                                                  | —                                                                                                                                                          |

### 1.3. История биомеханики

Термин «биомеханика» одним из первых использовал в 1887 г. венский врач *Мориц Бенедикт* (1835—1920) в своем труде «Über mathematische Morphologie und Biomechanik». В 1921 г. *Алексей Капионович Гастев*, директор Центрального института труда (ЦИТ), применил это понятие для описания рациональных приемов трудовых движений. Принципы движения живых существ интересовали человека с давних времен. Однако отсутствие научных методов их изучения ограничивало возможности оценки механизмов, лежащих в основе движений. Тем не менее такие ученые, как Аристотель, Гален, Леонардо да Винчи, заложили основы науки о движениях человека и животных.

*Аристотель* (384—322 гг. до н.э.) — выдающийся греческий ученый, мыслитель, описал разные типы походок, пытаясь понять,

какие силы действуют на человека при ходьбе. Он может считаться первым биомехаником, так как написал трактат «De Motu Animalium» («Движения животных»).

Велик вклад в изучение функций организма человека *Галена* (129—201) — анатома, врача и естествоиспытателя, считающегося классиком античной медицины. Гален был врачом римского императора Марка Аврелия и написал более 400 трактатов по медицине, среди которых есть труд о функциях человеческого тела. Изучая анатомию и физиологию, Гален широко использовал опыты на животных. Он установил, что задние корешки спинного мозга являются чувствительными, а передние — двигательными. Гален опроверг мнение Аристотеля о мозге как о железе, выделяющей слизь для охлаждения теплоты сердца. Он считал, что мозг является средоточием движения, чувствительности и душевной деятельности.

В развитии биомеханики особенно велика роль *Леонардо да Винчи* (1452—1519) — выдающегося итальянского живописца, скульптора, архитектора, ученого и инженера. Как художник Леонардо да Винчи большое внимание уделял изучению анатомии, особенно пропорций человеческого тела. Сохранилось огромное количество его рисунков, посвященных исследованию расположения мышц и внутренних органов (рис. 1.1).

Леонардо да Винчи придавал особое значение точным наукам в изучении функций человека. «Пусть не читает меня в основах моих тот, кто не математик» — писал он. Изучая ходьбу, бег и другие движения человека, Леонардо да Винчи высказал мысль о необходимости использования достижений механики для их исследования. Ему принадлежит высказывание: «Наука механика потому столь благородна и полезна более всех прочих наук, что, как оказывается, все живые существа, имеющие способность к движению, действуют по ее законам».

В анатомических исследованиях, обобщая результаты вскрытий, Леонардо да Винчи рассматривал организм как образец «природной механики». Он указывал: «Сделай так, чтобы книга об элементах механики с ее практикой предшествовала бы демонстрации движения и силы человека и других животных, и посредством таковых ты сможешь доказать каждое твое утверждение».

Леонардо да Винчи впервые описал функции некоторых костей и нервов, высказал новаторские предположения об антагонизме мышц. В опытах с удалением различных органов у животных он стремился ввести экспериментальный метод в биологию. Как ученый и инженер Леонардо да Винчи обогатил проницательными наблюдениями почти все области науки того времени, рассматривая свои заметки и рисунки как подготовительные наброски к гигантской энциклопедии человеческих знаний. Скептически от-

носясь к популярному в его эпоху идеалу ученого-эрудита, Леонардо да Винчи был наиболее ярким представителем нового, основанного на эксперименте естествознания.



Рис. 1.1. Анатомические зарисовки мышц плеча. Леонардо да Винчи. Королевская библиотека. Виндзорский замок. Виндзор (Великобритания)

Большой вклад в развитие биомеханики как науки внес итальянский астроном, математик и врач *Джованни Альфонсо Борелли* (1608—1679), который так же, как и Леонардо да Винчи, рассматривал мышцы и опорно-двигательный аппарат животных и человека с позиций механики.

Джованни Борелли учил, что сокращение мышц зависит от набухания клеток вследствие проникновения туда крови и духов; последние идут по нервам произвольно или непроизвольно. Как только духи встретятся с кровью, происходит взрыв и появляется сокращение. В своей книге «*De Motu Animalium*» («Движения животных»), вышедшей в 1680 г. после смерти автора, Дж. Борелли подвел итог накопившегося опыта в изучении движений, развил идеи Леонардо да Винчи и дал существенный толчок исследованиям механики движений живых существ. Он рассмотрел с точки зрения механики условия равновесия человеческого тела, дал определение общего центра тяжести на основе экспериментальных данных. Кроме того, ученый рассмотрел работу веретенообразных и перистых мышц; привел первые модели мышц, а также описал движения живых существ: ходьбу, бег, плавание, полет.

Следует отметить, что математический аппарат того времени более всего был приспособлен для изучения статических положений человека, так как знаменитая книга Исаака Ньютона «Математические начала натуральной философии», в которой закладывались основы дифференциального и интегрального исчисления, была опубликована в 1686 г., через семь лет после смерти Дж. Борелли.

Последующее развитие биомеханики как науки связано с трудами немецких ученых — братьев *Эдуарда Фридриха* (1806—1871) и *Вильгельма Эдуарда Веберов* (1804—1891). Эдуард Вебер был анатомом, а Вильгельм Вебер — физиком (в его честь названа единица магнитного потока — Вебер). Вильгельм Вебер активно сотрудничал с Карлом Фридрихом Гауссом.

В 1836 г. братья Вебер издали книгу «*Mechanik der menschlichen Gehwerkzeuge*» («Механика ходьбы человека»). В этой книге они привели данные о кинематических характеристиках ходьбы человека. Однако несовершенство используемых методик не позволило провести анализ быстротекущих двигательных действий. В биомеханике мышц до сих пор справедлив принцип, впервые сформулированный Эдуардом Вебером: «Сила мышц, при прочих равных условиях, пропорциональна их поперечному сечению».

Проникновение в биомеханику подлинно научных методов исследования связано с французским изобретателем *Жаком Луи Дагером* (1787—1851). В 1839 г. он разработал первый практический способ фотографии.



Дальнейший шаг по внедрению научных методов исследования в биомеханику был сделан французским физиологом *Этьеном-Жюлем Маре* (1830—1904). После получения среднего образования Э.-Ж. Маре учился вначале в Политехнической школе, а с 1850 г., изучал медицину в Париже. Э.-Ж. Маре разработал метод пневмографии — записи опорных реакций с помощью передачи давления воздуха. В ботинок человека встраивались воздушные камеры. Во время опоры давление воздуха в камере повышалось, оно передавалось по трубочкам на прибор, который испытуемый держал в руке. Это позволило определить длительность периодов опоры и полета при ходьбе и беге. Более серьезным изобретением Э.-Ж. Маре является силовая платформа, позволяющая регистрировать величину реакции опоры при отталкивании.

В 1872 г. американского фотографа *Эдварда Майбриджа* (1830—1904) попросили найти способ установить, отрывает ли лошадь, идущая галопом, в какой-то момент от земли все четыре копыта сразу. Спустя шесть лет, после многочисленных опытов, ему удалось это доказать с помощью 12 фотокамер, размещенных вдоль финишной прямой калифорнийского ипподрома. Пронесясь мимо, лошадь разрывала нити, натянутые поперек дорожки, что приводило в действие электромагниты, которые в свою очередь управляли затворами объективов. Когда полученные снимки просматривали через проектор, казалось, что лошадь движется. Впоследствии Е. Майбридж получил моментальные снимки последовательных фаз движения не только животных, но и человека.

Э.-Ж. Маре усовершенствовал этот метод, предложив фотографическое ружье (1882), которое позволяло делать один за другим 12 снимков. С помощью ружья он снимал и изучал полет птиц и насекомых, ходьбу, бег, прыжки человека.

В 1880 г. Э.-Ж. Маре изобрел хронофотографию — фотографирование всего движения на одну пластинку. Для этого перед фотоаппаратом устанавливался вращающийся диск с прорезями. Когда прорезь открывала доступ светового потока к объективу, на пластине фиксировалось положение человека. В результате съемки на одной пластине получался ряд положений человека в последовательные моменты времени. Первые хронофотографии были очень плохого качества. В дальнейшем Э.-Ж. Маре ограничил число заснимаемых точек движущегося объекта. «Он одел человека с головы до ног в черное трико и на голову набросил капюшон. Из всей поверхности тела он оставил светлыми только узенькие полоски вдоль осей звеньев конечностей да голову отметил светлой точкой. Полоски были сделаны из серебристой галунной тесьмы. Теперь на его фотографиях стали появляться палочковые схемы-человечки из спичек. Благодаря узости этих спичек он мог заснимать фазы движения гораздо более часто, не боясь, что одна фигу-

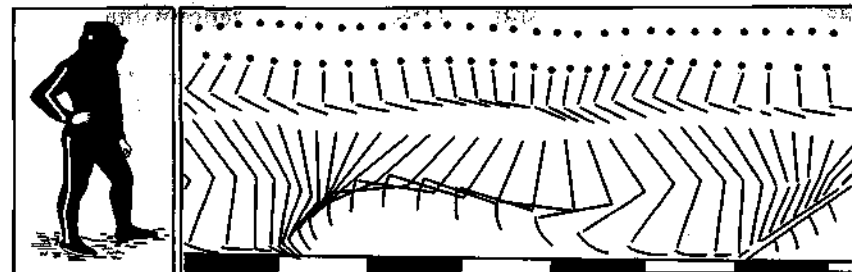


Рис. 1.2. Испытуемый, подготовленный для проведения эксперимента, и хронофотография бега по Э. Ж. Маре

ра наложится на другую (Н. А. Бернштейн, 1990) (рис. 1.2). Следующий шаг был связан с заменой светящихся полосок яркими маркерами, которые крепились на центры суставов. Хронофотография уступила место циклографии.

Помимо описанного способа съемки при дневном свете Э.-Ж. Маре изобрел способ фотографирования при значительном затемнении. Движущийся объект освещался вспышками магния через определенные промежутки времени. В результате этот способ фотографирования стал основой нового метода — стробоскопической фотографии. Наиболее известными трудами Э.-Ж. Маре являются «*La machine animale. Locomotion terrestre et aerienne*» («Механика животного организма»), изданный в 1873 г., и «*Le mouvement*», появившийся в 1894 г.

В последующие годы усилия многих изобретателей и инженеров: Луи Лепренса, Джорджа Истмена, Томаса Эдисона, братьев Луи и Огюста Люмьеров привели к созданию киносъемки — метода регистрации неподвижных и движущихся объектов на движущуюся киноплёнку.

В конце XIX в. два немецких ученых *Кристиан Вильгельм Брауне* (1831—1892) и его студент *Отто Фишер* (1861—1917) внесли свой вклад в развитие методики биомеханических исследований. К. В. Брауне был анатомом и преподавателем топографической анатомии в университете Лейпцига. В 1872 г. он издал топографический атлас анатомии человека («*Topographisch-anatomischer, nach Durchschnitten gefrorenen Cadavern*») — прекрасно иллюстрированное издание поперечных сечений органов человека. К. В. Брауне и О. Фишер определили положение центра тяжести тела человека в трех плоскостях: фронтальной, сагиттальной и трансверсальной. Кроме того, они вычислили положение центров тяжести и массы сегментов тела человека. Это позволило при исследовании ходьбы человека получить не только очень точную пространственную кинематическую картину движения, но ввести в экспериментальную

биомеханику еще и динамику — исследование действующих усилий («Der Gang des Menschen», 1904).

Значительный след в развитии биомеханики двигательных действий оставили отечественные ученые: П. Ф. Лесгафт, И. М. Сеченов, А. А. Ухтомский, Н. А. Бернштейн.

*Петр Францевич Лесгафт* (1837—1909) — известный анатом и педагог, в 1861 г. закончил Медико-хирургическую академию в Санкт-Петербурге, после чего работал в Казанском и Санкт-Петербургском университетах в качестве профессора анатомии. В своем труде «Основы теоретической анатомии» (1892) П. Ф. Лесгафт рассмотрел ряд проблем, смежных с биомеханикой: механические свойства биологических тканей; особенности строения и соединения костей в зависимости от действующих на них сил; особенности функционирования мышц, имеющих различный ход мышечных волокон; морфометрические характеристики мышц (длина волокон, площадь поверхности опоры, расстояние от места прикрепления мышцы до оси вращения в зависимости от противодействия внешним силам и функции в организме). На основе анализа морфометрических характеристик мышц П. Ф. Лесгафт предложил новую классификацию скелетных мышц (мышцы сильные и мышцы ловкие).

Одним из первых П. Ф. Лесгафт осознал недостаточность применения одного метода в исследовании человека и его двигательных действий. Он указывал: «Описательный анатом знает только мертвый материал. Механику недостаточно известен ни живой, ни мертвый организм, чтобы правильно уяснить существующие при этом отношения и структуры. Физиолог будет исследовать функцию живого организма только путем экспериментов. Любое одностороннее исследование, проведенное только с помощью одного метода, недостаточно объективно, чтобы исчерпать гармонические проявления жизни». В 1874 г. П. Ф. Лесгафт опубликовал работу «Основы естественной гимнастики», заложив тем самым основы новой учебной дисциплины — «Теории телесных движений», которая стала прообразом учебной и научной дисциплины «Биомеханика физических упражнений».

В 1896 г. П. Ф. Лесгафт организовал Курсы воспитательниц и руководительниц физического воспитания, которые впоследствии были реорганизованы в Государственный институт физического образования его имени. Позже институт был награжден орденами Ленина и Красного знамени и стал называться Государственным дважды орденноносным Институтом физической культуры (ГДОИФК). В 1939 г. под редакцией ученицы П. Ф. Лесгафта Е. А. Котиковой была издана первая в СССР книга по биомеханике физических упражнений. В 1963 г. на базе ГДОИФК имени П. Ф. Лесгафта была создана первая кафедра биомеханики.

*Иван Михайлович Сеченов* (1829—1905) — известный русский физиолог. Первоначальное образование он получил в Главном инженерном училище. После этого в 1856 г. И. В. Сеченов окончил медицинский факультет Московского университета и долго стажировался за границей у известных физиологов: Э. Дюбуа-Реймона, Г. Гельмгольца и К. Людвиг. В 1863 г., работая в должности адъюнкт-профессора Санкт-Петербургской медико-хирургической академии, ученый издал свой самый известный труд «Рефлексы головного мозга». В этом труде он заложил физиологические основы психических процессов и показал рефлекторную природу поведенческих реакций человека.

Техническое и медицинское образование позволили И. М. Сеченову кроме исследований по физиологии внести солидный вклад в биомеханику двигательных действий. Он указывал, что «...сложные мышечные движения действительно мало доступны анализу со стороны состава и действующих в них мышц; тем более, что во многих случаях состав этот и условия действия мышц меняются во время самого движения. Но ведь в рабочем мышечном движении важна не эта сторона, а направление движения, его сила (т. е. производимое движением давление или тяга), протяжение (длина пути) и скорость — стороны, допускающие опытное измерение».

В 1901 г. вышла в свет книга «Очерк рабочих движений человека», в которой И. М. Сеченов подробно рассмотрел работу опорно-двигательного аппарата (ОДА) человека как двигательной машины (формы суставов, плечи сил тяги мышц), механику мышечного сокращения (факторы, определяющие силу мышцы и быстроту мышечных сокращений), биомеханические свойства мышцы (в частности, упругие свойства); функции верхней и нижней конечностей. Кроме этого, детальному биомеханическому анализу были подвергнуты некоторые рабочие движения (вращение рукою колеса), физические упражнения (сгибание рук в висе, присед, наклоны туловища, присед и вставание на одной ноге «пистолет»), а также ходьба человека (рис. 1.3). И. М. Сеченов одним из первых проанализировал влияние дыхания на двигательные действия.

Значительную роль в развитии отечественной биомеханики сыграла книга профессора Ленинградского университета, академика *Алексея Алексеевича Ухтомского* (1875—1942) «Физиология двигательного аппарата», изданная в 1927 г. В предисловии к этой книге ученый писал: «Критика древнейших понятий механики, вроде «силы», «давления», «сопротивления» и т. п., дала известное право утверждать, что человек строил их из безотчетных аналогий с тем, что он наблюдал при работе своей мускулатуры. Если это так, то непосредственный опыт над своей мускулатурой

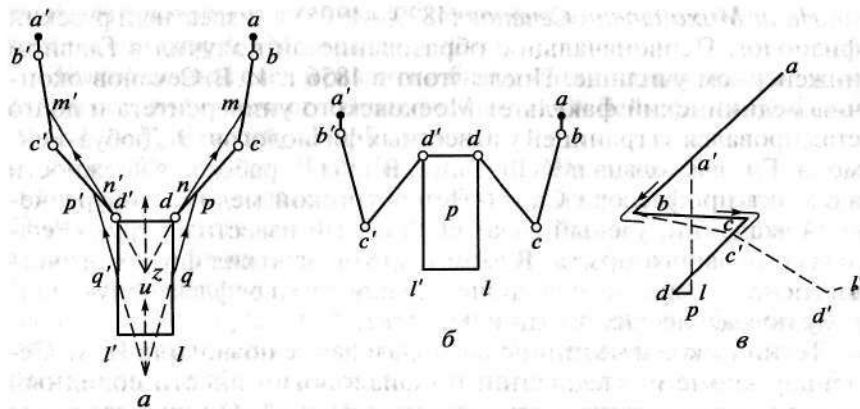


Рис. 1.3. Биомеханический анализ выполнения физических упражнений (И. М. Сеченов, 1901):

*a, б* — подтягивания в висе на перекладине; *в* — присед на одной ноге «пистолет»

был родоначальником всех наших представлений о движении и его законах... Построив вычислительную науку о движении и механизмах, человек возвращается к собственной мускулатуре с новой задачей — переработать свои сведения о ней по образцу учения о внешних механизмах». А.А. Ухтомский подробно рассмотрел вопросы, посвященные механическим свойствам мышц, энергетике мышечной деятельности, а также зависимость силы мышцы от анатомических и физиологических факторов.

В отдельный раздел книги были вынесены вопросы биомеханики ОДА. Звенья ОДА человека рассматривались с позиций теории машин и механизмов — как рычаги первого, второго и третьего рода. Соединение звеньев ОДА человека представлялись в виде кинематических пар и цепей. Была дана классификация суставов по степеням свободы и формула расчета степеней свободы.

Одним из первых А.А. Ухтомский высказал мысль о том, что управление движениями есть устранение избыточных степеней свободы. Он писал: «Для каждого отдельного момента движения нашего тела более или менее правильно действующие механизмы достигаются настолько, насколько устраняются все свободы перемещения, за исключением одной, а это достигается распределением тонуса, тетанического сокращения и расслабления (торможения) в мускулатуре». Пытаясь обозначить предмет биомеханики как науки, ученый указывал: «Биомеханика изучает ту же систему нервно-мышечных приборов как рабочую машину, т.е. задается вопросом, каким образом полученная механическая энергия движения и напряжения может приобрести определенное рабочее применение».

**Николай Александрович Бернштейн** (1896—1966) — выдающийся русский физиолог и биомеханик, много времени посвятил изучению биомеханики спортивных и трудовых движений. Он окончил медицинский факультет, а затем прослушал курс математического факультета Московского университета. В 1922 г. Н.А. Бернштейн возглавил лабораторию биомеханики в ЦИТе. Уже в 1926 г. 30-летний ученый опубликовал одну из первых книг, посвященных биомеханическому анализу строения ОДА и двигательных действий человека, — «Общая биомеханика». В этой книге он обобщил сведения из механики, анатомии и физиологии двигательного аппарата.

Параллельно с работой над книгой Н.А. Бернштейн с сотрудниками совершенствовал экспериментальные методики исследования двигательных действий человека. В результате была разработана методика кимоциклографии, которая представляла собой циклографическую съемку движения человека на равномерно перемещающуюся пленку. Благодаря новым методам Н.А. Бернштейн получил огромный фактический материал по кинематике и динамике ходьбы, бега и прыжка. Полученные результаты ученый обобщил в книге «Исследования по биодинамике ходьбы, бега и прыжка» (1940). Понимая недостаточность информации, получаемой от циклографической методики, Н.А. Бернштейн придавал большое значение электромиографии — методике регистрации биопотенциалов мышц. Он указывал: «Весь длительный опыт нашей экспериментальной работы над движениями человека показал, что случаи, когда при данном движении фактически напрягаются совсем другие мышцы, в другое время и другим образом, чем это ожидалось бы по элементарному анатомическому анализу, гораздо более часты, чем те, когда поведение мышц до конца понятно и классично».

Всемирную славу Н.А. Бернштейну принес труд «О построении движений» (1947). В этом исследовании ученый по-новому рассмотрел вопросы управления двигательными действиями, формирования двигательных навыков, а также онтогенез моторики. Незадолго до смерти в 1966 г. Н.А. Бернштейн опубликовал книгу «Очерки по физиологии движений и физиологии активности», в которой обобщил экспериментальные данные за 30-летний период своей деятельности. В 1991 г. в издательстве «Физкультура и спорт» вышла книга «О ловкости и ее развитии», которая не была издана при жизни Н.А. Бернштейна.

Большой вклад в изучение механизмов мышечного сокращения внес английский физиолог **Арчибалд Вивиен Хилл** (1886—1977). Он получил образование в Кембридже по двум специальностям: математика и естественные науки (химия, физика и физиология). В 1922 г. ученый получил Нобелевскую премию по физиологии.



логии и медицине «За открытия в области теплообразования в мышце». Занимаясь механикой мышечного сокращения, А. В. Хилл предложил аналитическое описание зависимости между скоростью укорачивающейся мышцы и значениями внешней нагрузки (характеристическое уравнение Хилла). При исследовании механики мышечного сокращения А. В. Хилл регистрировал кинематические характеристики спортсменов при беге с низкого старта (рис. 1.4). С этой целью он использовал принцип электромагнитной индукции. На бегуне закрепляли магнит, а вдоль беговой дорожки устанавливали электромагнитные катушки. Когда спортсмен пробегал возле катушек, в них возникал электрический ток, что фиксировали приборы. Так как расстояние между катушками было известно, кроме времени вычисляли также скорость и ускорение бегуна.

С 1960-х гг. в биомеханические исследования в области физической культуры и спорта было вовлечено большое количество исследователей. В 1967 г. в Цюрихе (Швейцария) состоялся первый Международный семинар по биомеханике. После этого каждые два года стали организовываться международные конференции по биомеханике. В 1973 г. начал издаваться журнал по биомеханике (*Journal of Biomechanics*). В том же году было основано Международное общество биомехаников — *International Society of Biomechanics* (ISB), а в 1980 г. — Международное общество спортивных биомехаников (*International Society of Biomechanics in Sport*). В 1985 г. стал издаваться международный журнал «Биомеханика спорта» (*Journal of Sports Biomechanics*, с 1992 г. —

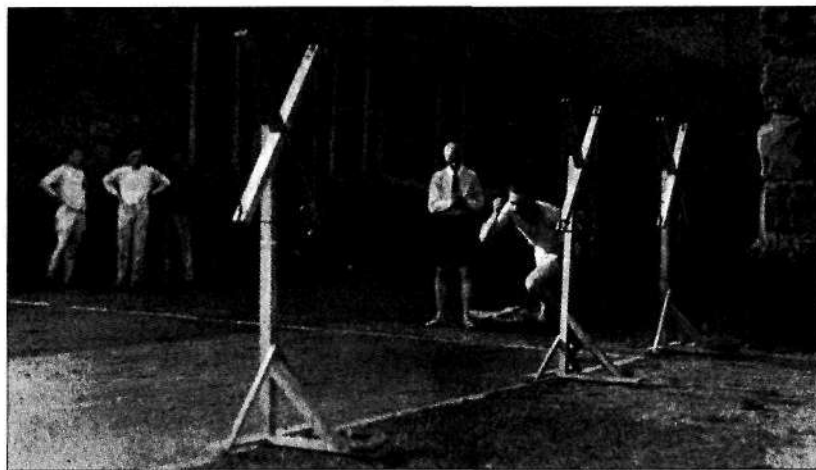


Рис. 1.4. Измерение посредством электромагнитной индукции ускорения бегуна при беге с низкого старта (А. Хилл, 1927)

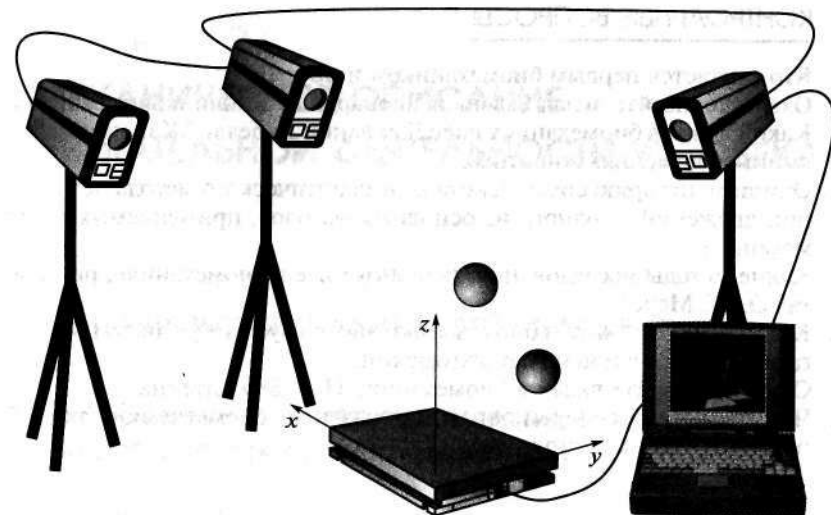


Рис. 1.5. Программно-аппаратный комплекс фирмы Qualisys

*Journal of Applied Biomechanics*), а с 1997 г. — «Российский журнал биомеханики».

Конец XX — начало XXI в. ознаменовались внедрением в биомеханику информационных технологий. При этом возросли возможности биомеханики как учебной и научной дисциплины. В настоящее время разработаны электронные учебники и компьютерные программы, применяемые при изучении дисциплины «Биомеханика» в институтах физической культуры. Широкое распространение получили программно-аппаратные комплексы (ПАК), позволяющие в режиме реального времени обрабатывать данные, поступающие в компьютер. Примером одного из таких комплексов является система регистрации движений фирмы Qualisys (рис. 1.5). При выполнении двигательного действия в компьютер одновременно поступает информация с видеокамер, динамометрической платформы, а также от электромиографической аппаратуры. Эту информацию обрабатывает компьютер, после чего результаты представляются в табличном и графическом видах.

В настоящее время в биомеханике активно развивается компьютерное моделирование, позволяющее создавать новые варианты движения на основе знаний законов биомеханики, биомеханической структуры двигательных действий и имеющихся данных о биомеханических характеристиках спортсменов.

1. Кто считается первым биомехаником и почему?
2. Охарактеризуйте вклад Галена и Леонардо да Винчи в биомеханику.
3. Какой вклад в биомеханику внес Джованни Борелли? Как называлась книга о движениях животных?
4. Опишите историю совершенствования оптического метода регистрации движений — одного из основных методов, применяемых в биомеханике.
5. Какие методы исследования, используемые в биомеханике, разработал Э.-Ж. Маре?
6. Какой вклад в развитие биомеханики внесли русские ученые П. Ф. Лесгафт, И. М. Сеченов и А. А. Ухтомский?
7. Охарактеризуйте вклад в биомеханику Н. А. Бернштейна.
8. Чем знаменуется современный этап развития биомеханики как учебной и научной дисциплины?

## МЕХАНИЧЕСКОЕ ОПИСАНИЕ ДВИГАТЕЛЬНОЙ ДЕЯТЕЛЬНОСТИ ЧЕЛОВЕКА

### 2.1. Кинематика движений человека

#### 2.1.1. Основные понятия кинематики и кинематические характеристики

Движение человека является механическим, т. е. это изменение положения движущегося тела или его частей относительно других тел. Относительное перемещение описывает кинематика — раздел механики, в котором изучают движение тел, не рассматривая причины, вызывающие это движение. Поскольку движение является процессом, протекающим в пространстве и во времени, необходимо определить, как измерять его основные параметры.

*Время* — одно из самых фундаментальных понятий. Можно сказать, что это то, что отделяет два последовательных события. Один из способов измерить время — это использовать любой регулярно повторяющийся процесс. В этом случае просто подсчитывают число периодов этого процесса между двумя событиями. Чем точнее наблюдают периоды, тем точнее можно охарактеризовать промежуток времени между двумя последовательными событиями. На каждый период процесса существует эталон времени.

*Положение тела* в пространстве определяют относительно некоторой системы отсчета, которая включает в себя тело отсчета (т. е. то, относительно чего рассматривается движение) и систему координат, необходимую для описания на количественном уровне положения тела в той или иной части пространства. Например, в целом ряде соревнований началом координат можно выбрать положение старта. От него уже отсчитывают различные соревновательные дистанции: 100, 200, 400 м и далее в беговых видах легкой атлетики; 4 000 м в велоспорте; 50, 100, 1 500 м и далее в плавании. Тем самым в выбранной системе координат «старт — финиш» определяют расстояние в пространстве, на которое должен переместиться спортсмен при движении. Любое промежуточное положение тела спортсмена во время движения характеризуется текущей координатой внутри выбранного дистанционного интервала.

Движения тел по характеру и интенсивности могут быть различными. Чтобы охарактеризовать эти различия, в кинематике вводят целый ряд терминов, представленных ниже.

**Траектория** — линия, описываемая в пространстве движущейся точкой тела. При биомеханическом анализе движений прежде всего рассматривают траектории движений характерных точек тела человека. Как правило, такими точками являются суставы тела. По виду траектории движения делят на прямолинейные (прямая линия) и криволинейные (любая линия, отличная от прямой).

**Перемещение** — это векторная разность конечного и начального положений тела. Следовательно, перемещение характеризует окончательный результат движения.

**Путь** — это длина участка траектории, пройденной телом или точкой тела за выбранный промежуток времени.

**Скорость** — это отношение пройденного пути ко времени, за который он пройден. Она показывает, как быстро изменяется положение тела в пространстве. Поскольку скорость — это вектор, то она также указывает, в каком направлении движется тело или точка тела. Мгновенная скорость является производной по времени от радиуса-вектора, описывающего траекторию. В этом случае вектор скорости направлен по касательной к траектории в любой ее точке:

$$\vec{v} = d\vec{r}/dt,$$

где  $\vec{r}$  — радиус-вектор;  $t$  — время.

**Средняя скорость** — это отношение изменения радиуса-вектора (а значит, перемещения) к промежутку времени, в течение которого тело двигалось:

$$\vec{v}_{\text{ср}} = \Delta\vec{r}/\Delta t.$$

При любой криволинейной траектории

$$\vec{v} > \vec{v}_{\text{ср}}.$$

Если говорят, что существует движение, это означает, что тело обладает определенной скоростью. И наоборот, если тело обладает скоростью, значит, оно движется. Если величина скорости (или модуль вектора скорости) не меняется, движение равномерное, при изменении модуля скорости — неравномерное.

**Ускорение** — это величина, равная отношению изменения скорости движения тела к длительности промежутка времени, за которое это изменение произошло. Среднее ускорение на основе этого определения равно, м/с<sup>2</sup>:

$$\vec{a}_{\text{ср}} = \Delta\vec{v}/\Delta t.$$

Мгновенным ускорением называется физическая величина, равная пределу, к которому стремится среднее ускорение за промежуток  $\Delta t \rightarrow 0$ , м/с<sup>2</sup>:

$$\vec{a} = d\vec{v}/dt. \quad (2.1)$$

Поскольку вдоль траектории скорость может изменяться как по величине, так и по направлению, вектор ускорения имеет две составляющие. Составляющая вектора ускорения  $\vec{a}$ , направленная вдоль касательной к траектории в данной точке, называется **тангенциальным ускорением**, которое характеризует изменение вектора скорости по величине. Составляющая вектора ускорения  $\vec{a}$ , направленная по нормали к касательной в данной точке траектории, называется **нормальным ускорением**. Оно характеризует изменение вектора скорости по направлению в случае криволинейного движения. Естественно, что когда тело движется по траектории, являющейся прямой линией, нормальное ускорение равно нулю.

В зависимости от формы представления кинематических параметров существуют различные виды законов движения.

**Закон движения** — это одна из форм определения положения тела в пространстве, которая может быть выражена:

- аналитически, т.е. с помощью формул. Эта разновидность закона движения задается с помощью уравнений движения:  $x = x(t)$ ,  $y = y(t)$ ,  $z = z(t)$ ;

- графически, т.е. с помощью графиков изменения координат точки в зависимости от времени;

- таблично, т.е. в виде вектора данных, когда в один столбец таблицы заносят числовые отсчеты времени, а в другой в сопоставлении с первым — координаты точки или точек тела.

## 2.1.2. Сложные движения

Туловище и звенья тела человека участвуют в двух движениях: поступательном и вращательном. **Поступательным** называется движение, при котором любой отрезок, проведенный между произвольными точками внутри тела, не меняет своей ориентации относительно тела отсчета. Траектории всех точек тела являются линиями, параллельными друг другу. **Вращательным** является движение, при котором некоторое множество точек внутри тела остаются неподвижным относительно тела отсчета и образуют ось вращения. Все остальные точки тела движутся относительно оси по концентрическим окружностям с одинаковой угловой скоростью.

Основной временной характеристикой вращательного движения является период ( $T$ ) — время полного оборота, совершаемого



точками тела, измеряемое в секундах и других кратных секунде единицах (минутах, часах, сутках и т.д.).

**Частота вращения** — это число полных периодов, укладывающихся на отрезке времени, равном единице, измеряемое в герцах (Гц):

$$f = 1/T.$$

Кроме временных параметров вращательное движение характеризуется угловыми и линейными параметрами.

Основной характеристикой углового движения является угол поворота ( $\phi$ ), отсчитываемый от произвольно заданного уровня. Например, если нам необходимо подсчитать, на какой угол поворачивается тело прыгуна в воду с вышки, то за начальный можно выбрать угол между линией, проходящей через общий центр масс (ОЦМ) тела вдоль туловища в начальной позе, и вертикалью. Производными угловыми характеристиками являются:

- угловая скорость (мгновенная), рад/с:

$$\vec{\omega} = d\vec{\phi}/dt,$$

где  $\vec{\phi}$  — угол поворота;

- угловое ускорение, рад/с<sup>2</sup>:

$$\vec{\epsilon} = d\vec{\omega}/dt.$$

Линейные характеристики описывают движение любой точки тела вдоль траектории, являющейся окружностью. К ним относятся:

- перемещение;
- путь;
- линейная скорость:

$$\vec{v} = \vec{\omega}r,$$

где  $r$  — радиус окружности;

- линейное ускорение, м/с<sup>2</sup>:

$$\vec{a} = \vec{\epsilon}r$$

(см. также формулу (2.1)).

Поскольку точки тела движутся в общем случае по криволинейным траекториям, существует нормальное ускорение, которое при движении по окружности называется центростремительным. Оно равно:

$$a_{\text{цс}} = v^2/r.$$

Практически все виды движений, которые совершает человек, состоят из поступательного и вращательного движений. Движе-

ние, при котором тело человека и его звенья участвуют одновременно в двух этих видах движения, называется *сложным*. К сложным относятся и другие виды движений, которые может совершать не только человек, но и спортивный снаряд, выпущенный им. Например, когда толкают ядро, оно участвует в двух видах движений: равномерном прямолинейном по горизонтали и равнопеременном по вертикали. Зачастую в биомеханических задачах удобнее анализировать не само сложное движение, а его более простые составляющие.

### 2.1.3. Описание движений тела человека во времени и пространстве

Если задать пространственные координаты точек тела человека, в любой момент времени можно описать его положение в пространстве. При освоении техники выполнения упражнений зачастую больший интерес представляет относительное расположение звеньев тела в пространстве, т.е. поза человека. В спорте позу обычно обозначают качественно: «согнувшись», «прогнувшись», «руки на пояс», «ноги на ширине плеч» и т.д. Следовательно, надо научиться описывать такие нюансы расположения тела человека. Приведем один из возможных подходов, разработанный В. Т. Назаровым (1986).

Для описания расположения тела человека в анатомии ввели понятия плоскостей и осей тела человека. *Сагиттальная плоскость* разделяет тело человека в положении основной стойки (человек стоит вертикально, ноги вместе, руки вдоль туловища) на две относительно равные части — левую и правую. *Фронтальная плоскость* перпендикулярна сагиттальной и делит тело человека на переднюю и заднюю части. *Горизонтальная плоскость* перпендикулярна первым двум и делит тело человека на верхнюю и нижнюю половины. Пересекаясь, эти плоскости образуют три взаимно перпендикулярные оси: *переднезаднюю*, *продольную* и *поперечную*, представляющие собой своеобразную систему координат, относительно которой обычно рассматривают расположения звеньев тела, внутренних органов и т.д. Однако при изменении основной стойки эти оси и плоскости уже трудно определить. Действительно, куда будет направлена переднезадняя ось тела при его скручивании или как будет проходить фронтальная плоскость, когда человек сделал наклон вперед?

При описании движущейся многозвенной системы тела человека применяют следующий подход. Относительно выбранной системы координат определяют:

- положение некоторой характерной точки тела человека (например, ОЦМ или точки опоры);
- определение позы как взаимного расположения звеньев по значениям суставных углов и положению каждого звена в пространстве;
- определение ориентации тела относительно системы отсчета (например, по углам различных звеньев относительно горизонтали, проходящей через ОЦМ). Определить ориентацию тела можно, задав в ОЦМ как в начале координат три оси: горизонтальную, вертикальную и продольную — и относительно них отсчитывать по три эйлеровых угла для каждого звена.

## 2.2. Динамика движений человека

### 2.2.1. Основные понятия и законы динамики

Динамика — это раздел механики, в котором изучают движение тел под действием приложенных к ним сил. В биомеханике также рассматривают взаимодействие между телом человека и внешнем окружением, между звеньями тела, между двумя людьми (например, в спортивных единоборствах). В результате взаимодействия возникают силы, которые и являются его количественной мерой.

Прямая, вдоль которой направлена сила, называется линией действия силы. Сила полностью определена, если заданы ее модуль, направление и точка приложения. Если на элементы биомеханической системы тела человека действуют несколько сил ( $F_1, F_2, \dots, F_n$ ), то их можно заменить одной силой, равной их векторной сумме:  $F_R = \sum F_i$ . Такая сила называется равнодействующей.

Движение биомеханической системы тела человека подчиняется механике Ньютона. Следовательно, три основных закона этой механики определяют характер движения тела, так как несмотря на биологическую природу энергообеспечения движения, сократимости мышц и управления, тело является механической системой и подчиняется всем закономерностям, которые связаны с движением материальных объектов на Земле.

**Первый закон Ньютона.** Любое материальное тело сохраняет состояние покоя или равномерного прямолинейного движения до тех пор, пока внешнее воздействие не изменит это состояние. Иными словами, любое тело сохраняет свою скорость, пока его механическое состояние не изменят действующие на него силы. Прямолинейное и равномерное движение материального тела называется инерциальным (или движением по инерции). Инер-

ция — это свойство материального тела оказывать сопротивление изменению скорости. Такое сопротивление возможно только потому, что тела обладают определенной массой, которую считают количественной мерой инертности. Инертностью называют свойство тела сохранять свою скорость в отсутствие взаимодействия с другими телами.

Первый закон Ньютона — достаточно идеализированное представление о движении, поскольку тело может двигаться прямолинейно и равномерно только в отсутствие любых сил. В реальности на тело всегда оказывают влияние некоторые диссипативные силы (силы трения), чье воздействие приводит к тому, что движущееся по инерции тело в конце концов останавливается. Это не значит, что первый закон Ньютона неверен: просто движение, если действие сил не исключить, приводит к изменению состояния тела и, в частности, к его переходу в состояние покоя.

**Второй закон Ньютона.** Ускорение, с которым движется тело, прямо пропорционально действующей на него силе, обратно пропорционально массе тела и по направлению совпадает с направлением действия силы:

$$\vec{a} = \vec{F}/m.$$

Импульсом тела или количеством движения тела ( $P$ ) называется произведение массы ( $m$ ) на скорость движения тела ( $v$ ):

$$\vec{P} = m\vec{v}.$$

Импульсом силы называется произведение значения силы на промежуток времени, в течение которого она действовала на материальное тело. На основе приведенных определений можно представить второй закон Ньютона во второй форме для модулей векторов

$$Ft = \Delta(mv)$$

или в словесной формулировке: изменение количества движения материального тела равно импульсу силы.

**Третий закон Ньютона.** Силы, с которыми материальные тела действуют друг на друга, равны по величине, противоположны по направлению и направлены вдоль прямой, проходящей через эти тела:

$$\vec{F}_{1,2} = -\vec{F}_{2,1}.$$

Этот закон показывает, что взаимодействие — это действие одного тела на второе и равное ему действие второго тела на первое. Следовательно, источником силы для первого тела является вто-

рое, и поскольку силы действия и противодействия приложены к разным телам, их нельзя складывать, а действующие силы — заменять равнодействующей.

Выше уже было сказано, что человек, совершая двигательные действия, участвует в сложном движении, которое состоит из более простых — поступательного и вращательного. Для каждого из них существуют отличающиеся друг от друга характеристики. Силы и результат действия этих движений можно применять к поступательному движению.

При вращательном движении имеет значение не сама сила, а ее момент. Момент силы равен произведению модуля силы на ее плечо ( $d$ ):

$$M = Fd.$$

**Плечо силы** — это кратчайшее расстояние от оси вращения до линии действия силы. Если сила лежит не в плоскости, перпендикулярной оси, то ее момент будет создавать составляющая силы, лежащая в этой плоскости. Остальные составляющие на величину момента силы не влияют. Сила, совпадающая с осью или параллельная ей, не имеет плеча относительно оси и, следовательно, не создает момента силы, но только в том случае, если ось закреплена.

Если тело свободно и не закреплено в какой-то своей части, любая сила, действующая на него, создает момент силы относительно произвольно возникающей мгновенной оси.

В поступательном движении мерой инертности тела является масса. При вращении характер движения уже зависит не просто от массы тела в целом, но и от ее распределения относительно оси вращения. Поэтому для вращательного движения вводят свою меру инертности, которая называется моментом инерции. Момент инерции тела относительно оси вращения ( $J$ ) равен алгебраической сумме произведений масс всех материальных точек тела на квадрат расстояния этих точек от оси:

$$J = \sum m_i r_i^2.$$

Момент инерции достаточно легко найти для простых геометрических фигур (шар, цилиндр и т. д.), но определить его в многозвенной системе тела человека при различных позах непросто.

Аналогом импульса тела или количества движения в поступательном движении является момент количества движения или кинетический момент во вращательном движении. Кинетический момент ( $L$ ) равен произведению момента инерции тела относительно оси вращения на угловую скорость его вращения:

$$L = J\omega.$$

Кинетический момент является следствием силового воздействия на тело. Если в поступательном движении изменение количества движения определяется действующим на тело импульсом силы, то изменение кинетического момента (момента количества движения) определяется импульсом момента силы, который является определенным интегралом в интервале времени действия момента силы ( $t_1, t_2$ ):

$$P = \int M(F) dt.$$

Отсюда другая форма второго закона Ньютона для вращательного движения имеет вид:

$$\int M(F) dt = \Delta(J\omega).$$

Совокупность кинематических характеристик позволяет однозначно описать движение материальных тел и показать, чем одно движение отличается от другого по характеру, направлению и интенсивности.

### 2.2.2. Геометрия масс тела человека и методы ее определения

Совокупность показателей, характеризующих распределение массы отдельных сегментов тела и тела в целом, называется геометрией масс тела человека. Эти показатели называются масс-инерционными характеристиками (МИХ). Это прежде всего массы и моменты инерции сегментов тела, координаты центров масс отдельных сегментов, координаты ОЦМ тела человека. Для их определения применяют различные методы. На ранних стадиях определения МИХ преимущественно проводили исследования на трупах (W. Braune, O. Fisher, 1989; W. T. Dempster, 1955; M. Mori, W. Jamamoto, 1959; C. E. Clauser, J. T. McConville, W. Young, 1969), которые рассекали по осям вращения в суставах, сегменты взвешивали и находили положения центров масс и моменты инерции. Полученные данные рассматривали как оценочные, поскольку между живой и трупной тканями существует разница, а кроме того, исследования проводились на трупах мужчин пожилого возраста.

Более поздние и точные данные исследователи получили, определив геометрию масс сегментов тела живого человека. Из множества использованных методов наиболее точным оказался радиоизотопный (J. T. Barter, 1957; В. Н. Селуянов, В. М. Зациорский, А. С. Аруин, 1981), основанный на физической закономерности прохождения моноэнергетического узкого пучка  $\gamma$ -излучения через материал. При этом ослабление интенсивности пучка зависит



от элементного состава исследуемого материала. В исследованиях МИХ тела человека при облучении звена пучок в зависимости от массы звена более или менее ослабляется. В результате удалось получить данные о распределении массы тканей вдоль сегментов, массы сегментов и туловища, а затем рассчитать положения центров масс сегментов, моменты инерции относительно разных осей вращения в суставах. Ошибки измерения и расчета различных МИХ не превышают 4 %, причем на больших сегментах относительная ошибка меньше.

Масс-инерционные характеристики тела человека, полученные разными методами, отличаются друг от друга, так как исследуемые люди различались по физическому развитию, а каждый из методов имеет свои погрешности. Зачастую кроме абсолютных цифр МИХ исследователи выводили регрессионные уравнения, где некоторые рассчитываемые показатели вычислялись как функции от других, легко измеряемых на живом человеке.

В табл. 2.1 и 2.2 приведены примеры измеренных и расчетных характеристик, полученных разными методами.

Если сравнить приведенные таблицы, то способ расчета МИХ по табл. 2.2 кажется более предпочтительным, потому что в этом случае есть привязка к конкретным антропометрическим данным человека. Кроме того, данные табл. 2.2 получены на живых людях, возраст которых соответствует времени активной спортивной деятельности.

Таблица 2.1. Относительные значения масс и положений центров масс отдельных сегментов (по С.Е. Clauser, 1969)

| Сегмент                   | Масса сегмента, % от массы тела | Положение центра масс звена относительно длины сегмента, % |
|---------------------------|---------------------------------|------------------------------------------------------------|
| Голова                    | 7,3                             | 46,6                                                       |
| Туловище                  | 50,7                            | 38,0                                                       |
| Вся рука                  | 4,9                             | 41,3                                                       |
| Плечо                     | 2,6                             | 51,3                                                       |
| Предплечье и кисть вместе | 2,3                             | 62,6                                                       |
| Предплечье                | 1,6                             | 39,0                                                       |
| Кисть                     | 0,7                             | 18,0                                                       |
| Вся нога                  | 16,1                            | 38,2                                                       |
| Бедро                     | 10,3                            | 37,2                                                       |
| Голень и стопа вместе     | 5,8                             | 47,5                                                       |
| Голень                    | 4,3                             | 37,1                                                       |
| Стопа                     | 1,5                             | 44,9                                                       |

Таблица 2.2. Коэффициенты уравнений множественной регрессии вида  $y = B_0 + B_1x_1 + B_2x_2$  для вычисления МИХ сегментов тела мужчин по массе ( $x_1$ ) и длине ( $x_2$ ) тела (по В.М. Зациорскому, А.С. Аруину, В.Н. Селуянову, 1981)

| Сегмент                                                     | $B_0$   | $B_1$   | $B_2$    |
|-------------------------------------------------------------|---------|---------|----------|
| <i>Масса сегмента, кг</i>                                   |         |         |          |
| Стопа                                                       | -0,829  | 0,0077  | 0,0073   |
| Голень                                                      | -1,592  | 0,0362  | 0,0121   |
| Бедро                                                       | -2,649  | 0,1463  | 0,0137   |
| Кисть                                                       | -0,1165 | 0,0036  | 0,00175  |
| Предплечье                                                  | 0,3185  | 0,01445 | -0,00114 |
| Плечо                                                       | 0,250   | 0,03012 | -0,0027  |
| Голова                                                      | 1,296   | 0,0171  | 0,0143   |
| Верхняя часть туловища                                      | 8,2144  | 0,1862  | -0,0584  |
| Средняя часть туловища                                      | 7,181   | 0,2234  | -0,0663  |
| Нижняя часть туловища                                       | -7,498  | 0,0976  | 0,0489   |
| <i>Положение центра масс на продольной оси сегмента, см</i> |         |         |          |
| Стопа                                                       | 3,767   | 0,065   | 0,033    |
| Голень                                                      | -6,05   | -0,039  | 0,142    |
| Бедро                                                       | -2,42   | 0,038   | 0,135    |
| Кисть                                                       | 4,11    | 0,026   | 0,033    |
| Предплечье                                                  | 0,192   | -0,028  | 0,093    |
| Плечо                                                       | 1,67    | 0,03    | 0,054    |
| Голова                                                      | 8,357   | -0,0025 | 0,023    |
| Верхняя часть туловища                                      | 3,32    | 0,0076  | 0,047    |
| Средняя часть туловища                                      | 1,398   | 0,0058  | 0,045    |
| Нижняя часть туловища                                       | 1,182   | 0,0018  | 0,0434   |

### 2.2.3. Силы в движениях человека

**Сила тяжести и масса.** Движения человека строятся, исходя из гравитационного взаимодействия между ним и Землей. Результатом гравитационного взаимодействия является сила тяжести тела.

Находят ее аналитическое выражение из закона всемирного тяготения и записывают в виде

$$\vec{F}_{\text{тяж}} = m\vec{g},$$

где  $m$  — масса тела;  $\vec{g}$  — ускорение свободного падения.

Сила тяжести является по отношению к человеку внешней силой.

Если учесть, что масса Земли — величина достаточно постоянная, то сила тяжести будет зависеть от массы тела, что видно из формулы, а также от расстояния между телом и центром Земли. Последнее означает, что ускорение свободного падения неодинаково в различных точках на поверхности Земли, поскольку ее форма — это приплюснутый со стороны полюсов эллипсоид. Весом тела называют силу, с которой тело вследствие притяжения к Земле действует на опору или подвес. Следовательно, вес приложен не к самому телу, а к опоре или подвесу. Когда опора и тело неподвижны, то вес тела в точности равен силе тяжести этого тела. Когда же опора и тело движутся с некоторым ускорением, то в зависимости от его направления тело может испытывать или невесомость, или перегрузку. Когда ускорение совпадает по направлению и равно ускорению свободного падения, вес тела равен нулю: это состояние называется невесомостью. В космическом корабле, находящемся на околоземной орбите, космонавты испытывают такое состояние, поскольку и сам корабль (опора), и тело космонавта движутся с одинаковым центростремительным ускорением, равным  $g$ . Но невесомость — это не только космическое явление. При беге в полетной фазе бегун находится в состоянии невесомости (спортсмен не воздействует на опору, потому что она отсутствует), но сила земного притяжения действует по-прежнему. Состояние, близкое к невесомости, можно почувствовать, если спускаться в скоростном лифте: опора уходит из под ног, сила воздействия на нее уменьшается. Когда ускорение движения опоры противоположно ускорению свободного падения, человек испытывает перегрузку: это явление можно ощутить, находясь в скоростном лифте, поднимающемся вверх.

Поскольку вес тела приложен к опоре, она деформируется и за счет сил упругости оказывает противодействие силе тяжести. Силы, развиваемые при этом со стороны опоры, называются *силами реакции опоры*, а само явление развития противодействия — *реакцией опоры*.

По третьему закону Ньютона сила реакции опоры равна по весу и противоположна ему по направлению. При неподвижной горизонтальной опоре она равна силе тяжести и перпендикулярна к опорной поверхности. Если человек на опоре движется с ускорени-

ем, то за счет своих мышечных усилий воздействует на опору, и сила реакции опоры возрастает на величину  $ma$ , где  $m$  — масса человека,  $a$  — ускорение, с которым он движется. Как правило, именно эти динамические воздействия (динамограммы) фиксируются с помощью динамометрических платформ. В силу третьего закона Ньютона динамограмма отражает те мышечные усилия, которые развивает человек при взаимодействии с опорой.

**Силы упругости.** При деформации твердого тела под действием приложенных сил возникают силы упругости, так как тело при изменении своей формы препятствует этому за счет межмолекулярного взаимодействия своей кристаллической решетки. Причем взаимодействие тел будет упругим только в том случае, когда после снятия нагрузки тело восстанавливает свою форму за счет сил упругости.

При спортивных упражнениях возникают упругие взаимодействия с такими снарядами, как трамплин для прыжков в воду, перекладина, брусья, мостик в спортивной гимнастике, искусственное покрытие легкоатлетической дорожки и т. д. Спортсмен деформирует объект внешней среды, с которым взаимодействует, за счет своей массы и развиваемых мышечных усилий. Объект будет деформироваться до тех пор, пока сила деформации не станет равной максимальной силе, с которой спортсмен действует на него. Когда действие деформирующей силы прекращается, потенциальная энергия упругой деформации переходит в кинетическую, передаваемую телу спортсмена. В этом как раз и заключено положительное действие упругих объектов: запасая энергию в предварительных фазах спортивного упражнения, они затем сообщают дополнительные усилия и передают энергию спортсмену в основной фазе спортивного упражнения, усиливая его положительный (ожидаемый) эффект.

**Силы трения.** Силы трения возникают, когда одно тело перемещается относительно другого: неровности, которые всегда есть на соприкасающихся поверхностях тел, цепляются друг за друга и деформируются, а при плотном контакте скользящих поверхностей молекулы начинают взаимодействовать. Сила трения направлена вдоль поверхностей соприкасающихся тел противоположно вектору скорости их относительного перемещения.

Существует несколько разновидностей видов трения. Наиболее важное — это *трение скольжения*, возникающее, когда тело перемещается относительно другого с некоторой скоростью. В этом случае сила трения ( $F_{\text{тр}}$ ) выражается следующим образом:

$$\vec{F}_{\text{тр}} = k_{\text{тр}} \vec{N},$$

где  $k_{\text{тр}}$  — коэффициент трения скользящих поверхностей;  $\vec{N}$  — сила нормального давления, перпендикулярная к соприкаса-

ющимся поверхностям. Если поверхность строго горизонтальная, она равна массе тела, в остальных случаях  $N$  — некоторая проекция силы тяжести тела. Именно благодаря силе трения скольжения человек может двигаться по поверхности Земли, поскольку для этого необходима внешняя сила, благодаря действию которой возможно перемещать ОЦМ тела.

Трение скольжения существует в таких локомоциях, как ходьба, бег, велосипедное педалирование, спортивные метания, спортивные игры и т. д. Его частным случаем является *трение покоя*, возникающее, когда сила, приложенная к телу, недостаточна, чтобы сдвинуть его с места. Когда сдвигающая сила достигает определенного свойственного конкретным соприкасающимся поверхностям значения, тело начинает скользить вдоль поверхности.

Знание коэффициентов трения скольжения и трения покоя очень важно при проектировании поверхностей спортивных сооружений и спортивной обуви. При одинаковых соприкасающихся поверхностях коэффициент трения покоя (его еще называют статическим коэффициентом) больше, чем коэффициент трения скольжения (его еще называют динамическим коэффициентом), поэтому и сила трения в покое больше, чем при движении. Следовательно, чем с большей относительной скоростью подошва обуви скользит по опорной поверхности, тем труднее разогнаться, сделать поворот или изменить направление движения.

Еще одним видом трения является *трение качения*. Механизм его возникновения объясняется тем, что при деформации соприкасающихся тел под действием первого из них во втором образуется «ямка». Край «ямки» создает момент силы, так как деформируется, когда на него давит движущееся по поверхности второго тела первое тело, и таким образом препятствует этому движению.

Трение качения меньше трения скольжения, поэтому в конструкциях спортивного инвентаря применение катящихся друг по другу поверхностей оправдано (например, в роликовых коньках, лыжероллерах, велосипеде).

В теле человека трение возникает внутри и между мышцами, при взаимном смещении органов и тканей и т. д. Например, в суставах кости соприкасаются через хрящевые поверхности, в зазоре между которыми находится синовиальная жидкость, выполняющая роль смазки, т. е. уменьшающая трение скольжения. Трение в суставах невелико: коэффициент трения для коленного сустава находится в диапазоне 0,01 — 0,02.

**Внутренние и внешние силы.** Силы взаимодействия между частями некоторой системы называются *внутренними*. В теле человека это мышечные усилия. Анатомически мышцы располагаются так, что, как правило, соединяют два каких-либо звена тела.

При сокращении мышцы возникают силы, воздействующие на соответствующие звенья.

Силы, появляющиеся при воздействии на данное тело других тел, называются *внешними*. По отношению к человеку внешними являются силы: земного притяжения, трения между опорной поверхностью и стопой, сопротивления среды (аэродинамические и гидродинамические).

Следствием третьего закона Ньютона является то, что внутренние силы не могут изменить положения ОЦМ тела человека: их действие приводит только к изменению взаимного расположения звеньев тела. Человек движется только за счет взаимодействия с внешней средой, т. е. за счет внешних сил. Все изменения в параметрах движения определяются силовым взаимодействием с внешним окружением и согласованным с ним развитием внутренних сил во всех звеньях тела человека. От того, насколько такое согласование рационально, зависит эффективность того или иного двигательного действия.

Как пример действия внешних сил рассмотрим гидроаэродинамическое сопротивление. В ряде локомоций человек испытывает сопротивление со стороны внешней среды: воздуха (при беге, велосипедном педалировании, прыжках на лыжах с трамплина) и воды (при плавании, гребле на различного вида лодках). Многие виды спорта связаны с разгоном и выпуском спортивного снаряда, который, продолжая движение в среде, испытывает с ее стороны сопротивление, — это метание диска, копья, полет мяча в теннисе, футболе, волейболе.

При движении в газовой или водной среде человек и снаряд испытывают два вида сопротивления: трения и давления. В водной среде еще добавляется волновое сопротивление. Вместе они создают общую тормозящую силу, которую называют лобовым сопротивлением тела. Сопротивление трения пропорционально скорости движения в первой степени и существенно при малых скоростях движения объекта в среде. Сопротивление давления пропорционально квадрату относительной (по отношению к неподвижной среде) скорости движения объекта. Это сопротивление является следствием турбулизации (образования вихревого течения) потока жидкости за движущимся объектом, которая приводит к повышению скорости движения частиц среды и к падению давления за движущимся телом. Разность давления перед телом и за ним приводит к возникновению сопротивления давления.

Физический смысл сопротивления движению некоторого объекта в жидкой или газообразной среде состоит в том, что он создает возмущение частиц среды, вовлекая их в движение и отдавая им вследствие этого часть своей энергии. Например, если бегун бежит среднюю дистанцию со скоростью 6 м/с, до 8 % расходуемой им



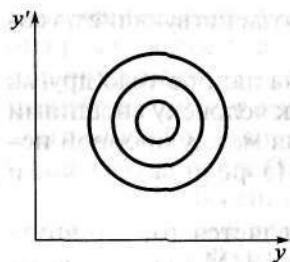


Рис. 2.1. Фазовая диаграмма колебательного движения материальной точки в замкнутой консервативной системе

энергии тратится на преодоление сопротивления воздуха. У спринтеров эта величина может составлять до 16 % общего расхода энергии.

**Связи и степени свободы при движении.** Силовые взаимодействия между телами проявляются в виде связей. *Связями* называются ограничения, накладываемые на движущееся тело со стороны других тел. Если движение тела в некотором направлении не ограничивается, т.е. у него в этом направлении нет связей, тело по указанному направлению обладает *степенью свободы*. В пространстве некоторое тело может двигаться во всех трех измерениях поступательно (относительно трех независимых взаимно перпендикулярных осей), а также вокруг них. Следовательно, оно обладает шестью степенями свободы, число которых уменьшает каждая связь.

**Фазовые диаграммы.** В динамике Ньютона характер движения тела однозначно описывается, если заданы его координаты и скорость движения. В наиболее общем виде движение тел характеризуется дифференциальным уравнением второго порядка. Оно равносильно системе дифференциальных уравнений первого порядка, где производные берутся от координаты ( $y$ ) в первом уравнении и от скорости ( $y'$ ) во втором уравнении. Общее решение этих уравнений может быть представлено геометрическим семейством ориентированных фазовых траекторий на фазовой плоскости. Общий набор траекторий, описывающий все возможные решения дифференциальных уравнений для  $y$  и  $y'$ , называется фазовой диаграммой. Фазовая плоскость строится в координатах  $[y, y']$ . На рис. 2.1 в качестве примера изображена фазовая диаграмма колебательного движения материальной точки в системе без диссипации и подкачки энергии.

энергии тратится на преодоление сопротивления воздуха. У спринтеров эта величина может составлять до 16 % общего расхода энергии.

## 2.3. Механическая работа и энергия при движении человека

### 2.3.1. Понятие «механическая работа»

Мышцы, приводящие в движение звенья тела, совершают механическую работу. *Работа* в некотором направлении — это произведение перемещения материального тела ( $\Delta x$ ) и составляющей силы, действующей в направлении перемещения ( $F_x$ ):

$$A_x = F_x \Delta x.$$

Выполнение работы требует затрат энергии. Следовательно, при выполнении работы энергия в системе уменьшается. Поскольку для того чтобы была совершена работа, необходим запас энергии, последнюю можно определить следующим образом: *энергия* — это возможность совершить работу, это некоторая мера имеющегося в механической системе «ресурса» для ее выполнения. Кроме того, энергия — это мера перехода одного вида движения в другой.

В биомеханике рассматривают следующие основные виды энергии (С. Ю. Алешинский, В. М. Зациорский, Н. А. Якунин, 1982):

- потенциальная, зависящая от взаимного расположения элементов механической системы тела человека;
- кинетическая поступательного движения;
- кинетическая вращательного движения;
- потенциальная деформации элементов системы;
- тепловая;
- обменных процессов.

Полная энергия биомеханической системы равна сумме всех перечисленных видов энергии.

В биомеханических системах рассматривают и учитывают два вида потенциальной энергии: обусловленную взаимным расположением в поле силы тяжести звеньев тела в привязке к некоторому отчетному уровню (например, к поверхности Земли); связанную с упругой деформацией элементов биомеханической системы (кости, связки, мышцы) или каких-либо механических объектов (например, спортивных снарядов или инвентаря).

Кинетическая энергия запасается в теле при движении. Движущееся тело совершает работу за счет ее убыли. Поскольку звенья тела и тело человека совершают поступательное и вращательное движения, суммарная кинетическая энергия ( $E_k$ ) будет равна

$$E_k = \frac{1}{2} m v^2 + \frac{1}{2} J \omega^2,$$

где  $m$ ,  $J$  — масса и момент инерции системы;  $v$ ,  $\omega$  — линейная и угловая скорости.

Энергия поступает в биомеханическую систему прежде всего за счет протекания в мышцах метаболических обменных процессов. Изменение энергии, в результате которого совершается работа, не является в биомеханической системе высокоэффективным процессом, т.е. не вся затраченная энергия переходит в полезную работу. Часть энергии теряется необратимо, переходя в тепло: только 25 % используется для выполнения работы, остальные 75 % преобразуются и рассеиваются в организме.

Для биомеханической системы применяют закон сохранения энергии механического движения в форме для неконсервативных систем:

$$E_{\text{п}} = E_{\text{к}} + E_{\text{пот}} + U,$$

где  $E_{\text{п}}$  — полная механическая энергия системы;  $E_{\text{к}}$  — кинетическая энергия системы;  $E_{\text{пот}}$  — потенциальная энергия системы;  $U$  — внутренняя энергия системы, представляющая в основном тепловую энергию.

Полная энергия механического движения биомеханической системы имеет в своей основе два следующих источника энергии: метаболические реакции в организме человека и механическая энергия внешней среды (деформирующихся элементов спортивных снарядов, инвентаря, опорных поверхностей; противников при контактных взаимодействиях). Передается эта энергия посредством работы внешних сил.

Особенностью энергопродукции в биомеханической системе является то, что одна часть энергии при движении расходуется на совершение необходимого двигательного действия, другая идет на необратимое рассеивание запасенной энергии, третья сохраняется и используется при последующем движении. При расчете затрачиваемой при движениях энергии и совершаемой при этом механической работы тело человека представляют в виде модели многозвенной биомеханической системы, аналогичной анатомическому строению.

Степень детализации тела в модельном представлении зависит от характера решаемой задачи. В любом случае движение отдельного звена и движения тела в целом рассматривают в виде сложного движения двух более простых видов движения: поступательного и вращательного.

Полную механическую энергию некоторого  $i$ -го звена ( $E_{\text{п}}^i$ ) можно подсчитать как сумму потенциальной ( $E_{\text{пот}}^i$ ) и кинетической энергии ( $E_{\text{к}}^i$ ). В свою очередь  $E_{\text{к}}^i$  можно представить как сумму кинетической энергии центра масс звена ( $E_{\text{к.ц.м}}^i$ ), в которой сосредоточена вся масса звена, и кинетической энергии вращения звена относительно центра масс ( $E_{\text{к.вр}}^i$ ).

Если известна кинематика движения звена, то общее выражение для полной энергии звена будет иметь вид

$$E_{\text{п}}^i = E_{\text{пот}}^i + E_{\text{к.ц.м}}^i + E_{\text{к.вр}}^i = m_i g h_i + \frac{m_i (v_{\text{ц.м}}^i)^2}{2} + \frac{J_i \omega^2}{2},$$

где  $m_i$  — масса  $i$ -го звена;  $g$  — ускорение свободного падения;  $h_i$  — высота центра масс над некоторым нулевым уровнем (например, над поверхностью Земли в данном месте);  $v_{\text{ц.м}}^i$  — скорость поступательного

движения центра масс;  $J_i$  — момент инерции  $i$ -го звена относительно мгновенной оси вращения, проходящей через центр масс;  $\omega$  — мгновенная угловая скорость вращения относительно мгновенной оси.

Работа по изменению полной механической энергии звена ( $A_i$ ) за время от момента  $t_1$  до момента  $t_2$  в интервалах времени монотонного изменения  $E_{\text{п}}^i(t)$  равна разности значений энергии в конечный ( $E_{\text{п}}^i(t_2)$ ) и начальный ( $E_{\text{п}}^i(t_1)$ ) моменты движения:

$$A_i(t) = E_{\text{п}}^i(t_2) - E_{\text{п}}^i(t_1).$$

Естественно, в данном случае работа затрачивается на изменение потенциальной и кинетической энергий звена.

Если величина работы  $A_i > 0$ , т.е. энергия увеличилась, то говорят, что над звеном совершена положительная работа. Если же  $A_i < 0$ , т.е. энергия звена уменьшилась, — отрицательная работа.

Режим работы мышц по изменению энергии данного звена называется преодолевающим, или концентрическим, если мышцы совершают положительную работу над звеном; уступающим, или эксцентрическим, если мышцы совершают отрицательную работу над звеном.

Положительная работа совершается, когда мышца сокращается против нагрузки, и идет на разгон звеньев тела, тела в целом, спортивных снарядов и т.д. Отрицательная работа совершается, если мышцы противодействуют растяжению за счет действия внешних сил. Это происходит при опускании груза, спуске по лестнице, противодействии силе, превышающей силу мышц (например, в армрестлинге).

Замечены интересные факты соотношения положительной и отрицательной работ мышц: отрицательная работа мышц экономичней положительной; предварительное выполнение отрицательной работы повышает величину и экономичность следующей за ней положительной работы.

Существует другой подход для подсчета механической работы, основанный на понятии работы, приведенном в начале подраздела. Поскольку перемещение звена — это вращательное движение в суставном сочленении, для расчета работы необходимо предварительно подсчитать суставные силы и моменты сил или суставные моменты. Под последними понимают силовой результат действия всех окружающих данный сустав мышц (сгибателей и разгибателей) относительно его оси вращения. Поскольку именно посредством суставных моментов мозг управляет изменениями в движении звеньев, их иногда называют «управляющими моментами». Расчет суставных моментов — задача далеко не простая, поскольку необходимо учитывать ряд анатомических и физиологических ха-

рактических всех мышц, которые воздействуют на конкретное звено.

Для примера приведем анатомическое выражение для управляющего момента, которое получили польские исследователи Ф. Мореки (F. Morecki), А. Екиэль (A. Ekiel) и К. Фиделус (K. Fidelus) (1985) на основе анализа участия отдельных мышц в создании управляющих моментов силы в суставе:

$$M = F_a \sum_{i=1}^h d_{ij}(\alpha) S_i K_i(\alpha) \frac{B_i}{B_{i_{\max}}},$$

где  $M$  — управляющий момент силы в суставе, Н·м;  $F_a$  — абсолютная сила (напряжение) мышцы при ее длине покоя, Н/см<sup>2</sup>;  $h$  — высота;  $d_{ij}(\alpha)$  — плечо силы  $i$ -й мышцы относительно  $j$ -й степени свободы при угле в суставе, равном углу  $\alpha(M)$ ;  $S_i$  — физиологический поперечник  $i$ -й мышцы, см<sup>2</sup>;  $K_i(\alpha)$  — отношение силы мышцы при данной длине к значению ее силы при длине покоя (безразмерный показатель);  $\frac{B_i}{B_{i_{\max}}}$  — степень возбуждения мышцы, оцени-

ваемая по отношению ее интегрированной электрической активности в момент измерения к максимальной интегрированной активности (безразмерный показатель).

Произведение  $d_{ij}(\alpha) S_i K_i(\alpha)$  характеризует момент силы, который конкретная мышца потенциально может создать при разных углах в суставе.

При расчете суставных моментов необходимы данные о плечах сил. Силы в данном случае — это усилия сокращающихся мышц. Рассчитывают плечи с определенными погрешностями в силу следующих обстоятельств:

- место прикрепления мышцы к кости — это некоторая область на кости, что создает неопределенность в выборе точки прикрепления, а значит — одного из концов отрезка плеча;

- другой конец этого отрезка — это положение мгновенной оси вращения в суставе. При изменении угла в суставе оно может измениться;

- многие мышцы крепятся не только к костям, но и к так называемому мягкому скелету, т.е. к фасциям, другим мышцам. Это может изменить плечи сил и сделать их зависимыми от величин проявляемой силы.

В настоящее время сделали множество оценок плеч сил для различных мышц и используют их в расчетах.

Если суставные моменты известны, то, зная угловые перемещения звеньев, можно рассчитать работу момента сил в рассматриваемом суставе, идущую на управление движением. Чем боль-

ше разность угловых скоростей движения звеньев, тем больше механическая работа. Естественно, что с ростом величины суставного момента работа также растет.

Работа управляющего момента  $M_{i,i+1}$  в суставе называется положительной или преодолевающей, если  $M_{i,i+1}(\omega_{i+1} - \omega_i) > 0$ , и отрицательной или уступающей, если меньше нуля. Управляющий момент производит положительную работу, если направление его действия и скорость изменения суставного угла совпадают, в противном случае — отрицательную работу.

Если мышцы выполняют преодолевающую работу, суммарная механическая энергия звеньев возрастает за счет ее поступления от мышц данного сустава. Если же направление действия управляющего момента не совпадает с направлением межзвенной угловой скорости, то полная механическая энергия звеньев за счет действия момента уменьшается (уступающая работа).

Полная мышечная работа по управлению движением многозвенного тела равна сумме работы во всех сочленениях (если число звеньев равно  $n$ , то число сочленений будет  $n - 1$ ):

$$A_{\Sigma} = \sum_{i=1}^{n-1} \int M_{i,i+1}(\omega_{i+1} - \omega_i) dt.$$

Полная механическая энергия тела человека в некоторый момент времени  $t$  может быть рассчитана путем суммирования мгновенных значений энергии отдельных звеньев:

$$E_{\Sigma}(t) = \sum_{i=1}^n E_i(t) = \sum_{i=1}^n \left( m_i g h_i(t) + \frac{m_i (v_{i, \text{л.м.}}(t))^2}{2} + \frac{J_i \omega_i^2(t)}{2} \right).$$

### 2.3.2. Внешняя и внутренняя работа

Работа на перемещение человека в процессе его двигательной деятельности затрачивается на движение тела как целого, что может характеризоваться движением его ОЦМ; движение отдельных частей тела относительно ОЦМ.

Так можно рассматривать и движение каждого звена тела человека. В связи с этим выражение для полной механической энергии  $E$  может быть преобразовано следующим образом:

$$E_{\Sigma} = mgh + \frac{m(v_{\text{ОЦМ}})^2}{2} + \sum_{i=1}^n \left( \frac{m_i (v_{i, \text{л.м.}/\text{ОЦМ}})^2}{2} + \frac{J_i \omega_i^2}{2} \right),$$

где  $m$  — масса тела человека;  $h$  — высота ОЦМ над нулевым уровнем;  $v_{\text{ОЦМ}}$  — абсолютная скорость ОЦМ;  $m_i$  — масса  $i$ -го звена;  $v_{\text{ЦМ}/\text{ОЦМ}}$  — скорость центра масс  $i$ -го звена относительно ОЦМ.

Первые два члена в правой части уравнения представляют полную механическую энергию движения ОЦМ. Поскольку за счет внутренних сил привести ОЦМ в движение невозможно (следствие из третьего закона Ньютона), вызвать движение ОЦМ могут только внешние силы, приложенные к многозвенной системе тела человека. Работу этих внешних сил называют *внешней*.

Третий член в приведенном уравнении, связанный с движением звеньев относительно ОЦМ, описывает на энергетическом уровне работу внутренних (мышечных) сил биомеханической системы тела человека. Он соответствует внутренней энергии, а работа по ее изменению — *внутренней работе*. Поэтому работа по изменению полной энергии системы является суммой внутренней и внешней работ:

$$A_{\Sigma} = A_{\text{внутр}} + A_{\text{внеш}}.$$

### 2.3.3. Вертикальная и продольная работа

Внешняя работа является суммой двух слагаемых:

$$A_{\text{внеш}} = mg\Delta h + \frac{m\Delta(v_{\text{ОЦМ}})^2}{2}.$$

В этом выражении учтено, что работа над ОЦМ приводит к изменению энергии тела. Первое слагаемое можно рассматривать как работу против силы тяжести (*вертикальная работа*), а второе — как работу, идущую на разгон или торможение ОЦМ по горизонтали (*продольная работа*). Можно определить и *поперечную работу*, характеризующую затраты энергии на перемещение ОЦМ в левую и правую стороны.

Перечисленные виды работ вносят различный вклад в энергообеспечение двигательных действий при различных скоростных режимах выполнения упражнений (табл. 2.3).

Как видно из таблицы, чем больше скорость передвижения тела человека, тем большая часть работы затрачивается не на полезный результат — перемещение тела в пространстве, а на перемещение звеньев относительно ОЦМ. И это закономерно, поскольку мышцы человека работают только на сокращение. Вследствие этого для совершения двигательного действия мышцы необходимо растянуть, а затем уже они будут приводить звенья тела и тело в

Таблица 2.3. Процентный вклад в полную работу внешней и внутренней работ в зависимости от скорости передвижения (по G. A. Cavagna и M. J. Kaneko, 1977)

| Вид локомоции | Скорость, км/ч | Внешняя работа, % | Внутренняя работа, % |
|---------------|----------------|-------------------|----------------------|
| Ходьба        | 3              | 50                | 50                   |
|               | 5              | 38                | 62                   |
|               | 7,5            | 39                | 61                   |
|               | 10             | 35                | 65                   |
|               | 12,5           | 38                | 62                   |
| Бег           | 7,5            | 77                | 23                   |
|               | 10             | 70                | 30                   |
|               | 15             | 58                | 42                   |
|               | 20             | 50                | 50                   |
|               | 25             | 42                | 58                   |
|               | 30             | 38                | 62                   |
|               | 33             | 37                | 6                    |

целом в движение. Поэтому при скоростных режимах основная работа тратится на разгон и торможение звеньев, так как с ростом скорости резко растут ускорения движения звеньев.

### 2.3.4. Мощность механического движения

Мощность — это работа, выполняемая в единицу времени. Аналитически ее можно записать в следующем виде:

$$N = \frac{dA}{dt}.$$

Можно дать другую формулу мощности

$$N = Fv, \quad (2.2)$$

где  $F$  — действующая сила;  $v$  — скорость движения тела.

Поскольку звенья совершают вращательное движение относительно оси, проходящей через сустав, то мощность движения звеньев рассчитывается по формуле

$$N_{i,i+1} = M_{i,i+1}(\omega_{i+1} - \omega_i).$$



### 2.3.5. Количественная оценка эффективности механической работы

В биомеханике используют показатель, который называется коэффициентом механической эффективности ( $K_{МЭ}$ ), равный отношению выполненной механической работы к общим энергозатратам ( $\Theta_3$ ):

$$K_{МЭ} = \frac{A_{\text{мех}}}{\Theta_3}$$

Этот показатель аналогичен коэффициенту полезного действия в технике. Но особенностью  $K_{МЭ}$ , присущей живым организмам, является то, что кроме энергозатрат на полезное механическое движение живому организму приходится тратить метаболическую энергию на поддержание функционирования самого организма. В частности, энергозатраты идут:

- на основной обмен;
- активность физиологических систем (прежде всего дыхательной и циркуляторной) при мышечной деятельности;
- активность мышц, не участвующих в движении, но обеспечивающих поддержание равновесия, сохранение позы и т.д.;
- работу мышц по преодолению внутреннего трения в суставах, сопротивления разгибателей.

Проводили множество экспериментальных исследований по оценке  $K_{МЭ}$  в следующих физических упражнениях:

- ходьба в диапазоне 4—7 км/ч ( $K_{МЭ}$  равен 0,35—0,40);
- бег в диапазоне от 3 до 9,16 м/с ( $K_{МЭ}$  повышается от 0,45 до 0,7—0,8);
- велосипедное педалирование ( $K_{МЭ}$  составляет от 0,22 до 0,25).

Коэффициент механической эффективности можно использовать как один из критериев совершенствования в движениях: его рост подтверждает правильность методической организации тренировочного процесса конкретного спортсмена.

#### КОНТРОЛЬНЫЕ ВОПРОСЫ

1. Перечислите основные понятия кинематики. Что такое кинематические характеристики движения?
2. Дайте определение закону движения.
3. Что такое сложное движение?
4. Чем отличаются по кинематическим характеристикам поступательное и вращательное движения?
5. Перечислите основные динамические характеристики.
6. Сформулируйте основные законы динамики.

7. Что такое МИХ тела человека? Как их определяют?
8. Охарактеризуйте силы, возникающие при движении человека во внешней среде.
9. Что такое связи и степени свободы при движении?
10. Что такое механическая работа и энергия?
11. Как рассчитывают энергию отдельного звена тела человека и работу суставных (управляющих) моментов в суставах тела человека?
12. Что такое внешняя и внутренняя работа, вертикальная и продольная работа?
13. Дайте определение мощности механического движения тела человека.
14. Охарактеризуйте количественную оценку эффективности механической работы при движении человека.

## Глава 3

# БИОМЕХАНИКА ОПОРНО-ДВИГАТЕЛЬНОГО АППАРАТА ЧЕЛОВЕКА

### 3.1. Состав опорно-двигательного аппарата

Опорно-двигательный аппарат (ОДА) человека состоит из двух частей: пассивной и активной.

*Пассивная часть* ОДА содержит следующие элементы:

- кости скелета — 206 костей (85 парных и 36 непарных);
- соединения костей (непрерывные, полупрерывные и прерывные) — анатомические образования, позволяющие объединять кости скелета в единое целое, удерживая их друг возле друга и обеспечивая им определенную степень подвижности. Биомеханика ОДА рассматривает в основном прерывные соединения костей — суставы;

- связки — упругие образования, служащие для укрепления соединения костей и ограничения подвижности между ними.

*Активная часть* ОДА включает следующие элементы:

- скелетные мышцы (более 600);
- двигательные нервные клетки (мотонейроны). Двигательные нейроны расположены в сером веществе спинного и продолговатого мозга. По длинным отросткам (аксонам) этих клеток к мышцам поступают сигналы из центральной нервной системы (ЦНС);
- рецепторы ОДА. Рецепторы, расположенные в мышцах, сухожилиях и суставах, информируют ЦНС о текущем состоянии элементов ОДА;
- чувствительные (афферентные) нейроны. По чувствительным нервным клеткам информация от рецепторов мышц, сухожилий и суставов поступает в ЦНС. Тела чувствительных нейронов вынесены за пределы ЦНС и лежат в чувствительных узлах спинномозговых и черепных нервов (ганглиях).

Выделяют следующие биомеханические функции ОДА:

- 1) опорную — обеспечивает опору для мягких тканей и органов, а также удержание вышележащих сегментов тела;

- 2) локомоторную (двигательную) — обеспечивает перемещение тела человека в пространстве;

- 3) защитную — защищает внутренние органы от повреждений.

С точки зрения биомеханики ОДА человека представляет собой управляемую систему подвижно соединенных тел, обладающих определенными размерами, массами, моментами инерции и снабженных мышечными двигателями.

### 3.2. Строение, функции и механические свойства элементов ОДА человека

#### 3.2.1. Кости

Кость — элемент ОДА человека, представляющий собой жесткую конструкцию из нескольких материалов, разных по механическим свойствам. В основном кость состоит из костной ткани, которую сверху покрывает соединительнотканная оболочка — надкостница.

Костная ткань образована плотным компактным и рыхлым губчатым веществом. Суставные поверхности кости покрыты суставным хрящом.

Различают механические (опорную, локомоторную и защитную) и биологические (участие в минеральном обмене, кроветворную и иммунную) функции костей скелета. В биомеханике ОДА рассматриваются механические функции костей и связанные с ними механические свойства.

*Опорная функция* костей связана с их центральным положением внутри каждого сегмента тела человека, которое обеспечивает механическую опору другим элементам ОДА: мышцам и связкам. Кроме того, кости нижних конечностей и позвоночника обеспечивают опору для вышележащих сегментов тела. Скелетные мышцы приводят в движение костные рычаги или обеспечивают сохранение равновесия. Благодаря этому возможно выполнение двигательных действий и статических положений. В этом проявляется *локомоторная функция* костей. Кости черепа, грудной клетки и таза защищают внутренние органы от повреждений. В этом проявляется *защитная функция* костей.

*Механические свойства костей* определяются их разнообразными функциями. Кости ног и рук состоят из плотной костной ткани. Они продолговатые и трубчатые по строению, что позволяет, с одной стороны, противодействовать значительным внешним нагрузкам, а с другой — более чем в два раза уменьшить их массу и моменты инерции.

Основным механическим свойством костной ткани является прочность — способность материала сопротивляться разрушению под действием внешних сил. Прочность материала характеризуется пределом прочности — отношением нагрузки, необходимой для полного разрыва (разрушения) испытуемого образца, к площади его поперечного сечения в месте разрыва.

Различают четыре вида механического воздействия на кость: растяжение, сжатие, изгиб и кручение.

Прочность костной ткани при растяжении составляет от 125 до 150 МПа<sup>1</sup>. Она выше, чем у дуба, и почти такая же, как у чугуна. При сжатии прочность костей еще выше — 170 МПа. Несущая способность костей при изгибе значительно меньше. Например, бедренная кость выдерживает нагрузку на изгиб до 2 500 Н. Подобный вид деформации широко распространен как в обычной жизни, так и в спорте. Например, при удержании спортсменом положения «крест» на кольцах происходит деформация костей верхней конечности на изгиб.

При движениях кости не только растягиваются, сжимаются и изгибаются, но и скручиваются. Прочность кости при кручении составляет 105,4 МПа. Она наиболее высока в 25—35 лет. С возрастом этот показатель снижается до 90 МПа.

Механические нагрузки, действующие на человека при занятиях спортом, превышают повседневные, поэтому в костях происходит ряд изменений: меняются их форма и размеры, а также повышается плотность костной ткани. Так, например, у тяжелоатлетов сильно деформируются лопатки и ключицы, у теннисистов увеличиваются размеры костей предплечья, у штангистов и метателей диска утолщаются кости бедра, у бегунов и хоккеистов — кости голени, у футболистов — кости стопы (В. И. Козлов, А. А. Гладышева, 1977).

### 3.2.2. Суставы

Сустав — элемент ОДА, обеспечивающий соединение костных звеньев и создающий подвижность костей друг относительно друга. Суставы являются наиболее совершенными видами соединения костей. У человека их около 200.

Сустав образуют суставные поверхности сочлененных костных звеньев. Между суставными поверхностями находится суставная полость, в которую поступает синовиальная жидкость. Окружает сустав суставная капсула, состоящая из плотной соединительной ткани.

<sup>1</sup> Единица измерения давления (Паскаль) (Па), 1 МПа = 1 000 000 Па.

Основной функцией суставов является обеспечение подвижности костных звеньев друг относительно друга. С этой целью их поверхность смачивается синовиальной жидкостью (смазкой), которая выделяется суставным хрящом при увеличении нагрузки на сустав. При уменьшении нагрузки синовиальная жидкость поглощается суставным хрящом. Чтобы компенсировать разрушение суставного хряща при трении, в нем постоянно происходят процессы регенерации.

Присутствие синовиальной жидкости обеспечивает низкий коэффициент трения в суставе (от 0,005 до 0,02). Для сравнения — коэффициент трения при ходьбе (резина по бетону) составляет 0,75.

Критическое давление на суставной хрящ составляет приблизительно 25,5 МПа. Если реальное давление превышает эти показатели, смачивание суставного хряща синовиальной жидкостью прекращается и увеличивается опасность его механического стирания. В среднем и пожилом возрасте выделение синовиальной жидкости в суставную полость уменьшается.

Опорно-двигательный аппарат человека с позиции теории машин и механизмов можно рассматривать как сложный биомеханизм, состоящий из жестких звеньев (костей) и кинематических пар определенных классов (суставов). С этой точки зрения различают:

1) *одноосные суставы* — движения в них происходят только вокруг одной оси. Эти суставы обладают одной степенью свободы. В организме человека таких суставов насчитывается 85;

2) *двуосные суставы* — движения в них происходят вокруг двух осей. Эти суставы обладают двумя степенями свободы. В организме человека 33 двуосных сустава;

3) *многоосные суставы* — движения в них происходят вокруг трех осей. Эти суставы обладают тремя степенями свободы. В организме человека таких суставов 29.

Для определения числа степеней свободы ОДА человека, представленного в виде многозвенной модели, применяют формулу

$$n = 6N - \sum i p_i,$$

где  $n$  — число степеней свободы;  $N$  — число подвижных звеньев в модели тела;  $i$  — число ограничений степеням свободы в соединениях (для одноосных суставов  $i = 5$ , для двуосных  $i = 4$ , для многоосных  $i = 3$ );  $p_i$  — число соединений, имеющих ограничения.

Число степеней свободы для модели тела человека с 148 подвижными звеньями составляет:

$$n = 6 \cdot 148 - 5 \cdot 85 - 4 \cdot 33 - 3 \cdot 29 = 244.$$

Это означает, что для описания положения модели тела человека в каждый момент времени необходимо иметь 244 уравнения.

Для количественных оценок параметров движения важно знать положение мгновенных осей вращения в суставе, так как это влияет на значение плеч сил отдельных мышц. Мгновенные оси вращения в суставах могут смещаться. Это происходит из-за того, что в суставах могут осуществляться три типа движения сочленяющихся поверхностей: скольжение, сдвиг и качение. Возможность таких движений обусловлена тем, что соприкасающиеся суставные поверхности не тождественны по форме.

Под влиянием занятий спортом адаптация суставов ОДА происходит разнонаправленно: в одних суставах подвижность увеличивается, в других — уменьшается. Так, у велосипедистов наибольшая подвижность отмечается в голеностопном суставе и наименьшая — в тазобедренном и плечевом (М. Г. Ткачук, И. А. Степаник, 2010).

### 3.2.3. Сухожилия и связки

Сухожилие — компонент мышцы, обеспечивающий ее соединение с костью. Основной функцией сухожилия является передача усилия мышц кости. Связки — компонент сустава, обеспечивающий его стабилизацию посредством удержания костных звеньев в непосредственной близости друг относительно друга.

Сухожилия и связки характеризуют следующие механические свойства: прочность, значение относительной деформации ( $\epsilon$ ), а также упругость, которую численно выражает модуль продольной упругости (модуль Юнга).

Сухожилия состоят из плотно уложенных в пучки толстых структурных единиц — фибрилл, в состав которых входят коллагеновые волокна. Основное свойство коллагена — высокая прочность на разрыв и небольшая относительная деформация ( $\epsilon \approx 10\%$ ).

Связки, как и сухожилия, состоят главным образом из пучков коллагеновых волокон, расположенных параллельно друг другу. Однако в отличие от сухожилий в состав связок входит достаточно большое количество волокон эластина — упругого белка, который может очень сильно растягиваться (относительная деформация составляет 200—300%). Механические свойства сухожилий и связок зависят от их размеров и состава. Чем больше поперечное сечение и больший процент коллагеновых волокон, тем выше прочность. Чем связка длиннее и чем больше в ней волокон эластина, тем больше значение относительной деформации.

Прочность сухожилий составляет 40—60 МПа, а связок — 25 МПа. Следует отметить, что предел прочности каната из хлопчатобумажного плетения составляет 30—60 МПа.

На прочность связок и сухожилий влияет уровень гормонов. Доказано, что систематическое введение гормонов может приве-

сти к уменьшению прочности этих структур. Значительно снижает прочность связок и сухожилий иммобилизация. И, наоборот, при исследовании животных была найдена связь между уровнем физической активности и прочностью сухожилий и связок.

Доказано, что в подавляющем большинстве случаев прочность сухожилий более высока, чем прочность их прикрепления к костям. Поэтому при травмах сухожилия не разрываются, а отрываются от места прикрепления. Следует учитывать также, что в процессе тренировок прочность сухожилий и связок увеличивается сравнительно медленно. При форсированном развитии скоростно-силовых качеств мышц может возникнуть несоответствие между возросшими скоростно-силовыми возможностями мышечного аппарата и недостаточной прочностью сухожилий и связок. Это грозит потенциальными травмами (А. С. Аруин, В. М. Зациорский, В. Н. Селуянов, 1981).

Модуль Юнга ( $E$ ) численно равен напряжению, увеличивающему длину образца в два раза. Для костной ткани он составляет 2000 МПа, а сухожилия — 160 МПа. Материал коллаген характеризуется значением модуля Юнга, равным 10—100 МПа, а эластина — 0,5 МПа. Следует отметить, что значение модуля Юнга для резины составляет 5 МПа, а для древесины — 1200 МПа (В. И. Дубровский, В. Н. Федорова, 2003).

Связки и сухожилия характеризуются нелинейными свойствами — модуль упругости изменяется по мере колебания их длины.

### 3.2.4. Рецепторы опорно-двигательного аппарата человека

Одним из отделов двигательной сенсорной системы являются проприорецепторы, расположенные в мышцах (мышечные веретена), суставных сумках (рецепторы суставов) и сухожилиях (сухожильные рецепторы Гольджи).

*Мышечные веретена* рассеяны по всем скелетным мышцам. Их концы обычно прикрепляются к мышечным волокнам параллельно. Внутри веретена содержатся *интрафузальные мышечные волокна*. Эти волокна в 2—3 раза тоньше обычных (экстрафузальных) волокон скелетных мышц.

Интрафузальные волокна подразделяются на два типа:

1) длинные и толстые (диаметр 20—25 мкм<sup>1</sup>), которые информируют ЦНС о динамическом компоненте движения — скорости изменения длины мышцы. Таких волокон в мышечном веретене не более двух;

<sup>1</sup> 1 мкм = 10<sup>-6</sup> м.



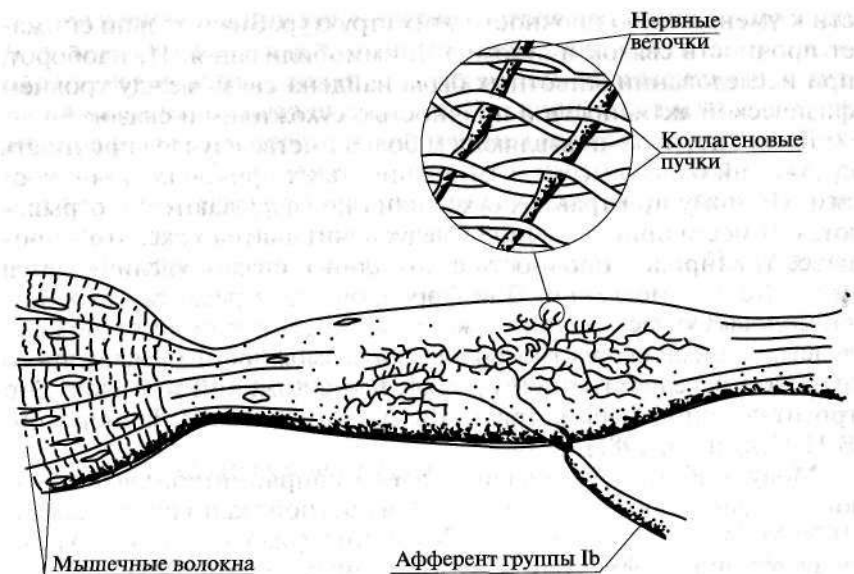


Рис. 3.1. Строение сухожильного органа Гольджи (А. Дж. Мак-Комас, 2001)

2) короткие и тонкие (диаметр 10—12 мкм), которые информируют ЦНС о статическом компоненте движения — «текущей» длине мышцы. Таких волокон в мышечном веретене от 2 до 12.

**Суставные рецепторы** подразделяются на несколько типов в зависимости от их реакции на амплитуду, скорость и направление движения в суставе. Тельца Руффини находятся в капсуле сустава и воспринимают направление и скорость изменения межзвенового угла. Частота их импульсации возрастает с увеличением скорости изменения суставного угла. Тельца Паччини посылают в ЦНС информацию о положении отдельных частей тела в пространстве и относительно друг друга. Их импульсная активность тем сильнее, чем больше изменение межзвенового угла.

**Рецепторы Гольджи** располагаются в месте перехода мышечных волокон в сухожилия. Их длина составляет 0,5—1,0 мм, а диаметр — 0,1—0,2 мм. Отдельный чувствительный нейрон несет афферентные импульсы в спинной мозг. Он начинается в виде веточек, проходящих между коллагеновыми волокнами сухожилия (рис. 3.1). Когда мышечные волокна сокращаются, коллагеновые волокна натягиваются и сжимают нервные веточки, которые начинают импульсировать. Таким образом, в результате последовательного крепления сухожильных органов к мышечным волокнам эти органы возбуждаются при укорочении возбужденной мышцы.

Сухожильные рецепторы возбуждаются в 1,5—8,0 раз более эффективно при мышечном сокращении, нежели при пассивном растяжении.

### 3.3. Биомеханические свойства и особенности строения ОДА человека

На биомеханические свойства ОДА человека оказывают влияние особенности его строения.

1. *Костные звенья и соединяющие их суставы представляют собой рычаги.* Это означает, что результирующее действие мышцы при вращательных движениях, каковыми являются движения звеньев тела в организме человека, определяется не силой, а моментом силы (произведением силы тяги мышцы на ее плечо). Момент силы мышцы будет максимальным, если в фазы движения, соответствующие максимальным значениям силы мышц, будут достигаться максимальные значения плеч сил мышц. Однако изучение изменения длины и плеча силы тяги при выполнении двигательных действий показало, что ОДА человека и животных устроен так, что у большинства односуставных мышц (мышц, обслуживающих движения в одном суставе) уменьшение длины мышцы (падение силы тяги) компенсируется увеличением плеча силы (И. М. Козлов, 1984). Это позволяет сохранить значение суставного момента постоянным на протяжении значительного диапазона изменения длины мышцы. Для двусуставных мышц (мышц, обслуживающих движения в двух суставах) уменьшение плеча силы тяги в одном сочленении сопровождается увеличением этого параметра относительно другого сустава (Н. Б. Кичайкина, В. В. Степанов, Е. В. Лебедева, 1987).

2. *Опорно-двигательный аппарат человека и животных устроен таким образом, что сила мышцы, как правило, приложена на более коротком плече рычага.* Поэтому мышцы, действующие на костные рычаги, почти всегда проигрывают в силе, но выигрывают в перемещении и скорости (Н. Б. Кичайкина с соавт., 2008).

3. *Мышцы, обеспечивающие движения в суставах, могут только тянуть, но не толкать.* Поэтому для того чтобы осуществлять движения в противоположных направлениях, необходимо, чтобы движение звеньев тела осуществлялось мышцами-антагонистами. Следует отметить, что мышцы-антагонисты обеспечивают не только движения звеньев тела в разных направлениях, но также и высокую точность двигательных действий. Это связано с тем, что звено нужно не только привести в движение, но и затормозить в нужный момент времени.

4. **Наличие мышц-синергистов.** Наш ОДА устроен таким образом, что перемещение костных звеньев в одном направлении может осуществляться под действием разных мышц. Мышцы-синергисты перемещают звенья в одном направлении и могут функционировать как вместе, так и по отдельности. В результате синергетического действия мышц увеличивается их результирующая сила. Если же мышца травмирована или утомлена, ее синергисты обеспечат выполнение двигательного действия.

5. **Наличие мышц, обладающих разной структурой: с параллельным и перистым ходом волокон.** Установлено, что мышцы, имеющие параллельный ход мышечных волокон, выигрывают в скорости сокращения по сравнению с перистыми мышцами. Однако мышцы, обладающие перистым строением, дают выигрыш в силе. Поэтому антигравитационные мышцы, т.е. мышцы, противодействующие силе тяжести, расположенные на нижней конечности, имеют перистую структуру.

## 3.4. Биомеханика мышц

### 3.4.1. Строение и функции скелетных мышц

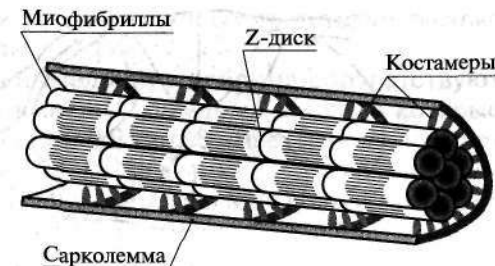
Скелетные мышцы — сложные функциональные системы. В организме человека они выполняют ряд функций:

- **моторную** — перемещают звенья двигательного аппарата;
- **сенсорную** — являются рецепторами;
- **преобразователя энергии** — преобразуют энергию химических соединений в сокращение;
- **рекуператора энергии** — передают энергию от одного звена к другому.

Мышца состоит из пучков мышечных волокон, окруженных соединительнотканной оболочкой. К звеньям ОДА мышца крепится при помощи сухожилий.

Основу мышечных волокон составляют миофибриллы, состоящие из элементов, имеющих цилиндрическую форму, — саркомеров, которые расположены последовательно, друг за другом вдоль миофибриллы (рис. 3.2). Друг от друга саркомеры отделены Z-дисками (в плоскости — Z-линии). Миофибриллу можно сравнить со стеблем бамбука, длинные секции которого соединяются друг с другом толстыми дисками. Так как миофибриллы идут от одного конца мышечного волокна до другого, их длина соответствует длине волокна. Длина одного саркомера в среднем равна 2,5 мкм. Поэтому в одной миофибрилле длиной 5 см находится до 20 000 саркомеров. Саркомер состоит из сложно организованных

Рис. 3.2. Расположение миофибрилл в мышечном волокне (J. M. Ervasty, 2003)



толстых и тонких филаментов. В центре саркомера находится М-диск (в плоскости М-линия). Благодаря чередованию в саркомере участков без перекрытия филаментов с участками из взаимного перекрытия, миофибриллы и мышечные волокна обладают поперечной исчерченностью.

Мышцы человека составляют волокна трех типов.

**Мышечные волокна I типа** — медленные, красные, устойчивые к утомлению (в мышце их приблизительно 50 %).

**Мышечные волокна IIA типа** — быстрые, белые, устойчивые к утомлению (в мышце приблизительно 20 %).

**Мышечные волокна IIB типа** — быстрые, белые, быстроутомляемые (в мышце приблизительно 30 %).

Расположение мышечных волокон в мышце напоминает мозаику. Для разных мышц характерно различное соотношение мышечных волокон. Например, в трехглавой мышце плеча быстрые волокна (70 %) преобладают над медленными (30 %), что обеспечивает скоростно-силовые возможности этой мышцы, а в четырехглавой мышце бедра быстрые и медленные волокна представлены в равных соотношениях (50 %); в камбаловидной мышце медленные волокна (85 %) преобладают над быстрыми (15 %).

Центральная нервная система управляет активностью не всей мышцы в целом и не отдельными мышечными волокнами, а группой мышечных волокон — двигательной единицей (ДЕ).

**Двигательная единица** — система, в состав которой входит двигательный нейрон (мотонейрон) и иннервируемые им мышечные волокна (рис. 3.3).

По классификации Р.Е. Берка и соавт. (R.E. Burke et al., 1973) ДЕ делятся на три типа: *S* (slow) — медленные, устойчивые к утомлению; *FR* (fast resistant) — быстрые, устойчивые к утомлению, *FF* (fast fatigable) — быстрые, быстроутомляемые.

Таблица 3.1. Соответствие типов ДЕ и видов мышечных волокон

| Тип ДЕ                | S     | FR      | FF      |
|-----------------------|-------|---------|---------|
| Тип мышечного волокна | I тип | IIA тип | IIB тип |

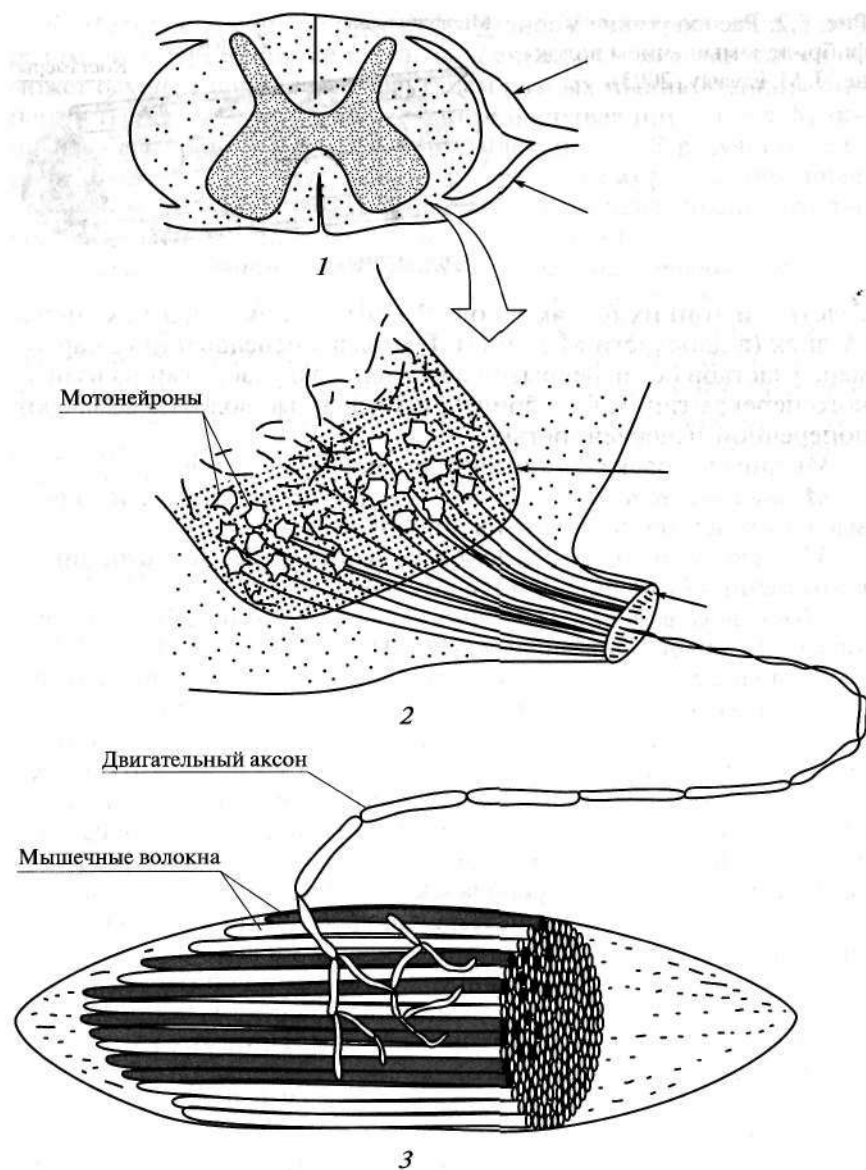


Рис. 3.3. Двигательная единица (А. Дж. Мак-Комас, 2001):

1—3 — этапы прохождения сигналов от спинального отдела центральной нервной системы до мышечного волокна

Двигательным единицам разных типов соответствуют разные виды мышечных волокон (табл. 3.1).

Строение и функции двигательного нейрона соответствуют морфологическим характеристикам мышечных волокон, которые он иннервирует. Так, мотонейрон ДЕ типа S имеет небольшое клеточное тело и иннервирует от 10 до 180 мышечных волокон, а мотонейрон ДЕ типа FF имеет большое клеточное тело и иннервирует от 300 до 800 мышечных волокон.

### 3.4.2. Виды работы мышц и режимы мышечного сокращения

Различают два вида работы мышц:

- статическую (звенья ОДА фиксированы, движение отсутствует);
- динамическую (звенья ОДА перемещаются относительно друг друга).

Выделяют три режима мышечного сокращения:

- 1) *изометрический* — момент силы мышцы равен моменту внешней силы (длина мышцы не изменяется). Соответствует статической работе;
- 2) *преодолевающий* (концентрический) — момент силы мышцы больше момента внешней силы (длина мышцы уменьшается);
- 3) *уступающий* (эксцентрический) — момент силы мышцы меньше момента внешней силы (длина мышцы увеличивается).

Преодолевающий и уступающий режимы соответствуют динамической работе. Тренировка с использованием разных режимов мышечного сокращения может привести к различным эффектам. Так, применение уступающего режима мышечного сокращения по сравнению с преодолевающим приводит к большей гипертрофии скелетных мышц.

### 3.4.3. Биомеханические свойства мышц

Биомеханические свойства скелетных мышц — это характеристики, которые регистрируют при механическом воздействии на мышцу. К ним относят сократимость, жесткость, вязкость, прочность и релаксацию.

**Сократимость.** Это способность мышцы укорачиваться при возбуждении, в результате чего возникает сила тяги.

Установлено, что во время сокращения (укорочения) мышцы длина толстого и тонкого филаментов не изменяется. При этом



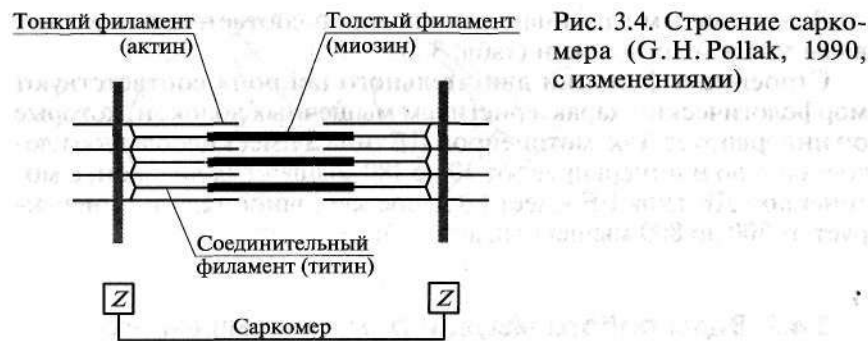


Рис. 3.4. Строение саркомера (G. H. Pollak, 1990, с изменениями)

неизменной особенностью сокращения является центральное положение толстого филамента в саркомере, посередине между Z-линиями (рис. 3.4). Исходя из этих наблюдений, была выдвинута теория скользящих нитей, в которой изменение длины саркомера обусловлено скольжением толстого и тонкого филаментов относительно друг друга (H.E. Huxley, J. Hanson, 1954; A.F. Huxley, R. Niedergerke, 1954).

Процесс сокращения происходит следующим образом. При активации мышцы тонкие филаменты, прикрепленные к проти-

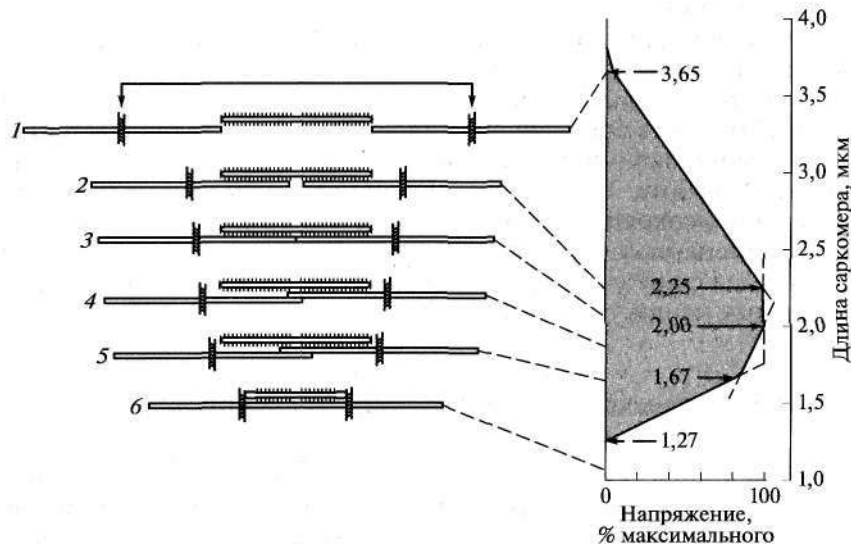


Рис. 3.5. Зависимость между степенью перекрытия актомиозиновых филаментов и силой, развиваемой саркомером (A. M. Gordon, A. F. Huxley, F. J. Julian, 1966):

1—6 — фазы от максимального растяжения до максимального сокращения саркомера

воположным Z-мембранам, скользят вдоль толстых. Скольжение происходит благодаря наличию выступов (головок) на нитях миозина, получивших название поперечных мостиков. Так как при сокращении мышцы расстояние между Z-мембранами уменьшается, мышца укорачивается. Ввиду того что саркомер представляет собой не плоскую, а объемную структуру, при сокращении мышцы происходит не только уменьшение ее длины, но и увеличение поперечного сечения (когда тонкие нити втягиваются в толстые). Установлено, что сила, развиваемая саркомером, зависит от его длины (рис. 3.5). На силу сокращения мышцы влияет исходная длина, так как от нее зависит возможное количество поперечных мостиков между актином и миозином. Предполагают, что в каждом цикле присоединения — отсоединения поперечных мостиков расходуется энергия одной молекулы АТФ на один поперечный мостик. Следовательно, чем больше образуется в мышечном волокне актино-миозиновых мостиков, тем выше скорость расщепления АТФ, больше тяга сократительных белков и, соответственно, больше развиваемая мышцей сила. Наибольшее количество актино-миозиновых контактов образуется при небольшом растяжении мышцы до некоторой оптимальной длины. При значительном растяжении саркомера нити актина далеко расходятся в стороны и практически не контактируют с расположенным в средней части саркомера миозином. В случае же резкого уменьшения длины саркомера нити актина в центре перекрывают друг друга, препятствуя контактам с миозином и также уменьшая число образуемых мостиков. В связи с этими особенностями взаимодействия сократительных белков наибольшая сила мышцы проявляется при некотором ее предварительном растяжении.

Выявлено, что существуют критические значения длины саркомера, при которых развиваемая им сила падает до нуля. Первое критическое значение равно 1,27 мкм. Оно соответствует максимальному укорочению мышцы. В этом состоянии регулярность расположения нитей нарушается, они искривляются. Второе критическое значение длины равно 3,65 мкм. Оно соответствует максимальному удлинению мышцы (перекрыванию толстых и тонких филаментов нет). Если длина саркомера больше 1,27 мкм и меньше 3,65 мкм, значение силы отличается от нуля. При длине от 1,67 до 2,25 мкм саркомер развивает максимальную силу.

Существует предельное значение длины саркомера, при котором происходит его разрыв. Это значение равно 3,60 мкм. Чтобы не произошел разрыв, при растягивании мышечных волокон защитную функцию берет на себя соединительный филамент — титин. Благодаря упругим свойствам он предотвращает чрезмерное растяжение саркомера (М. Дж. Алтер, 2001).



**Жесткость.** Это характеристика тела отражает его сопротивление изменению формы при деформирующих воздействиях (В. Б. Коренберг, 2004). Чем больше жесткость, тем меньше тело деформируется под воздействием силы. Жесткость тела характеризуется коэффициентом жесткости ( $k$ ). Жесткость линейной упругой системы, например пружины, есть величина постоянная на всем участке деформации.

В отличие от пружины мышца представляет собой систему с нелинейными свойствами. Это связано с тем, что ее структура очень сложна. Возникающая в мышце сила упругости не пропорциональна удлинению. Вначале мышца растягивается легко, а затем даже для небольшого растяжения необходимо прикладывать все большую силу. Поэтому часто мышцу сравнивают с трикотажным шарфом, который вначале легко растягивается, а затем становится практически нерастяжимым. Иными словами, жесткость мышцы возрастает с ее удлинением. Из этого следует, что мышца представляет собой систему, обладающую переменной жесткостью. Установлено, что жесткость мышцы в активном состоянии в 4—5 раз больше жесткости в пассивном. Коэффициент жесткости мышц варьирует от 2 000 до 3 000 Н/м.

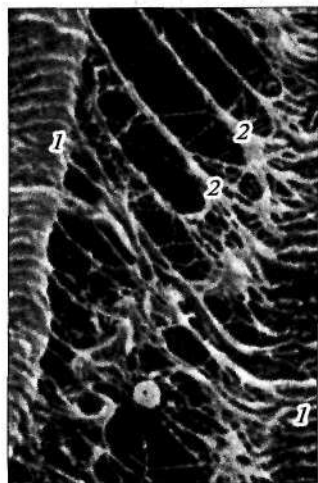


Рис. 3.6. Соединения мышечных волокон коллагеновыми фибриллами (Ю. И. Афанасьев, Н. А. Юрина, 1989):

1 — мышечное волокно; 2 — коллагеновая фибрилла

**Вязкость.** Помимо жесткости мышца обладает еще одним важным свойством — вязкостью. Это свойство жидкостей, газов и «пластических» тел оказывать неинерционное сопротивление перемещению одной их части относительно другой (смещение смежных слоев). При этом часть механической энергии переходит в другие виды, главным образом в тепло (В. Б. Коренберг, 1999).

Вязкость вызывает при мышечном сокращении потери энергии, идущие на преодоление вязкого трения. Предполагается, что трение возникает между нитями актина и миозина при сокращении мышцы. Кроме того, трение появляется между возбужденными и невозбужденными волокнами мышцы (мышечные волокна разных типов расположены в мышце в виде мозаики) из-за соединения мышечных волокон коллагеновыми фибриллами (рис. 3.6). Поэтому если возбуждены все мышечные волокна, трение должно уменьшаться.

Показано, что при сильном возбуждении вязкость мышцы резко снижается (Г. В. Васюков, 1967).

Если абсолютно упругое тело (например, пружину) вначале растянуть, а затем снять деформирующую нагрузку, то кривая «удлинение — сила<sup>1</sup>» будет идентичной во время обеих фаз. Если же мы имеем дело с упруговязким материалом (мышцей), кривые окажутся неидентичными. При нагрузке (растягивании мышцы) зависимость «удлинение — сила» соответствует кривой 1 (рис. 3.7). При укорочении мышцы зависимость «удлинение — сила» соответствует кривой 2. Кривые 1 и 2 образуют «петлю гистерезиса<sup>2</sup>». Площадь фигуры, заключенная между кривыми 1 и 2, отражает потери энергии на трение. Мышца, обладающая большей вязкостью, будет характеризоваться большей площадью «петли гистерезиса».

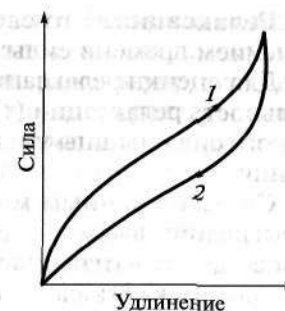


Рис. 3.7. Зависимость «удлинение — сила»:

1 — при растягивании мышцы; 2 — при укорочении мышцы

При выполнении физических упражнений температура мышц повышается, что связано с упруговязкими свойствами мышцы и потерями энергии мышечного сокращения на трение. Разогрев мышц (разминка) приводит к тому, что вязкость мышц уменьшается.

**Прочность.** Предел прочности мышцы оценивается значением растягивающей силы, при которой происходит ее разрыв. Установлено, что предел прочности для миофибрилл равен 16—25 КПа, мышц — 0,2—0,4 МПа, фасций — 14 МПа. Долгое время считалось (Е. К. Жуков, 1969; В. М. Зациорский, 1979), что неизменность длины мышцы при ее работе в изометрическом режиме связана с растяжением сухожилий, однако А. А. Вайн (1990) указал на то, что прочность сухожилий (предел прочности сухожилий равен 40—60 МПа) значительно превосходит прочность мышечных волокон. Поэтому в латентный период возбуждения мышцы сухожилия практически не изменяют своей длины, и, следовательно, неизменной остается длина мышечных волокон и жестко связанных с ними миофибрилл. Это возможно в том случае, если одни, более слабые, элементы миофибрилл (саркомеры) будут растягиваться, а другие, более сильные — укорачиваться.

<sup>1</sup> В названии зависимости принято первой ставить имя независимой переменной, второй — функции.

<sup>2</sup> Гистерезис — свойство системы, которое выражается в том, что ее реакция зависит от сил, действовавших ранее.

**Релаксация.** Это свойство, проявляющееся в уменьшении с течением времени силы мышцы при ее постоянной длине.

Для оценки релаксации используют такой показатель, как длительность релаксации ( $\tau$ ), т. е. промежуток времени, в течение которого сила мышцы уменьшается в  $e^1$  раз от первоначального значения.

Согласно данным многочисленных исследований высота выпрыгивания вверх с места зависит от длительности паузы между приседанием и отталкиванием. Чем больше эта пауза, т. е. чем больше длительность работы мышцы в изометрическом режиме, тем меньше ее сила и, как следствие, высота выпрыгивания.

### 3.4.4. Трехкомпонентная модель мышцы

Очень часто для того чтобы понять механизм работы объекта, его заменяют адекватной моделью.

**Модель** — образ объекта, который содержит характерные черты, ему присущие.

Вначале предполагали, что мышца может моделироваться системой, состоящей из двух компонентов: активного и пассивного. Сократительный (активный) элемент уподоблялся демпфирующему компоненту. Пассивный элемент представлялся упругим компонентом. В последующем А. Хилл предложил модель мышцы, состоящую из трех компонентов (рис. 3.8).

В скелетных мышцах можно выделить три макрокомпонента: мышечные волокна, соединительнотканые образования, расположенные параллельно мышечным волокнам, и сухожилия. Ранее было отмечено, что механические свойства этих компонентов различны.

**Мышечные волокна** характеризуются высокой вязкостью. Поэтому в модели их имитируют демпфером. Этот элемент в модели называется **сократительным компонентом (СокК)**.

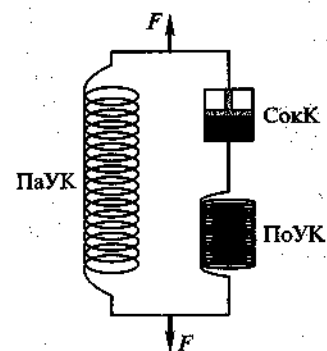


Рис. 3.8. Трехкомпонентная модель мышцы: ПаУК — параллельный упругий компонент; ПоУК — последовательный упругий компонент; СокК — сократительный компонент

<sup>1</sup>  $e$  — основание натуральных логарифмов  $e = 2,71$ .

**Фасция** окружает мышцу, а **соединительнотканые образования** окружают мышечные пучки, мышечные волокна, миофибриллы и т. д. В этом компоненте наиболее выражены упругие свойства мышц. Так как этот компонент расположен параллельно мышечным волокнам, он получил название **параллельного упругого компонента (ПаУК)**. В модели он имитируется пружиной с нелинейной зависимостью между удлинением и силой.

В **сухожилии** также преобладают упругие свойства, однако жесткость этого компонента больше, чем у параллельного упругого компонента (напоминаем, что жесткость — это коэффициент пропорциональности между удлинением и силой). Чем выше жесткость, тем больше сила упругости, возникающая при растяжении (деформации тела). Мышечные волокна переходят в сухожилия, т. е. этот компонент расположен последовательно относительно сократительного компонента, поэтому он называется **последовательным упругим компонентом (ПоУК)**. В модели он также имитируется пружиной с нелинейной зависимостью между удлинением и силой.

### 3.4.5. Факторы, определяющие силу и скорость сокращения мышц

Условно можно выделить три вида факторов, определяющих силу и скорость сокращения мышц: анатомические, физиологические и биомеханические.

**Анатомические факторы.** К анатомическим факторам, определяющим силу сократительного компонента мышцы и скорость его сокращения, относят:

- площадь поперечного сечения мышечного волокна ( $S_{м.в.}$ );
- количество мышечных волокон ( $n$ );
- ход мышечных волокон (прямой или перистый);
- длину мышечных волокон;
- композицию мышечных волокон.

**Площадь поперечного сечения мышечного волокна.** Сила сократительного компонента мышцы во многом зависит от площади его поперечного сечения. Экспериментально установлено, что чем больше площадь поперечного сечения мышечного волокна (т. е. чем оно толще), тем большую силу оно способно развить. У обычных людей площадь поперечного сечения мышечных волокон варьирует от 3 000 до 5 000  $\text{мкм}^2$ . У бодибилдеров этот показатель достигает 10 000 — 15 000  $\text{мкм}^2$ .

**Количество мышечных волокон.** Второй анатомический фактор определяет силу сократительного компонента мышцы. Чем больше волокон содержит мышца, тем большую силу она способна проявить при прочих равных условиях. Число волокон в мыш-

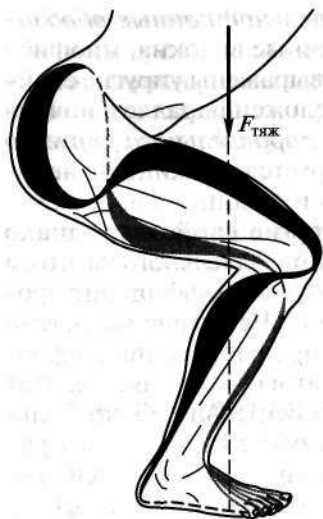


Рис. 3.9. Функционирование антигравитационных мышц (К. Tittel, 1974, с изменениями)

цах различно. Так, прямая мышца бедра содержит несколько десятков тысяч волокон, а икроножная — более миллиона.

Площадь поперечного сечения мышцы ( $S_m$ ) равна площади поперечного сечения мышечного волокна, умноженной на количество волокон:

$$S_m = S_{м.в} \cdot n.$$

В анатомии, физиологии и биомеханике хорошо известен принцип Вебера: «Сила мышц, при прочих равных условиях, пропорциональна ее поперечному сечению». Еще П. Ф. Лесгафт (1905) обратил внимание на то, что площадь поперечного сечения мышц — разгибателей нижних конечностей (антигравитационных мышц) относится к площади поперечного сечения их антагонистов как 2 : 1, в то время как для мышц верхних конечностей это отношение составляет 1 : 1. Такое превышение по площади поперечного сечения мышц — разгибателей нижних конечностей над их антагонистами связано с необходимостью постоянно противодействовать силе тяжести (гравитации) (рис. 3.9).

Установлено, что тренировка на развитие силы мышцы приводит к увеличению площади ее поперечного сечения. Возрастание этого показателя происходит за счет увеличения площади поперечного сечения мышечных волокон — их гипертрофии. Увеличение количества мышечных волокон (гиперплазии) в мышце не наблюдается.

Установлено, что тренировка на развитие силы мышцы приводит к увеличению площади ее поперечного сечения. Возрастание этого показателя происходит за счет увеличения площади поперечного сечения мышечных волокон — их гипертрофии. Увеличение количества мышечных волокон (гиперплазии) в мышце не наблюдается.

**Ход мышечных волокон.** Этот фактор определяет как силу сократительного компонента мышцы, так и скорость его сокращения.

В организме человека кроме веретенообразных мышц с параллельным расположением мышечных волокон имеются перистые мышцы. Установлено, что отношение силы, развиваемой мышцей с перистым ходом мышечных волокон ( $F_{пер}$ ), к силе, развиваемой мышцей с параллельным ходом мышечных волокон ( $F_{пар}$ ), описывается формулой

$$\frac{F_{пер}}{F_{пар}} = \frac{L_{сок}}{l} \cos \alpha,$$

где  $L_{сок}$  — длина сократительного компонента мышцы;  $l$  — длина мышечного волокна;  $\alpha$  — угол перистости.

У некоторых мышц отношение  $L_{сок}/l$  может быть более 10. Например, у камбаловидной мышцы оно равно 12,5, угол перистости — 27,4 град:

$$12,5 \cdot \cos 27,4 = 12,5 \cdot 0,887 = 11;$$

при этом камбаловидная мышца выигрывает в силе у мышцы с параллельным ходом мышечных волокон в 11 раз! Поэтому большинство антигравитационных мышц имеет перистое строение.

На скорость сокращения мышцы также влияют ее архитектурные особенности. С одной стороны, перистая мышца превышает показатели мышцы с параллельным ходом мышечных волокон по силе сокращения, с другой — во столько же раз проигрывает в скорости. В веретенообразных мышцах (двуглавая мышца плеча) сила мышц тем больше, чем больше ее анатомический поперечник, т. е. площадь поперечного сечения целой мышцы. В перистых мышцах (камбаловидная мышца и др.) физиологический поперечник, т. е. площадь поперечного сечения всех мышечных волокон, гораздо больше, чем анатомический. В такой мышце упаковано значительно больше мышечных волокон и, соответственно, больше ее сила.

**Длина мышечных волокон.** Этот фактор определяет как силу, так и скорость сокращения мышцы. Утверждение, что короткие мышцы сильные, а длинные — быстрые, стало аксиомой. Принцип Бернулли гласит: «Высота сокращения при прочих равных условиях пропорциональна длине мышечных волокон». Поэтому чем длиннее мышца, тем в большей степени она способна укоротиться за единицу времени и, следовательно, тем больше ее скорость сокращения.

**Композиция мышечных волокон.** От композиции мышечных волокон в мышце зависит как сила сократительного компонента, так и скорость его сокращения.

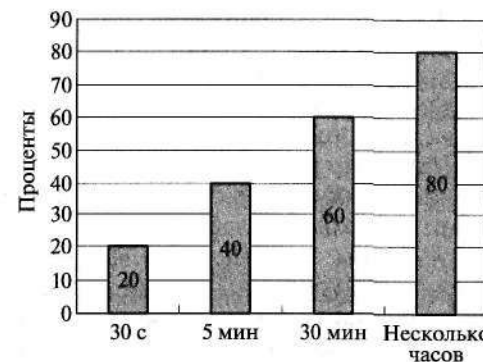


Рис. 3.10. Количество мышечных волокон I типа, адекватное для работы разной продолжительности (Е. Б. Сологуб, В. А. Таймазов, 2002)



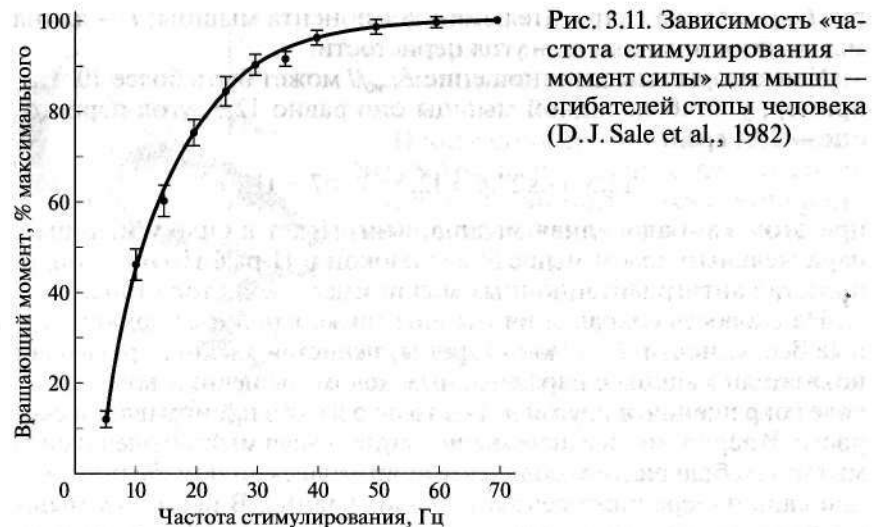


Рис. 3.11. Зависимость «частота стимуляции — момент силы» для мышц сгибателей стопы человека (D. J. Sale et al., 1982)

Уже указывалось, что мышечные волокна I типа сокращаются медленно и развивают относительно небольшое усилие, в то время как мышечные волокна II типа характеризуются высокой скоростью и силой сокращения.

Композиция мышечных волокон в разных мышцах может сильно варьировать. Кроме того, состав мышечных волокон в одной и той же мышце имеет огромные индивидуальные различия, зависящие от врожденных типологических особенностей человека. Генетическая предрасположенность во многом определяет отбор спортсменов для занятий тем или иным видом спорта. Установлено, что в мышцах спортсменов, занимающихся скоростно-силовыми видами спорта, мало мышечных волокон I типа и, наоборот, у спортсменов, тренирующихся на выносливость, в мышцах преобладают волокна I типа (рис. 3.10).

**Физиологические факторы.** К физиологическим механизмам регуляции силы и скорости сокращения мышцы относятся:

- частота разрядов;
- число активных ДЕ;
- синхронизация работы ДЕ.

**Частота разрядов ДЕ.** При увеличении частоты разрядов ДЕ, т.е. нервных импульсов, поступающих из ЦНС к мышце, происходит переход от слабого одиночного сокращения к сильным тетаническим сокращениям мышечных волокон, что приводит к увеличению силы мышечного сокращения, рис. 3.11. Зависимость силы сокращения мышцы от частоты импульсации нелинейная. В начале возбуждения мышцы при частоте импульсации мотоней-

рона от 5 до 30 Гц сила мышцы резко возрастает до 90 % от максимальной. Дальнейшее повышение частоты (до 60 Гц) дает прибавку силы в 10 %.

**Число активных ДЕ.** Число ДЕ, активных в процессе сокращения мышцы, определяется «принципом размера» или правилом Хенеманна. Установлено, что имеется стабильный порядок рекрутирования ДЕ: вначале рекрутируются ДЕ типа S. По мере усиления сокращений начинают рекрутироваться ДЕ типа FR, содержащие быстрые устойчивые к утомлению волокна, затем — типа FF, содержащие быстроутомляемые волокна. С точки зрения механики этот принцип очень целесообразен, так как создается возможность тонкой градации мышечной силы во всем физиологическом диапазоне (А. Г. Фельдман, 1979).

Принцип размера позволяет объяснить факты, полученные эмпирическим путем. Все спортсмены, применяющие силовые упражнения, хорошо знают, что, используя небольшие отягощения, невозможно эффективно наращивать силу мышц. Для развития силовых качеств нужно применять отягощения, близкие к максимальным (Г. П. Виноградов, 2009). Эту закономерность можно объяснить следующим образом. При развитии силовых качеств, если применяются небольшие отягощения, рекрутируются только мышечные волокна I типа, так как мышце нет необходимости развивать высокий уровень силы.

Для преодоления субмаксимальных или максимальных отягощений мышца должна развить максимально возможную силу. Поэтому в сокращение вовлекаются все типы мышечных волокон, особенно IIВ типа, дающие в процессе тренировочных воздействий максимальное увеличение поперечного сечения и как следствие — силы мышц.

Сила мышцы является суммой силы отдельных ее мышечных волокон. Подсчитано, что одно одиночное мышечное волокно икроножной мышцы развивает усилие  $2 \cdot 10^{-3}$  Н. Одна двуглавая мышца плеча человека, содержащая от 200 000 до 400 000 мышечных волокон, способна развить усилие 400—800 Н.

**Синхронизация работы ДЕ.** Сокращение мышцы практически всегда осуществляется при активности многих ДЕ. Установлено, что асинхронность разрядов ДЕ имеет функциональное значение — она обеспечивает сглаженность сокращения мышц в условиях, когда мышечные волокна вследствие низкой частоты импульсации мотонейронов не дают гладкого тетануса<sup>1</sup> (Р. С. Пер-

<sup>1</sup> Тетанус — (др.-греч. τέτανος — оцепенение, судорога) — состояние длительного сокращения, непрерывного напряжения мышцы, возникающее при поступлении к ней нервных импульсов с частотой более 20 Гц, что не происходит расслабления между последовательными одиночными сокращениями.



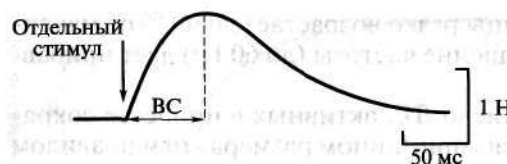


Рис. 3.12. Сила, развиваемая коротким разгибателем стопы человека при одиночном сокращении мышцы (А. Дж. Мак-Комас, 2001)

сон, 1985). У нетренированных людей синхронизируется не более 20 % ДЕ. При обеспечении длительной, но не очень интенсивной работы отдельные ДЕ сокращаются попеременно, поддерживая общее напряжение мышцы на заданном уровне (например, при беге на коньках на длинные дистанции). При этом отдельные ДЕ могут развивать как одиночные, так и тетанические сокращения, что зависит от частоты импульсации мотонейрона. В этом случае утомление развивается медленно, так как, работая по очереди, ДЕ в промежутках между активацией успевают восстанавливаться. Однако для мощного кратковременного усилия, которое имеет место, например, при подъеме штанги, требуется синхронизация активности отдельных ДЕ, т.е. одновременное возбуждение практически всех ДЕ. Установлено, что тренировка силовой направленности повышает степень синхронизации работы ДЕ (В. М. Зациорский, 1966; Р. Энока, 1997; А. С. Солодков, Е. С. Сологуб, 2001).

Важным фактором, имеющим большое практическое применение, является время сокращения мышцы. Долгое время, рассматривая анатомические факторы, влияющие на проявление силы мышцы, оценивали ее максимальные возможности в развитии силы и скорости (силовой и скоростной потенциалы). Однако не учитывали, что сокращение мышцы — это процесс, который протекает во времени. На рис. 3.12 представлено одиночное сокращение мышцы. Такое сокращение возникает при единичном надпороговом раздражении двигательного нерва или самой мышцы. Отчетливо видно, что максимальных значений мышца достигает не сразу, а после некоторого промежутка времени (BC). Это происходит потому, что для передачи нервного импульса необходимо время. Кроме того, согласно принципу размера вначале в работу вовлекаются маленькие и слабые ДЕ, а только затем — большие и сильные. Эти факторы влияют на то, что сила в мышце развивается не сразу, а в течение определенного времени. Установлено, что антигравитационные мышцы (икроножная и камбаловидная) достигают максимума силы при одиночном сокращении значительно дольше, чем их антагонист (передняя большеберцовая мышца). При изометрическом сокращении необходимо еще больше времени для достижения максимальных значений силы, чем при одиночном (табл. 3.2).

Таблица 3.2. Время достижения максимума сокращения мышц, мс (А. F. Morris, D. H. Clarke, A. Dainis, 1983)

| Действие мышц       | Пол | $\bar{X} \pm S_{\bar{X}}$ |              |              |             |
|---------------------|-----|---------------------------|--------------|--------------|-------------|
|                     |     | 100 % MVC                 | 75 % MVC     | 50 % MVC     | 25 % MVC    |
| Сгибание кисти      | м   | 236,6 ± 47,5              | 115,0 ± 21,7 | 64,2 ± 13,8  | 25,1 ± 9,5  |
|                     | ж   | 183,4 ± 43,6              | 90,5 ± 24,2  | 43,7 ± 15,3  | 7,6 ± 7,4   |
| Сгибание предплечья | м   | 307,5 ± 70,2              | 151,1 ± 56,9 | 85,5 ± 21,4  | 39,5 ± 13,4 |
|                     | ж   | 216,1 ± 20,4              | 104,3 ± 13,3 | 55,3 ± 8,3   | 20,4 ± 3,7  |
| Сгибание руки       | м   | 387,7 ± 104,5             | 161,9 ± 56,9 | 95,0 ± 38,5  | 53,1 ± 24,0 |
|                     | ж   | 253,0 ± 37,3              | 117,3 ± 18,6 | 65,6 ± 12,1  | 27,8 ± 7,8  |
| Сгибание стопы      | м   | 338,9 ± 51,3              | 166,5 ± 16,7 | 93,7 ± 10,4  | 43,9 ± 7,6  |
|                     | ж   | 295,1 ± 43,8              | 156,5 ± 32,4 | 117,2 ± 22,7 | 28,8 ± 16,5 |
| Разгибание голени   | м   | 370,0 ± 74,6              | 170,7 ± 21,5 | 99,0 ± 10,7  | 51,8 ± 3,8  |
|                     | ж   | 329,8 ± 90,9              | 154,9 ± 52,3 | 86,7 ± 32,7  | 46,6 ± 16,6 |

Примечание. MVC — максимум сокращения мышц;  $\bar{X}$  — среднее арифметическое;  $S_{\bar{X}}$  — ошибка среднего арифметического.

Так, например, мышцам — сгибателям стопы чтобы развить максимальную силу нужно 295,1 ± 43,8 мс. В быстропотекающих движениях, например спринтерском беге, фаза опоры очень мала (80 — 120 мс). Поэтому в скоростно-силовых видах спорта возникает противоречие между необходимым уровнем силы и имеющимся временем для ее развития. Организм устраняет это противоречие следующим образом. И. М. Козлов (1999) считает, что это происходит за счет активации мышц до опоры. При таком способе координации мышц времени их активности (240 мс) вполне достаточно, чтобы развить максимальную силу; при этом рекрутирование быстрых и сильных ДЕ совпадает с фазой опоры (рис. 3.13).

**Биомеханические факторы.** К биомеханическим факторам, определяющим силу и скорость сокращения мышц, относятся:

- «текущая» длина мышцы;
- режим работы мышцы;
- значение внешней нагрузки.

«Текущая длина» мышц. Еще в 1895 г. М. Бликс показал, что при растягивании активной поперечно-полосатой мышцы под воздействием внешней нагрузки ее сила вначале возрастает, а за-

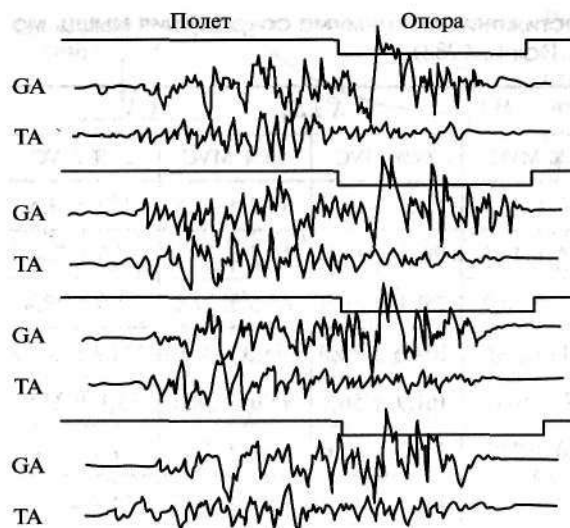


Рис. 3.13. Электрическая активность мышц голени в четырех последовательных циклах спринтерского бега (по И. М. Козлову, 1999):

GA — икроножная мышца; ТА — передняя большеберцовая мышца

тем уменьшается. Максимум силы теперь называют максимумом Бликса, а длину, при которой он достигался, — длиной покоя.

Последующие исследования показали, что появление максимума связано с особенностями строения мышцы (наличие сократительного и параллельного упругого компонентов). Если мышцу освободить от нагрузки, она укоротится до определенной длины. Такая длина получила название равновесной.

Установлено, что у человека вид зависимости «длина—сила» активных мышц определяется соотношением сократительного и упругого компонентов. У мышц, богатых соединительнотканными образованиями (например, у мышц нижних конечностей человека), зависимость «длина—сила» является монотонно-возрастающей (рис. 3.14, а). Если соединительнотканных образований мало, то кривая имеет минимум (рис. 3.14, б). Из этого следует, что при одной и той же длине мышцы нижних конечностей при растягивании способны развить большую силу, чем мышцы верхних конечностей.

**Режим работы мышц.** Работа мышц при выполнении движений человеком значительно отличается от таковой при ее имитации в лабораторных условиях. Это связано с тем, что обычно в движениях укорочению мышцы предшествует ее растяжение. Еще И. М. Сеченов (1901) отметил, что мышца, сокращаясь в преодолевающем режиме, способна развить большую силу, если этому сокращению предшествовала работа в уступающем режиме (т.е. мышца была предварительно растянута). Такой режим работы называли баллистическим. Последующие исследования подтвердили

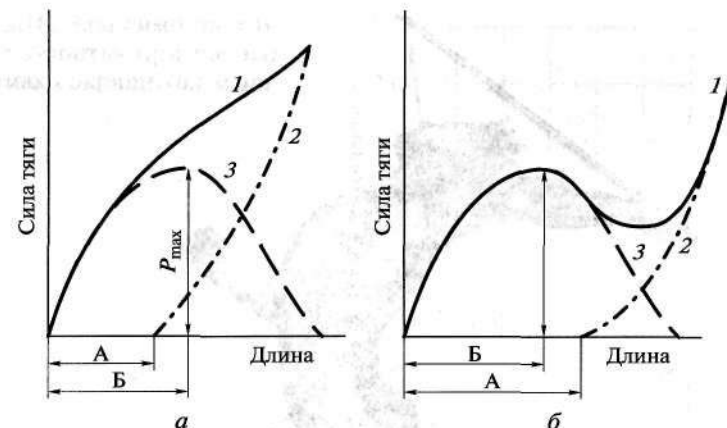


Рис. 3.14. Зависимость «длина — сила» для мышц (F. D. Carlson, D. R. Wilkie, 1974):

а — нижних конечностей; б — верхних конечностей; А — равновесная длина; Б — длина покоя; 1 — совместное действие компонентов мышцы; 2 — пассивные компоненты; 3 — активные компоненты;  $P_{\max}$  — максимальное усилие, развиваемое активным компонентом мышцы при ее растяжении

этот факт. Следует отметить, что техника движений спортсменов учитывает этот фактор повышения силы мышц. Так, например, в метании копья спортсмен перед выполнением финального усилия находится в позе «натянутого лука», т.е. значительно растягивает основные мышцы, чтобы их сокращение в концентрическом режиме было более сильным (рис. 3.15).

Та же закономерность характерна для техники бега и ходьбы, толкания ядра, метания диска, прыжка в высоту, выпрыгивания вверх с места, приседания со штангой.

**Значение внешней нагрузки.** Если мышца работает в преодолевающем режиме, то с увеличением веса груза наблюдаются три закономерности: увеличивается время от момента стимуляции мышцы до начала ее укорочения; уменьшается высота подъема груза; скорость сокращения мышцы снижается.

Первыми зависимость между силой и скоростью (зависимость «сила — скорость») укорочения мышц лягушки выявили В. Фенн и Б. Марч. Нобелевский лауреат А. Хилл (1961) посвятил много времени изучению энергетических процессов, протекающих в мышце. Ему удалось получить соотношение между скоростью сокращения мышцы и силой, которое носит теперь его имя (характеристическое уравнение Хилла):

$$V_m = \frac{b(P_0 - P)}{P + a},$$

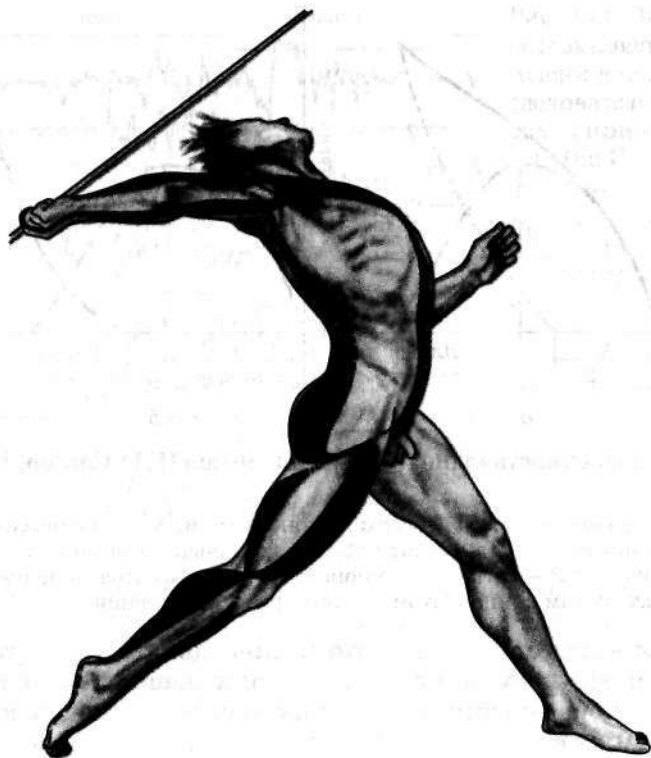


Рис. 3.15. Работа мышц-антагонистов при метании копья (К. Tittel, 1974)

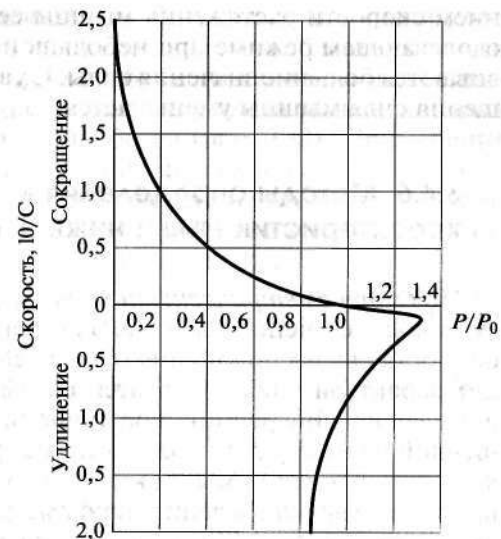
где  $P_0$  — максимальная сила при нулевой скорости;  $P$  — сила;  $a, b$  — константы.

Проведенные впоследствии эксперименты на мышцах человека подтвердили данные, полученные А. Хиллом: чем больше внешняя сила, тем ниже скорость сокращения мышцы. Исследования спортивных движений (Е. Н. Матвеев, 1964) показали, что между дальностью метания и массой ядер наблюдается зависимость, близкая к гиперболической: чем больше масса снаряда, тем ниже результат в метаниях.

Если мышцу нагружать силой, большей, чем  $P_0$ , то даже при полной активации она не сможет укорачиваться. Если значение нагрузки лежит в интервале  $P_0 - 1,5P_0$ , скорость удлинения невелика и только затем она резко возрастает (П. И. Бегун, Ю. А. Шукейло, 2000) (рис. 3.16).

А. Хилл находил, что при уступающем режиме сокращения мышцы сила, проявляемая ею, растет. Исследования, проведенные при локомоциях человека (J. V. Morrison; 1970, P. V. Komi, 1992)

Рис. 3.16. Зависимость «сила — скорость» при разных режимах сокращения мышцы



показали, что с ростом скорости растяжения у большинства мышц проявляемая ими сила быстро уменьшается до нуля.

На рис. 3.17 представлено изменение усилий, развиваемых трехглавой мышцей голени во время фазы опоры в беге со скоростью 5,8 м/с. Отрицательная скорость сокращения мышц соответствует уступающему режиму, положительная — преодолевающему. График свидетельствует о том, что в уступающем режиме с увеличе-

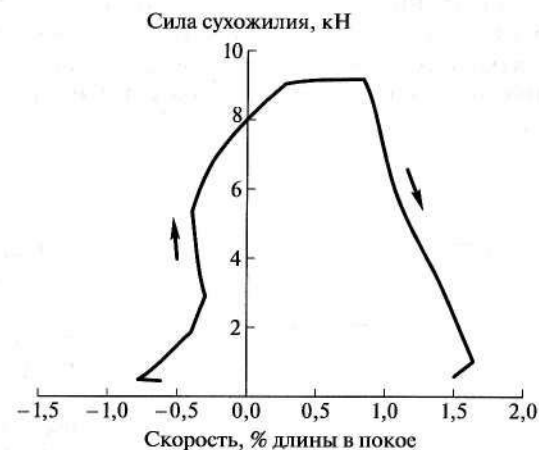


Рис. 3.17. Сила, развиваемая трехглавой мышцей голени во время фазы опоры в беге со скоростью 5,8 м/с (P. V. Komi, 1992)



нием скорости растяжения мышцы ее сила уменьшается. В преодолевающем режиме при небольшой скорости сокращения развиваются большие значения силы. С увеличением скорости сокращения сила мышцы уменьшается.

### 3.4.6. Методы определения морфометрических характеристик мышц нижних конечностей человека

Под *морфометрическими характеристиками мышц* понимаются количественные данные о строении отдельных мышц и особенностях их расположения относительно костных рычагов. К таким характеристикам относятся длины и плечи тяги мышц, физиологический поперечник, соотношения длин сухожильной и мышечной частей, углы перистости, направления тяги, координаты мест прикрепления мышц к костям. Существующие в настоящее время методы определения морфометрических характеристик (зависимости длин мышц и плеч их сил от значений межзвенных углов) можно условно разделить на четыре вида: моделирование, рентгенографический, анатомический и биомеханический методы. Каждый из них обладает определенными достоинствами и недостатками.

**Метод моделирования.** Сущность моделирования заключается в том, что реальная мышца и звенья ОДА заменяются физическими или математическими моделями. Используются следующие допущения: звенья ОДА имитируются абсолютно твердыми стержнями, соединенными между собой идеальными шарнирами. Места прикрепления мышц моделируются точками, а мышца — нитью, соединяющей точки ее крепления. Степень возбуждения мышцы не учитывается. Посредством моделирования можно определить морфометрические характеристики практически всех мышц человека, что является достоинством метода.

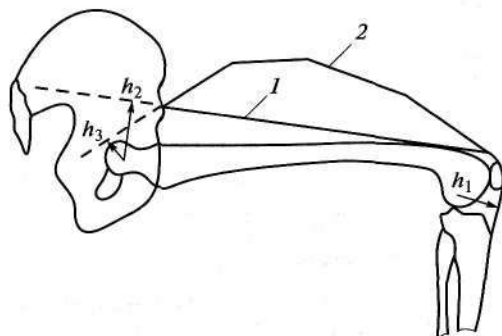


Рис. 3.18. Измерение плеча силы прямой мышцы бедра относительно тазобедренного сустава (И. М. Козлов, А. В. Звенигородская, 1982): 1 — линия тяги мышцы (имитируется прямой линией); 2 — линия тяги мышцы (имитируется ломаной линией);  $h_1$ ,  $h_2$ ,  $h_3$  — плечи силы тяги мышц

Однако у метода есть недостатки. Во-первых, в большинстве случаев мышцы прикрепляются не к точке, а к области на кости или фасции. Во-вторых, степень возбуждения мышцы может оказывать значительное влияние на величину плеча силы некоторых мышц, например прямой мышцы бедра (рис. 3.18). Применение моделирования предполагает знание анатомических данных — параметров, характеризующих расстояния от осей вращения до мест прикрепления мышц. Для некоторых мышц эти данные могут быть получены только на трупном материале.

**Рентгеновский метод.** Метод заключается в определении морфометрических характеристик по рентгеновскому снимку. Достоинством является возможность учета степени напряжения мышцы, что имеет немаловажное значение при определении плеча силы мышцы, недостатком — высокая доза облучения человека.

**Анатомический метод.** Данный метод предполагает измерения на трупах. Например, для вычисления удлинения икроножной мышцы ( $\Delta L_{GA}\%$ ) выполняется следующая процедура. Фиксируют голеностопный сустав, а в коленном осуществляют движения. Разрезают ахиллово сухожилие и измеряют расстояние между двумя его концами (рис. 3.19). Затем процедуру повторяют при других углах между голенью и стопой.

Результатом проведенных исследований является уравнение регрессии, связывающее удлинение мышцы с изменениями межзвенных углов:

$$\Delta L_{GA}\% = a_0 + a_1(180 - \beta) + a_2(180 - \beta)^2 + b_0 + b_1\gamma + b_2\gamma^2,$$

где  $a_0 = 6,46251$ ;  $a_1 = 0,07987$ ;  $a_2 = 0,00011$ ;  $b_0 = -22,18468$ ;  $b_1 = 0,30141$ ;  $b_2 = 0,0061$ ;  $\beta$  — угол между бедром и голенью;  $\gamma$  — угол между голенью и стопой.

Достоинством анатомического метода является возможность учета хода центроида мышцы. Однако этот метод не учитывает степень напряжения мышц, предназначен только для расчета длины мышц; уравнения регрессии не позволяют учитывать антропометрические характеристики конкретного исследуемого, а рассчитаны на некоего «среднестатистического человека».

**Биомеханический метод.** Метод предназначен для расчета плеч сил мышц. Как и в анатомическом методе, используются трупные материалы. Мышцу рассекают и к одной из ее частей посредством нити, выходящей из мышцы, прикладывают дозированное усилие. На другом конце при помощи силоизмерительного устройства регистрируют силу, действующую в области плюснофаланговых суставов. Искомое значение плеча силы мышечной тяги определяют из уравнения регрессии. Например, для трехглавой мышцы голени А. С. Аруин, В. М. Зациорский и Б. И. Прилуцкий (1986)



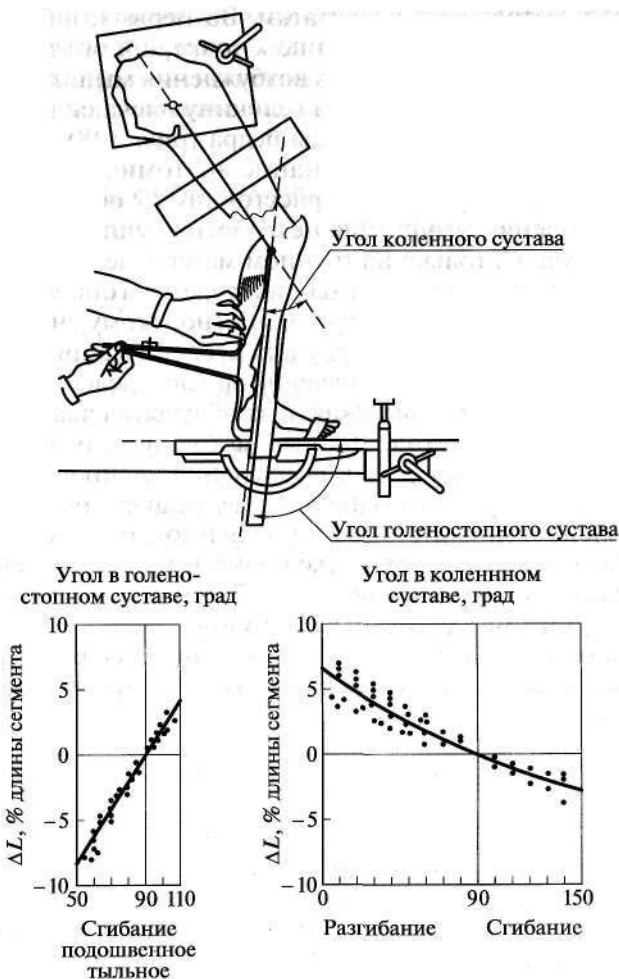


Рис. 3.19. Измерение длины икроножной мышцы анатомическим методом (D. V. Grieve, S. Pheasant, P. R. Cavanagh, 1978)

получили формулу, связывающая плечо силы трехглавой мышцы голени с межзвевным углом:

$$h_1 = -26,1045 + 0,4768\theta - 0,00185\theta^2,$$

где  $\theta$  — угол между голенью и стопой.

Недостатки: не учитывается степень напряжения мышцы; метод предназначен только для расчета плеч сил мышц; уравнения регрессии не позволяют учитывать антропометрические характеристики конкретного исследуемого, а рассчитаны на некоего «среднестатистического человека».

Таблица 3.3. Методы расчета морфометрических характеристик мышц нижних конечностей человека

| Метод               | Определяемые морфометрические характеристики | Модели или формулы для мышц                                  | Основные недостатки                                                                        |
|---------------------|----------------------------------------------|--------------------------------------------------------------|--------------------------------------------------------------------------------------------|
| Моделирования       | Длина и плечо силы мышцы                     | Модели 11 мышц нижней конечности человека                    | Места прикрепления имитируются точками, предполагается монцентрическое движение в суставах |
| Рентгенографический | То же                                        | Для любых мышц                                               | Высокая доза облучения при многочисленных исследованиях человека                           |
| Анатомический       | Длина мышцы                                  | Икроножная и камбаловидная мышцы человека                    | Не учитывает степени напряжения мышцы, рассчитан на среднестатистического человека         |
| Биомеханический     | Плечо силы мышцы                             | Трехглавая мышца голени и четырехглавая мышца бедра человека | То же                                                                                      |

В табл. 3.3 приведен сравнительный анализ методов измерения морфометрических характеристик мышц.

### 3.4.7. Методика изучения моторной активности мышц при выполнении физических упражнений

**Методика определения морфометрических характеристик мышц нижних конечностей при движениях человека.** Данная методика основана на моделировании. За основу были взяты тригонометрические модели А.Педотти (1977), для которых составили математические зависимости, связывающие длину и плечо силы тяги мышц нижних конечностей с межзвевными углами. В предлагаемых моделях постоянными (параметрами) являются расстояния от мест прикрепления мышц до центров вращения в суставах, переменными — межзвевные углы. Покажем возможности

этой методики для расчета абсолютной и относительной длины, а также плеча силы большой ягодичной мышцы.

Большая ягодичная мышца начинается от крестца, заднего участка подвздошной кости и крестобугровой связки и прикрепляется к ягодичной бугристости бедра и его широкой фасции (рис. 3.20). Эта мышца односуставная, ее основная функция состоит в разгибании и супинации бедра.

Длина и плечо силы большой ягодичной мышцы рассчитываются по формулам

$$L_{GL} = \sqrt{u^2 + r^2 + 2ur \cos \alpha + t};$$

$$h_{GL} = \frac{urs \sin \alpha}{\sqrt{u^2 + r^2 + 2ur \cos \alpha}},$$

где  $L_{GL}$  — длина большой ягодичной мышцы, см;  $u$  — расстояние от центра вращения в тазобедренном суставе до места прикрепления большой ягодичной мышцы на бедренной кости, см;  $r$  — расстояние от центра вращения в тазобедренном суставе до края седалищного бугра, см;  $t$  — расстояние от места прикрепления большой ягодичной мышцы на подвздошной кости до седалищного бугра, см;  $\alpha$  — угол между туловищем и бедром, град;  $h_{GL}$  — плечо силы большой ягодичной мышцы, см (см. рис. 3.20).

Для сопоставления результатов, полученных на испытуемых, имеющих разные антропометрические характеристики и на различных мышцах вместо абсолютных значений длины мышц часто рассчитываются относительные показатели: относительная длина мышцы ( $L/L_0$ ), где  $L$  — длина мышцы;  $L_0$  — длина мышцы при

определенных значениях углов или  $\Delta L/n$  — относительное удлинение мышцы, отнесенное к длине звена.

На примере большой ягодичной мышцы покажем, как определяется относительная длина мышцы. Под  $L/L_0$  понимается длина мышцы, которой соответствует эквитоническое положение звеньев тела (В. С. Гурфинкель, Я. М. Коц, М. Л. Шик, 1965). Под эквитоническим положением понимается такое положение звеньев ОДА, при котором силы тяги мышц-антагонистов взаимно уравновешены (влияния ЦНС отсутствуют). Значения межзвенных углов, соответствующих эквитоническому положению, равны:  $\alpha = 120$  град,  $\beta = 130$ ,  $\gamma = 90$ ,  $\theta = 120$  град.



Рис. 3.20. Анатомическое расположение и модель большой ягодичной мышцы

Таким образом, необходимо определить относительную длину ( $L/L_0$ ) большой ягодичной мышцы при угле  $\alpha = 90$  град, если значения параметров, характеризующих места прикрепления мышц, равны:  $r = 3$  см,  $q = 14$ ,  $t = 17$ ,  $u = 12$  см.

Вначале по формуле для расчета  $L_{GL}$  находим длину  $L_0$ , которой соответствует эквитоническое положение звеньев ОДА. При  $\alpha = 120$  град это значение равно 27,8 см. Затем по этой же формуле находим длину ( $L$ ) большой ягодичной мышцы, соответствующую углу  $\alpha = 90$  град. Длина большой ягодичной мышцы равна 29,3 см. После этого определяем относительную длину ( $L/L_0$ ) большой ягодичной мышцы, соответствующую значению угла  $\alpha = 90$  град:

$$29,3/27,8 = 1,05.$$

Таким образом, при значениях угла  $\alpha = 90$  град относительная длина большой ягодичной мышцы будет равна  $L/L_0 = 1,05$ .

Так как для расчета длины мышц и плеч силы тяги применяются косвенные методы, они все содержат погрешности.

Сопоставление методов расчета длины икроножной мышцы свидетельствует о хорошем совпадении результатов, полученных анатомическим методом и моделированием в фазе переноса ноги (рис. 3.21). В то же время значения относительного удлинения мышцы, рассчитанные посредством моделирования, в фазе опоры отличаются на 20 % от этих же характеристик, рассчитанных анатомическим методом. Оба метода отражают уменьшение длины мышцы в начале фазы опоры и ее последующее увеличение в конце фазы. Полученные результаты свидетельствуют о том, что использование моделирования в качестве метода расчета длины мышц нижних конечностей позволяет достичь точности в опреде-

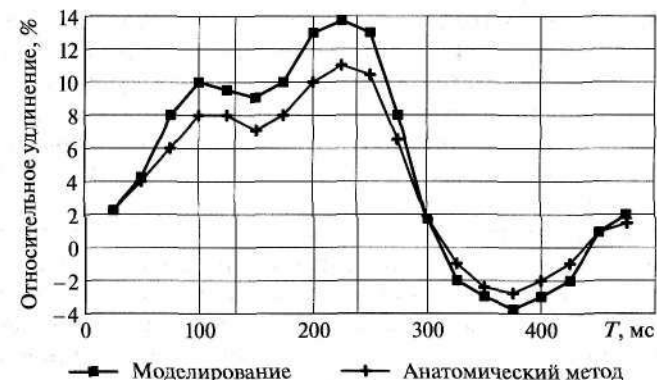


Рис. 3.21. Графики изменения длины икроножной мышцы во время бега, полученные посредством моделирования и анатомическим методом

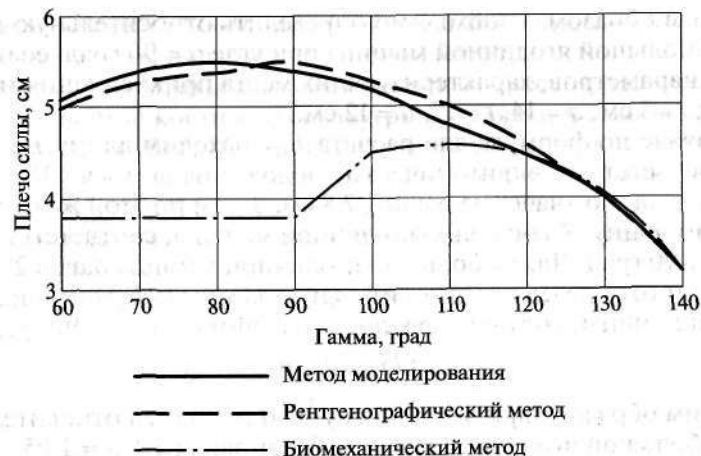


Рис. 3.22. Зависимость плеча силы трехглавой мышцы голени от угла  $\gamma$ , определенная разными методами

лении этой характеристики не ниже, чем при анатомическом методе.

Сопоставление методов расчета плеча силы трехглавой мышцы голени свидетельствует о том, что на всем диапазоне изменения межзвенного угла имеется хорошее совпадение данных, полученных посредством моделирования и рентгенографии (рис. 3.22). У результатов, полученных посредством моделирования и биомеханического метода, такое соответствие наблюдается только в диапазоне изменения угла  $\gamma$  от 110 до 140 град, в то же время в диапазоне изменения  $\gamma$  от 90 до 110 град результаты резко отличаются. Первая функция (моделирование) монотонно убывает, а третья (биомеханический метод) — монотонно возрастает; при этом отличия в значениях плеча силы, вычисленные разными методами, достигают 35 %. Таким образом, результаты, полученные посредством моделирования, незначительно отличаются от данных рентгено съемки, что позволяет считать определение плеча силы посредством моделирования более точным, чем на основе биомеханического метода.

**Фазовые траектории мышц — способ представления результатов, характеризующих моторную активность мышц.** Уже указывалось, что метод фазовой плоскости является одним из распространенных методов исследования движения нелинейных систем. Он позволяет судить о состоянии системы, не прибегая к решению дифференциальных уравнений. Идея использовать фазовые траектории для характеристики состояния разных систем оказалась весьма плодотворной. Так, И. Б. Клочкин (1973) на основе



Рис. 3.23. Фазовая траектория двуглавой мышцы бедра при беге в максимальном темпе (4,0 шаг/с). Испытуемый — олимпийский чемпион в спринтерском беге В. Муравьев

сравнительной оценки фазовых траекторий исследовал качество протезов бедра и голени человека. В. А. Богданов (1985, 1988) изучил фазовые траектории движения в суставных сочленениях ноги при ходьбе. К. Джаворек и А. Ференк (1995) использовали фазовые диаграммы типа «угол — угловая скорость» для анализа результатов ходьбы и бега. Они показали, что этот способ представления данных может найти широкое применение в системах коррекции движений, основанных на анализе фазовых диаграмм. Е. Ф. Абрамова с соавт. (1991) применили фазовые портреты для характеристики процессов адаптации в текущем управлении тренировкой спортсменов.

Идея использовать фазовые траектории для изучения механизмов координации движений принадлежит А. Г. Фельдману (1976, 1979). Однако эти исследования были ограничены лишь качественным анализом вопросов управления активностью мотонейронного пула при простейших двигательных задачах. И. М. Козлов и А. В. Самсонова (1988) впервые получили фазовые траектории мышц нижних конечностей человека при спринтерском беге.

Сущность способа построения фазовых траекторий мышц сводится к следующему. Фазовые траектории строятся в фазовой плоскости ( $L/L_0$ ;  $L'$ ), где  $L/L_0$  — относительная длина мышцы;  $L'$  — скорость изменения ее длины (рис. 3.23). Очевидно, что циклическим движениям соответствуют замкнутые фазовые траектории. По электромиографическим данным на фазовых траекториях отмечаются зоны активности мышцы. Это, с одной стороны, позволяет судить об управляющих воздействиях со стороны ЦНС, а с другой — количественно оценивать реакцию мышцы на эти воздействия.



### 3.4.8. Методика оценки сенсорной активности мышц при двигательных действиях человека

**Зависимость частоты импульсации рецепторов от длины, скорости и напряжения мышцы.** Исследования свойств изолированных мышечных веретен, проведенные лауреатом Нобелевской премии Бернардом Катцем (B.Katz, 1950), продемонстрировали, что зависимость частоты импульсации веретенных афферентов от степени растяжения мышцы близка к линейной. Эту зависимость принято называть *статическим ответом веретенного афферента на пассивное растяжение мышцы*.

Исследования свойств мышечных веретен свидетельствуют о том, что активность первичных окончаний чувствительного нерва зависит не только от длины, но и от скорости растяжения мышцы. Способность менять частоту своей импульсации в зависимости от скорости удлинения мышцы была названа *динамической чувствительностью веретенных афферентов*. Зависимость между скоростью растяжения мышц и частотой импульсации первичного афферента также близка к линейной.

Преобладание статического или динамического ответов у веретенных афферентов зависит от соотношения скорости растяжения и длины мышц. При малых скоростях растяжения (менее 5 мм/с) мгновенная частота импульсации первичных веретенных афферентов отражает в основном мгновенную длину мышцы. При скоростях растяжения выше 5 мм/с импульсация первичных веретенных афферентов определяется большей частью скоростью растяжения мышцы. Частота импульсации вторичных афферентов зависит в основном от степени удлинения мышцы.

Таким образом, рецепторы мышцы адекватно реагируют на изменение длины и скорости ее растяжения. Связь между этими характеристиками и частотой импульсации афферентов мышечных веретен близка к линейной. Рецепторы Гольджи адекватно отражают развитие напряжения мышцы. Рецепторы суставов реагируют на положение и угловую скорость звеньев ОДА.

**Способы оценки сенсорной активности мышц при двигательных действиях.** С начала XX в. и до настоящего времени накоплен богатый материал о свойствах мышечных рецепторов. В основном эти данные были получены на наркотизированных или другим способом обездвиженных животных. Одновременно с проведением экспериментов на животных импульсацию рецепторов мышц стали изучать на человеке. С этой целью была разработана методика микронейрографии, суть которой заключается в регистрации афферентной активности мышц посредством тонкого игольчатого электрода, введенного в нерв. Это позволило регист-

рировать потенциалы действия в нерве у человека при выполнении изометрических напряжений и даже произвольных движений.

Было отмечено, что непрерывная афферентная активность возникала при пассивном растяжении мышцы. При быстром движении афферентная активность уменьшалась на время укорочения мышцы. Следует, однако, отметить, что использование этой методики невозможно при исследовании быстрых, мощных высокоамплитудных движений, какими являются движения спортсменов.

В настоящее время разработана методика оценки афферентной активности мышц посредством регистрации вызванных потенциалов спинного мозга (ВПСМ). Однако ее особенности также не позволяют использовать этот способ для регистрации афферентного притока при спортивных движениях. Это связано с тем, что помехи, возникающие со стороны других органов тела (сердца, мышц спины), на несколько порядков выше, чем проявляемый сигнал.

Наряду с разработкой методик, позволяющих напрямую регистрировать разряды рецепторов мышц, существуют исследования, моделирующие работу рецепторного аппарата мышц. У.З. Ример (W. Z. Rymer), Дж.С. Хаук (J. C. Houk), П.Е. Краго (P. E. Crago) (1977) предложили формулу для описания зависимости частоты разрядов мышечных афферентов от степени удлинения и скорости сокращения мышц:

$$F = k(x - x_0)v^f,$$

где  $F$  — частота импульсации;  $k, f, x_0$  — константы;  $x$  — длина мышцы;  $v$  — скорость сокращения мышцы.

В модели, предложенной С.С. Шафер (S. S. Schafer) и С. Шафер (S. Schafer) (1969), частота разрядов мышечных афферентов зависит не только от удлинения и скорости сокращения мышцы, но и от ускорения. При этом зависимость результирующей частоты импульсации афферентов от текущих значений длины, скорости и ускорения мышцы имеет вид

$$x = x_0 e^{-\phi t} \cos \omega t + d_0 l + d_1 l' + d_2 l'',$$

где  $x$  — частота разрядов;  $x_0$  — начальная частота;  $t$  — время;  $\phi$  — константа демпфирования;  $d_i$  — наклон характеристических кривых;  $l$  — длина;  $l'$  — скорость сокращения мышцы;  $l''$  — ускорение.

**Фазовые траектории — способ оценки сенсорной активности мышц.** На основе фазовых траекторий мышц можно косвенно судить не только о моторной активности мышц, но и о функционировании рецепторного аппарата мышц, а также суставов при выполнении спортивных движений (А.В. Самсонова, 1997). При выполнении двигательных действий можно зарегистрировать изменение межзвенных углов и электрическую активность мышц.

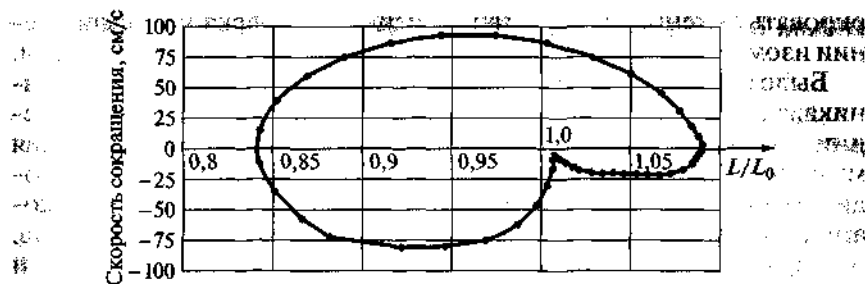


Рис. 3.24. Фазовая траектория двуглавой мышцы бедра при преодолении барьера спортсменкой высокой квалификации (барьерный бег, маховая нога)

Предлагаемая методика дает возможность в каждый момент времени иметь информацию об изменении длины мышцы и скорости ее сокращения. Кроме того, методика позволяет рассчитать значения межзвенных углов и угловое ускорение.

Уже указывалось, что мышечные веретена информируют ЦНС о длине и скорости сокращения мышц. График, у которого по оси абсцисс отложено значение «текущей» длины мышцы, а по оси ординат — скорости сокращения мышцы (фазовая траектория), будет нести информацию о функционировании мышечных веретен. Так, например, во время барьерного бега фазовая траектория длинной головки двуглавой мышцы бедра имеет вид, приведенный на рис. 3.24. Следует учесть, что эта мышца — двусуставная, т.е. она обеспечивает движения в тазобедренном и коленном суставах. Электрическая активность мышц будет информировать, в какую фазу движения функционируют рецепторы Гольджи.



Рис. 3.25. Фазовые траектории «угол — угловая скорость» при преодолении барьера спортсменкой высокой квалификации (барьерный бег, маховая нога)

Как уже говорилось, суставные рецепторы несут в ЦНС информацию о значениях межзвенных углов и скорости их изменения (угловой скорости). Следовательно, график, у которого по оси абсцисс отложены значения межзвенового угла, а по оси ординат — угловой скорости (фазовая траектория), будет нести информацию о функционировании суставных рецепторов. На рис. 3.25 показана фазовая траектория «угол — угловая скорость» для тазобедренного и коленного суставов маховой ноги спортсменки высокого класса в барьерном беге.

В 1947 г. была опубликована книга русского ученого Н. А. Бернштейна «О построении движений». В этой книге Н. А. Бернштейн изложил оригинальную теорию управления двигательными действиями. В основе этой теории лежало понятие уровней построения движений. Он писал: «Каждая двигательная задача находит себе в зависимости от своего содержания и смысловой структуры тот или иной уровень. Иначе говоря, тот или иной сенсорный синтез, который наиболее адекватен по качеству и составу образующих его афферентаций и по принципу их синтетического объединения требующемуся решению этой задачи. Этот уровень и определяется как ведущий уровень для данного движения». По концепции Н. А. Бернштейна ни одно движение не обслуживается только одним уровнем, но осознается только ведущий уровень. По его классификации при управлении движениями может быть задействовано пять уровней (подробнее см. подразд. 6.1.1). Проприорецепторы ОДА человека составляют основу двух нижних уровней: А и В.

Афферентация уровня А основана на импульсации мышечных веретен (длина и скорость сокращения мышцы) и рецепторов Гольджи (уровень возбуждения мышцы при ее укорочении). Эта информация очень слабо осознается ЦНС, т.е. по гипотезе Н. А. Бернштейна этот уровень почти никогда не бывает ведущим.

Афферентация уровня В опирается на информацию, поступающую от суставных рецепторов. Этот уровень выступает как ведущий в ряде физических упражнений, таких как наклоны тела вперед и назад, а также циклические движения. Сигналы от суставных рецепторов хорошо осознаются.

### КОНТРОЛЬНЫЕ ВОПРОСЫ

1. Что представляет собой ОДА человека с точки зрения биомеханики?
2. Из каких элементов состоят пассивная и активная части ОДА?
3. Каковы строение, функции и механические свойства костей?
4. Каковы строение, функции и механические свойства суставов?
5. Каковы строение, функции и механические свойства сухожилий и связок?

6. Какие виды рецепторов ОДА вы знаете?
7. Какие рецепторы расположены в мышцах? Какую информацию они несут в ЦНС?
8. Какие рецепторы расположены в сухожилиях мышц? Каким образом в сухожилиях происходит преобразование информации и ее доставка в ЦНС?
9. Какие рецепторы расположены в суставах? О чем информируют ЦНС суставные рецепторы?
10. Какие биомеханические особенности строения ОДА человека и животных вы знаете?
11. Опишите функции и строение скелетных мышц.
12. Каким образом ЦНС управляет активностью мышц?
13. Опишите виды работы мышц и режимы мышечного сокращения.
14. Дайте общую характеристику биомеханическим свойствам мышц.
15. Дайте характеристику сократимости мышцы и механизму мышечного сокращения.
16. Что такое саркомер? Опишите модель саркомера и его основные структурные элементы.
17. Что такое жесткость мышц? При помощи какого показателя она оценивается?
18. Дайте характеристику вязкости мышц. Что происходит с вязкостью мышц при разминке?
19. Дайте характеристику прочности скелетных мышц. При помощи какого показателя оценивается эта характеристика?
20. Дайте характеристику релаксации мышц.
21. Опишите трехкомпонентную модель мышцы.
22. Перечислите факторы, определяющие силу и скорость сокращения мышц. Дайте им краткую характеристику.
23. Перечислите анатомические факторы, определяющие силу сократительного компонента и скорость его сокращения. Дайте их характеристику.
24. Перечислите физиологические факторы, определяющие силу и скорость сокращения мышц. Дайте их характеристику.
25. Перечислите биомеханические факторы, определяющие силу и скорость сокращения мышц. Дайте их характеристику.
26. В чем заключаются принципы Вебера и Бернулли?
27. Какие методы определения морфометрических характеристик мышц вы знаете?
28. Охарактеризуйте сущность, достоинства и недостатки моделирования.
29. Охарактеризуйте сущность, достоинства и недостатки рентгенографического метода.
30. Охарактеризуйте сущность, достоинства и недостатки анатомического метода.
31. Охарактеризуйте сущность, достоинства и недостатки биомеханического метода.
32. В чем состоит сущность метода изучения моторной и сенсорной активности мышц на основе построения их фазовых траекторий?

### 4.1. Измерения в биомеханике

Одной из важных методологических тенденций в современной науке является исследование сложных явлений, процессов, систем в направлении не от начала к концу, а наоборот — от конца (результата или выхода) к началу (входу). Смысл такого подхода состоит в том, что к любому изучаемому или проектируемому явлению следует подходить с позиций теории управления: известен или планируется конечный результат, а весь процесс его достижения разбивается на отдельные этапы с задаваемыми из некоторых соображений промежуточными значениями управляемых параметров для достижения конечных целей. Если обратиться к спортивной деятельности человека, то ее конкретным выходом будет спортивный результат, который является следствием целенаправленных двигательных действий в упражнениях, т. е. определенных перемещений тела и звеньев тела спортсмена в пространстве, что представляет собой биомеханический процесс.

С обозначенных позиций в биомеханике спорта измерения должны выполнять в процессе подготовки спортсменов контролируемую функцию в различных системах комплексного контроля, которые имеют следующие разновидности:

- текущее обследование (ТО), назначение которого — определение повседневных текущих колебаний в состоянии спортсмена.

Биомеханический контроль в данном случае может быть только фрагментарным и максимально простым. Например, контроль скорости вылета снаряда во время тренировочных попыток, контроль силы удара в видах единоборств или измерение сил опорных реакций на динамометрической платформе и их анализ;

- этапное комплексное обследование (ЭКО), назначение которого — оценка состояния спортсмена после некоторого цикла подготовки. Биомеханический контроль в данном случае связан с оп-



ределением фазового состава движения, кинематических и динамических характеристик в тестовых и специально-подготовительных упражнениях. В зависимости от вида спорта могут также применять оценки механической энергии двигательного исполнения заданий;

- обследование соревновательной деятельности (ОСД), назначение которого — контроль и оценка подготовленности спортсмена, техники выполнения упражнения непосредственно в экстремальных условиях соревнований. Биомеханический контроль связан с изучением фазового состава движения, кинематических, динамических и энергетических характеристик двигательных действий. Проводится сравнение с модельными характеристиками, заложенными в целевую комплексную программу подготовки спортсмена, с биомеханическими параметрами других спортсменов, выступавших в этих же соревнованиях. При таком подходе хорошо прослеживается связь между тренировочными средствами, использованными в процессе подготовки, и двигательным эффектом их сочетанного применения. Результаты биомеханического контроля, наряду с другими составляющими комплексного контроля, служат основой для принятия решения о коррекции хода подготовки за счет использования дополнительных методических приемов и тренировочных средств, их сочетания и последовательности, что должно способствовать более эффективному формированию физических качеств и параметров техники выполнения спортивных упражнений на последующих этапах подготовки.

Естественно, что ограничивать измерительные функции в биомеханике только контролем нельзя. В процессе исследования биомеханических процессов проводится поиск закономерностей изменения техники выполнения упражнений, особенностей проявления физических качеств и двигательных навыков при различных условиях выполнения упражнений. Особенно интересны в этом плане попытки, выполняемые в соревновательных условиях, когда спортсмен мотивирован выполнить соревновательное упражнение с максимальной результативностью, а значит, осуществляет попытку на пределе текущих возможностей.

## 4.2. Лабораторные и натурные измерения. Биомеханические характеристики

Знания об изменении биомеханических характеристик движения в процессе двигательного действия базируются на первичной информации, получаемой от различных измерительных систем.

Датчики могут крепиться на человеке, спортивном инвентаре и оборудовании, опорных поверхностях. Применяют и бесконтактные измерительные системы. Непосредственно соприкасается с человеком или его предметным окружением датчик. При его использовании биомеханическая характеристика преобразуется в электрический сигнал, который после усиления подается на входной порт компьютера.

Сигнал от датчика передается двумя способами: через проводную связь или через радиосигнал, световой сигнал, тепловое (инфракрасное) излучение — все это телеметрическая связь датчика и приемника («телеметрия», от греч. tele — далеко; metron — мера, означает «измерение на расстоянии»).

Таблица 4.1. Классификация биомеханических характеристик и их единицы измерения

| Биомеханическая характеристика | Для поступательного движения                                                                                                                                                                                                                                      | Для вращательного движения                                                                                                                                           |
|--------------------------------|-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| Фазовая                        | Длительность: <ul style="list-style-type: none"> <li>• отдельных фаз движения, с;</li> <li>• всего упражнения, с</li> </ul> Ритмотемповые характеристики: <ul style="list-style-type: none"> <li>• темп, 1/с;</li> <li>• ритм, 1/с;</li> <li>• цикл, с</li> </ul> |                                                                                                                                                                      |
| Кинематическая                 | Перемещение, м<br>Скорость, м/с<br>Ускорение, м/с <sup>2</sup>                                                                                                                                                                                                    | Угол поворота, град<br>Угловая скорость, рад/с<br>Линейная скорость, м/с<br>Угловое ускорение, рад/с <sup>2</sup><br>Центростремительное ускорение, м/с <sup>2</sup> |
| Динамическая                   | Масса, кг<br>Сила, Н<br>Импульс тела (количество движения), кг · м/с                                                                                                                                                                                              | Момент инерции, кг · м <sup>2</sup><br>Момент силы (вращающий момент), Н · м<br>Момент импульса тела (кинетический момент), кг · м <sup>2</sup> /с                   |
| Энергетическая                 | Работа по перемещению тела, Дж<br>Энергия поступательного движения, Дж<br>Мощность поступательного движения, Вт                                                                                                                                                   | Работа по вращению тела, Дж<br>Энергия вращательного движения, Дж<br>Мощность вращательного движения, В                                                              |

*Проводная связь* (проводная телеметрия) наиболее проста в использовании и устойчива при электрических или радиопомехах, но имеет ограничение — при измерении параметров движений человека ее можно использовать только в замкнутой области пространства.

Таковыми пространственно-ограниченными измерениями могут быть исследования передвижений человека на тротуаре, тяжелоатлетические упражнения, действия метателя в круге для метаний и т. д. Все они относятся к лабораторным измерениям.

*Радиотелеметрия* обеспечивает передачу первичной информации, получаемой с датчиков, по одному или нескольким радиоканалам. Этот способ передачи дает возможность контролировать отдельные биомеханические параметры человека в естественных условиях двигательной деятельности. На теле человека крепятся датчики и миниатюрное многоканальное передающее устройство — радиопередатчик. Антенна приемного устройства, устанавливаемая в какой-то части стадиона, зала, бассейна, улавливает сигналы, а в самом устройстве переданный сигнал перекодируется и записывается. Поскольку движения человека, когда применяют телеметрию, существенно не ограничиваются, данный способ регистрации и передачи данных можно отнести к натурным измерениям, т. е. таким, когда человек совершает свои двигательные действия естественным образом, например, как во время соревнований или тренировок с достаточно большими пространственными перемещениями. Безусловно, измерения биомеханических параметров бесконтактными средствами измерения можно по праву отнести к натурным измерениям, не ограничивающим свободу движений человека.

*Биомеханические характеристики* — это различного рода показатели, используемые для количественного описания биомеханики двигательной деятельности человека. Их классификация приведена в табл. 4.1.

### 4.3. Технические средства и методики измерения

**Биомеханическая кинематография.** Данная измерительная методика относится к бесконтактным средствам измерения. Это особенно важно, поскольку единой системой технических средств можно фиксировать двигательные действия как во время тренировочной работы, так и во время соревнований. Технические средства биомеханической кинематографии включают в себя скоростные кинокамеры, тест-объект, анализатор, компьютер.

В зависимости от перемещения тела человека в пространстве можно проводить разные виды съемок:

- *плоскостную*, когда движение близко к перемещению в одной плоскости (бег по беговой дорожке, разбег в прыжках в длину и тройном прыжке, плавание кролем). Конечно, в этом случае теряется часть биомеханической информации, но общие закономерности движения уловить можно. Камеру при этом виде съемок устанавливают стационарно;

- *панорамирующую*, когда камера поворачивается вслед за движением человека, при этом оператор старается держать человека примерно в центре кадра. Этот вид съемок можно применять при фиксации разбега в прыжках в высоту, прохождении конькобежцем поворота, при беге вдоль всей дистанции;

- *пространственную*, когда съемку проводят двумя камерами, расположенными стационарно под углом 90° между их оптическими осями. Разработана система уравнений (R. Shapiro, 1978), при решении которой по координатам выбранных точек в плоскости кадров каждой из камер восстанавливают три пространственные координаты любой интересующей исследователя точки на теле спортсмена. С помощью пространственной съемки можно изучать в лабораторных и натуральных условиях виды движений, которые выполняют в ограниченном объеме пространства (тяжелая атлетика, метание диска, молота, толкание ядра, подачи в игровых видах спорта и т. д.).

Любой вид биомеханической съемки отличается от обычной видовой киносъемки тем, что пространство съемки необходимо масштабировать, чтобы получить при дальнейшей обработке количественные данные; надо использовать кинокамеры с высокой стабилизацией движения пленки в фильмовом канале и большой скоростью съемки (от 100 кадров в секунду и выше).

Масштабирование проводят перед съемкой, когда в поле кадра снимают тест-объект, расположенный в месте основных перемещений объекта съемки. Тест-объектом при плоскостной съемке может служить метровый отрезок, а при пространственной — трехмерный куб с выделяющимися метками в местах соединения ребер. Масштабный коэффициент, на который умножают все координаты точек на кадре, равен отношению длины отрезка тест-объекта к длине этого же отрезка на кадре пленки.

Для получения координат точек на теле человека (как правило, координат суставов тела человека) пленку после проявки устанавливают в анализатор фильмов, в котором оптически увеличивают кадры примерно в 30 раз. Оператор, отслеживая кадр за кадром установленную последовательность выбранных точек, вводит в компьютер массивы данных о координатах. Имея их, уже можно рассчитывать любые биомеханические характеристики. Но перед

этим необходимо сгладить первичные массивы, поскольку в результате обработки оператора могут возникнуть неточности, случайные выбросы. Сглаживание проводят в компьютере с помощью следующих специальных программ-операций: скользящее среднее, скользящий полином, фильтр Баттерворта второго порядка, сплайн-функция.

Недостатком биомеханической кинематографии является необходимость проявки пленки, что задерживает получение данных.

**Биомеханическая видеоциклография.** В отличие от биомеханической кинематографии эта методика позволяет сразу же на видеопленке зафиксировать оптическое изображение попытки выполнения спортивного упражнения. При биомеханической видеоциклографии используют все указанные выше виды съемок. Первичные массивы данных получают с помощью видеоанализатора, посредством которого вводят кадр за кадром изображения в компьютер, оцифровывают точки, сглаживают полученные массивы, а затем по ним рассчитывают любые интересующие исследователя биомеханические характеристики.

С появлением скоростных видеокамер биомеханическая видеоциклография становится преобладающим бесконтактным методом исследования спортивных движений.

**Оптоэлектронная циклография.** Эта измерительная методика относится к лабораторным средствам измерения. Ее применяют для анализа техники движений, если их выполняют в ограниченном объеме пространства. Данные, необходимые для биомеханического анализа, получают в этом случае в реальном масштабе времени. На теле человека в местах суставных сочленений крепят так называемые активные маркеры — миниатюрные излучатели, работающие в инфракрасном диапазоне спектра электромагнитных волн. Частота вспышек сигнала излучателей задается блоком управления, который соединен со спортсменом проводной связью. Инфракрасный сигнал от датчиков поступает в телевизионную камеру, в которой матричная пластина (приемник) улавливает поступающие сигналы от излучателей и сразу преобразует их в электронную форму, соответствующую в системе координат камеры координатам местоположения маркеров в пространстве измерений. Электронные сигналы с матричного экрана поступают в компьютер и преобразуются в цифровой вид, с которым уже можно работать в программе.

Тест-объект для масштабирования перед съемкой представляет собой геометрическую фигуру, у которой в местах соединения ребер укреплены инфракрасные излучатели. Из соотношения длин ребер тест-объекта и этих же длин, но полученных в системе координат камеры, находят коэффициенты масштабирования.

**Динамометрия.** Для измерения сил, возникающих в процессе опорных взаимодействий, применяются динамометрические платформы. Их конструкций достаточно много, но принцип построения один — это жесткая пластина или рама, опирающаяся на четыре силоизмерительных элемента (датчика). В современных динамометрических платформах в качестве силоизмерительного элемента используется преимущественно пьезоэлектрический датчик, т. е. пьезоэлектрический преобразователь механических деформаций платформы в электрический сигнал. Принцип действия датчика основан на эффекте Холла: возникновении разности потенциалов в пьезоэлектрическом кристалле при его деформации под действием механической нагрузки. Величина выходного электрического сигнала в преобладающем диапазоне интересующих исследователей значений сил прямо пропорциональна приложенной силе. Тем самым, вводя в расчет только один тарифовочный коэффициент (т. е. в сущности коэффициент пропорциональности между величиной силы, приложенной к платформе, и соответствующей величиной электрического сигнала, регистрируемого на выходе датчика), можно сразу же рассчитывать силы опорного взаимодействия.

До сих пор еще вполне эффективно используются и платформы, в которых применены тензорезисторные датчики силы (В. В. Иванов, 1987). Принцип действия тензорезистора состоит в изменении сопротивления при его деформации. Тензорезисторные датчики включают в себя упругий элемент, являющийся частью платформы, с наклеенными на него тензорезисторами. На упругие элементы устанавливается крышка платформы. Под действием нагрузки, вызванной движением человека, крышка деформирует упругие элементы, что приводит к изменению сопротивления тензорезисторов, а значит — величины электрического тока в регистрирующей цепи. Сечения упругих элементов датчика выбирают таким образом, что изменение сопротивления тензорезисторов происходит только в том случае, если направление прикладываемого к датчику усилия совпадает с продольной осью упругого элемента. Тарировка системы устанавливает соответствие между величиной тока и приложенным к платформе усилием. Рассчитываемый на основе этого тарифовочный коэффициент позволяет получать в окончательном расчете абсолютные значения силы при опорных взаимодействиях.

Одним из основных качественных показателей любой динамометрической платформы является ее низшая собственная частота колебаний, которая в основном определяет возникающие при измерениях динамические погрешности. Когда собственная частота платформы близка к максимальной частоте спектра входного воздействия, появляются искажения как амплитуд регистрируе-



мого сигнала, так и фазовые запаздывания, искажающие сигнал во временной области. Для исключения указанных погрешностей платформы конструируют таким образом, чтобы собственная частота колебаний была на порядок больше преимущественной частоты колебаний в спектре опорного взаимодействия. Как было выявлено в ряде исследований, величины собственных колебаний платформы порядка 300—400 Гц достаточны для большинства измерений опорных реакций в спорте.

Результатом измерения с использованием динамометрических платформ является динамограмма, т. е. кривая изменения усилий на опоре в процессе взаимодействия человека с опорной поверхностью.

Все большее распространение получают мозаичные динамометрические платформы, в которых применяется большое количество отдельных датчиков (порядка 200—300) в поле опорного взаимодействия. Это позволяет получать данные о силовом взаимодействии под каждой частью опорной стопы.

Рассмотрим пример измерения работы и энергии при движении человека. Динамометрия основана на двойном интегрировании сил опорных реакций, что позволяет последовательно получать скорость, а затем и путь ОЦМ. После этого их умножение либо вычисление приростов потенциальной и кинетической энергии дает величину внешней работы:

$$A_{\text{внеш}} = \int (F_x^{\text{ОЦМ}} dx_{\text{ОЦМ}} + F_y^{\text{ОЦМ}} dy_{\text{ОЦМ}} + F_z^{\text{ОЦМ}} dz_{\text{ОЦМ}}),$$

где  $x$ ,  $y$ ,  $z$  — соответственно продольное, поперечное и вертикальное направления.

При изучении локомоций в тех случаях, когда можно пренебречь силами сопротивления и трения, в качестве внешних сил достаточно рассмотреть только опорные реакции и силу веса. Указанные выше компоненты силы берутся тогда по опорным реакциям, которые получают с помощью трехкомпонентных динамометрических платформ.

Рассчитать внешнюю работу можно достаточно точно, если корректно определить начальные условия для интегрирования, что требует привлечения дополнительных измерительных методик. В случае циклической локомоции (например, бега) достаточно в качестве начальных условий знать среднюю скорость набегания на динамометрическую платформу в продольном направлении, а для поперечного и вертикального направлений принять начальные скорости за нуль. Скорость набегания можно получить с помощью двух оптронных пар, установленных на расстоянии в 1 м.

При ациклическом движении необходимо знать реальные скорости ОЦМ за время регистрации движения. Тогда надо проводить видео- или киносъемку реального движения, а затем получать зависимости  $x_{\text{ОЦМ}} = x_{\text{ОЦМ}}(t)$ ,  $y_{\text{ОЦМ}} = y_{\text{ОЦМ}}(t)$ ,  $z_{\text{ОЦМ}} = z_{\text{ОЦМ}}(t)$  на интервале измерения.

**Электрмиография (ЭМГ).** Это метод измерения электрической активности мышц, т. е. сарколемных потенциалов действия (Р. Энока, 1998).

Как правило, при исследованиях в спорте применяют накожные электроды, один из которых устанавливают на брюшке мышцы, а другой — на месте соединения мышцы с сухожилием. Таким образом записывается ЭМГ не всей мышцы, а ее определенного участка. Естественно, что при этом регистрируется не потенциал действия отдельного мышечного волокна, а многих других одновременно активных двигательных единиц. При регистрации множество потенциалов действия накладываются друг на друга, поскольку отдельный потенциал длится порядка 0,5 мс, а ЭМГ регистрируется в течение нескольких секунд. Поэтому такой тип регистрируемой ЭМГ называется интерференционной.

Для получения количественных оценок записи ЭМГ обрабатывают: срезают посредством электронного фильтра отрицательную часть, а затем выбросы ЭМГ (острые пики) могут быть уменьшены благодаря электронному процессу интеграции, включающему сглаживание и фильтрацию. Получается интегрированная ЭМГ, у которой уже более надежно можно определять амплитуду, важную для анализа силовых проявлений сокращающейся мышцы при различных режимах ее работы в упражнениях и тренировочной работе.

Наиболее надежно ЭМГ регистрируется при изометрическом режиме работы мышцы. При других режимах колебания длины мышцы изменяют расположение электродов относительно активных волокон, что приводит и к ее некоторому изменению.

Биомехаников при анализе интеграционной ЭМГ больше интересует время активности мышцы, т. е. длительность ее работы от момента активизации двигательных волокон до момента прекращения их активности. В этом случае, получая интегрированную ЭМГ от ряда мышц, участвующих в выполнении двигательного действия, можно оценить, как координационно построено то или иное действие. Можно определить синергизм и антагонизм в работе мышц-сгибателей и мышц-разгибателей в ходе выполнения упражнения.

Последовательность потенциалов действия отдельной двигательной единицы можно представить как гармоническую функцию, т. е. при анализе в частотной области ее можно рассматривать как отдельную гармонику в частотном спектре. Интерферен-



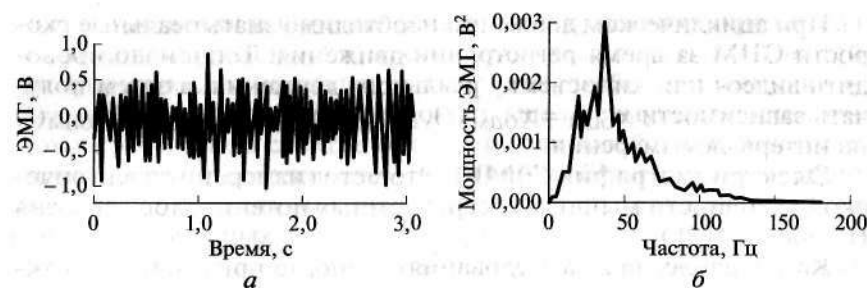


Рис. 4.1. Интерференционная ЭМГ:

а — общий вид; б — спектральная функция (по Р. Эноке)

ционная ЭМГ включает сигналы от сотен потенциалов действия, поэтому спектр такого сигнала содержит много гармоник. Если изобразить спектр мощности интерференционной ЭМГ, то он будет иметь выраженный пик на преобладающей частоте сигналов потенциалов действия (рис. 4.1), что, возможно, свидетельствует о синхронизации работы двигательных единиц в мышце при выполнении двигательного действия. Известно, что при снижении скорости разряда двигательной единицы увеличивается продолжительность потенциала действия, а значит — уменьшается его частота. Это вызывает смещение частоты пика в сторону более низких частот, т. е. если смотреть на графике спектральной функции, влево. Такое смещение — одно из первых проявлений утомления мышцы. По-видимому, работа мышцы с преобладающим силовым проявлением может сместить пик спектра влево, а работа скоростной направленности — вправо, в область более высоких частот.

**Гониометрия.** Эта методика измерения углов между звеньями тела в процессе выполнения упражнений. Сам гониометр — это две плоские прямоугольные пластинки (вроде линейек), соединенные одним концом на единой оси. Пластинки гониометра крепятся на звенья, сопряженные в одном суставе. Ось гониометра совмещают при измерении с осью вращения в суставе. На одной пластинке располагается круговой реостат, на второй закреплен бегунок реостата. Изменение угла между пластинками сопровождается изменением сопротивления реостата (изменением тока), что и фиксируется записывающим прибором или поступает непосредственно через аналого-цифровой преобразователь в компьютер.

Иногда гониометр, модифицированный соответствующим образом, используют как средство биологической обратной связи. Для этого задают диапазоны углов, в которых должно выполняться упражнение. Выход за этот диапазон сопровождается звуковым сигналом, причем сигналы выхода за нижний и верхний пределы углов звучат по-разному.

**Метод магнитного резонанса.** Этот метод используют для исследования механизмов мышечной функции (Р. Энока, 1998). Испытуемый выполняет предписанное физическое упражнение, затем какое-то звено его тела помещают на магнит для измерения сигнала магнитного резонанса, длящегося несколько минут. Определяют продольную и поперечную скорости релаксации, с которыми атомы мышечных волокон, возбужденные магнитным полем, возвращаются в исходное положение. Например, поперечная скорость релаксации характеризует обусловленное нагрузкой изменение содержания внутриклеточной воды в мышечных волокнах после мышечного сокращения. Существует положительная линейная взаимосвязь между интенсивностью сигнала поперечной скорости релаксации и силой мышечного сокращения.

Метод получения изображения с помощью магнитного резонанса позволяет неинвазивно определять состав мышечных волокон. Особенно это важно, когда надо исследовать содержание быстросокращающихся и медленносокращающихся мышечных волокон, что необходимо для отбора начинающих спортсменов в различных видах спорта и проверки эффективности тренировочных заданий на формирование тех или иных физических качеств. Ранее для этих целей использовали инвазивный метод биопсии, при котором извлекали образец мышечной ткани из мышцы.

**Акселерометрия.** Методика предназначена для измерения ускорений движения тела или его отдельных звеньев и регистрации ударных ускорений, проходящих по телу при взаимодействии спортсмена с элементами окружающей среды или противником. Технические средства акселерометрии включают сами акселерометры, электронный тракт предварительного усиления и регистрирующую систему (предпочтительно подключать компьютер через блок аналого-цифрового преобразования). Акселерометры должны иметь очень малую массу (порядка нескольких граммов) и высокую собственную частоту колебаний (400 Гц и выше).

Когда акселерометры крепятся на спортивном инвентаре или оборудовании, т. е. достаточно плотно, удается сохранить паспортную частоту собственных колебаний, а если на теле человека посредством манжеты и стягивающих резиновых бинтов, то величина собственных колебаний системы «акселерометр — крепеж» становится меньше, иногда существенно. Это приводит к тому, что система начинает резонансно реагировать на изменения в движениях, искажая исходный сигнал прежде всего по амплитуде. Особенно сильно подвержены таким искажениям измерения ударных ускорений при прохождении ударной волны по телу человека. Это первая сложность в акселерометрических измерениях. Для сни-

жения указанных искажений акселерометры на звеньях тела крепились путем ввинчивания крепежных винтов в кость, но к таким исследованиям привлекались только добровольцы.

Вторая сложность связана с тем, что акселерометр, закрепленный на звене тела, регистрирует движущееся звено, которое всегда участвует в поступательном и вращательном движениях. Затруднительно установить, что в сигнале акселерометра отвечает одному виду движения, а что — другому.

Третья сложность состоит в том, что акселерометр регистрирует сигнал в системе координат, неподвижной относительно звена, но подвижной относительно системы координат, в которой измеряются (например, посредством биомеханической кинематографии) биомеханические параметры движения тела и его частей при выполнении двигательного действия. Это осложняет сравнение и интерпретацию результирующих параметров, полученных разными методами и в разных системах отсчета.

Трудность получения значений механической работы в данном случае состоит в том, что при определении внешней работы по движению ОЦМ акселерометр невозможно точно закрепить в нем. Он крепится в некоторой окрестности ОЦМ и также перемещается относительно точки крепления при выполнении упражнения. Поэтому более или менее точно можно рассчитать только продольную работу. Определение констант интегрирования требует применения иных инструментальных методов.

**Спидография.** Применяется для измерения скорости пробега фиксированных отрезков. Для этого используют две оптронные пары, каждая из которых представляет собой две стойки. На одной укреплен источник света, а на второй, стоящей напротив первой, фотоэлемент, на который попадает свет от источника света. Другая оптронная пара ставится на некотором расстоянии  $S$  от первой, ее принцип работы также построен на системе «источник света — фотоэлемент». Под действием света в фотоэлементе возникает ток, который регистрируется.

Принцип действия фотоэлектронного хронометра можно описать следующим образом. При движении человека (бегуна, лыжника, конькобежца) между стойками первой оптронной пары тело человека перекрывает световой луч, что отражается в фотоэлектронном приемнике скачком величины тока или напряжения. Это является запускающим сигналом для устройства регистрации времени, установленного в цепи фотоприемника. При прохождении человеком створа второй оптронной пары световой луч перекрывается и ток или напряжение скачкообразно изменяется в цепи фотоприемника. Для электронной схемы это является сигналом для отключения устройства регистрации времени. Как видим, посредством оптронных пар регистрируется время  $\Delta t$  прохождения

отрезка длиной  $S$ . А средняя скорость преодоления фиксированного отрезка рассчитывается как

$$v = \frac{S}{\Delta t}.$$

Спидография в указанной форме применяется в тестовых упражнениях, например, беге на 30 м с ходу (по времени и по средней скорости). Поскольку она относится к бесконтактным методам, ее можно использовать даже в условиях соревнований. Например, для определения скорости набегания прыгуна на планку для отталкивания в прыжке в длину или тройным прыжком. В этом случае оптронные пары устанавливают на расстоянии в 1 м непосредственно перед планкой для отталкивания.

**Измерение упруговязких свойств мышц.** Определение биомеханических свойств мышц возможно по методу затухающих колебаний. Прибор для возбуждения механических колебаний в мышце выполнен следующим образом (А. А. Вайн, 1986). Он имеет пружину, к которой прикреплен боек. Рядом расположен акселерометр. Исследователь спускает пружину, и боек ударяет по брюшку мышцы. Возникает кратковременное колебание мышцы, которое улавливает и фиксирует акселерометр. По графику затухающих колебаний определяют период колебательного процесса, который отражает состояние упругих элементов мышцы. Степень напряжения расслабленной мышцы, которую характеризует период колебаний, зависит от состояния кровоснабжения, степени эфферентной импульсации в покое, а также от длины мышцы. Диссипативные потери механической энергии в колебательном процессе мышцы можно оценивать по декременту затухания колебаний, который в основном характеризует силу сопротивления мышечной ткани при ее быстром растягивании.

Выявлено влияние биомеханических свойств мышц на физиологические характеристики их работы. Л. Л. Куузе и М. А. Пяэсуке (1982) выяснили, что увеличение демпфируемости мышц сопровождалось уменьшением вертикальной скорости выпрыгивания вверх с места. Это объясняется тем, что при увеличении демпфируемости в напряженной мышце она медленнее освобождается от механического напряжения после сокращения. Это обуславливает уменьшение частоты движений при циклических локомоциях.

Также энергетические расходы увеличиваются при больших величинах декремента и большей жесткости расслабленной мышцы, так как при каждом цикле движений они создают момент сопротивления синергистам.

При оценке функционального состояния мышцы необходимо учитывать ее жесткость как при расслаблении, так и при

максимальном произвольном напряжении. В своих работах Ю. М. Уфлянд (1965) и А. А. Вайн (1980) указывают, что работоспособность мышц зависит от разницы в жесткости напряженной и расслабленной мышцы. Оценивая жесткостные свойства по частоте колебаний (метод затухающих колебаний), можно одну и ту же разницу получить при разной частоте колебаний расслабленной и напряженной мышцы. Поэтому было предложено уровень силовой подготовленности оценивать индексом, вычисленным по формуле

$$I_v = (v_n - v_p)/v_p,$$

где  $v_n$  — частота колебаний напряженной мышцы, Гц;  $v_p$  — частота колебаний расслабленной мышцы, Гц.

Введение этого индекса не уменьшает информативность отдельных характеристик  $v_n$  и  $v_p$ , так как каждая из них имеет ценность при диагностике состояния нервно-мышечного аппарата человека. По аналогии был разработан индекс для оценки силы сопротивления при растяжении мышцы по формуле

$$I_\theta = 1 + (\theta_p - \theta_n^2)/[\theta_n(1 + \theta_p)],$$

где  $\theta_p$  — декремент затухания расслабленной мышцы;  $\theta_n$  — декремент затухания напряженной мышцы.

Результаты исследования годичной динамики индексов показали, что биомеханические свойства мышц во многом зависят от тренировочных средств и нагрузок. При усиленной силовой подготовке увеличиваются индексы жесткости и уменьшаются индексы демпферных свойств.

**Вживленные датчики силы.** Хотя движение звена определяется управляющим моментом в суставе, для многих практических задач интересны величина и вектор силы, развиваемые мышцами. Чтобы измерить мышечную силу, необходимо измерить силу, переданную сухожилием. На живом человеке впервые такие измерения осуществил финский ученый П. Коми (1986), который вживил себе тензодатчик, охватывающий ахиллово сухожилие. Выходы датчика проводились через кожу и подсоединялись к усилителю, помещенному на теле исследователя. У П. Коми нашлись последователи, которые также вживили себе датчики силы. Первые опыты были проведены во время велосипедного педалирования. Было определено, что максимальные усилия, развиваемые мышцами ноги, составили 700 Н, при этом частота педалирования составляла 90 об./мин, а образуемая при этом мощность — 265 Вт. Затем были проведены эксперименты в ходьбе, беге, но везде сохранялся один принцип: при деформации сухожилия во время движения деформировался тензодатчик, что сопровождалось измене-

нием силы тока в цепи измерительной системы. Датчик, естественно, тарировался, что в последующем позволяло получать абсолютные значения усилий. Широкого распространения такие измерения не получили, поскольку для них нужны добровольцы-энтузиасты.

## КОНТРОЛЬНЫЕ ВОПРОСЫ

1. Расскажите о составляющих комплексного контроля в спорте.
2. В чем разница между лабораторными и натурными измерениями?
3. Что такое радиотелеметрические измерения?
4. Расскажите о биомеханических характеристиках движения человека.
5. Какие основные методики измерения используют при биомеханических исследованиях?
6. Проведите сравнительный анализ возможностей различных измерительных методик с точки зрения их информативности.
7. Какие измерительные методики используют, чтобы получить преимущественно кинематические характеристики движения, а какие — для динамических характеристик?
8. Расскажите о методах измерения работы и энергии в движениях человека.
9. Что такое контактные и бесконтактные методы измерения?
10. Какие измерительные методики используют для получения данных о целостном двигательном действии человека, а какие — о фрагментарных движениях его звеньев?



## БИОМЕХАНИЧЕСКИЕ ОСОБЕННОСТИ МОТОРИКИ ЧЕЛОВЕКА

### 5.1. Индивидуальные и групповые особенности моторики человека

#### 5.1.1. Телосложение и моторика человека

Морфологический статус человека во многом предопределяет его функциональные возможности, которые, в конечном счете, отражаются на предрасположенности к различным видам деятельности (Э. Г. Мартиросов, Г. С. Туманян, 1982). Лица с определенным телосложением оказываются более чем другие приспособленными к высоким достижениям в конкретных видах спорта. Это определяется тем, что многие индивидуальные черты спортивной техники существенно зависят от особенностей телосложения (распределения МИХ тела, длины отдельных звеньев, роста, массы человека и т. д.).

В телосложении человека различают следующие морфологические особенности:

- **тотальные размеры тела** — основные размеры, характеризующие его величину (весовые — масса тела; пространственные (объемные) — объем тела; поверхностные — поверхность тела, площадь сечений; линейные — длина тела и периметр грудной клетки);

- **пропорции тела** — соотношение отдельных частей тела. Они зависят прежде всего от соотношения скелетных размеров, и лишь незначительное влияние оказывают на них толщина подкожно-жировой клетчатки, степень развития мускулатуры;

- **конституция** — взаимоотношение формы и функции.

Тотальные размеры тела человека различаются, что влечет за собой и различие в моторике, а значит — во многих биомеханических показателях.

Покажем это на примере. Линейные размеры тела охарактеризуем величиной  $l$ . Тогда поверхностные размеры, в частности площадь сечений, будут пропорциональны  $l^2$ .

В таком случае и физиологический поперечник мышц будет пропорционален  $l^2$ . А это значит, что пропорционально растёт и

сила мышц, поскольку она определяется физиологическим поперечником.

Другой пример: величина механической работы рассчитывается как произведение силы на пройденное под действием этой силы расстояние. Сила пропорциональна  $l^2$ , путь  $\sim l$ , поэтому механическая работа составит  $\sim l^2 l \sim l^3$ .

Изменение показателей моторики и морфофункциональных показателей человека при увеличении тотальных размеров тела ( $l$ ) (по Д. Д. Донскому, В. М. Запирскому, 1979) будут выглядеть следующим образом:

|                                          |          |
|------------------------------------------|----------|
| Абсолютная сила .....                    | $l^2$    |
| Время отдельных движений .....           | $l$      |
| Частота движений .....                   | $l^{-1}$ |
| Скорость бега .....                      | $l^0$    |
| Механическая работа .....                | $l^3$    |
| Механическая мощность .....              | $l^2$    |
| Жизненная емкость легких .....           | $l^3$    |
| Максимальное потребление кислорода ..... | $l^2$    |
| Максимальная легочная вентиляция .....   | $l^2$    |

Надо понимать, что приведенные зависимости не являются идеально точными. При увеличении тотальных размеров люди с различными  $l$  не вполне геометрически подобны. На размеры тела и их ростовесовые особенности могут оказывать влияние специфические физиологические процессы, протекающие в организме (например, различная активность гипофиза может стать причиной больших различий в размерах тела). Но тем не менее общие закономерности в принципе справедливы.

Пропорции и конституционные особенности тела, как и тотальные размеры, влияют на выбор вида спорта, узкой специализации в рамках данного вида, используемого варианта спортивной техники, а также тактики действий на соревнованиях. Успех толкателей ядра зависит от высоты вылета снаряда, которая тем выше, чем больше длина тела. У метателей диска наблюдаются удлиненные (относительно туловища) руки и ноги, что объясняется зависимостью величины линейной скорости снаряда при вылете от длины рычага, посылающего диск, т. е. чем с более высокой начальной скоростью посылается диск, тем большее расстояние он преодолеет. У бегунов замечена тенденция: чем короче дистанция, тем больше длина тела легкоатлетов, за исключением спринтеров, у которых одинаково успешно выступали как высокорослые (В. Борзов), так и низкорослые (А. Корнелюк) спортсмены. Также была замечена закономерность в относительной длине ног у бегунов: у стайеров они короче, чем у спринтеров; самые длинные ноги у барьеристов.



Однако в спортивной практике существует много примеров, когда у бегунов, выступающих даже на одной и той же дистанции, разная относительная длина ног. Считается, что спортсмены с длинными ногами бегут более широким шагом, особенностью их техники является то, что они поддерживают равновесие за счет естественного наклона туловища вперед. Бегуны с короткими ногами вынуждены с этой целью отклоняться назад. Эти примеры, взятые из легкоатлетических видов спорта, показывают, что у одних легкоатлетов (в зависимости от специализации) решающим фактором результативности являются тотальные размеры тела, у других — его форма, т.е. пропорции отдельных частей и, наконец, у третьих — такие конституционные особенности, как степень развития и специфика распределения мышечной и жировой масс, относительный вес тела и др.

### 5.1.2. Онтогенез моторики. Изменение биомеханических параметров естественных локомоций в онтогенезе

*Онтогенезом моторики* называется изменение движений и двигательных возможностей человека на протяжении его жизни.

Движение человека — это необходимое условие его существования. Такое утверждение справедливо и в случае, когда речь идет о выполнении им целевых двигательных задач в течение жизни и поддержании нормального функционирования как биологического организма. Известно, что в раннем детском возрасте движения являются не только необходимым условием физического и функционального развития, но и условием умственного развития ребенка. Как писал Н. А. Бернштейн (1961), движения живут и развиваются. Необходимо различать закономерности естественного развития двигательного потенциала человека и закономерности его же развития при целенаправленно организованной физической активности (спорт, лечебная, оздоровительная, адаптивная физическая культура).

Первым видом естественных локомоторных движений человека является *ходьба*. Ее можно разделить на два этапа. Анализируя первый этап онтогенеза ходьбы в целом, В. К. Бальсевич (2000) выделил три основные возрастные группы, имеющие характерные отличия по ряду параметров: первая — от 5 до 10 лет; вторая — от 11 до 14; третья — от 15 до 19 лет. Первому этапу свойственен колебательный характер возрастного изменения параметров ходьбы, каждый из периодов этого процесса оказывается в пределах одной из указанных выше возрастных групп.

На втором этапе развития ходьбы (от 20 — 29 до 55 — 65 лет) разброс параметров становится меньше при общей тенденции к росту длительности шага.

Темп ходьбы, являющийся обратной функцией длительности шага, также имеет тенденцию к неравномерному снижению в возрасте 5 — 20 лет и более стабильному снижению в возрастном диапазоне от 20 — 29 до 60 — 65 лет.

Н. А. Бернштейн пришел к выводу, что к пятилетнему возрасту завершается формирование основных координационных механизмов ходьбы ребенка, и в то же время отмечал, что окончательное оформление «взрослой» структуры ходьбы происходит значительно позже 10-летнего возраста. В. К. Бальсевич считает, что параметры ходьбы принимают значения, характерные для взрослых, только к концу второго десятилетия жизни. Достаточно поздняя завершенность ходьбы объясняется тем, что кроме координационных механизмов необходимо развить силовые и скоростно-силовые качества опорно-двигательного аппарата, обеспечивающие реализацию координационных соотношений на фоне изменяющихся морфофункциональных локальных показателей растущего организма.

Развитие и реализацию скоростно-силового потенциала опорно-двигательного аппарата можно проследить по динамограммам опорных реакций при ходьбе.

В. К. Бальсевич (2000) зарегистрировал три типа вертикальных составляющих опорных реакций как у мужчин, так и у женщин (рис. 5.1). Все типы динамограмм характеризуются двугорбой структурой, где первый максимум соответствует ударному усилию при постановке ноги на опорную поверхность в фазе амортизации, а второй — активному отталкиванию от поверхности в фазе отталкивания. Для I типа характерно резкое нарастание величины вертикальной составляющей усилий при постановке ноги на опору. В этом случае отмечают превышение первого максимума усилий над вторым. Для опорных реакций II типа характерно при-

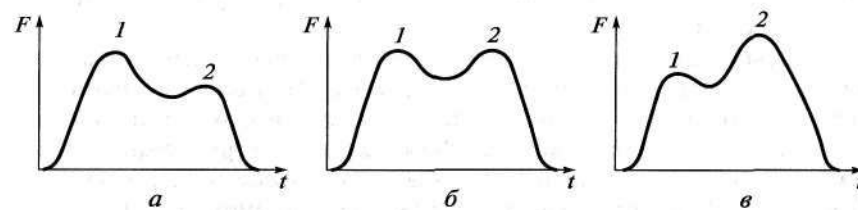


Рис. 5.1. Характер усилий вертикальной составляющей опорной реакции в обычной ходьбе:

*a* — I тип ходьбы; *б* — II тип ходьбы; *в* — III тип ходьбы; 1 — первый максимум; 2 — второй максимум

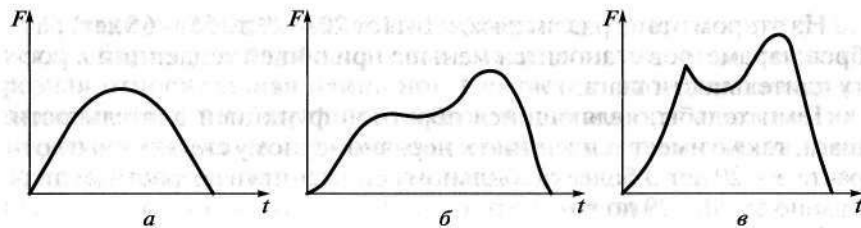


Рис. 5.2. Характер усилий вертикальной составляющей опорной реакции в медленном беге:

а — I тип; б — II тип; в — III тип

мерно одинаковое значение величин первого и второго максимумов и более плавное нарастание ударного максимума при постановке ноги на опору. Динамограммы III типа отличаются заметным превышением второго максимума над первым, а значит, характеризуются акцентированным активным отталкиванием стопы от опорной поверхности.

У мальчиков от 5 до 10 лет в большинстве случаев в ходьбе наблюдаются опорные реакции I типа, II тип отталкивания свойственен возрастной группе детей 11—12 лет и особенно 13—15 лет. В дальнейшем отмечается устойчивая тенденция к увеличению доли опорных реакций III типа в общем числе зарегистрированных отталкиваний в ходьбе.

Известная стабилизация распределения типов опорных реакций в ходьбе девочек, наблюдаемая в возрасте от 7 до 10 лет, сменяется резким возрастанием процента опорных реакций III типа в последующих возрастных группах. В период 11—19 лет у девочек и девушек так же, как у лиц мужского пола, динамика процентного распределения имеет колебательный характер. В дальнейшем у женщин в ходьбе отмечается устойчивая тенденция к постепенному увеличению доли опорных реакций III типа.

Изменение скорости ходьбы не приводит к изменению характера динамограмм, но величины максимумов возрастают с повышением скорости.

Вторым видом естественных локомоций человека является бег. От ходьбы бег отличается появлением фазы полета. Считается, что переход к бегу у ребенка происходит в возрастной границе 2 лет. Как и в развитии ходьбы, фазовые параметры бегового шага имеют характерные признаки возрастных колебаний в возрасте от 5 до 20 лет. Относительная стабилизация временной структуры бега наступает после 20—29 лет.

Динамические характеристики опорных реакций в беге можно разделить на три типа силовых кривых в вертикальной составляющей динамограмм (рис. 5.2).

Динамограммы I типа отличаются плавным характером нарастания переднего фронта вертикальной составляющей усилий и столь же равномерным их спадом в фазе активного отталкивания. Длительность фаз амортизации и активного отталкивания при этом типе опорных реакций, как правило, одинакова.

При II типе вертикальной составляющей опорной реакции проявляется недостаточно упругая постановка стопы на опору, в результате чего наблюдается плато усилий в амортизационной фазе и лишь к ее концу усилия вновь возрастают до максимума.

При III типе вертикальной сопоставляющей в начале амортизационной фазы опорной реакции возникает значительный ударный импульс. Затем наблюдается явно выраженный спад в опорной реакции, сменяющийся более плавным нарастанием усилий, достигающих максимума к концу амортизационной фазы. Такой малоэффективный способ выполнения элемента бегового шага — опорного взаимодействия — обусловлен чаще всего ошибками при выполнении постановки ноги на опору (жестко с пятки, с выхлестом голени вперед, с «натыканием»), а также слабостью мышц, выполняющих амортизационную работу при опорных реакциях.

Значительные колебания в величинах и характере опорных реакций наблюдаются в возрасте от 11 до 19 лет у лиц обоего пола. До и после этого периода онтогенеза характер опорных реакций стабилизируется до возраста 55—65 лет, в котором в обеих половых группах преобладающими становятся опорные реакции I типа. Надо также отметить, что у женщин опорные реакции I типа преобладают на протяжении всего периода жизни.

Электромиографическая информация о работе мышц нижних конечностей при беге свидетельствует о том, как и при ходьбе наблюдается разнообразие отношений мышц-антагонистов. Четкие реципрокные отношения выявлены в фазе опускания ноги на опору. В амортизационной фазе, напротив, наблюдается одновременная электрическая активность мышц-антагонистов. Указанные особенности являются общими для всех исследованных возрастных групп.

Четкую связь с возрастом обнаруживает характер работы четырехглавой мышцы бедра в опорном периоде. В амортизационной фазе опорной реакции во всех возрастных группах эта мышца развивает значительную активность одновременно со своим антагонистом — двуглавой мышцей. Однако сразу после завершения амортизации электрическая активность четырехглавой мышцы исчезает вплоть до отрыва ноги от грунта у всех взрослых возрастных групп. У детей 5—6 и 11—12 лет биотоки четырехглавой мышцы регистрируются на протяжении всех фаз опорной реакции.

Если на ранних этапах развития локомоторной функции беговой навык развивается на фоне повышенной интеграции деятельности мышц-антагонистов, то в юношеском возрасте мышечные усилия дифференцируются более тонко.

### 5.1.3. Двигательная асимметрия и двигательные предпочтения

При выполнении двигательных действий у большинства людей проявляется предпочтительное использование одной из рук (правша, левша) и ног в опорных взаимодействиях (толчковая, маховая). В борьбе броски совершают в «свою» сторону, вращения в метаниях — таким образом, что ведущей является предпочтительная сторона тела. Такие двигательные предпочтения приводят к двигательной асимметрии в спортивных и бытовых движениях.

Асимметрия проявляется в спорте по-разному: это отличие силовых характеристик конечностей в целом, силы одноименных групп мышц на разных конечностях, координационных возможностей и точностных действий. Ее причиной принято считать, во-первых, различие степени участия, или различную роль, правого и левого полушария головного мозга в управлении движениями конечностей, во-вторых, условия жизнедеятельности человека. Тренировочный процесс, разумеется, влияет на степень асимметрии как в силовом, так и в координационном планах. Однако доминантные проявления остаются всегда существенными и в принципе неизменными. Это позволяет говорить о наличии особых причин и физиологических механизмов, ответственных за формирование указанных различий.

По мнению Г. П. Ивановой, Д. В. Спиридонова, Э. Н. Саутиной (2003), одной из причин доминантности является асимметрия распределения масс в теле человека во фронтальной плоскости относительно его продольной оси. Это значит, что при вертикальной позе и симметричном расположении ног центр масс тела оказывается смещенным в сторону одной из ног. Симметричное распределение масс следует рассматривать как частный случай асимметричного. По некоторым оценкам асимметрия центра масс во фронтальной плоскости составляет 3—6 %.

Асимметрия работы одноименных мышечных групп проявляется на практике особенно явно в асимметричных действиях. Так, более высокий тонус мышц-антагонистов опорной ноги обеспечивает большее быстроедействие связанной с ней мышечной системы при торможении. При поворотах вокруг вертикальной оси совместное напряжение мышц опорной ноги и связанной с ней половины туловища приводит к смещению оси вращения из сим-

метричного положения в сторону более напряженной части тела, т. е. к опорной ноге, что облегчает поворот на ней. При этом поворот вокруг неопорной ноги оказывается затруднен из-за необходимости предварительного смещения к ней центра масс тела, а также из-за сложности образования «напряженной мышечной вертикали», проходящей через неопорную ногу.

Асимметрия тонуса мышц-антагонистов разных половин тела играет важную роль и в динамике движений рук. Увеличивая эффективность баллистических и ударных составляющих движений руки, связанной с менее напряженной половиной тела, она вместе с тем сдерживает или в известной степени тормозит действия руки, связанной с более напряженной стороной.

Проявляясь при выполнении не только основных элементов движений, но и в менее заметных, но важных деталях, асимметрия мышечных связей мышц-антагонистов разных сторон тела при динамическом рассмотрении существенно дополняет понятие профиля функциональной асимметрии. В этом случае двигательная асимметрия отдельных систем — рук, ног и туловища — оказывается связанной в единую динамическую систему, особенности которой определяют индивидуальный характер спортивной техники.

## 5.2. Биомеханика двигательных качеств человека

### 5.2.1. Двигательные качества как различные стороны моторики

В любом человеке заложены некоторые двигательные возможности, которые не могут проявиться иначе как в двигательных действиях. Разнообразие двигательных действий (ударные, локомоторные, переместительные и т. д.), казалось, бы должно говорить о разнообразии двигательных возможностей человека. И это так и есть. Но как сопоставить возможности одного человека, но проявляемые в разных ситуациях, или возможности разных людей, но проявляемые в одинаковых условиях? Необходима некоторая качественная мера и количественные критерии для сравнения и оценки. Из этих потребностей и возникло некоторое классификационное деление возможностей человека на двигательные (физические) качества.

*Двигательное (физическое) качество* — это некоторая качественная мера проявления физических возможностей человека в



различных двигательных ситуациях. Сопоставляемые с этой мерой биомеханические параметры (сила, скорость, время) являются количественной оценкой интенсивности проявления тех или иных качеств. Оказалось, что всю многосторонность двигательных возможностей человека можно охарактеризовать через достаточно ограниченное число следующих двигательных качеств: силовые, скоростно-силовые, быстрота, выносливость, гибкость. В действительности эти качества проявляются не в «чистом» виде, а в некотором комплексном, так как в большой степени взаимозависимы: развитие одного физического качества неминуемо и существенно влияет на другие (развитие силы ведет к уменьшению быстроты, выносливости и гибкости; развитие выносливости — к уменьшению силы и быстроты и т. д.). Например, выносливость существенно зависит от ситуативных психологических факторов, к тому же она не может считаться целостной, поскольку зависит в проявлениях по меньшей мере от трех принципиально разных механизмов энергопродукции и способности организма к быстрому энергетическому восстановлению (Н. С. Романов, А. И. Пьянзин, 2003).

Несмотря на противоречивость и неопределенность формулировки двигательных качеств через их двигательные проявления, отказ от них как базовых понятий в организации процесса спортивной подготовки пока нецелесообразен. Многолетняя спортивная практика выработала комплексы общих и специальных упражнений и даже целые технологии совершенствования двигательных качеств, которые продуктивно используются в различных формах физического воспитания и спорте. В тренировочной работе всегда можно найти такое сочетание методических приемов и средств, которое позволит добиваться преимущественного развития того или иного двигательного (физического) качества в его более или менее «чистом» виде.

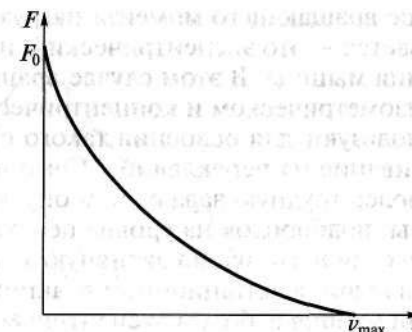
## 5.2.2. Биомеханика силовых, скоростных и скоростно-силовых качеств

Если обратиться к кривой Хилла, которая устанавливает связь между силой, развиваемой мышцей, и скоростью ее сокращения, то можно прийти к следующей классификации части физических качеств, основываясь на том, что они проявляются через мышечную деятельность в движении (рис. 5.3).

В области кривой, где скорость сокращения стремится к нулю, наблюдается максимальное проявление силы мышцы. Этот режим сокращения является изометрическим, именно он соответствует проявлению «чистых» силовых качеств. Это то, что в спорте называют статической силой. В том месте, где на кривой Хилла ско-

Рис. 5.3. Взаимосвязь силы, развиваемой мышцей при сокращении, со скоростью сокращения мышцы (кривая Хилла):

$F_0$  — величина статической силы, при которой скорость сокращения мышцы равна нулю



рость стремится к максимуму, сила стремится к нулю. В этом случае проявляются «чистые» скоростные качества мышцы. Во всех других точках находят отражение скоростно-силовые качества мышц человека (в спорте «динамическая сила»). Явно проявляются эти скоростно-силовые качества при выполнении плиометрических упражнений, т. е. эксцентрическо-концентрической последовательности мышечной активности.

**Силовые качества** проявляются через силы, которые развиваются отдельной мышцей и группами мышц. Образование силы мышцей объясняется теорией скользящих нитей. В ее основе скопление толстого (миозин) и тонкого (актин) филаментов относительно друг друга. От толстых филаментов идут поперечные мостики, способные прикрепляться к тонкому филаменту. В результате при растягивании нитей мостики развивают силу упругости. Через короткое время поперечные мостики открепляются и могут повторить цикл снова. Однако величина силы, образуемой мышцей, не зависит исключительно от активного процесса циклов поперечных мостиков. В состав мышцы входит большое количество соединительной ткани (эндомизий, перемизий, эпимизий, сухожилия) и цитоскелетных компонентов (промежуточные филаменты, титин, небулин): при растяжении эти структуры образуют пассивную силу упругости, которая сочетается с активной, обусловленной образованием поперечных мостиков.

Если отношение внешнего момента сил к моменту сил, создаваемому мышцами, изменяется, длина мышцы также изменится. При уменьшении длины мышца сокращается концентрически. Этот режим активности связан с меньшим вращающим моментом мышцы по сравнению с изометрическим, при котором скорость сокращения мышцы равна нулю. По мере увеличения скорости укорачивания мышцы уменьшается ее вращающий момент: по мере увеличения скорости сокращения уменьшается число прикрепленных поперечных мостиков, что приводит к уменьшению развиваемой ими силы. Когда вращающий момент мышцы мень-



ше вращающего момента нагрузки, длина всей мышцы увеличивается — это эксцентрический, или уступающий, режим сокращения мышцы. В этом случае вращающий момент больше, чем при изометрическом и концентрическом сокращениях. Этот факт используют для освоения такого силового упражнения, как подтягивание на перекладине. Само подтягивание представляет собой более трудную задачу, чем опускание из положения «руки согнуты, подбородок на уровне перекладины». Но известно, что физическая нагрузка на активную мышцу вызывает практически одинаковые адаптационные реакции, независимо от того выполняет ли мышца работу в эксцентрическом или концентрическом режиме. Поэтому увеличение силовых проявлений в эксцентрической части подтягивания положительно влияет на силовые возможности мышцы при выполнении концентрических сокращений.

Любое движение всегда выполняется в результате активации двигательных единиц в определенной последовательности. Подобную организацию активации двигательной единицы назвали упорядоченным рекрутированием. Каждая такая единица остается активной до уменьшения силы в соответствии с теми командами, которые поступают на мышцу. Время рекрутирования и дерекрутирования двигательных единиц зависит от того, когда та или иная двигательная единица была вовлечена в процесс сокращения (рис. 5.4). Для каждой двигательной единицы показаны отдельные циклы актинмиозинового взаимодействия. В соответствии с приведенной схемой двигательная единица 1 рекрутируется первой и остается активной до тех пор, пока не уменьшится сила. Сила увеличивается, по крайней мере частично, за счет продолжающегося рекрутирования двигательных единиц (на схеме показаны для примера еще четыре, последовательно вносящие свой вклад в развитие силы). Как видно, сила достигает максимума, когда прекращается рекрутирование дополнительных двигательных единиц, а те, которые остаются активными, не изменяют интенсивности разрядов потенциалов действия. С уменьшением силы двигательные единицы последовательно дезактивируются или дерекрутируются в обратной последовательности, т. е. последняя рекрутированная двигательная единица дерекрутируется первой. Также на рис. 5.4 показано, что кроме рекрутирования двигательных единиц структура активности включает и модуляцию интенсивности разряда за счет центральных команд (от центральной нервной системы — ЦНС).

Если перейти от качественных проявлений активности отдельной мышцы, о чем речь шла выше, к тем мышечным силам, которые осуществляют движение костных рычагов, то здесь между работой отдельной мышцы и результирующим движением кости нет однозначного соответствия. На это есть несколько причин:

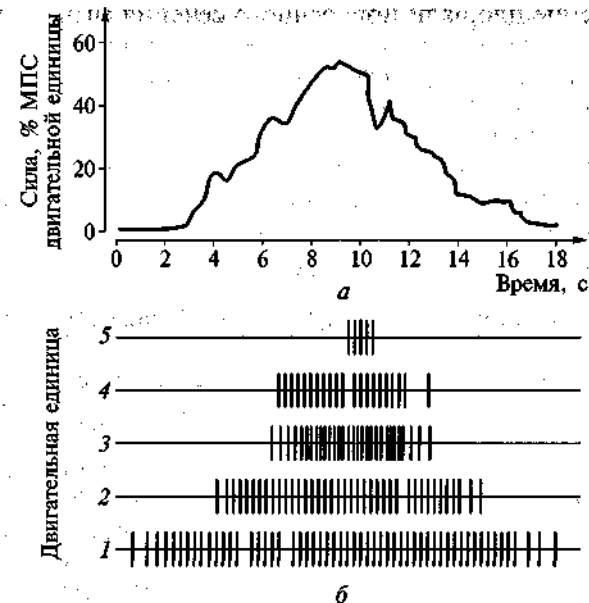


Рис. 5.4. Дифференцированное сокращение по 50 % максимальной силы (по G. Kaman, C.J. Deluca, 1989):

*a* — структура рекрутирования; *б* — разряд пяти (из большого числа) двигательных единиц; МПС — максимальное произвольное сокращение

- фактически любое движение есть результат сокращения большого числа мышечных групп, в том числе и действующих антагонистически, как, например, сгибатели и разгибатели;
- при изменении суставных углов меняются условия тяги мышц за кость, в частности плечи сил мышечной тяги;
- любая мышца прикрепляется к кости не в точке, а на отрезке конечных размеров. Если площадь прикрепления мышцы значительна (например, у трапециевидной, большой грудной мышц) или мышца имеет несколько головок (например, четырехглавая мышца бедра), мышечное усилие может развиваться по нескольким линиям действия силы.

Поэтому классификация качеств по механизму сократимости проявляется в более сложном виде, скорее всего через синергизм работающих групп мышц. Развиваемые при этом силы будут векторной суммой сил, создаваемых отдельными мышцами: они определяют силовые возможности человека в разных движениях.

Если обратиться к вопросу оценки максимальных силовых возможностей мышц, то необходимо вспомнить, что одним из широко распространенных подходов для оценки мышечной силы явля-

ется измерение площади поперечного сечения мышцы в плоскости, перпендикулярной направлению мышечных волокон. Способность мышцы генерировать силу характеризуется удельным натяжением. Для конкретной мышцы конкретного человека — это константа, которая показывает величину силы, приходящуюся на единицу площади поперечного сечения мышцы, и численно равная значениям от 16 до 40 Н/см<sup>2</sup>. Соотношение для оценки мышечного усилия ( $F_m$ ) определяется формулой

$$F_m = N_y S_{п.с.}$$

где  $N_y$  — удельное напряжение;  $S_{п.с.}$  — площадь поперечного сечения.

Зададим значение удельного натяжения равным в среднем 30 Н/см<sup>2</sup>. Площадь поперечного сечения бицепса брахии при статистических измерениях в среднем равна 5,8 см<sup>2</sup>. Тогда максимальное усилие, которое может развить указанная мышца, составляет 174 Н. Но локоть сгибают три мышцы — бицепс брахии, брахиалия, брахиорадиалия. С учетом данных о поперечном сечении и других двух мышц максимальное усилие, которое может быть создано мышцами-сгибателями локтя, будет составлять 456 Н.

В результате тренировок «на силу» поперечное сечение мышечного волокна может увеличиться в несколько раз. Мужчины обычно сильнее женщин (если сила определяется как способность генерировать усилие при изометрическом сокращении) за счет различия в мышечной массе. Причина этих различий гормональная: тестостерон (мужской гормон) эффективнее, чем эстроген (женский гормон), стимулирует синтез протеина, что ведет к росту поперечника мышц.

Сила различных мышечных групп развивается с разной интенсивностью (В. К. Бальсевич, 2000). Например, сила мышц, осуществляющих разгибание туловища и подошвенное сгибание стопы, достигает максимума в 16-летнем возрасте, в 20 — 30 лет отмечается максимум силы сгибателей и разгибателей пальца, разгибателей предплечья, плеча, шеи и разгибателей бедра, после 30 — 40 лет начинается падение мышечной силы, особенно резко выраженное после 60 лет. Наибольшую работоспособность сохраняют мышцы, наиболее часто упражняемые в естественных условиях. Физические упражнения позволяют сохранять мышечную силу даже в сравнительно позднем возрасте.

*Скоростные качества* характеризуются способностью человека совершать двигательные действия в минимальный для данных условий отрезок времени. Они проявляются в «чистом» виде, когда без значительных мышечных усилий возникают очень большие ускорения. В соответствии со вторым законом Ньютона это возможно, когда перемещаемая масса невелика.

Выделяют три основные (элементарные) разновидности проявления скоростных качеств (Д. Д. Донской, В. М. Зациорский, 1979): скорость одиночного движения; частоту движения; латентное время реакции. Между этими элементарными формами проявления быстроты корреляция очень мала. Тем самым хорошие показатели скоростных качеств в их отдельной разновидности еще не гарантируют такой же успешности в проявлении других разновидностей скоростных качеств.

Обычно проявление скоростных качеств является комплексным. Например, при ловле мяча результат действия будет зависеть от латентного времени реакции на движущийся объект, скорости одиночного движения руки, частоты движения в суставах локтя, особенно когда мяч проходит в стороне от ловящего. Ниже приведены данные экспериментальных исследований, в которых определялась критическая скорость полета мяча (м/с), при которой человек с его комплексным проявлением качества быстроты же не в состоянии поймать мяч (по М. Х. Казиеву и И. П. Башлыкову, 1985):

|                                     |      |
|-------------------------------------|------|
| Баскетбол и гандбол (девушки) ..... | 19,0 |
| Теннис (юноши) .....                | 17,4 |
| Гандбол (юноши) .....               | 19,0 |
| Баскетбол (юноши) .....             | 20,6 |
| Гандбол (вратари, юноши) .....      | 26,0 |

Эта скорость, в сущности, определяет верхнюю границу его текущих скоростных возможностей. Конечно, по этим данным сложно определить, за счет каких элементарных разновидностей скоростных качеств лимитируется их общее проявление при решении конкретной двигательной задачи.

Проявление скоростных качеств определяется быстрым изменением положения тела или его частей в пространстве (т. е. скоростью их движения), быстрым изменением силовых показателей т. д. Все это обеспечивается функционированием мышечной системы тела. Поскольку мышцы могут работать только на сокращение, движение в любом суставе обеспечивается коактивацией (совместной работой) мышц-сгибателей и мышц-разгибателей.

Рассмотрим достаточно простое движение — сгибание-разгибание в локтевом суставе. Группа основных мышц-сгибателей включает в себя бицепс брахии, брахиалис и брахиорадиалис, мышца-разгибатель — трицепс брахии. Для приведения в движение предплечья в первой фазе двигательного действия (для определенности будем считать, что движение начинается из положения полностью распрямленной руки) необходимо резко активировать сгибатели. Результатом этого является разгон и движение предплечья по направлению к плечу.

Через какое-то время предплечье необходимо затормозить, чтобы оно остановилось в положении полного сгибания в локтевом суставе.

Для этого надо активировать разгибатель локтевого сустава, создающий тормозящую силу (или, точнее, тормозящий момент сил). Вторая фаза — разгибание в локтевом суставе — сопровождается резким возрастанием активности разгибателя, а через некоторое время — активностью сгибателей для торможения движущегося предплечья.

Рассмотрение полного процесса сгибания-разгибания в локтевом суставе показывает, что в выбранной нами последовательности движения вначале активируются сгибатели, затем разгибатели, а затем снова сгибатели. Такая картина активности мышечной системы называется трехпачечным паттерном (типом, моделью) активности, он наблюдается во всех сгибательно-разгибательных движениях в любом суставе.

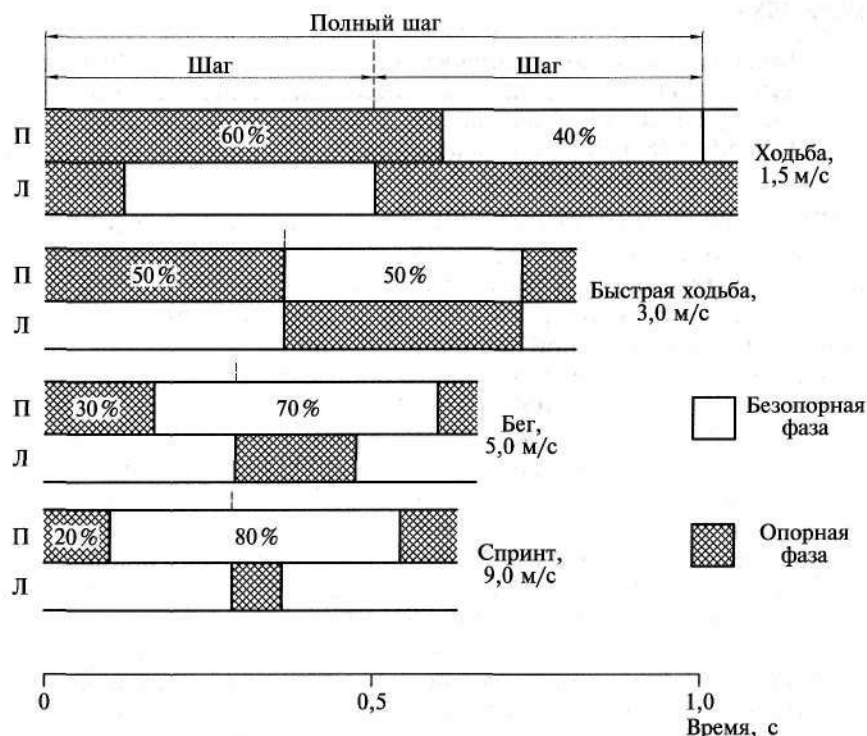


Рис. 5.5. Ритмотемповые характеристики ходьбы и бега (по С. L. Vaughan, 1984):

П — правая нога; Л — левая нога

В этом подразделе вводится понятие о трехпачечном паттерне в связи с тем, что в скоростных движениях он проявляется наиболее ярко. А для того чтобы скоростное движение было выполнено на максимуме своих возможностей, необходима четкая координация в активизации мышечных групп, обслуживающих тот или иной сустав тела человека.

Скоростные возможности человека проявляются в естественных локомоциях, относящихся к циклическим движениям, в которых определенно чередуются опорные и безопорные фазы. Ходьба характеризуется как последовательность движений с опорой на одну или две ноги, бег — это последовательность движений с опорой и без опоры (полетная фаза). С увеличением скорости передвижения происходит переход от ходьбы к бегу, а по мере роста скорости бега меняется соотношение (процентное) опорных и полетных фаз (рис. 5.5).

Скорость бега зависит от двух переменных — длины ( $l$ ) и частоты ( $f$ ) беговых шагов. Эти параметры связаны со скоростью следующим аналитическим соотношением:

$$v = lf. \quad (5.1)$$

Если длина шага остается неизменной, то скорость растет преимущественно за счет роста частоты беговых шагов. Если частота беговых шагов постоянна, то скорость возрастает преимущественно за счет роста длины шагов. По мере роста скорости передвижения проявляются не только скоростные возможности человека, но большое значение приобретает и уровень скоростно-силовых качеств опорно-двигательного аппарата.

Скоростные качества в разных проявлениях ускоренно развиваются в возрасте 10—13 лет (В. К. Бальсевич, 2000). Половые различия в уровне развития скорости движения невелики до 12-летнего возраста. В последующем мальчики имеют преимущество перед девочками, у которых уровень развития скоростных качеств после 13—14 лет растет слабо. Максимальные значения показателей быстроты (по элементарным ее проявлениям) достигаются в период от 15 до 19 лет как у юношей, так и у девушек. Темп движений в период с 7 до 16 лет увеличивается в 1,5 раза. Увеличение протекает неравномерно: наиболее значительное увеличение характерно для 7—9 лет, затем в 10—11 лет годовой прирост частоты снижается, а в 12—13 лет снова увеличивается преимущественно за счет роста силовых и скоростно-силовых возможностей в пубертатном периоде.

В возрасте от 20—29 до 55—65 лет параметры быстрой ходьбы и бега стабилизируются. Большой разброс во временных диапазонах объясняют влиянием индивидуальной динамики развития качеств, в данном конкретном аспекте — скоростных. После 65 лет



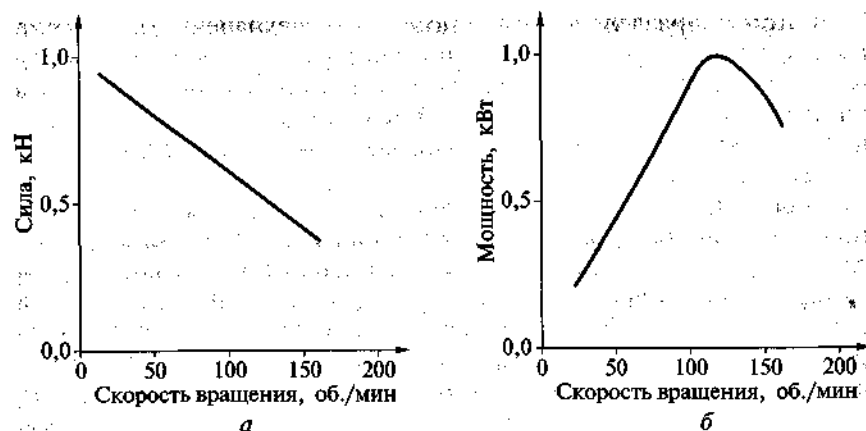


Рис. 5.6. Влияние скорости вращения при воздействии на педали во время езды (по A.J. Sargeant, A. Boreham, 1981):

а — на пик силы; б — на пик мощности

(граница достаточно условна и индивидуальна) начинает проявлять себя старческая инволюция двигательных функций.

**Скоростно-силовые качества** — это разновидность силовых качеств, они характеризуют способность человека проявлять силу при различных скоростях выполнения движения. Проявление скоростно-силовых качеств на уровне мышцы или ансамбля мышц удобно рассматривать через развиваемую в процессе движения механическую мощность, которая вычисляется по формуле (2.2), только в данном случае  $F$  будет силой, развиваемой мышцей, а  $v$  — скоростью сокращения мышцы.

Тем самым способность мышцы развивать мощность зависит от ее возможности развивать силу, а также от скорости сокращения ее длины. Поскольку площадь поперечного сечения и скорость сокращения (отражаемая быстро- и медленносокращающимися мышечными волокнами) у различных мышц неодинаковы, способность развивать мощность у разных мышц также разная.

Рассмотрим следующий пример (по Р. Эноке, 1998). Для ног велосипедиста, как и для изолированной мышцы, характерна взаимосвязь «сила—скорость», при которой максимальная сила, действующая на педали, уменьшается с увеличением скорости вращения (рис. 5.6, а). При заданной скорости вращения велосипедист может прилагать различную силу, из которых максимальная обозначена линией на графике рис. 5.6, а, характеризующей верхнюю границу силы. Имея эти максимальные показатели и зная, какой скорости они соответствуют, можно определить взаимосвязь «мощность—скорость», отражающую максимальную мощность,

развиваемую при каждой скорости вращения. Как видно, график мощности имеет максимум на некоторой промежуточной скорости вращения педалей (рис. 5.6, б).

### 5.2.3. Биомеханические основы выносливости

Под выносливостью понимают способность человека противостоять наступающему утомлению при выполнении двигательной деятельности.

**Утомление и его биомеханические проявления.** Утомление — особый вид функционального состояния человека, временно возникающий под влиянием продолжительной или интенсивной работы и приводящий к снижению ее эффективности (В. И. Тхоревский, 1992). Оно проявляется в уменьшении силы и выносливости, ухудшении координации движений, возрастании затрат энергии при выполнении одной и той же работы, замедлении реакций и скорости переработки информации. Специалисты выделяют следующие виды утомления:

- локальное (например, усталостные явления в биомеханическом звене: кисти, стопе и т.д.);
- региональное (например, усталостные явления в биомеханической цепи: ногах, руках и т.д.);
- глобальное (усталостные явления во всей биомеханической системе тела человека при выполнении высокоинтенсивной работы, в которой принимают участие свыше  $\frac{2}{3}$  объема мышечной массы спортсмена — весь организм устает). При выполнении спортивных упражнений глобальное физическое утомление оказывает существенное влияние на пространственно-временные, силовые и ритмические характеристики выполнения специфических для каждого вида спорта технических действий.

В циклических видах спорта некоторое нарушение оптимальной структуры выполнения основного движения (уменьшение длины шага в беге или уменьшение длины гребка в плавании) может быть компенсировано увеличением частоты движений, что в итоге не отражается на основном показателе спортивного мастерства — времени прохождения соревновательной дистанции.

В спортивных единоборствах изменение индивидуального штампа выполнения технического действия, наблюдаемое в случае физического утомления борца, приведет к нарушению привычной структуры выполнения приема (межмышечной координации) и в итоге существенно понизит возможность его проведения в условиях реального поединка.

В баскетболе под влиянием утомления целевая точность по результатам попадания в кольцо снижается на 10 %. Показательно,

что утомление отражается на изменениях технической результативности в большей степени, чем в двигательных проявлениях, характеризующихся величинами сил, скоростей и ускорений. Сопоставление показателей точности попадания в цель ударов в волейболе и скорости полета мяча как следствия влияния утомления показало, что коэффициент вариации по показателю точности в условиях утомления составляет 40 %, тогда как разброс в скорости полета мяча не превышает 5 %. Этот пример можно рассматривать как частный случай общего положения о том, что действие мешающих факторов, и в частности утомления, влияет на самые сложные уровни технической организации движений, которые первыми проявляют тенденцию к структурному упрощению. Своеобразие реакций упрощения проявляется в технико-тактических действиях, например, в спортивных играх либо в выборе более простых действий на предъявление ситуации, либо в попытках как-то обозначить свои действия. В силу своеобразия реакций на влияние утомления преимущество всегда имеют спортсмены-игровики, которые отработали до технического совершенства свое поведение в стандартизированных ситуациях, где даже при малой потере игровой точности итоговый результат технического действия будет удовлетворительным. Все это позволяет говорить о зависимости уровней технического мастерства у представителей спортивных игр, а также единоборств, от «запаса» программ (алгоритмов) движений, реализуемых с наименьшими потерями в более тяжелых ситуациях.

Утомление — это очень сложное явление, вызываемое изменениями в различных системах. Даже выделяя его ведущие механизмы, нельзя забывать, что они являются далеко не единственными. Нередко факторы, кажущиеся второстепенными, приводят к заметному снижению работоспособности и ухудшению результата. Ограничение возможности поддерживать сокращение мышц на заданном уровне силы или интенсивности вероятнее всего связано с состоянием определенных систем и структур (В. И. Тхоревский, 1992):

- центрального механизма утомления (ЦНС, вегетативная нервная система, гормональная система);
- периферических механизмов утомления (изменения в нервно-мышечном синапсе, изменения в процессах электромеханического сопряжения мышечных волокон, изменения в мышцах: истощение энергетических ресурсов, накопление в мышцах продуктов метаболизма, недостаточное поступление к мышце кислорода).

Из-за этих обстоятельств на тренировках упражнения максимальной интенсивности применяют в малом объеме. Постановка заданий на совершенствование в технике, когда спортсмен полностью выполняет упражнение соревновательного характера, мало

оправдана, так как противодействие утомлению вызывает серьезные нарушения в межмышечной координации. Последние приводят не только к упрощениям структуры движений (уменьшению рабочего эффекта основных мышечных групп), но и к таким внешним скрытым формам этого упрощения, которые маскируют снижение рабочих эффектов повышенной активностью второстепенных двигательных компонентов системы движений (И. П. Ратов). Поэтому силовые акценты приходится не на те моменты времени, в которых осуществление движения будет поддерживаться на необходимом уровне.

Утомление в процессе мышечной или умственной деятельности, не переходящее определенных пределов, физиологическое, а не патологическое — явление, несомненно, полезное для организма. Работа до утомления представляет собой важный и необходимый фактор роста тренированности, в особенности тогда, когда оно связано с развитием выносливости. Физиологический смысл этого явления заключается в том, что, тренируясь до наступления утомления, занимающийся адаптируется к повышенным нагрузкам. В случаях же, когда тренировочные упражнения прекращаются до начала возникновения утомления, развитие тренированности приостанавливается. То же происходит в том случае, если тренировочные занятия приводят к резко выраженной степени утомления. При этом может возникать состояние перетренированности и даже переутомления. Поэтому следует избегать не утомления «вообще», а лишь чрезмерного его развития, хотя пределы чрезмерности строго индивидуальны и связаны не только с характером выполняемых упражнений, но и с их длительностью и интенсивностью.

**Механическая эффективность движений.** В видах спорта с преимущественным проявлением выносливости существует ряд факторов, определяющих эффективность двигательных действий и конечный результат движения.

1. *Количество метаболической энергии, освобождаемой в организме при передвижении по дистанции* (предельные возможности спортсмена в этом отношении характеризуют такими общепринятыми показателями, как максимальное потребление кислорода, максимальный кислородный долг и т. п.), т. е. это те основные поступления энергии, благодаря которым человек может двигаться. Метаболическая энергопродукция конечна, так же как конечна скорость ее производства. Количество выработанной энергии определяется емкостью и мощностью трех энергетических систем: окислительной, лактаcidной и фосфагенной.

2. *Способность использовать как можно большую часть освобожденной энергии для выполнения механической работы* (т. е. механической эффективностью, которая характеризуется  $K_{МЭ}$ ).

Поскольку коэффициент механической эффективности равен отношению полезной механической работы к валовым энергозатратам, эффективность движения можно повысить как за счет увеличения числителя, так и за счет уменьшения знаменателя. Механическая работа увеличивается при увеличении интенсивности выполнения упражнений. Но в этом случае валовые энергозатраты растут еще быстрее, поскольку:

- увеличиваются тепловые потери в результате нагревания тела;
- увеличиваются энергозатраты на работу внутренних органов (в первую очередь на усиленное функционирование кровеносной и дыхательной систем);

- растет величина внутренней работы, которая тратится на движения звеньев — разгон, торможение. Впрямую эта работа не влияет на полезный результат движения (например, передвижение по дистанции), но без подготовительных движений звеньев (растягивание мышц) полезный результат не будет достигнут. Снижение такого рода энергозатрат состоит в рационализации техники выполнения упражнений. Это касается не только двигательных действий в направлении перемещения, но и перепроизводства усилий в других направлениях, затрачиваемых на излишние колебания тела и звеньев тела;

- растет сопротивление внешней среды пропорционально квадрату скорости передвижения человека или человека и спортивного инвентаря по дистанции. Предпринято очень много биомеханических исследований, направленных на снижение отрицательных эффектов сопротивления среды. В результате сделано много разработок: это лыжные мази, понижающие коэффициент трения лыж по снегу, дисковые колеса на велосипеде (D. Dal Monte, 1990), уменьшающие турбулизацию потока воздуха за ними, что ослабляет сопротивление давления, каплевидные шлемы велосипедистов, задерживающие срыв потока воздуха при обтекании, а значит, также уменьшающие сопротивление давления.

Снизив энергозатраты, можно сэкономить часть энергии использовать в осуществлении полезного результата движения.

3. *Умение передвигаться с большей скоростью, выполняя при этом меньшую механическую работу* (т. е. экономичность техники, связанная прежде всего с рекуперационными процессами в организме человека).

Следствием закона сохранения энергии, проявляющегося через механизмы рекуперации энергии, является достаточно высокая эффективность двигательных действий человека.

Если бы тело представляло собой отдельные сегменты, которые двигаются так же, как при движении человека, то затраты энергии были бы в 3—5 раз больше, чем в действительности. Вследствие сохранения механической энергии тела метаболические ис-

точники мышц подводят только 20—35 % необходимой энергии в естественных локомоциях.

В настоящее время считается, что сохранение и повторное использование (или рекуперация) механической энергии происходит за счет действия трех механизмов:

- 1) перехода кинетической энергии в потенциальную энергию гравитации и обратно;

- 2) перехода (или передачи) механической энергии от одного звена к другому;

- 3) перехода кинетической энергии движения в потенциальную энергию деформации мышц и сухожилий и обратно.

Во время бега с любой скоростью сохраняется около 80 % полной механической энергии звеньев тела. С ростом скорости передвижения существенно увеличивается доля энергии, сохраненной за счет ее передачи между звеньями тела, и уменьшается ее передача за счет перехода кинетической энергии движения в потенциальную в поле силы тяжести и обратно.

*Первый механизм рекуперации.* Сохранение полной энергии по этому механизму требует строго противофазного изменения кинетической и потенциальной фракций энергии. Такое явление наблюдается не во всех звеньях тела. Например, в беге и ходьбе потенциальная и кинетическая энергии стопы одновременно достигают нулевого значения в опорной фазе. Чем выше над опорой располагается звено, тем больше энергии оно может сохранить. Считается, что первый механизм рекуперации энергии обеспечивает в целом в естественных локомоциях экономию энергии в диапазоне 12—23 %.

*Второй механизм рекуперации.* Механическая энергия может передаваться от звена к звену тела человека двумя путями: за счет воздействия через суставные сочленения посредством контактных сил, совершающих работу по изменению энергии соседнего звена; за счет действия мышц (односуставных, а также двусуставных, передающих энергию через два сустава от звена к звену, непосредственно несоединенным суставным сочленением).

По различным оценкам рекуперирование энергии по механизму ее передачи от звена к звену составляет от 30 до 42 % от полной энергии.

*Третий механизм рекуперации энергии.* Вследствие того что мышцы человека работают только на сокращение, основному движению предшествует движение в противоположном направлении. Происходящее в таких предварительных движениях растяжение мышц приводит к накоплению в них энергии упругой деформации, используемой затем в основном движении. Если быть совсем точным, то растягиванию подвергаются мышечно-сухожильные структуры. Например, в прыжках кенгуру основ-



ная энергия упругой деформации накапливается именно в сухожилиях нижних конечностей (анатомически у кенгуру эти сухожилия очень длинные).

Степень использования энергии упругой деформации зависит от условий выполнения движений, в частности от времени между растягиванием и укорочением мышц. При увеличении паузы между предварительным растягиванием и последующим укорочением за счет релаксации мышц и сухожилий снижается энергетическая экономичность, а значит, и эффект выполнения основного упражнения. Интервал времени, за который должна накопиться и использоваться энергия упругой деформации, определяется постоянной времени релаксации, например для сгибания коленного сустава она равна 1,4 с (R. Margaria et al, 1963).

Если время движения больше времени релаксации, накопленная энергия полностью рассеивается и последующая фаза движения полностью осуществляется за счет метаболической энергии мышечного сокращения.

П. Коми, К. Боско (С. Bosco) (1978) писали, что свойство мышц накапливать энергию упругой деформации коррелирует с процентным соотношением быстрых и медленных мышечных волокон: чем выше процент медленных волокон, тем лучше используется энергия упругой деформации.

По разным данным рекуперация энергии в мышечно-сухожильных структурах составляет от 6 до 37 %. Такой большой разброс объясняется тем, что исследовали различные мышцы и условия опытов не были полностью идентичны, кроме того, испытуемые были различного возраста и уровня физической подготовленности.

*Возрастное развитие выносливости.* Общая выносливость у мальчиков младшего школьного возраста интенсивно развивается. В среднем школьном возрасте отмечается ее замедление, а в старшем — новое возрастание. У девочек с 8 до 13—14 лет общая выносливость увеличивается, а после 14 лет резко снижается.

## 5.2.4. Биомеханика гибкости

Гибкость — это физическое качество, характеризующее степень подвижности в основных суставах (В. Б. Коренберг, 1979). Уже из определения понятно, что основной метод количественной оценки гибкости — измерение углов в суставах или гониометрия. Иногда используют линейную меру. Например, определяют расстояние, на которое переместятся концы пальцев при максимально возможном наклоне вниз, если человек стоит на некотором возвышении.

На проявления гибкости влияет не только подвижность в суставе, но и способность расслабляться мышц, окружающих сустав. Так, если угол в суставе изменяется за счет сгибателя, то посредством реципрокного торможения должен релаксировать (расслабиться) разгибатель.

Считается, что соединительная ткань играет важную роль в ограничении диапазона движения, поэтому упражнения на гибкость должны быть направлены на изменение длины ее структур. Для этого упражнения должны обуславливать пластичные, а не упругие изменения соединительной ткани, тогда необходимые изменения ткани будут более постоянными. Продолжительное пассивное растягивание при низком усилии оптимизирует пластичные изменения.

Ткань наиболее растяжима при более высокой температуре, например, после хорошей разминки или в конце тренировки. Долговременное удлинение будет наибольшим, если растягивать ткань после охлаждения (А. А. Сапега et al, 1981). Установлено, что показатели гибкости при пассивном растяжении больше соответствующих показателей гибкости, появляющейся только за счет активной работы мышц.

Если к покоящейся мышце прикладывают внешнее усилие, то она вначале растягивается легко, а затем даже чтобы осуществить небольшое ее растяжение, понадобятся значительные усилия. При повторных через небольшие интервалы времени растяжениях мышцы ее длина увеличится больше, чем при однократном воздействии.

Эти адаптационные свойства широко используют в практике для выполнения упражнений на гибкость (пружинистые движения, многократные махи и т. п.).

В настоящее время разработаны технические устройства вибромеханической (биомеханической) стимуляции, которые позволяют решать проблему повышения гибкости. Метод вибромеханической стимуляции основан на том, что у мышечно-связочного аппарата человека существуют собственные механические колебания и в этом аппарате возникают резонансные колебания под действием внешних вынуждающих колебаний. Для создания таких колебаний используют вибромеханические стимуляторы с эксцентриковыми механизмами. Вибрирующий элемент приводят в рабочее состояние с помощью электродвигателя постоянного тока. На валу двигателя устанавливают эксцентриковый механизм, включающий в себя устройство для регулирования величины амплитуды колебаний. Частоту колебаний регулируют числом оборотов вала двигателя.

Приведем следующий пример (по А. Д. Скрипко, 2003). Для развития подвижности в тазобедренных суставах легкоатлетов методом

Таблица 5.1. Изменение показателей гибкости у легкоатлетов после курса вибромеханической стимуляции

| Показатель                             | До стимуляции, см | На следующий день после стимуляции, см | Прирост, % | Через 2 недели после стимуляции, см | Прирост, % | Через 6 мес после стимуляции, см | Прирост, % |
|----------------------------------------|-------------------|----------------------------------------|------------|-------------------------------------|------------|----------------------------------|------------|
| Максимальное поднимание ноги вперед:   |                   |                                        |            |                                     |            |                                  |            |
| 1) активная гибкость:                  |                   |                                        |            |                                     |            |                                  |            |
| правой ноги                            | 71,81 ± 14,37     | 85,5 ± 13,64                           | 19,1       | 85,63 ± 14,43                       | 19,3       | 83,88 ± 13,73                    | 16,8       |
| левой ноги                             | 72,12 ± 13,96     | 86,88 ± 13,09                          | 20,5       | 87 ± 14                             | 22,3       | 86 ± 12,68                       | 19,2       |
| 2) пассивная гибкость:                 |                   |                                        |            |                                     |            |                                  |            |
| правой ноги                            | 139,88 ± 17,8     | 161,44 ± 17,18                         | 15,4       | 165 ± 17                            | 18         | 156,69 ± 18,08                   | 12         |
| левой ноги                             | 136,31 ± 24,2     | 159,81 ± 21,14                         | 17,2       | 162,5 ± 20,4                        | 19,2       | 152,5 ± 22,4                     | 11,9       |
| Максимальное отведение ноги в сторону: |                   |                                        |            |                                     |            |                                  |            |
| 1) активная гибкость:                  |                   |                                        |            |                                     |            |                                  |            |
| правой ноги                            | 60 ± 17,16        | 72,69 ± 16,35                          | 21,2       | 74,69 ± 15,35                       | 24,5       | 72,5 ± 14,08                     | 20,8       |
| левой ноги                             | 61,56 ± 18,08     | 74,25 ± 16,12                          | 20,6       | 74,88 ± 15,28                       | 21,6       | 73,75 ± 14,36                    | 19,8       |
| 2) пассивная гибкость:                 |                   |                                        |            |                                     |            |                                  |            |
| правой ноги                            | 117,25 ± 15,31    | 141,13 ± 15,53                         | 20,4       | 143,75 ± 16                         | 22,6       | 137,69 ± 17,39                   | 17,4       |
| левой ноги                             | 119,44 ± 19,6     | 144,94 ± 17,32                         | 21,4       | 146,63 ± 16,34                      | 22,8       | 137,94 ± 16,29                   | 15,5       |
| Наклон туловища вперед                 | 8,38 ± 4,87       | 13,44 ± 4,41                           | 60,4       | 13,62 ± 4,03                        | 62,5       | 11,75 ± 4,04                     | 40,2       |
| Шпагат поперечный                      | 29 ± 5,52         | 24,56 ± 5,73                           | 15,3       | 24,06 ± 5,4                         | 17,0       | 25,4 ± 5,3                       | 12,4       |

Примечание. Различия сдвигов всех изученных показателей относительно исходного уровня достоверны, вероятность менее 0,05.

вибромеханической стимуляции проводился эксперимент, в котором приняло участие 16 спортсменов высокой квалификации в возрасте от 18 до 24 лет. Они специализировались в спринтерском беге, прыжках в длину, высоту, с шестом и десятиборье. В весеннем подготовительном периоде был проведен курс занятий, который включал в себя шесть сеансов стимуляции, которая проводилась на «ножном» вибротренажере (амплитуда колебаний — 4 мм, частота в диапазоне 20 Гц). Спортсмены выполняли следующие три упражнения: стоя лицом к вибротренажеру на опорной ноге, пяточную часть стопы другой ноги помещают на поверхность вибратора, к ней выполняют наклоны с некоторой задержкой в конечной точке, не сгибая ноги в колене; стоя боком к стимулятору на опорной ноге, вторую ногу помещают внутренней частью свода стопы на поверхность вибратора и выполняют наклоны вниз к опорной ноге; то же, что и во втором упражнении, только на поверхность вибратора помещают ногу, предварительно согнутую в колене.

В первом упражнении каждая нога стимулировалась по 4—5 мин, во втором и третьем — по 2 мин. Упражнения выполнялись одно за другим без перерывов. Высота расположения стимулятора менялась в зависимости от степени развития гибкости у спортсмена так, чтобы он мог принять положение, удобное для выполнения упражнения.

В результате проведенного курса стимуляции всем спортсменам удалось значительно улучшить показатели подвижности в тазобедренных суставах. В дальнейшем в тренировочном процессе они исключили из него специальные упражнения, направленные на развитие гибкости.

Контрольные тесты через две недели показали, что показатели гибкости не только не уменьшились, а напротив, еще более возросли (табл. 5.1).

Измерялись показатели гибкости: наклон туловища вперед, стоя на скамейке, расстояние от точки касания пальцев рук до плоскости, на которой расположены ступни ног; шпагат поперечный — расстояние от пола до внутренней поверхности ноги на уровне коленного сустава; максимальное поднимание ноги вперед в сагиттальной плоскости — расстояние от пола до крайней верхней точки поднятой ноги самостоятельно (активно) и с помощью партнера (пассивно), аналогично максимальное отведение ноги в сторону во фронтальной плоскости. Через 6 мес после курса стимуляции они несколько снизились, но находились на более высоком уровне по сравнению с исходным.

В показателях подвижности различных суставов отмечается общая закономерность развития: в возрасте 7—11 лет подвижность во всех суставах интенсивно прирастает, в 12—15 лет она достигает постоянной величины, а с 16—17 уменьшается.

## КОНТРОЛЬНЫЕ ВОПРОСЫ

1. Влияет ли телосложение человека на характер его двигательных действий?
2. Какие морфологические особенности различают в телосложении человека?
3. Расскажите об онтогенезе человека на примере естественных локомоций (ходьбы и бега).
4. В чем выражается и определяется двигательная асимметрия в движениях человека?
5. Что такое двигательные качества?
6. Что такое кривая Хилла и как, основываясь на этой кривой, можно подойти к оценке физических качеств?
7. Как возникает сила в мышцах человека?
8. Каков вклад активных и пассивных компонентов мышц в силу мышц при изменении ее длины?
9. Расскажите о концентрическом и эксцентрическом режимах работы мышц.
10. Каковы возрастные тенденции развития силовых качеств?
11. Что такое трехпачечный паттерн активности?
12. Как проявляются скоростные качества в естественных локомоциях?
13. Расскажите об утомлении и его биомеханических проявлениях.
14. Дайте характеристику механической эффективности движения в видах спорта с преимущественным проявлением выносливости.
15. Какие три механизма лежат в основе рекуперационных процессов в движениях человека?
16. Расскажите о роли вибромеханической стимуляции при развитии гибкости.

## Глава 6

# **БИОМЕХАНИЧЕСКИЕ АСПЕКТЫ ФОРМИРОВАНИЯ И СОВЕРШЕНСТВОВАНИЯ ДВИГАТЕЛЬНЫХ ДЕЙСТВИЙ ЧЕЛОВЕКА**

## **6.1. Нервные механизмы двигательной деятельности (внутренняя система управления)**

### **6.1.1. Уровни управления движениями**

Двигательная активность человека проявляется в широком диапазоне произвольных и непроизвольных движений: от мышечных координаций, требуемых для перемещения всего тела в пространстве, до тонких движений пальцев при музицировании, микрохирургических операциях, сверхточных производственных процессах. Обеспечение всех видов двигательной активности осуществляется посредством движения двух потоков информации.

Один поток берет начало на периферии: в чувствительных элементах (рецепторах), которые находятся в мышцах, суставных сумках, сухожильных органах. Через задние рога спинного мозга эти сигналы поступают вверх по спинному мозгу и далее в разные отделы головного мозга. Совокупные сигналы от перечисленных структур образуют особый вид чувствительности — проприорецепцию. Хотя в сознании человека эта информация не отражается, но благодаря ей мозг и, прежде всего, его двигательная кора в каждый текущий момент времени имеют полное представление о том, в каком состоянии находятся все мышцы и суставы. Эта информация формирует схему, или образ, тела. Без такого интегрального образования человек не мог бы планировать и осуществлять ни одно движение. Схема тела — исходное основание для реализации любой двигательной программы. Ее планирование, построение и исполнение определяется деятельностью двигательной системы.

В двигательной системе второй основной поток информации направлен от двигательной зоны коры больших полушарий — главного центра произвольного управления движениями — к периферии, т.е. к мышцам и другим органам ОДА, которые и осуществляют движение.



Структуры, отвечающие за нервную регуляцию положения тела в пространстве и движений, находятся в разных отделах ЦНС: от спинного мозга до коры больших полушарий. В их расположении прослеживается четкая иерархия, отражающая постепенное совершенствование двигательных функций в процессе эволюции.

**Уровни построения движений.** Иерархические уровни нервной системы эволюционно сложились, закрепились и развились в человеке в разное время. Фактически, как показал Н. А. Бернштейн, в них нашли отражение эволюционные трансформации элементов нервной системы от первобытных рыб до человека. Поэтому уровни нервной системы обладают качественно различающимися свойствами. Построение движений разной сложности осуществляется на основе команд, которые отдаются на иерархически различных уровнях нервной системы. Но процесс построения движений возможен тогда, когда между мозгом и нервной системой существует не только прямая, но и обратная связь, являющаяся основой для сенсорных коррекций движения.

Информационная наполненность обратной связи реализуется на основе рецепторики, зрительного и слухового трактов. Поскольку разные «датчиковые» системы имеют выход на различные уровни нервной системы, то и на основе этого можно говорить о различных уровнях построения движений.

Н. А. Бернштейн выделил пять основных уровней построения движений:

- А — уровень палеокинетических реакций, или уровень тонуса;
- В — уровень синергий, или мышечно-суставных связей;
- С — уровень пространственного поля;
- D — уровень действий (предметных действий, смысловых целей и т. д.);
- Е — группа высших кортикальных уровней символических координаций (письма, речи и т. п.).

Н. А. Бернштейн назвал перечисленные уровни построением движения, но в полной мере их можно назвать уровнями управления движениями в силу их целевого предназначения.

**Уровень А** и выполняемые им движения — доказательство нашего прямого происхождения от рыбы, старейшего из позвоночных. Анатомический субстрат этого уровня составляют: спинной мозг с его клеточными образованиями и, по крайней мере, частью проводящих путей; группа клеточных ядер в стволе головного мозга; область гипоталамуса, ядро Дейтерса, древний мозжечок; центральная часть вегетативного, парасимпатического и симпатического нервного аппарата.

Уровень А был еще уровнем доконечностным и, следовательно, специализировался на мускулатуре туловища и шеи. Таким же

туловищно-шейным он остался и до сих пор. На уровне А существует химический способ передачи возбуждения, в то время как на более высоких уровнях основной способ передачи возбуждения — электрический. Импульсы, испускаемые двигательными центрами уровня А, оказались способными вызывать в скелетной мышце медленные, плавные экономичные, умеренные по силе удлинения и укорочения, какие присущи гладким мышечным клеткам животных и человеческих внутренностей. Физиологи назвали эти сокращения тоническими, а самый образ действий попеременнополосатой мышцы — мышечным тонусом. Последнее — это то, что можно назвать фоновым напряжением. Особенно это важно при управлении включением и отключением мышц-синергистов. Ведь для успешного выполнения сложных действий необходима сложная координация, а для нее первостепенное значение имеет безупречная фоновая работа уровня тонуса и осанки (А).

Афферентации, определяющие собой характер работы уровня А, представляют в основном:

1) древнейшие компоненты проприоцентивной чувствительности, исходящие из концевых аппаратов, воспринимающих величину и направление мышечных напряжений и усилий и из отолитовых аппаратов уха (палеолабиринтов);

2) древнейшие же компоненты тангорецепторики, т. е. те, которые объединяются под термином «протенатическая чувствительность».

Вся перечисленная афферентация сигнализирует о положении и направленности тела в поле тяготения, величинах растяжения (по длине) и напряжения (по силе) скелетных мышц. Именно этот уровень обеспечивает в основном тот коррекционный процесс согласования эффекторной активности каждой мышцы с ее различной длиной в схеме рефлекторного кольца.

**Уровень синергий (В)** был эволюционно выработан у человека для обслуживания разнообразных локомоций. А значит, он прежде всего отвечает за движение конечностей. Правда, в процессе становления человека этот уровень поделил часть своих локомоторных функций с уровнем С. Впрочем, и уровень А также поделил часть своих функций с уровнем В.

Анатомической основой уровня В являются две пары самых крупных в головном мозгу подкорковых ядер: зрительные бугры в качестве афферентационных центров и бледные тела в качестве эффекторных. Они связаны между собой двусторонними проводниковыми связями.

Ведущей афферентацией уровня В является проприорецепторика, но уже содержащая совершенно другие компоненты и имеющая иной стиль, нежели проприорецепторика уровня А. Судя по характерным для уровня В движениям, здесь преобладает новая,



суставно-угловая, геометрическая проприорецепторика скоростей и положений, к которой присоединяется обширный комплекс общей экстероцептивной чувствительности: рецепции давления, глубинного осязания дифференцированные осязательные рецепции прикосновения, укола, трения, болевая, вибрационная и температурная чувствительность с фиксацией локализации.

Если какой-нибудь из сенсорных синтезов, управляющих координацией разных уровней ЦНС у человека, можно с полным правом назвать проприорецептивным, то это именно уровень В. Следовательно, для данного уровня характерна афферентация собственного тела, что необходимо для внутреннего управления движением, когда какой-либо из вышестоящих уровней (С, D, E) берет на себя руководство его функционированием.

За уровнем синергий (В) числятся три важнейших координационных качества, отличающих его от других кинетических систем организма. Первое из них — приспособленность к обширным мышечным синергиям, т. е. способность вести высокослаженные движения всего тела, вовлекающие в согласованную работу многие десятки мышц. Второе качество — способность налаживания развертывания движения во времени, обеспечивающее необходимое чередование движений всех конечностей при локомоциях. Третье качество — наклонность уровня к штампам, чеканной повторяемости движения.

По своей функции уровень В относится к фоновым уровням (так же, как уровень А), а значит, он работает по большей части без привлечения сознания. Уровень В у человека хорошо приспособлен к усвоению жизненного опыта, построению новых координаций и хранению их в сокровищнице двигательной памяти в качестве так называемых автоматизмов. Чем богаче набор двигательных автоматизмов, выработанных человеком в течение его жизни, тем легче ему освоить незнакомые или непривычные движения, с которыми он сталкивается впервые.

Остальные уровни построения движений являются кортикальными.

*Уровень С (пространственного поля)* функционирует с учетом всей информации о внешнем пространстве, получаемой через дистантные рецепторы (включая зрительный и слуховой) и имеет выраженный целевой характер, обращенный во внешний мир. Движения обладают вектором и ясными начальными и конечными координатами.

Уровень С является носителем огромных богатейших наборов самостоятельных движений, а не одних только фонов, как на уровнях А и В. Уровень С обладает двумя очень разнородными и никак не связанными между собой системами двигательных нервных центров в мозгу и двумя не менее разнохарактерными системами чув-

ственной, сенсорной сигнализации. Анатомически уровень С имеет два выхода на эффекторную периферию: пирамидный и экстрапирамидный тракты. Афферентные системы имеют представительство в коре больших полушарий.

Под пространственным полем Н. А. Бернштейн понимал две сущности. Во-первых, точное объективное восприятие внешнего пространства при взаимодействии всех органов чувств, опирающееся вдобавок на весь прежний опыт, сохраняемый памятью. Во-вторых, это своего рода владение этим внешним окружающим пространством в том смысле, что человек может мгновенно включать в работу то сочетание мышц, например руки, в той силе и последовательности, какие нужны для немедленного и безошибочного перемещения руки в заданную точку пространства. Человек отчетливо воспринимает размеры находящихся в пространственном поле вещей и расстояния их между собой, ясно отдает себе отчет о форме окружающих предметов, верно оценивает углы и направления.

Типичные движения уровня пространственного поля — это целевые переместительные движения. Они всегда ведут откуда-то, куда-то и зачем-то. Такие движения переносят тело с места на место, преодолевают внешнюю силу, изменяют положение вещей. Они что-то показывают, берут, переносят, тянут, кладут, перебрасывают. Эти движения всегда имеют начало и конец, замах и удар или бросок. Даже когда движения повторяются, в них всегда заметен ясный целевой финал. Движениям уровня С всегда присуща большая или меньшая степень точности и меткости.

К движениям уровня пространственного поля относятся несколько групп движений:

- локомоции — целостные движения всего тела в пространстве с одного места на другое (прародители всех сухопутных локомоций — ходьба и бег; локомоции с простейшими приспособлениями — лыжи, коньки, прыжки с шестом, ходьба на ходулях; локомоции с перемещением вещей — переноска всевозможными способами тяжестей на себе, с помощью носилок, санок, тачек и т. д.);
- движения всего тела в пространстве, не переносящие человека с одного места на другое (ряд спортивных упражнений, например метания, гимнастических и плясовых движений: упражнения на брусьях, кольцах, перекладине, кувырки, сальто, акробатические упражнения, балет);
- точные, целенаправленные движения рук и других органов в пространстве (движения, которые что-то берут, несут, выхватывают, показывают, сталкивают, бросают и т. д.);
- преодоление сопротивлений (всякого рода силовые упражнения — тяжелоатлетический спорт, силовое троеборье, культуризм, армрестлинг, подтягивание тела, натягивание лука и т. д.);

• баллистические (размашисто-метательные) и ударные движения (на силу удара или броска — толкание ядра, метание диска, молота, гранаты на дальность, удар молотобойца, рывок штанги; на меткость — метание мяча в цель, игра в теннис, городки, бильярд, работа жонглера, трудовые ударные движения).

Основным свойством уровня С является то, что в нем осуществляется быстрый и безошибочный перевод с языка представления о точке пространства на язык мышечной формулы движения к этой точке.

*Уровень действий (D)* почти монополюльно принадлежит человеку — именно в нем строятся главнейшие фоны речевых и графических координаций. Предметные действия не являются врожденными, а формируются и совершенствуются в процессе накопления опыта. Таким образом, уровень D — монополюльно человеческий, корковый уровень, обеспечивающий операции с предметами. Особенностью движений, исполняемых с привлечением этого уровня, является то, что они соотнобразуются с логикой структуры объекта, т. е. являются действиями (одна и та же цель может быть достигнута разными способами). Примерами исполнения действий на этом уровне являются манипуляции жонглера, фехтовальщика, все бытовые движения, работа гравера, хирурга, управление автомобилем.

Отличительной особенностью уровня D является то, что он отвечает не просто за построение движений, а за построение действий, т. е. целых цепочек последовательных движений, решающих в совокупности ту или иную двигательную задачу. Все движения — звенья такой цепочки — связаны между собой смыслом решаемой двигательной задачи. К форме цепных двигательных актов относится речь, которая представляет собой движения языка, губ и голосовых связок.

Анатомически уровень D закреплен за премоторными полями коры головного мозга.

На уровне D по сравнению с уровнем С абстрагирующее преобразование пространства усиливается. Вместо геометрической формы появляется схема, т. е. метрические, размерные соотношения заменяются топологическими качественными соотношениями. По отношению к предмету смысл действий уровня D состоит уже не в его перемещениях, а в гораздо более разнообразных и сложных формах изменения окружающей действительности; в изменении предмета самого по себе и как компонента внешней среды в разных ее преобразованиях (крошение, сварка, шлифовка, стирка, варка пищи, шивание и т. д.). Тем самым человек включает в действия не пространственные (как на уровне С), а смысловые отношения. И, следовательно, движения на уровне предметного действия представляют собой смысловые акты, т. е. это уже

не столько движения, сколько элементарные поступки, определяемые смыслом поставленной задачи.

Афферентационными системами уровня действия являются те функциональные системы, которые осмысливают чувственно предъявляемый предмет и определяют, что именно и в каком цепном порядке можно и нужно делать с этим предметом. На уровне действий пространственные синтезы теснее связаны с афферентацией. Они создают предпосылки для смыслового упорядочивания мира, помогая вычислению из него объектов для активных манипуляций. Так, из афферентаций вырастает (субъективное) пространство, из пространства — предмет, из предмета — обобщенные объектные понятия. Наоборот, временные синтезы стоят ближе к эфферекторике. На уровне предметного действия время претворяется уже в смысловую связь и цепную последовательность активных действий по отношению к субъекту.

Каждое смысловое цепное действие составляется из элементов, которые являются более или менее самостоятельными двигательными актами в одном из ниже лежащих фоновых уровней (А, В, С), а управляет разворачиванием указанных элементов уровень D.

Общие характеристики существенных черт движений и действий уровня D показывают, что еще не все высшие интеллектуальные двигательные акты могут найти себе место в этом уровне. В координатный уровень действий не попадают, например, символические или условные смысловые действия, к которым относятся не технически-исполнительные, а ведущие в смысловом отношении координации речи и письма; двигательные цепи, объединяемые не предметом, а мнестической схемой, отвлеченным заданием или замыслом, например художественное исполнение, музыкальное или хореографическое; предметные действия, для которых предмет является уже не непосредственным объектом, а вспомогательным средством для воспроизведения в нем или с его помощью абстрагированных непредметных соотношений. Существование подобных движений и действий свидетельствует о наличии в арсенале человеческих координаций одного или нескольких уровней, иерархически более высоких, нежели уровень D. Все они условно объединяются в *уровне Е*. Преимущественно это ведущий уровень, создающий мотив для двигательного акта и осуществляющий его основную смысловую коррекцию.

В структуре человека как субъекта деятельности, можно выделить (например, по исследованиям Б. Г. Ананьева) четыре уровня активности:

1) целостной деятельности как исторически сложившейся системы программ, операций и средств производства материальных и духовных ценностей общества;

2) отдельного акта деятельности (действия);



3) макродвижений, из которых строятся действия;

4) микродвижений, из которых строятся макродвижения.

Первые два уровня являются молярными, вторые два — молекулярными. Молярные уровни рассматриваются в системе связей «субъект—личность». Молекулярные уровни развиваются соответственно природным свойствам человека и могут быть поняты в системе его двигательных проявлений. Микродвижения, как указывает Б. Г. Ананьев, не являются самым низким и общим уровнем активности. В основе микродвижений разных типов лежит спонтанная двигательная активность (автоколебания мышечно-двигательных, речедвигательных, сосудодвигательных систем с обратной связью), определяемая энергетическими процессами организма и преобразуемая под влиянием информационных потоков деятельности.

В табл. 6.1 приведена схема взаимопереплетения энергетических и информационных потоков в человеческой двигательной деятельности.

**Действие и движение.** Движения человека являются собственно способом осуществления действия, направленного на разрешение определенной задачи. Поэтому характер или содержание такой задачи определяет движение. Как компоненты действий движения становятся функцией от очень сложных психических процессов (восприятия ситуации, осмысливания действия, предвидения его результатов и т. д.) и зависимой составной частью действия, направленного на предмет и им обусловленного.

Решающее значение при этом имеют два положения.

1. Движение не только эффекторное, а афферентно-эффекторное образование. Оно не является продуктом одних лишь эффекторных двигательных импульсов, а непрерывно управляется аф-

ферентными сенсорными сигналами, которые определяются задачей, так или иначе психологически представленной у человека. Действие является, таким образом, сенсомоторным единством, в котором между сенсорикой и моторикой связь не линейная, а кольцевая. Поэтому не существует такой реально отделимой части этого сенсомоторного единства, которое было бы только моторным образованием, не включающим сенсорных компонентов. При этом действие человека афферентируется не элементарными сенсорными сигналами, а сложным познавательным синтезом.

2. Движение, так называемое произвольное движение человека, осуществляет в конце концов не орган сам по себе, а человек, а результатом является не только функциональное изменение состояния органа, а тот или иной предметный результат: произведенное в результате движения изменение жизненной ситуации, решение той или иной задачи, которое не может не вызвать какого-либо личностного отношения. Поэтому движение, посредством которого у человека обычно осуществляется то или иное действие, связано с личностными установками, осмыслением разрешаемой движением задачи, отношением к ней. Когда меняется личностная установка, меняется и двигательная сфера. И мы в более общем представлении имеем дело с двигательной деятельностью. Поэтому изучение двигательной сферы неизбежно должно быть предметом психофизиологического, а не только физиологического исследования. Это, конечно, не исключает, а предполагает изучение и анатомо-физиологических механизмов движения.

Учение о построении движений, разработанное Н. А. Бернштейном, исходит из того факта, что конечный результат активности мышцы (или мышечной группы) определяется не только ее возбуждением, но и действием других факторов, независимых от нервных импульсов, посылаемых из эффекторных центров. Биомеханически эти факторы, определяющие реально происходящее движение, выступают двояко:

1) в форме внешних сил (например, величина поднимаемого груза, сопротивление передвигаемого предмета и т. п.);

2) в форме реактивных сил (например, сила отдачи при действии мышечной силы, приложенной к одному из звеньев конечности, в других ее звеньях).

Следовательно, для достижения определенного двигательного результата необходимо, чтобы посылаемые в каждый данный момент эффекторные нервные импульсы корректировались в соответствии с изменением этих динамических факторов.

Н. А. Бернштейн убедительно показал, что в силу самого устройства двигательной системы человека, обладающей большим числом степеней свободы, управление ею посредством одних лишь эффекторных импульсов в силу уже чисто механических условий

Таблица 6.1. Соотнесение уровней двигательной активности субъекта по Б. Г. Ананьеву с уровнями построения движений по Н. А. Бернштейну

| Уровень организации нервной системы | Уровни построения движений по Н. А. Бернштейну | Уровни двигательной активности субъекта по Б. Г. Ананьеву |
|-------------------------------------|------------------------------------------------|-----------------------------------------------------------|
| Кортикальный                        | Е                                              | Деятельность                                              |
|                                     | Д                                              | Действия                                                  |
|                                     | С                                              | Макродвижения                                             |
| Субкортикальный                     | В                                              | Микродвижения                                             |
|                                     | А                                              |                                                           |

принципиально невозможно. Осуществление движений в этих условиях требует управления движением.

Корректирование эффекторных импульсов возможно лишь, с одной стороны, вследствие непрерывно поступающей в ходе осуществления движения сенсорной сигнализации, а с другой — благодаря специальным центральным механизмам, имеющим определенную анатомическую локализацию и как бы перешифровывающим эффекторные импульсы на основе сложной переработки сигналов, поступающих с периферии. Эта переработка состоит в том, что сигналы, идущие от разных точек тела и сенсорных органов (зрение, осязание, суставно-мышечное ощущение и др.), объединяются, синтезируются в единой системе пространственных координат и обобщаются в зависимости от двигательной задачи и прошлого опыта. Эти сенсорные синтезы (координации) и делают движения предметными, адаптированными к объективной предметности мира.

В своих исследованиях Н. А. Бернштейн исходит из того положения, что всякое координированное движение является ответом на возникшую задачу, характеризующуюся определенным смысловым содержанием. Именно содержание двигательной задачи, а не сами по себе внешние свойства движения определяют как основную ведущую систему, управляющую сенсорной координацией (афферентационная система), так тем самым и соответствующую эффекторную систему. Существенные отличия функций одних афферентационных и эффекторных центральных аппаратов от других состоят прежде всего в том, что они реализуют двигательные задачи, имеющие разное содержание. С изменением задачи, разрешаемой движением, и в связи с этим — его мотивации, составляющей внутреннее психологическое содержание двигательной задачи, изменяются также неврологические механизмы движения, в частности характер афферентации, управляющей движением. Соответственно различным по своему содержанию типам двигательных задач выделяются и разные неврологические «уровни построения движения», отличающиеся друг от друга по их ведущей афферентации, что указывалось ранее.

Поскольку изменение задачи, которая ставится перед движением, влечет за собой изменение его механизмов и возможностей, включение движения, которым надлежит овладеть, в разные задачи (обучения в одном случае движению, в другом — действию, внешне совпадающему с тем же движением, и т. д.) может стать мощным методом обучения или, по крайней мере, его общим принципом.

**Уровни управления.** Двигательные действия у человека строятся по схеме: мотивация — мышление — программирование — исполнение. Первые три компонента обеспечиваются всеми пе-

речисленными уровнями построения движений, а четвертый — это сокращение мышц под действием соответствующих команд, передаваемых нервной системой.

Из-за сложности детального описания взаимодействий между разными уровнями построения движений и полного описания организации мышечно-скелетной системы схему управления движениями упрощают. В настоящее время модель управления двигательными действиями имеет три уровня.

Первый уровень задает цель и запускает движение. Это осуществляется на внешних кортикальных уровнях, прежде всего лимбической системой. Она может инициировать поведенческие реакции через сенсомоторную систему, которая преобразовывает мотивацию в мысль и инициирует супрасегментарные взаимодействия, завершающиеся командой на выполнение движения. Первый уровень управления преимущественно обеспечивается действием уровней Е и D в схеме Н. А. Бернштейна.

Второй уровень межсуставного взаимодействия автоматически распределяет задания для отдельных суставов. На этом уровне осуществляется программирование движений, т. е. преобразование мысли в надлежащие усилия и схему мышечной деятельности, необходимой для желаемого движения. Невральный выходной сигнал, который создается в процессе программирования, известен в качестве центральной команды и передается как в нижние нервные центры (ствол мозга и спинной мозг), так и назад в супрасегментарные центры, участвующие в разработке моторной программы. В схеме Н. А. Бернштейна данному уровню управления соответствует функционирование преимущественно уровня D и уровней С и В в части, касающейся синергетического возбуждения многих мышечных групп.

Третий уровень управления осуществляет движение, определяя усилия мышц конкретного сустава. В схеме Н. А. Бернштейна данному уровню управления соответствуют функционирование уровней А и В начала и окончания сокращения отдельных мышц в общей структуре активности ансамбля мышц, определяющих то или иное двигательное действие.

### 6.1.2. Двигательные (моторные) программы

Изменение обстановки выполнения движений, инструкции тренера, собственное представление спортсмена о рациональности его двигательных действий ставят человека перед необходимостью адекватно модифицировать управление собственным моторным выходом. Последовательностью необходимых двигательных действий управляют двигательные (или моторные) программы.



Под *двигательной программой* в настоящее время понимают стереотипную последовательность команд, поступающих из мозга в мышцы для обеспечения конкретного двигательного поведения. Двигательная программа является результатом взаимодействия между программирующими действиями супрасегментарных центров, спинномозговых сетей и афферентной обратной связи. Программирование заключается в преобразовании мысли в схему мышечной деятельности, необходимой для желаемого движения.

Проявление действия моторных программ можно представить как соотношение пространственных и временных паттернов активности мотонейронов. В таком случае каждый мотонейрон, участвующий в движении, должен рассматриваться как выходной элемент, активность которого определяется центральной программой. Это положение не надо понимать буквально, поскольку установленная многоуровневость системы управления движениями (см. подразд. 5.1.2) свидетельствует о распределении функций между различными уровнями, а значит, речь может идти только о функциональном влиянии общей программы на активность отдельно мотонейрона.

Решение задачи управления собственными движениями человека может быть достигнуто двумя способами: переходом от реализации одной двигательной программы к другой или внесением коррекций в уже используемую программу. Разделение упомянутых способов имеет принципиальный характер, оно связано с сущностью представлений о двигательной программе и ее роли в регуляции движений.

Естественно думать, что выработанные моторные программы накапливаются в памяти и составляют основу так называемого двигательного опыта. Е. Пултон (1981), обобщая результаты многолетних исследований моторных навыков, пришел к выводу о наличии в долговременной памяти человека специального «*моторного регистра*», в котором содержатся программы воспроизведения каждого выученного навыка, приобретенного в течение жизни. К аргументам Е. Пултона можно добавить хорошо известный факт: через много лет человек может использовать полученные в детстве двигательные навыки катания на коньках, плавания или езды на велосипеде и многих других моторных программ, несмотря на изменившиеся с возрастом характеристики звеньев двигательного аппарата и неизбежно следующие искажения двигательного действия. Е. Пултон считает, что для поиска нужной программы в моторном регистре долговременной памяти необходимо запомнить какой-либо сенсорный признак, но не в форме сенсорного образа движений, а в виде некоего описания ситуации, при которой данная моторная программа эффективно использовалась.

Ю. Т. Шапков (1988) выдвигал сходное представление о наличии в памяти человека постоянно пополняемой «*картотеки двигательных программ*», к которой обращаются при каждом возникновении моторной задачи. Эта идея базировалась на анализе темпа, ритма и вариативности циклических сложнокоординированных движений спортсменов-гребцов разной квалификации. Экспериментально было доказано, что спортсмены высшей квалификации для выполнения одного и того же двигательного действия обладают не одной, а несколькими программами. Высокая вариативность параметров движений, обнаруженная у чемпионов Олимпийских игр и Европы, оказалась следствием переключений этих программ по ходу прохождения гребной дистанции. Таким образом, по мнению Ю. Т. Шапкина, обширность «картотеки двигательных программ» определяется не только числом освоенных двигательных навыков, но и наличием (или отсутствием) разных вариантов программ выполнения одних и тех же движений. В последующие годы эта гипотеза была дополнена принципом «защиты» программного управления от сигналов проприоцептивной обратной связи как одним из способов обеспечения точности выполнения выученного движения.

Также существует гипотеза, что ЦНС использует ограниченное число *базисных двигательных программ*, но приспособливает их путем различных сенсорных коррекций к широкому кругу условий двигательной деятельности (А. Г. Фельдман, 1979). Важно подчеркнуть, что речь здесь идет именно об адаптации базисных программ к тем или иным требованиям: временным, пространственным, силовым. Адаптированная программа не запечатлевается в качестве самостоятельной единицы в памяти, долговременно сохраняется лишь базисная программа и, очевидно, аппарат операций ее модификации.

Различия в описанных выше гипотезах нечетки, так как отсутствуют общепринятые критерии, согласно которым изменения в двигательном поведении могли бы быть квалифицированы либо как переход к реализации другой программы, либо как коррекционная адаптация программы к внешним условиям. Естественно ожидать, что в обоих случаях изменение в движениях не наступает мгновенно, а занимает некоторый интервал времени. Именно здесь намечается конструктивный подход: для рассматриваемых случаев переходный режим, по-видимому, должен быть разным по длительности. Так, известно, что внесение в программу коррекции по одному какому-либо параметру ограничено интервалом в 300 — 500 мс. В то же время переход на другую программу требует протекания ряда процессов: выбора новой программы, извлечения ее из памяти, опробования и установления соответствия задаче, дальнейшего перебора программ в случае неудачного выбо-

ра и т. д. Резонно предполагать, что все это требует большего времени, чем относительно простая одиночная коррекционная подстройка.

### 6.1.3. Роль программирования в формировании действия

Как указано Н. Д. Гордеевой (1995), при управлении движениями существует так называемая *латентная стадия*, за которой функционально закреплены процессы формирования, планирования и программирования двигательного действия. Выявлены зависимости времени протекания латентной стадии (латентного времени) от таких факторов, как количество альтернатив, вероятность появления сигнала, связь между стимулом и ответной реакцией, количество возможных вариантов ответных реакций, способы кодирования сигналов, виды ответных реакций и др.

Латентная стадия действия складывается из времени приема и переработки информации, времени программирования моторной задачи, времени организации моторного ответа. Исследуя структурную неоднородность латентной стадии действия, А. Уэлфорд (1992) выделил три этапа в подготовке и реализации действия. На первом этапе анализируются, хранятся и интегрируются данные, получаемые из разных точек пространства, из ситуации извлекается информация, отвечающая цели действия. На втором этапе сложившийся мгновенный образ ситуации трансформируется в моторные программы, которые реализуются в действия на третьем этапе. По-видимому, время, затрачиваемое на обработку информации на первом этапе, определяется количеством уровней переработки информации, необходимых для организации движения на втором этапе, где в свою очередь могут использоваться разные способы преобразования информации в иерархически построенный образ моторных программ. Выделенные этапы, по мнению А. Уэлфорда, дискретны, на каждом из них обрабатывается ограниченный объем информации, которая последовательно проходит от первого к третьему этапам. Иначе говоря, между этапами существуют как бы «ворота», которые закрыты для любой вновь поступающей информации до тех пор, пока перерабатывается предыдущая информация. Когда интервал между стимулами меньше определенной величины, сигналы выстраиваются в очередь, так как в центральных процессах информация о двух разных сигналах не может обрабатываться одновременно.

Величина латентного времени, ответственного за построение программы будущего движения, зависит от количества поступающей информации и нагрузки на центральные механизмы по ее

переработке. Один из способов сокращения латентного времени — *антиципация* (предвидение) поступающего сигнала и подготовительная работа по идентификации его с соответствующим ответом. Можно ускоренно реагировать на поступающие сигналы, корректировать движения и исправлять ошибки. Антиципация позволяет подготовить двигательные ответы до поступления сигнала таким образом, что они осуществляются в заданное время и в заданном месте при минимальном времени, необходимом для организации ответа. Е. Пултон (1992), исследуя роль антиципации в организации и исполнении двигательных реакций, разделил ее на перцептивную и моторную. Моторная антиципация используется при заранее известных характеристиках движения и позволяет предсказать их пространственное положение к определенному моменту времени. Для этого используют знания о положении и его возможном изменении, полученные с помощью зрительного, слухового и других каналов.

В повседневной практике моторная антиципация часто регулирует двигательные акты, например схватывание рукой движущегося предмета, подстановку ракетки под летящий мяч или шарик «пинг-понга» и многие другие.

Для организации точностных движений помимо предвидения поведения объектов необходимо предвосхищать результаты собственных движений. В этом случае для моторной антиципации используют проприоцептивные (основанные на мышечно-сухожильных рецепторах) каналы обратной связи от движения, а для перцептивной (основанной на восприятии) — соотнесение результатов, предшествующих реализации с моторными программами. На основании перцептивной антиципации выбирают моторные программы, а на основании моторной осуществляют корректировочные движения.

Н. А. Бернштейн (1966) доказал, что в процессах управления движениями встречаются ситуации, при которых решающую роль играет перцептивная антиципация, особенно в случаях, когда коррекции становятся невозможными. Он писал, что есть целый класс двигательных актов (так называемые баллистические движения), осуществление которых только и возможно посредством подобной антиципации: метание с попаданием в цель, перепрыгивание через ров или высотное препятствие. Таким образом, выбор моторной программы, инициирующей движение, связан с прогнозированием результатов этого движения.

В латентной стадии действия определяются наиболее существенные характеристики будущего движения. Косвенно о процессах, происходящих в латентной стадии действия, мы можем судить по характеристикам собственно моторной (фазической) части действия. Исследователи двигательного поведения выделяют в

моторной части действия по меньшей мере две фазы. Первая фаза осуществляется по отработанной в латентной стадии программе, не корректируется по ходу своего выполнения ни зрительной, ни даже проприоцептивной обратной связью, выполняется примерно за 250—300 мс и управляется по открытому контуру регулирования. Вторая фаза, обеспечивающая точностную подгонку движения к цели, осуществляется с учетом информации, поступающей по каналам обратной связи, и направлена на исправление ошибок, вызванных как изменениями во внешней среде, так и ошибками, допущенными во время реализации первой фазы движения.

Если человек совершает движения, длительность которых больше, чем время осуществления обратной связи, появляется потенциальная возможность использования афферентной информации для текущего управления ими. Обобщая имеющиеся по этой проблеме данные, Р. Шмидт (1990) выделил три основных подхода.

Первый основывается на том, что после инициации двигательных команд их копия отправляется в центр хранения. По мере выполнения движения проприоцептивные сигналы сравниваются с командами, «записанными» в эфферентной копии, и расхождение между ними классифицируется как ошибка. Однако коды эфферентной копии и информация об обратной связи записаны на разных «языках» и для приведения их к общему виду требуется время, что подвергает сомнению одно из достоинств эфферентной копии — ее быстрое действие.

Второй подход связан с тем, что копии моторных команд, посылаемых к мышцам, отправляются также в отделы ЦНС, где эти команды контролируются и проверяются на адекватность их двигательной задаче. Это объясняет быстрые коррекции ошибочных реакций. Благодаря такой проверке, человек способен выявить ошибку в моторной программе до того, как началось движение, поскольку в соответствии с этой схемой нет необходимости ждать начала движения для осуществления коррекций.

Третий подход основывается на том, что команды, посылаемые к мышцам, сопровождаются информацией, которая подготавливает систему к последующему моторному акту.

Возможны и другие способы объяснения малого времени организации коррекционных движений, которые можно пояснить с помощью трехкомпонентной модели выполнения и подготовки действия А. Уэлфорда.

Н.А. Бернштейн писал, что благодаря большому количеству степеней свободы, внешним и реактивным силам, никакая точно дозируемая известная заранее информация не сможет полностью обеспечить точное выполнение действия. Для этого необходимы сенсорные коррекции, которые изменяют текущее движение в не-

больших пределах, не меняя кардинально моторную программу, построенную в латентной стадии действия.

Подводя итог, следует отметить многоплановость проблемы управления движениями. Основным является вопрос о возможном типе управления и регуляции двигательных актов. Программный тип (открытый контур) управления бесспорно признается объяснительным принципом для баллистических движений, осуществляемых за 200—250 мс. Более медленные движения регулируются преимущественно афферентационным (закрытый контур) путем, благодаря сенсорным коррекциям и контролю за выполняемыми движениями.

#### 6.1.4. Роль обратных связей в управлении движениями

Способность любой системы, а особенно живой, к саморегуляции, обеспечивающей адаптивное целесообразное управление, определяется действием обратных связей. *Обратная связь* означает влияние выходного сигнала системы на ее рабочие параметры. Различают два вида обратной связи: отрицательную и положительную.

*Отрицательная обратная связь* уменьшает влияние входного воздействия на величину выходного сигнала. Например, бегуны, совершенствующие свою технику, должны уменьшать размах колебаний по вертикали своего ОЦМ в цикле бегового шага. Если на теле бегуна в точке, приближенной к ОЦМ, закрепить датчик перемещений и вывести его сигнал на какой-либо зрительный индикатор, то спортсмен, наблюдая реальные перемещения своего ОЦМ, должен таким образом строить технику своих двигательных действий, чтобы сделать их меньше.

*Положительная обратная связь* увеличивает влияние входного воздействия на величину выходного сигнала. В.Л. Уткин (1989) предложил схему распределения энергопродукции и энерготрат при выполнении двигательных действий человеком (рис. 6.1). Присущие человеку процессы рекуперации энергии выполняют в данном случае функцию увеличения поступающей на вход энергии, которая в дополнении к метаболическим энергозатратам увеличивает валовую энергию, нужную для выполнения конкретного двигательного действия.

Принципиально важным свойством обратных связей является то, что благодаря им процессы управления в живом организме активно приспосабливаются к изменяющимся условиям двигательной деятельности. По образному выражению Н. Винера, обратные



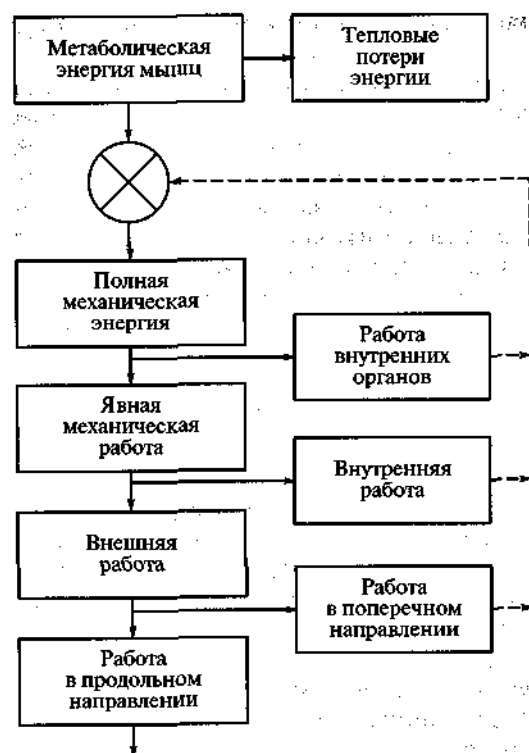


Рис. 6.1. Этапы преобразования энергии при двигательной деятельности человека:

→ расходуемая энергия;  
 --- поток рекуперированной энергии; X — суммирование потоков энергии

связи в живом организме обеспечивают его способность регулировать будущее поведение прошлым выполнением приказов.

Как отмечает Н. Д. Гордеева (1995), в организме человека обратная связь осуществляется посредством нервной системы. Чувствительные нервные окончания передают информацию, возникающую в результате многообразия стимулов. Важную роль в контроле движения играют три типа афферентных явлений: экстерорецепция, проприорецепция и последовательность действий. Информацию передают два класса чувствительных нервных окончаний — *экстерорецепторы* и *проприорецепторы*. Первые выявляют внешние воздействия (это, например, рецепторы зрительной и слуховой систем, кожи, реагирующие на температуру, прикосновение и боль). Воспринимаемая ими информация позволяет человеку ознакомиться с состоянием внешней среды, с расположением относительно этой среды. Проприорецепторы воспринимают раздражители, образуемые самой нервной системой, такие как механические переменные, связанные с активацией мышцы, которые участвуют в мгновенном контроле движения. К ним относятся мышечные веретена, сухожильные органы и суставные ре-

цепторы. Информация, которую обеспечивают экстерорецепторы и проприорецепторы, позволяет человеку быстро реагировать на воздействие и определять положение звеньев тела. Способность чувствительных нервных окончаний быстро реагировать на возмущения основана на существовании быстрой связи между афферентным сигналом (обратная афферентация) и двигательной реакцией (эфферентный «ответ»): это рефлексы, которые являются стереотипной двигательной реакцией организма на сенсорный стимул. Простейшая нервная схема, лежащая в основе рефлекса, включает чувствительное нервное окончание, его афферентную иннервацию и группу двигательных единиц, которые принимают импульс эфферента. Эта схема, однако, может быть усложнена нервными элементами, контролирующими отдельную мышцу, включающими группу синергистов, и определяющими взаимодействие между парой «сгибатели — разгибатели».

*Рефлексы* представляют собой механизмы, способные защитить систему от непредвиденных нарушений. При возмущении системы, например, вследствие непредвиденного растяжения мышцы, они обеспечивают быструю реакцию, направленную на противодействие возмущению. В этом смысле рефлексы рассматриваются как регуляторы, поскольку компенсируют нарушения и поддерживают нужное состояние. Нервные схемы, обеспечивающие компенсацию расстройств при нарушении связи между входным и выходным импульсом, выполняют функцию отрицательной обратной связи, при которой двигательная реакция направлена на преодоление воздействия, первоначально активировавшего нервное окончание.

*Обратная афферентация* — достаточно емкое понятие, охватывающее различные виды обратных связей от сенсорных систем: зрительной, проприоцептивной, слуховой, тактильной. Вклад той или иной сенсорной системы при совершении движений различного вида неодинаков. Например, вклад тактильной афферентации наиболее значим при совершении осязательных движений и почти отсутствует при бросковых; вклад зрительной афферентации возрастает при совершении точностных прицельных движений, при ее отсутствии повышается роль кинестетической афферентации и т. д. Вклад обратной афферентации значим в процессе совершения всего двигательного действия.

Обнаружение механизма, способного передавать текущую информацию и тем самым корректировать очередной импульс, идущий к периферии, послужило основанием для замены представлений о рефлекторной дуге (И. П. Павлов) представлениями о рефлекторном кольце (Н. А. Бернштейн). Внешнее раздражение, о котором сообщается в высший нервный центр, преобразуется в двигательный импульс, распространяющийся на нижележащие

двигательные центры и далее на мышечные аппараты. А. А. Ухтомский ввел термин «доминанта» и сформулировал принцип афферентной регуляции, по которому рефлекс А вызывает определенное мышечное возбуждение, создающее чувствующие стимулы для центров. Поэтому вступает в работу новая рефлекторная дуга, одновременно с этим возбуждая свою мускулатуру. Мускулатура опять дает для центров сенсорные стимулы и т. д.

В общих чертах использование обратных связей в управлении движениями предусматривает: восприятие и передачу информации от текущего ответа на некоторый анализирующий орган; обнаружение ошибки в срочном ответе за счет сравнения текущей информации с представлением требуемого движения; выполнение соответствующих коррекционных движений на основе обнаруженных ошибок.

Обратная связь представляет собой основу функционирования коррекционного механизма и является необходимым условием исполнения двигательного действия. В современных представлениях об управлении движениями обязательно присутствует специальный компонент, ответственный за оценку и коррекцию совершаемого движения. В основе формирования коррекционного механизма лежит многократное подкрепление (например, в спорте это метод повторного упражнения). Прочность следа зависит от числа повторений. Основная функция коррекционного механизма состоит в сличении прогнозируемого и реально достигнутого результата, несовпадение которых приводит к разворачиванию ориентировочной деятельности, а совпадение вызывает завершение действия и корректирование. Ошибка, найденная в результате сравнения, может быть исправлена либо в процессе движения (текущая коррекция), либо может служить основанием для корректировки программы следующих движений. Наиболее важная форма активности связана с участием коррекционного механизма в перестройке образа, программы (плана) действия, т. е. в построении образа и программы новых действий. Перечисленные функции осуществляются с помощью различных видов обратных связей, важнейшими из которых являются:

- *внешняя обратная связь*, получаемая от динамики управляемого объекта через экстерорецепторы;

- *внутренняя (упреждающая) обратная связь*, дающая возможность исправить ошибку до моторного ответа. Она требует значительного времени и не может служить основанием для объяснения быстрых коррекционных ответов, поэтому было выдвинуто предположение, что существует центральный (т. е. внутренний) механизм обнаружения возможных ошибок, функционирующий до начала движения;

- *обратная связь от движения*, т. е. информация, получаемая как прямое следствие сокращения мышц.

Различные виды обратных связей не являются взаимоисключающими. Их элементы могут присутствовать на всех стадиях обучения и при выполнении освоенных действий. При исследовании различных способов регулирования учитывается также сенсорная природа обратной связи (зрительная, тактильная или проприоцептивная), тип движения (дискретное или непрерывное выполнение, предсказуемое место появления предмета или случайное и т. д.), фаза движения (начальный или конечный участок, т. е. фаза разгона или торможения).

Компенсирующие движения, параметры которых задаются на основании прошлого моторного опыта, имеют баллистический характер. В баллистической теории регуляции движений сформулировано представление о роли сенсорных систем в регуляции движений. Движения не могут непрерывно регулироваться с помощью зрения или проприорецепции, поэтому зрение, например, играет роль модификатора и организатора баллистических движений.

Ф. Черников и Ф. Тайлор (1991), исследуя кинестетическую обратную связь, вычислили, что ее длительность колеблется от 109 до 120 мс, а Дж. Хиггинс и Р. Анжел (1993) обнаружили, что верхний предел находится на уровне 170 мс. Д. Падью (1980) определил, что время проприоцептивной реакции находится в диапазоне 123—155 мс. Минимальное время восприятия и действия на основе визуальной информации, по данным С. Кила и М. Познера (1992), составляет от 190 до 260 мс. В исследовании Р. Шмидта и Д. Рассела (1989) показано, что быстрые движения, осуществляемые за 160 мс, совершаются практически без участия обратной связи, в то время как движения, совершаемые за 650 мс, оказываются в сильной степени зависимыми от нее. Р. Шмидт (1990) выделил различные типы обратных связей, используемые для исправления двух видов ошибок. Первый вид ошибок обусловливается непредвиденными изменениями в окружающей среде (например, сдвиг цели в следящих движениях). Источником для их обнаружения является экстероцептивная обратная связь, поступающая по зрительным, слуховым и другим каналам, время исправления составляет 200—250 мс. Второй вид ошибок возникает из-за того, что правильно выбранная моторная программа при ее реализации привела к ошибкам. В этом случае обратная связь, используемая для исправления ошибок, может иметь наряду с экстероцептивными источниками и проприоцептивные. Эти ошибки могут быть исправлены за 100 мс, поскольку они корректируются в пределах старой моторной программы, что обеспечивает незначительные модификации ответа.

Таким образом, любой вид обратной связи обеспечивает функционирование коррекционного механизма и достижение точности исполнения человеком двигательных действий.

### 6.1.5. Стратегии движения

**Способы планирования движений.** Один из первых вопросов, возникающих при изучении многосуставных движений, — в какой системе координат и в каких переменных планируется движение. Нервной системе приходится иметь дело с реальным трехмерным («рабочим») пространством, в котором двигаются звенья тела, пространством суставных углов (фазовое многомерное пространство, в котором число измерений равно числу степеней свободы системы); возможно, с многомерным мышечным пространством.

Из субъективного опыта известно, что на уровне сознания при планировании движения мы оперируем обычно именно кинематическими показателями и притом в координатах внешнего пространства. Например, когда мы хотим взять предмет, то планируем именно движение кисти руки в рабочем пространстве, а не думаем о том, как нам согнуть тот или иной сустав или сократить те или иные мышцы и до какой длины. Для экспериментального изучения этой проблемы была предложена следующая идея: изучить траектории движения в рабочем и фазовом пространствах при разных двигательных задачах. Можно предположить, что движение планируется в тех координатах, в которых траектории окажутся проще и будут устойчивее при изменении двигательных задач.

Эта идея была использована в ряде работ. В них изучались плоские «указывающие движения», которыми человек должен был перевести палец или указку из заданной начальной (стартовой) точки в конечную (финальную) точку. При этом обычно варьировались положения стартовых и финальных точек, а иногда и другие параметры движений. В экспериментах, где движение осуществлялось за счет двух суставов, конец руки («рабочая точка») двигался в основном по прямой линии, а суставные углы менялись сложным образом. Эти результаты говорят в пользу идеи о том, что движение планируется в координатах внешнего пространства. При исследовании плоских движений с участием трех суставов (с избыточным числом степеней свободы) траектория рабочей точки может быть криволинейной. При интерпретации полученных результатов используют следующую гипотезу. Принимается, что каждому положению сустава соответствует некоторая «цена», которая является, таким образом, функцией суставного угла. При этом «функция цены» имеет минимум при некотором среднем сустав-

ном угле и нарастает по мере приближения к его предельным значениям (максимальной флексии или экстензии). Суммарная цена каждой позы по этой гипотезе равна сумме «функций цены» всех трех суставных углов. Таким образом, для каждого положения рабочей точки в рабочем пространстве можно найти определенную позу с минимальной «функцией цены», которая субъективно воспринимается как «удобная». Считается, что эта гипотеза решает проблему избыточности числа степеней свободы, так как каждому положению рабочей точки соответствует только одна «удобная поза», а следовательно, и единственный набор суставных углов. Поэтому основная идея состоит в том, что человек, выполняя движения, использует некоторую компромиссную стратегию: с одной стороны, он старается, чтобы рабочая точка во внешнем пространстве двигалась по прямой линии, с другой — старается не платить за эту прямизну чрезмерно высокую цену, по возможности не уходит в область неудобных поз. Иными словами, старается держаться в определенной области фазового суставного пространства. Оригинальность такой точки зрения состоит в том, что вместо обычно рассматриваемой в литературе альтернативы «движение планируется в рабочем пространстве» или «движение планируется в суставном пространстве» предполагается, что нервная система делает и то, и другое.

**Фрагментация движений.** В серии работ, посвященных изучению формы траектории рабочей точки (W. Abend, I. A. Adams, 1985; P. Morasso, P. Viviani, F. A. Mussa-Ivaldi, 1987), рассказывается, что при задании двигать руку по кривой линии, был обнаружен интересный факт. Криволинейное движение часто состоит из нескольких сегментов разной кривизны, «сшитых» друг с другом, т. е. испытываемые как бы пытаются аппроксимировать заданную кривую сегментами малой кривизны или даже отрезками прямых. Начальная часть графика скорости при таких движениях идентична соответствующему графику для прямолинейных движений, но затем его форма меняется: появляются изгибы и впадины. Как правило, минимумы скорости соответствуют точкам наибольшей кривизны траектории движения, а ее пики — примерно серединам соответствующих сегментов траектории. Такая сегментация движений наблюдается в разных областях рабочего пространства. Снижение скорости по ходу движения авторы связывают с местами наибольшей кривизны траектории. С этой идеей согласуется тот факт, что длительность движений по криволинейным путям больше, чем по прямым отрезкам той же длины.

Выдвигается несколько гипотез для возможного объяснения фрагментации траекторий. Одна из них состоит в том, что человек умеет двигать руку по прямой и во время движения несколько



раз изменяет направление этой прямой, аппроксимируя заданную криволинейную траекторию.

Существует зависимость между скоростью движения и кривизной траектории («Закон  $2/3$ »):

$$v = r^{2/3},$$

где  $v$  — тангенциальная скорость рабочей точки;  $r$  — радиус кривизны траектории.

Т. Флеш и Н. Хоган (1990) разработали модель построения движения по криволинейным траекториям на основе принципа максимальной гладкости. Они рассчитали форму криволинейной траектории, которая дает решение задачи, и показали, что экспериментальные кривые для плоских двусуставных движений совпадают с теоретическими. Кроме того, модель предсказывает, что криволинейная траектория должна состоять из двух участков с разной кривизной, соединенных областью, где кривизна траектории максимальна, а скорость движения минимальна. Отсюда следует важный вывод: наличие провала на графике скорости вовсе не означает, что движение состоит из двух отдельных сегментов: ведь расчет траектории из принципа максимальной гладкости ведется сразу для всего движения и никак не предусматривает его сегментацию. Не исключено, что человек, планируя движение по криволинейной траектории, намечает на ней несколько промежуточных точек, а затем использует принцип оптимизации; тогда планирование и выполнение движения совершаются как целостный акт, хотя в эксперименте обнаруживается несколько минимумов скорости. Второй важный вывод работы Т. Флеша и Н. Хогана заключается в том, что связь скорости движения и кривизны траектории вытекает из чисто кинематических принципов и может говорить в пользу того, что движение планируется на кинематическом уровне. В настоящее время доказано, что «Закон  $2/3$ » может быть получен как следствие «принципа максимальной гладкости».

**Гипотезы и модели построения простейшего движения.** Рассмотрим основные модели двигательного управления для односуставных движений. Сегодня большинство исследователей отвергают модели управления суставом, предполагающие вычисление и хранение в памяти координат (суставных углов, длин мышц) в каждый момент времени. Альтернативные модели управления в явном виде учитывают физическую и нейрофизиологическую структуру двигательного аппарата (мышцы со всеми их нервными связями), а также нагрузку, с которой взаимодействует центральная программа при управлении движением. При таком подходе нет необходимости включать все детали движения в программу, что резко упрощает ее структуру и уменьшает необходимые громозд-

кие вычисления. Основы такого понимания природы двигательной программы были заложены в работах Н. А. Бернштейна (1947, 1961, 1966).

**Гипотеза импульсного программирования.** В рамках гипотезы двигательная программа задает импульсы мотонейронной активности в соответствующих мышцах, т. е. время их активации и дезактивации и величины активностей. Величина мышечной силы сложным образом связана с величиной активации. Длительность импульсов силы и их временной ход определяются длительностью мышечной активности и ее распределением во времени. В конечном итоге программа содержит в качестве задаваемых параметров силу и время. Итак, согласно данной гипотезе величины и моменты возникновения всплеск ЭМГ-активностей оказываются в точном соответствии с задачей движения благодаря высокоуниверсальной программе. Данные о том, что ЭМГ зависит от кинематических и динамических переменных, а также о том, что трехпачечный паттерн ЭМГ можно модифицировать неожиданными для испытуемого изменениями периферических входов до или во время движения, объясняют на основе понятия «высокоуниверсальная центральная двигательная программа». Изменения периферических входов можно задать за счет изменения параметров внешней среды (см. подразд. 7.2).

**Гипотеза равновесной точки.** Физиологически конкретизировал концепцию Н. А. Бернштейна А. Г. Фельдман (1979). В его гипотезе равновесной точки (РТ-гипотезе) центральные влияния задают не конкретную длину мышцы, а лишь порог ее тонического stretch-рефлекса и, следовательно, определенную зависимость силы мышцы от длины. Тем самым мозг определяет равновесное положение, к которому система «мышца — нагрузка» вынуждена двигаться.

В рамках РТ-гипотезы управление движением в суставе осуществляется на основе управления инвариантными мышечными характеристиками сустава. Общая мышечная характеристика сустава является алгебраической суммой характеристик мышц-антагонистов, каждая из которых в свою очередь представляет собой зависимость момента силы мышцы от длины для данной величины порога тонического stretch-рефлекса, задаваемой центральными влияниями. Таким образом, мышца со всеми ее обратными связями ведет себя подобно нелинейной пружине с регулируемой нулевой длиной. Соответствующие ЭМГ активность и мышечные силы возникают как рассогласования между текущим положением двигательной системы и ее равновесным положением. В основе произвольного управления движением конечности лежат независимые центрально задаваемые изменения рефлекторных мышечных порогов, которые вызывают соответствующие сдвиги инвариантных мышечных характеристик.

**Построение многосуставных движений.** При анализе многосуставных движений возникают дополнительные проблемы: 1) неоднозначность выбора траектории движения конечности из-за избыточного числа степеней свободы; 2) неоднозначность выбора паттерна мышечной активности для развития необходимых моментов сил в суставах из-за избыточного числа мышц по отношению к числу степеней свободы. В литературе описаны несколько моделей управления многосуставным движением, использующие идеи описанных выше гипотез.

Так, Н. Хоган (1992) перенес теорию сдвига равновесной точки на многосуставные системы. Эти представления получили название «гипотеза равновесной траектории». Предполагается, что нервная система может сдвигать с некоторой скоростью равновесную точку многосуставной системы («внутренний образ» рабочей точки) по некоторой траектории. При этом возникают силы, тем большие, чем больше расстояние до положения равновесия. Эти силы и сдвигают конечность к новому положению равновесия. Но пока конечность движется к этому положению, равновесная точка успевает уйти в новое положение и т.д. Таким образом, на вопрос о том, как нервная система решает сложные уравнения динамики и вычисляет разные компоненты моментов сил, эта гипотеза дает следующий ответ: нервная система вообще не решает уравнений динамики и не вычисляет никаких сил и моментов, необходимых для движения.

Выдвинута также другая идея управления конечностью (F.A. Mussa-Ivaldi et al., 1995). Состоит она в том, что при движении многосуставных систем задачи кинематики и динамики решаются не последовательно (сначала кинематика, потом динамика), а одновременно. Исследователи рассуждают так. Сдвинем конец многозвенной упругой системы, тогда она сама собой перейдет в новую конфигурацию, которая соответствует состоянию с минимумом потенциальной энергии. Таким образом, каждому сдвигу рабочей точки соответствуют определенные изменения суставных углов и упругих сил, которые возникают в каждом суставе. Поэтому использование принципа минимума потенциальной энергии позволяет определять суставные углы и находить суставные моменты, соответствующие необходимому переходу из одной конфигурации конечности в другую. Эта модель, однако, не получила еще критической оценки и экспериментальных доказательств.

М. Б. Беркенблит и др. (1997) предложили модель управления целенаправленными движениями многозвенной конечности, основанную на следующих принципах. Управляющие сигналы формируются индивидуально для каждого сустава с учетом того, насколько он может приблизить конечность к цели, но без учета

командных сигналов, поступающих в это время к другим суставам. В данном отношении суставы действуют самостоятельно в зависимости от результата, достигнутого всем коллективом. Кинематика, траектория движения, а также силы, необходимые для его осуществления, непосредственно не программируются системой управления, которая изменяет лишь параметры, определяющие равновесное положение для каждого сустава конечности, а движение возникает как следствие изменения этого равновесного положения.

Несмотря на большое число разработанных стратегий управления движением звеньев тела, окончательного ответа на вопрос о том, как планируется и реализуется движение, пока нет.

## **6.2. Математическое моделирование движений**

### **6.2.1. Основные подходы к моделированию**

Уже много лет проводят биомеханический анализ спортивных упражнений. На его основе делают выводы об эффективности тех или иных вариантов техники выполнения упражнений и разрабатывают рекомендации по их формированию и совершенствованию. И в этом плане биомеханические методы в методологической цепочке взаимосвязи теории и практики применяются ограниченно: первоначально спортсмены осваивают какое-либо движение, а лишь потом оно подвергается биомеханическому анализу, что свидетельствует о неполном использовании возможностей биомеханики как науки. Необходимо развивать принципиально новый подход в области теории и практики построения движений: в дополнение к уже известным формам движения необходимо разрабатывать технику упражнений с заранее планируемыми качествами и требуемыми свойствами. В этом случае кроме констатирующей функции научное биомеханическое исследование будет выполнять и функцию прогноза техники выполнения упражнений в ряде видов спорта, что даст при реализации результатов преимущество в конкурентной спортивной борьбе.

Функцию прогноза и расчета параметров нового по своим свойствам упражнения выполняет математическое моделирование. Исследование моделей или аналоговых конструкций стало в настоящее время общей методологией науки. Моделирование, по сути, упрощает объект, сохраняя при этом его важнейшие с точки зрения исследователя свойства.

В классической биомеханике и биомеханике спорта в этой связи применяют самые различные модели: материальную точку (с помощью которой исследуют, например, движение ОЦМ); систему материальных точек; твердое тело; систему твердых тел; шарнирно соединенный многосвязный механический агрегат; модели с распределенной массой; модели мышц; математические модели биомеханических процессов и т. п. (V. Karas, 1974; M. R. Ramey, A. T. Yang, 1981; S. Onishco, D. A. Winter, 1980; N. Fujii, 1989; H. Hatze, 1989; G. van Ingen Schenau, 1994; Z. C. Zhao, 1988; A. A. Вайн, 1990; Г. И. Попов, 1994; В. И. Загrevский, 1994; Б. И. Прилуцкий, 1994; А. В. Зинковский, В. А. Шолуха, 1998; Б. В. Ермолаев, 1999; В. Н. Селуянов, 2003). Выбор той или иной модели зависит от поставленной задачи, а ее адекватность — во многом от квалификации исследователя, его интуиции и способности отличить главное от второстепенного. Одной из главных проблем, стоящих перед исследователем, занимающимся моделированием, является построение модели, которая, с одной стороны, достаточно полно отражала бы процессы в реальной системе и в этом смысле обладала определенной сложностью, а с другой — была бы достаточно проста, чтобы ее можно было исследовать и получить результаты в реально обозримом времени.

В любых теоретических исследованиях в биомеханике неизбежно встает проблема представления тела человека или отдель-

ных его систем в виде какой-либо схемы или модели. Причем в такой модели должна соблюдаться адекватность: а) антропоморфная; б) локомоторная; в) целенаправленная по организации структуры двигательных действий человека. Антропоморфное соответствие достигается обычно при рассмотрении тела человека в виде многосвязной механической системы, в которой характеристики звеньев модели выбираются в зависимости от заданных условий. Так, звенья модели считаются абсолютно твердыми, их геометрические и масс-инерционные характеристики совпадают с соответствующими параметрами сегментов тела человека, они соединены идеальными шаровыми шарнирами. Пример подобной модели приведен на рис. 6.2.

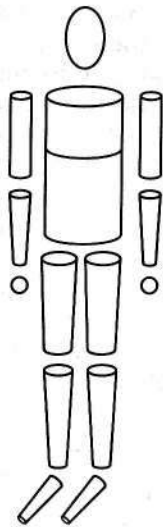


Рис. 6.2. Модель человеческого тела Ханавана

Для моделирования конкретных движений выбор исходных предположений и степень детализации тела человека определяются задачами исследования, точностью информации, используемой при расчетах, и, главное, степенью влияния биологических факторов на выбранный аспект механического описания движения. В настоящее время различают моделирование систем с сосредоточенными параметрами, которых сейчас большинство, и с распределенными параметрами.

Проводились попытки моделирования тела человека с распределенной массой, т. е. когда масса звена человека не считается сосредоточенной в центре масс этого звена, а распределена по нему. Такая модель физически более точна, но трудна для вычисления, что усложняет получение аналитического решения. Кроме того, на настоящий момент нет абсолютно надежного статистического материала по плотности распределения массы вдоль различных звеньев тела человека.

Способ обеспечения локомоторной адекватности математической модели определяется классом решаемых задач. В рамках обратной задачи механики локомоторная адекватность вводится по определению, поскольку кинематические характеристики движения звеньев тела человека являются исходными данными для математических расчетов. В этом случае степень локомоторного соответствия реальному телу и модели определяется точностью получения кинематических данных.

В рамках прямой задачи механики существует принципиальная возможность моделирования с помощью многосвязной модели. Локомоторная адекватность естественному движению достигается, если разработать механику работы мышц, основанную на механизме преобразования биохимической энергии в механическую с учетом биологических механизмов возбудимости и сократимости. В настоящее время развиваются различные подходы к моделированию механизмов мышечной работы.

В модельном описании возможны три пути реализации целенаправленной, «волевой» деятельности.

Первый путь — это класс *полуобратных задач* с задаваемыми входными параметрами по силе, скорости, перемещениям, по крайней мере, для части звеньев антропоморфной системы. Таков метод искусственных синергий или, например, подход, который был развит при моделировании импульсного управления ходьбой антропоморфного механизма. Движение здесь не задается, а лишь предполагается конфигурация механизма в начале и конце шага. Были рассмотрены возможности импульсного управления систем общего вида, изучены «баллистические» траектории движения системы в промежутке между управлениями, обсуждены функционалы для оценки энергии, затрачиваемой на управление,



вопросы оптимизации (с энергетической точки зрения) такого способа формирования движения.

Второй путь (внутренний) — это *моделирование эволюционно закрепленного механизма управления ЦНС*. В этом случае выполнение движения есть реализация программы управления, выработанной ЦНС и переданной мышцам посредством команд через некоторые внутренние передающие системы. Моделирование именно такого механизма управления необходимо в классе прямых задач.

Третий путь (внешний) — *программирование движений звеньев тела с помощью удерживающих связей*, приложенных к звеньям модели извне и меняющих свое воздействие определенным (в зависимости от вида движения) образом (Г. В. Коренев, 1974). Цель движения выражается в виде системы уравнений, связывающих обобщенные координаты управляемого объекта (на кинематическом уровне), и рядом ограничений, отражающих биологическую природу управляемого объекта (например, угол в локтевом суставе при любых движениях не должен быть больше  $180^\circ$ ). Применение к исследованию движений человека методов механики управляемого тела означает абстрагирование от управления на уровне ЦНС, а двигательная задача формализуется путем задания уравнений, которые определяют управляющую связь, т. е. являются представлением программы.

### 6.2.2. Прямая и обратная задачи механики при моделировании движений человека

Наибольший интерес среди моделей тела человека представляют многозвенные, которые точнее отражают движения человека. Однако следует помнить, что реальное строение человека намного сложнее, чем в такой антропоморфной модели. Хотя математическое моделирование удобнее проводить на уровне управляющих моментов, движение осуществляется за счет усилий мышц, а не моментов в суставах. Это принципиальное отличие, поскольку у человека во много раз больше, чем степеней свободы тела. Введение в модель мышц делает систему уравнений движения неполной (число уравнений меньше числа неизвестных сил мышц), что значительно усложняет решение задачи. С другой стороны, движение модели, осуществляемое за счет действия управляющих моментов в суставах, может быть реализовано бесчисленным множеством вариантов мышечных усилий. Мышечные усилия, проявляемые человеком в естественных движениях, представляют интерес для многих научных дисциплин: физиологии и биомеханики, медицины, робототехники, теории управления и др. Инте-

рес этот определяется во многом практикой (спортивная тренировка, профилактика и лечение заболеваний двигательного аппарата, создание антропоморфных механизмов, протезов и т. д.).

**Моделирование скелетно-мышечной системы человека.** Опорно-двигательный аппарат человека как механическая система очень сложен по строению. Он состоит из большого числа малодеформируемых тел (костей), разнообразно соединенных между собой (с помощью суставов); деформируемых тканей с сильно нелинейными механическими свойствами (хрящи, связки); генераторов силы (мышцы с сухожилиями).

**Скелет и суставы.** Обычно при глобальном моделировании скелета человека наиболее крупные кости, число которых составляет 15—17 шт., рассматривают как недеформируемое тело. При более детальном моделировании отдельных частей тела (позвоночника, стопы, кисти) число звеньев может быть увеличено. Суставы моделируются в виде идеальных кинематических пар. В основном относительное движение звеньев в суставах считается вращательным, однако может быть и вращательно-поступательным (как, например, в коленном суставе). Представление скелета в виде системы твердых тел позволяет применить для описания его движения аппарат классической механики. Уравнения движения скелета человека обычно выводятся с использованием методов Лагранжа, Эйлера — Ньютона или Гамильтона. Динамика рассматриваемой системы может быть записана, например, в виде

$$J\ddot{x}(t) = f\dot{\varepsilon}(x(t), \dot{x}(t)) + Q(t), \quad (6.1)$$

где  $J$  —  $m$ -мерный вектор моментов инерции звеньев;  $x(t)$ ,  $\dot{x}(t)$ ,  $\ddot{x}(t)$  —  $m$ -мерные векторы угловых координат, скоростей и ускорений в суставах системы;  $Q(t)$  —  $m$ -мерный вектор управляющих моментов, действующих относительно каждой степени свободы.

Функция  $f(x(t), \dot{x}(t))$  содержит в себе масс-инерционные и геометрические свойства системы. На основе уравнения движения (6.1) можно сформулировать и решить две традиционные задачи механики: обратную и прямую. В такой постановке обе задачи имеют однозначное решение.

Если рассчитывать усилия мышц, вызывающих движение скелета, то вектор моментов сил в суставах системы  $Q(t)$  можно записать в виде

$$Q(t) = D(x(t))F(t) + P(x(t)), \quad (6.2)$$

где  $D(x(t))$  — матрица  $m \times n$  преобразования сил мышц в управляющий момент в суставе;  $F(t)$  —  $n$ -мерный вектор всех мышечных сил;  $P(x(t))$  —  $m$ -мерный вектор моментов пассивного сопротивления в суставах.

Элементы матрицы  $D(x(t))$  представляют собой плечи тяги мышц относительно осей вращения суставов и могут быть найдены по известному расположению мышц относительно костей. Величины моментов пассивного сопротивления в суставах (элементы вектора  $P(x(t))$ ) определяются экспериментально и отражают действие связок, хрящей, костных ограничителей движения. Перепишем формулу (6.1) с учетом выражения (6.2):

$$g(t) = D(x(t))F(t), \quad (6.3)$$

где  $g(t) = x''(t) - \dot{f}(x(t), x'(t)) - P(x(t))$ .

Мы получили систему  $m$  уравнений (по числу степеней свободы) с  $n$  неизвестными силами мышц ( $F(t)$ ), причем  $n > m$ . Поэтому по известному движению и некоторым морфометрическим свойствам скелетно-мышечной системы — функции  $g(t)$  и  $D(x(t))$  — нельзя получить однозначное решение (вектор  $F(t)$ ) традиционными методами. Можно, однако, попытаться дополнить систему (6.3), введя новые независимые уравнения. С этой целью рассмотрим модели мышечной системы.

**Мышечная система.** При отборе моделей механического поведения мышц исходят из двух основных посылок.

1. Модель должна описывать механическое поведение мышц при естественном движении человека.

2. Параметры модели могут быть в принципе определены на живом человеке.

Исходя из этого, мы не рассматриваем молекулярные модели мышечного сокращения, которые хорошо описывают частные случаи поведения изолированных мышц, но пока не пригодны для анализа сокращения целостной мышцы в естественном движении человека. Кроме того, большое число параметров подобных моделей не могут быть определены на мышцах живого человека.

Расположение мышц в организме. Обычно в моделях скелетно-мышечной системы мышцы представляют в виде прямых (иногда ломаных) линий, соединяющих места прикрепления мышц. Хотя такое представление не всегда является адекватным, оно значительно упрощает процесс построения и исследования модели. Координаты мест крепления мышц к костям можно оценить по рентгеновским снимкам или с помощью измерений на скелете и пересчете этих данных с учетом масштабных эффектов на конкретного человека. К настоящему времени подобные геометрические модели разработаны для многих частей тела и даже всего тела в целом. Пользуясь геометрической моделью скелетно-мышечной системы, легко вычислить при ее произвольной конфигурации такие ее морфометрические характеристики, как направление и плечи мышечной тяги (элементы матрицы  $D(x)$ , длины мышц).

**Геометрическое строение мышц.** При моделировании внутреннего строения мышцы делаются обычно следующие предположения:

1) волокна, образующие мышцу, идентичны, т. е. имеют одинаковую длину (число последовательно расположенных саркомеров), поперечное сечение (число параллельно расположенных миофиламентов), угол наклона к продольной оси мышцы и т. п.;

2) существует однозначная связь между характеристиками движения внутренних структур (отдельных волокон, сухожилий) и мышцы в целом (как линии, соединяющей точки ее прикрепления к костям);

3) параметры внутреннего строения мышц можно измерить.

Параметры строения мышц в анатомическом (выпрямленном) положении тела — длина сухожилия и мышцы, площадь поперечного сечения мышцы и сухожилия, угол перистости ( $\alpha$ ) и другие — можно оценить в результате обобщения многочисленных анатомических исследований, выполненных на мышцах человека. Это позволяет по известному движению целой мышцы определить движение ее внутренних структур.

Например, текущая длина волокна ( $l^F$ ) перистой мышцы может быть вычислена по расстоянию между точками крепления мышцы и силе ее тяги:

$$l^F = l_{\text{ан}}^F \frac{\sin \alpha_{\text{ан}}}{\sin \alpha},$$

где  $l_{\text{ан}}^F$  — анатомическая длина волокна;  $\alpha_{\text{ан}}$  — анатомический угол перистости;  $\alpha$  — текущий угол перистости, который определяется достаточно сложным выражением, зависящим от анатомической и текущей длин мышцы, анатомической длины и площади поперечного сечения сухожилия.

В заключение приведем известное выражение для максимальной изометрической силы в направлении продольной оси мышцы

$$F_{\text{max}} = H_y A \cos \alpha,$$

где  $H_y$  — удельное напряжение мышцы,  $\sim 40$  Н/см<sup>2</sup>;  $A$  — площадь физиологического поперечника мышцы.

**Формулировка прямой и обратной задач скелетно-мышечной динамики.** Определение кинематических характеристик движения человека. Выше сформулированы прямая и обратная задачи динамики скелета, движущегося под действием сил мышц. Рассмотрим выражение, аналогичное формуле (6.3):

$$M^C(t) = D(x(t))F(t), \quad (6.4)$$

где  $M^C(t)$  —  $m$ -мерный вектор управляющих моментов в суставах,  $M^C(t) = g(t)$  (см. формулу (6.3)).

**Прямая задача скелетно-мышечной динамики.** По известным силам мышц  $F(t)$  и начальным условиям (углам и угловым скоростям в начальный и/или конечный моменты времени) находят движение скелета (углы в суставах как функции времени). Поскольку матрица  $D(x(t))$  известна, то, вычислив  $M^C(t)$  по формуле (6.4), получим традиционную прямую задачу динамики системы, движущейся под действием управляющих моментов. Таким образом, прямая задача имеет однозначное решение, которое можно легко получить.

**Обратная задача скелетно-мышечной динамики.** По известному движению (углам в суставах как функциям времени) или, что эквивалентно, по управляющим моментам в суставах находят усилия мышц. При этом матрица  $D(x(t))$  считается известной. Поскольку в формуле (6.4) число уравнений ( $m$ ) меньше числа неизвестных сил ( $n$ ), получается так называемая статически неопределимая задача, для которой алгебраическими методами нельзя получить однозначное решение. Далее будут описаны подходы к решению данной задачи. Перед этим кратко следует сказать о том, как определяют управляющие моменты в суставах по заданному движению человека.

Методика вычисления управляющих моментов достаточно хорошо разработана биомеханиками. Для вычисления необходимо знать: координаты основных суставов тела в процессе движения; главный вектор сил реакции опоры и координаты его точки приложения; МИХ сегментов тела. Эти данные можно получить в ходе эксперимента.

Задачу по нахождению мышечных сил по известному движению (управляющим моментам) часто называют «распределительной». Можно выделить три основные группы методов ее решения. Первая основана на привлечении данных об электрической активности мышц при движении, полученных при ЭМГ. Во второй группе статически неопределимая система уравнений (6.4) сводится к определенной за счет снижения числа неизвестных или увеличения числа уравнений. Наконец, в третьей группе методов неизвестные усилия мышц определяют, минимизируя некоторую целевую функцию при ограничениях на движение и искомые силы мышц.

**Метод, основанный на регистрации ЭМГ.** Хорошо известно, что сила и ЭМГ мышц человека в изометрических условиях связаны зависимостью, близкой к линейной. Этот факт используют для определения мышечных сил по ЭМГ.

В простейшем случае сила  $i$ -й мышцы определяется выражением

$$F_i(t) = \frac{\text{ЭМГ}_{\text{и}}(t)}{\text{ЭМГ}_{\text{и/макс}}} F_{i\text{макс}}, \quad (6.5)$$

где  $\text{ЭМГ}_{\text{и}}(t)$  — текущая интегрированная ЭМГ  $i$ -й мышцы;  $\text{ЭМГ}_{\text{и/макс}}$  — ЭМГ, зарегистрированная при максимальном изометрическом усилии;  $F_{i\text{макс}}$  — максимальная сила  $i$ -й мышцы, полученная как произведение удельной мышечной силы на площадь физиологического поперечника (см. формулу 6.4).

Формула (6.5) справедлива для изометрических условий проявления мышечной силы. Если длина мышцы в процессе движения меняется, то задается нелинейная связь между силой и ЭМГ.

При более детальном анализе связи между силой тяги мышцы и ее электрической активностью необходимо учитывать временное опережение ЭМГ (электромеханическая задержка) по отношению к движению звена и даже внутреннюю структуру мышцы и функциональные свойства ее элементов.

Метод, основанный на регистрации ЭМГ, имеет свои ограничения. Поверхностная ЭМГ может дать информацию о силе только части мышц, а при использовании игольчатых электродов нельзя судить об активности целой мышцы.

**Методы снижения избыточности моделей скелетно-мышечной системы.** Статически неопределимая система уравнений (6.4) может быть сведена к системе, которую можно определить двумя путями: 1) снижением числа неизвестных (сил мышц) до числа уравнений (степеней свободы); 2) увеличением числа уравнений до числа неизвестных. После этого обратная задача скелетно-мышечной динамики будет иметь однозначное решение.

**Снижение числа неизвестных.** Усилия мышц при движении человека определяют данным способом уже давно. Суть этого метода, названного «метод редукций», заключается в следующем. Избыточность скелетно-мышечной системы преодолевается за счет объединения мышц с одинаковыми функциями (агонистов) в одну мышечную группу. Это приводит к тому, что число мышечных групп становится равным числу степеней свободы, после чего уже можно однозначно определить усилия каждой мышечной группы по известному движению (управляющим моментам в суставах).

Данным методом были определены усилия мышц в разных движениях: ходьбе, беге, глубоких приседаниях, приземлениях после прыгивания с небольшой высоты, подъеме и спуске по лестнице, вставании со стула, подъеме или удержании груза, прыжках в длину и высоту с разбега, педалировании на велоэргометре, щипковом движении пальцев рук, письме и др. К достоинствам метода редукции можно отнести простоту вычислений. Но он имеет следующие недостатки:

- при использовании метода предполагается, что активность мышц-антагонистов отсутствует. При многих движениях человека, в частности, в большинстве локомоций, это предположение не



выполняется. Поэтому определенные данным методом усилия мышц дают лишь нижнюю оценку реальных усилий;

- не удастся разделить вклад каждой мышцы в общее усилие.

Изложенный ранее способ снижения числа неизвестных не является единственно возможным. Можно выбрать иной путь. Неполная система уравнений (6.4) решается однозначно за счет систематического приравнивания к нулю избыточных неизвестных сил, число которых равно разности между числом неизвестных и числом уравнений ( $n - m$ ). Приравнивают к нулю избыточные неизвестные и решают ставшую уже полной систему (6.4) до тех пор, пока не будут исчерпаны все возможные комбинации ( $n - m$ ) неизвестных. Из множества полученных решений отбирают допустимые, т.е. те, которые удовлетворяют ряду ограничений (все мышечные и контактные силы в суставах не должны быть отрицательными, превышать наперед заданных верхних пределов и т.д.). В результате может оказаться, что задача имеет несколько допустимых решений. Тогда из них можно выбрать одно, удовлетворяющее некоторому критерию (например, минимуму суммарной мышечной силы), либо использовать «среднее» решение, указав возможные отклонения от него.

Увеличение числа уравнений. Статически неопределимую систему (6.4) можно в принципе решить, используя традиционные методы механики деформируемого твердого тела. В этом случае эту систему следует дополнить соотношениями, характеризующими механические свойства скелета и мышц.

Приведем следующий пример. При моделировании позвоночника каждый из 17 межпозвоночных дисков рассматривали как линейно-упругую балку, а связки, соединяющие позвонки, — как линейно-упругие пружины. Каждый межпозвоночный диск характеризовали шестью параметрами жесткости. Действие мышц моделировали векторами, приложенными в соответствующих местах позвонков. В результате получили полную систему уравнений, позволяющую решать три основных класса задач: 1) по известным перемещениям, вызванным внутренними деформациями межпозвоночных дисков, и внешним силам находить силы всех мышц и связок, действующих на позвонки; 2) заданным внешним и внутренним силам находить перемещения; 3) части заданных сил и перемещений находить оставшиеся неизвестными силы и перемещения.

Данный подход к решению прямой и обратной задач скелетно-мышечной динамики не получил широкого распространения. Главная причина этого в том, что нельзя получить параметры механических свойств костных, хрящевых и мягких тканей прижизненно у конкретного человека. Возникают проблемы и с определением внутренних перемещений. Поэтому чаще статически нео-

пределимую систему уравнений (6.4) дополняют соотношениями, описывающими закономерности функционирования мышц в организме.

Рассмотрим еще один пример. Для семизвенной модели разработали и программно реализовали алгоритм решения (Л. Н. Петрова, Г. И. Попов, неопубликованные данные) прямой задачи динамики (нахождение кинематики движения по заданным суставным силам и моментам) с ограничениями типа неравенств на обобщенные координаты — углы наклона звеньев. Эти ограничения необходимы для предотвращения переразгибания в суставах в моделируемом движении, их число равно удвоенному числу суставов. Каждое ограничение связывает между собой координаты соседних звеньев таким образом, чтобы угол в суставе не превышал (не был меньше) максимально (минимально) возможного. Данный алгоритм применили к «модифицированным» суставным моментам, т.е. к моментам, полученным в результате обработки реального зафиксированного на киноплентку движения (частота съемки — 100 кадров в 1 с, движение — бег на 10 000 м) и видоизмененным определенным образом. Сконструированные движения оценивались по средней скорости ОЦМ спортсмена.

В экспериментально полученные суставные моменты вносили следующие изменения: а) силовые добавки в коленном суставе; б) смещение во времени экстремумов суставных моментов в коленном и тазобедренном суставах. На рис. 6.3, а, б приведены примеры этих двух вариантов изменения суставных моментов. Для тех изменений, которые привели к увеличению скорости бега, рассмотрена комбинация вариантов а и б (рис. 6.3, в).

Силовые добавки вносились в момент в коленном суставе опорной ноги таким образом, что максимальное значение этого момента увеличивалось на 5, 10, 15, 20 и 25 %. Отрицательные значения момента оставлялись без изменения. На рис. 6.4 показана динамика изменения средней скорости ОЦМ спортсмена с увеличением амплитуды момента в коленном суставе. Максимальный прирост скорости наблюдался при увеличении максимального значения момента в коленном суставе на 10 % (0,31 м/с). При увеличении его на 15 % прирост скорости составил всего 0,05 м/с, при увеличении на 20 % прирост скорости оказался отрицательным, т.е. средняя скорость уменьшилась (на 0,04 м/с). При дальнейшем увеличении максимального значения суставного момента (на 25 %) скорость еще резко уменьшилась (на 0,34 м/с по сравнению с исходным значением). Чтобы найти причины такого падения скорости, анализировали другие кинематические характеристики и обнаружили, что увеличение момента на 20 % ведет к полному разгибанию опорной ноги в коленном суставе, которое остается и при увеличении суставного момента на 25 %. Можно предположить,

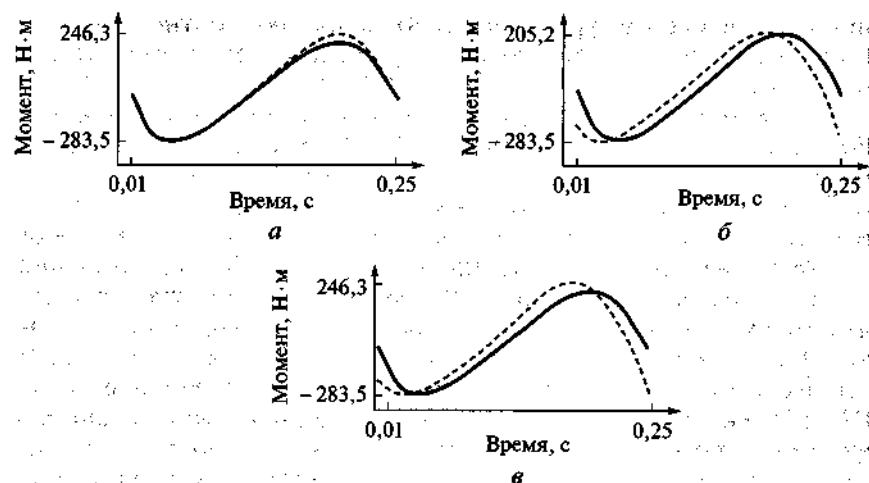


Рис. 6.3. Два варианта моделирования суставных моментов в коленном суставе опорной ноги в рамках прямой задачи механики и комбинированный вариант:

а — изменение амплитуды суставного момента; б — сдвиг по времени в сторону более раннего развития суставного момента; в — комбинированный вариант; — эксперимент; ---- моделирование

что при этом нарушается координация движений других звеньев тела (с учетом неизменности моментов в других суставах), что и ведет к снижению эффективности техники бега. В реальности такое полное разгибание ноги означает травмоопасную ситуацию.

Смещали во времени экстремумы моментов в суставах так, чтобы они достигались раньше на 5, 10, 15 и 20 мс (синхронно для коленного и тазобедренного суставов). На рис. 6.5 показана динамика изменения прироста средней скорости ОЦМ спортсмена при смещении во времени экстремумов суставных моментов. Смещение во времени на 5 и 10 мс дает прибавку средней скорости дви-

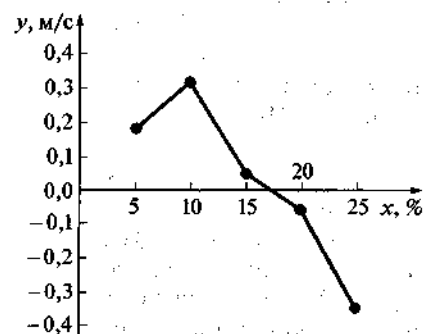
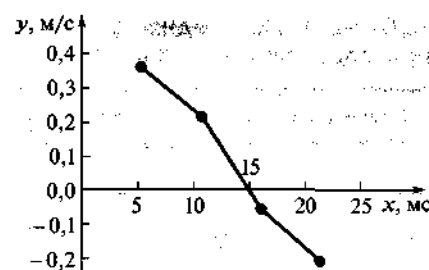


Рис. 6.4. Изменение прироста средней скорости движения ОЦМ спортсмена с увеличением амплитуды момента в коленном суставе: по оси  $x$  — силовые добавки к амплитуде момента в коленном суставе опорной ноги, % от максимального значения исходного (экспериментально определенного) момента; по оси  $y$  — прирост средней скорости движения ОЦМ бегуна, м/с

Рис. 6.5. Изменение прироста средней скорости движения ОЦМ при смещении по времени максимумов суставных моментов:

по оси  $x$  — смещение по времени максимумов в коленном и тазобедренном суставах, мс; по оси  $y$  — прирост средней скорости движения ОЦМ бегуна, м/с



жения ОЦМ на 0,36 и 0,21 м/с соответственно, а смещение на 15 и 20 мс — уменьшение скорости на 0,05 и 0,20 м/с соответственно, что можно объяснить тем, что экстремум в коленном суставе слишком близко подходит к экстремуму в голеностопном суставе и даже несколько опережает его при сдвиге на 20 мс, что, видимо, является нецелесообразным.

Таким образом, к увеличению скорости бега привело увеличение экстремума момента в коленном суставе на 5, 10 и 15 % и смещение во времени экстремумов в коленном и тазобедренном суставах на 5 и 10 мс. Для этих модификаций рассмотрели различные комбинации двух вариантов изменения суставных моментов (при этом не рассматривали только увеличение момента в коленном суставе на 15 % как бесперспективное, так как увеличение скорости бега при этом невелико, а почти полное разгибание ноги в коленном суставе создает травмоопасную ситуацию). Результаты расчетов с такими «комбинированными» изменениями моментов приведены в табл. 6.2.

Все четыре комбинации дали положительные результаты, т.е. положительный прирост средней скорости движения ОЦМ спортсмена. В каждом случае увеличение скорости бега превысило увеличение скорости при изменении только одного из компонентов. Заметим, что компоненты такой комбинации по отдельности также дают наибольший прирост в своей группе, а суммарный прирост будет меньше их суммы.

В этом смысле наиболее эффективной оказалась комбинация увеличения момента в коленном суставе на 5 % с временными сдвигами на 5 мс (прирост скорости 0,55 м/с) и на 10 мс (прирост скорости 0,41 м/с): увеличение скорости при использовании комбинации превысило сумму приростов при использовании компонентов по отдельности.

**Практическое приложение моделирования.** При моделировании в рамках обратной задачи механики по кинематическим параметрам двигательных действий определяют управляющие моменты сил в суставах многозвенной системы тела человека. Это уже дает определенную информацию о силовых характеристиках

Таблица 6.2. Средняя скорость движения ОЦМ спортсмена при модификации суставных моментов, м/с

| Смещение во времени экстремумов моментов в коленном и тазобедренном суставах, мс | Силовые добавки к моменту в коленном суставе, % от значения исходного момента |      |
|----------------------------------------------------------------------------------|-------------------------------------------------------------------------------|------|
|                                                                                  | 5                                                                             | 10   |
| 5                                                                                | 0,55                                                                          | 0,59 |
| 10                                                                               | 0,41                                                                          | 0,40 |

работы мышц, о том, насколько рационально или нерационально координационно построено движение.

По распределению управляющих моментов можно судить об эффективности процесса силовой и скоростно-силовой подготовки спортсмена и ее реализации в рамках координационной структуры выполняемого упражнения. Знание о том, какие силы развивают различные мышечные группы в конкретном спортивном упражнении, позволяет планировать степень развития скоростно-силового потенциала этих групп, необходимую для выполнения упражнения с планируемой результативностью. При этом исключается необходимость постоянно наращивать силовой потенциал мышц, никак не контролируя его по верхней границе.

Модельные оценки дают эту верхнюю границу практически для любого планируемого результата, а значит, позволяют в тренировочных макроциклах более определенно программировать объемы и интенсивность силовой и скоростно-силовой работы. В этом случае учитывают то обстоятельство, что мышцы в системе мышц никогда не работает по своему максимуму, но всегда по оптимуму, определяемому двигательной задачей, решаемой кинематической цепью, в которой функционирует мышца.

Отсюда никогда нет необходимости в «накачивании» отдельных мышц до максимально возможного силового потенциала, поскольку такая мышца поневоле будет брать на себя ненужную роль ведущего элемента координации, изменяя тем самым координационные соотношения всей кинематической цепи.

При моделировании в рамках прямой задачи механики по задаваемому распределению управляющих моментов в суставах многозвенной антропоморфной модели получают результирующую кинематику движения моделируемой системы. Самым сложным моментом в решении прямой задачи является задание первоначального распределения управляющих моментов. Подходы в этом случае могут быть следующие:

- пропорциональное изменение амплитудных значений управляющих моментов во всех суставных сочленениях модели;

- изменение амплитудных значений моментов в отдельных суставах модели;
- изменение формы кривых «момент — время» во всех или отдельных суставах модели;
- изменение во временной области положений максимумов моментов в различных суставах модели.

Указанные операции можно проводить при модельном задании исходных динамических параметров как по отдельности, так и в различных сочетаниях.

В рамках прямой задачи механики можно конструировать новые спортивные упражнения под повышенный, в том числе и рекордный, результат. Для этого необходимо знать связь различных биомеханических параметров упражнения с результативностью, которую можно установить только для реально выполняемых упражнений, когда движения спортсмена можно зарегистрировать, а затем рассчитать для него какие-то биомеханические параметры.

Рекордное упражнение, которое еще никем не выполнялось, зарегистрировать, естественно, невозможно.

В подобном случае изучают тенденции изменения тех или иных биомеханических параметров в конкретном виде спорта с ростом результативности; далее определяют аналитически или графически взаимосвязь параметров и спортивного результата. Затем на этих зависимостях делают экстраполяцию данных на возможный для конкретного спортсмена повышенный или рекордный результат.

По экстраполяционной оценке находят возможные значения биомеханических параметров рекордного результата. Они и становятся модельными параметрами, на которые следует ориентироваться при программировании процесса подготовки спортсмена.

В практике для этих целей иногда применяют регрессионные модели. В их основе, как правило, уравнения многомерной регрессии, а нужные свойства переменных, связей между переменными в их воздействии на окончательное выражение регрессионной кривой ищут посредством имитационного моделирования.

## 6.3. Спортивно-техническое мастерство

### 6.3.1. Моторная и сенсорная функции мышц при выполнении спортивных движений

**Моторная функция мышц.** Как известно, ни одно двигательное действие невозможно без участия мышц. В этом проявляется их моторная (двигательная) функция. Однако кроме двигательной мышца обладает еще и сенсорной функцией, т. е. является рецептором. Методические возможности регистрации моторной состав-



ляющей при выполнении двигательных действий более широки, чем сенсорной активности мышц. В первую очередь о характере двигательной функции мышцы свидетельствует ее электрическая активность. Большую информацию также несут морфометрические и скоростные характеристики мышцы при выполнении двигательных действий: ее длина и скорость сокращения, плечо силы тяги, а также режим работы.

Исследования электрической активности мышц в двигательных действиях позволяют оценить их координацию (согласование). Так, например, долгое время считалось, что в спринтерском беге мышцы — антагонисты бедра должны функционировать попеременно, так как это обеспечивает «раскрепощенность» движений. Однако посредством регистрации электрической активности было установлено (В. В. Степанов, 1977; И. М. Козлов, 1984), что такая координация мышечной активности характерна только для медленного бега. При выполнении бега с максимальной скоростью в фазу переноса ноги наблюдается одновременная активность этих мышц, что способствует изменению жесткости системы нижней конечности и повышению частоты движений.

Следует отметить, что такая координация мышечной активности характерна не для всех спортсменов. Установлено (Н. А. Дьяченко, 1986), что медленные дети отличаются от быстрых отсутствием фазы одновременной активности мышц — антагонистов бедра при выполнении бега с максимальной скоростью. Тренировка в течение длительного времени это положение не меняет.

Если локомоторные движения (например, бег или педалирование) выполняются в медленном темпе, мышцы — антагонисты бедра функционируют в основном в преодолевающем режиме (длина мышцы укорачивается). Однако при выполнении движений в максимальном темпе эти мышечные группы большую часть времени работают в уступающем режиме (длина мышцы увеличивается).

А. Г. Фельдман (1979) сопоставил управление мышцами со стороны ЦНС с морфометрическими и скоростными характеристиками их деятельности и предложил анализировать поведение мышцы в фазовой плоскости  $L'(L)$ , где  $L$  — длина, а  $L'$  — скорость сокращения мышцы. Он предположил, что активация мышцы происходит следующим образом. Если фазовая траектория «входит» в некоторый момент времени в область активации, то начинают рекрутироваться двигательные единицы (ДЕ). С углублением траектории в область активации рекрутируется все большее число ДЕ. Наоборот, если траектория покидает область активации, то двигательные единицы отключаются (рис. 6.6).

На основе этой идеи А. В. Самсонова и И. М. Козлов (А. В. Самсонова, 1988; I. M. Kozlov, A. Samsonova, 1988) предложили изучать

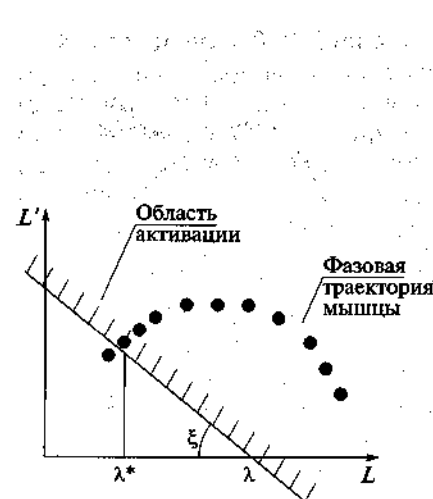


Рис. 6.6. Зависимость динамического порога активации мышцы от скорости изменения длины — мотонейроны активируются в области, расположенной справа от пороговой линии (А. Г. Фельдман, 1979):

$\lambda^*$  — динамический порог активации мышцы;  $L'$  — скорость изменения длины;  $L$  — длина;  $\lambda$  — статистический порог;  $\xi$  — наклон пороговой линии

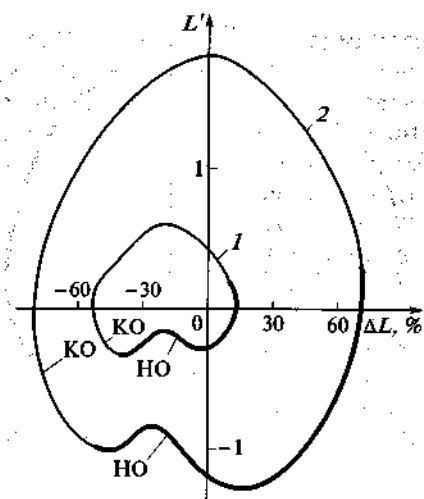


Рис. 6.7. Фазовый портрет большой ягодичной мышцы (В. П. Муравьев, 1991):

1 — скорость бега 5,5 м/с; 2 — скорость бега 10,5 м/с; жирная линия — мышца активна; тонкая линия — мышца пассивна; НО — начало опоры; КО — конец опоры

моторную функцию мышц при выполнении спортивных движений посредством построения их фазовых траекторий в плоскости  $L'(L)$ , на которых отмечались зоны активности мышц. Это позволило установить, что при беге с разной скоростью для управления активностью односуставных мышц бедра нижних конечностей используется одна двигательная программа, которая в каждом конкретном случае перестраивается в соответствии с двигательной задачей (В. П. Муравьев, 1991). Так, увеличение интенсивности бега обеспечивается масштабированием программы управления мышечной активностью по времени и амплитуде (рис. 6.7).

**Сравнение основного и специальных упражнений на основе электрической активности и морфометрических характеристик мышц.** В процессе тренировки спортсмен использует не только основное двигательное действие (соревновательное движение), но и целый комплекс специальных упражнений. Каждое из них можно охарактеризовать посредством двух показателей: *эффективности* (влияние применения упражнения на развитие дви-

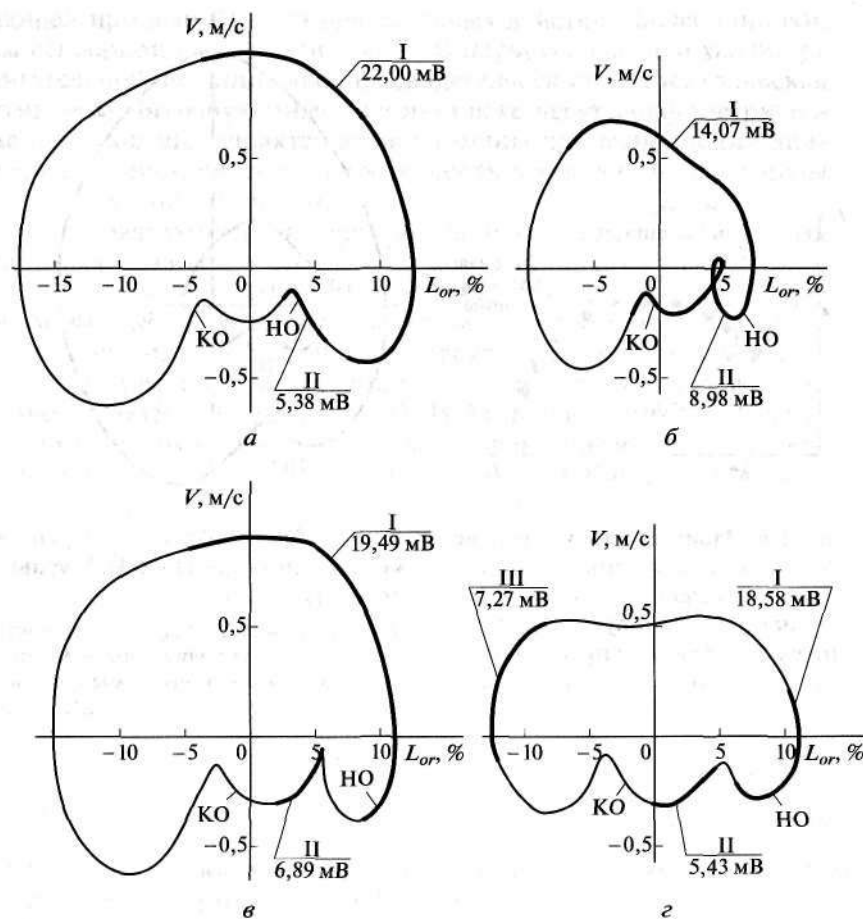


Рис. 6.8. Фазовая траектория состояний двуглавой мышцы бедра при выполнении специальных упражнений в гору с углом подъема 12 град (Л.Л. Ципин, 1991):

*a* — бег со скоростью 4 м/с; *б* — прыжки на одной ноге; *в* — прыжки с ноги на ногу на каждый третий шаг; *г* — прыжки с ноги на ногу на каждый шаг; I—III — фазы электрической активности мышцы в цикле движения; HO — начало опоры; KO — конец опоры

гательных качеств спортсмена) и *адекватности* (соответствие по структуре основному упражнению). Существует целый ряд критериев, на основе которых можно оценить эффективность и адекватность основного и специальных упражнений. Они основаны на различных биомеханических характеристиках движения, электрической активности мышц и др.

Исследования В.В. Степанова (1977) заложили основы нового подхода, в котором критерии эффективности и адекватности специальных упражнений основному двигательному действию базировались на анализе морфометрических характеристик мышц (длины, скорости сокращения, плеча силы) и их электрической активности. Л.Л. Ципин (1991) разработал количественные критерии отбора специальных упражнений для бегунов на средние дистанции, основанные на анализе фазовых траекторий мышц (рис. 6.8).

Разработана классификация специальных упражнений в циклических видах спорта скоростно-силовой направленности (А.В. Самсонова, 1997), которая базируется на двух положениях.

1. Специальное упражнение считается эффективным, если оно по каким-то параметрам превышает соответствующие характеристики основного упражнения.

2. Специальное упражнение считается упражнением сопряженного воздействия, если оно эффективно и адекватно основному упражнению.

Для оценки воздействия специального упражнения на развитие скоростно-силовых качеств предлагается применять критерий эффективности ( $K_3$ ):

$$K_3 = \frac{L'_{\max(y)}}{L'_{\max(o)}},$$

где  $L'_{\max(y)}$  — максимальная скорость сокращения мышцы при выполнении специального упражнения;  $L'_{\max(o)}$  — максимальная скорость сокращения мышцы при выполнении основного упражнения.

Если хотя бы для одной мышцы  $K_3$  больше единицы (т.е. скорость сокращения мышцы при выполнении упражнения превышает аналогичный показатель при выполнении основного упражнения), упражнение считается эффективным средством развития скоростно-силовых качеств спортсмена.

Для оценки адекватности специальных упражнений основному предложено использовать критерий ( $K_a$ ), который учитывает соответствие внешней (оценивается по фазовым траекториям,  $K_{a1}$ ) и внутренней (оценивается по расположению электрической активности мышц на фазовых траекториях,  $K_{a2}$ ) структур основного и специальных упражнений. Если критерий адекватности близок к нулю, специальное упражнение по структуре неадекватно основному; при значениях критерия адекватности, близких к единице, специальное упражнение по структуре близко к основному.

На основе разработанных критериев были проанализированы специальные упражнения спринтеров и барьеристов. Установле-

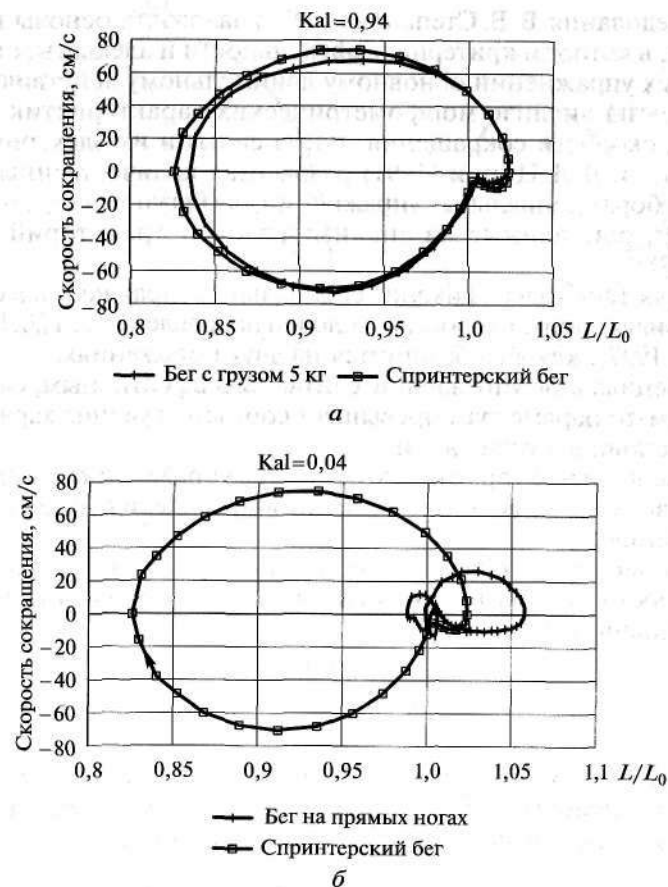


Рис. 6.9. Фазовый портрет двуглавой мышцы бедра:

*a* — при беге с грузом 5 кг и спринтерском беге с максимальной скоростью; *б* — при беге на прямых ногах и спринтерском беге с максимальной скоростью

но, что специальные упражнения спринтеров: «бег с тягой» и «бег с буксировкой груза 5 кг» обладают высокими коэффициентами эффективности и адекватности основному упражнению — спринтерскому бегу.

Наоборот, специальные упражнения: «многоскоки» и «бег на прямых ногах», имеют для некоторых мышц коэффициент эффективности, превышающий единицу. Однако эти упражнения нельзя классифицировать как упражнения сопряженного воздействия, так как коэффициент адекватности у них очень низкий: упражнение «многоскоки» имеет коэффициент адекватности 0,20, упражнение «бег на прямых ногах» — 0,21.

На рис. 6.9 приведены фазовые траектории двуглавой мышцы бедра при выполнении специальных упражнений: «бег с буксировкой груза 5 кг» и «бег на прямых ногах». Основным упражнением является спринтерский бег в максимальном темпе. Так как фазовые траектории при выполнении специального упражнения «бег с буксировкой груза 5 кг» и спринтерского бега очень похожи, это упражнение обладает высокой адекватностью основному упражнению. Наоборот, специальное упражнение «бег на прямых ногах» обладает низкой адекватностью спринтерскому бегу (фазовые траектории очень различаются); кроме того, скорость сокращения двуглавой мышцы бедра значительно ниже, чем при беге.

Исследование специальных упражнений барьеристов показало, что только три упражнения имеют коэффициент эффективности больше единицы: спринтерский бег, бег с высоким подниманием бедра и бег с переносом маховой ноги через барьер. В отличие от специальных упражнений спринтеров, имеющих высокие значения коэффициента адекватности, ни одно из исследуемых специальных упражнений барьеристов не обладает адекватностью внешней структуры основному движению. Так, спринтерский бег имеет средний коэффициент адекватности внешней структуры движений барьерному бегу ( $K_a = 0,61$ ). Наименьшей адекватностью внешней структуры движений характеризуется специальное упражнение: «ходьба через барьер» ( $K_a = 0,17$ ).

Исследования А.М. Доронина (1999), выполненные с использованием аналогичного подхода, позволили сравнить основное и специальные упражнения в спринтерском беге, волейболе и тяжелой атлетике. Установлено, что ритмические прыжки с постоянным 50%-м отягощением на тренажерном устройстве являются эффективными упражнениями для развития скоростно-силовых качеств спринтеров и волейболистов, однако они обладают низкой адекватностью спринтерскому бегу и нападающему удару в волейболе. Присед со штангой 60 кг на тренажерном устройстве с 50%-м отягощением является эффективным упражнением для подготовки спринтеров, волейболистов и тяжелоатлетов. Однако это упражнение обладает низкой адекватностью спринтерскому бегу и нападающему удару в волейболе и высокой — одному из упражнений силового троеборья (приседу со штангой) (рис. 6.10).

Последующее подробное исследование упражнений тяжелоатлетов (А.М. Доронин с соавт., 2003) показало, что в некоторых случаях двигательная структура основного и специального упражнения сходна; при этом похожи движения во всех суставах нижней конечности. Таким двигательным действием является, например, присед со штангой на плечах, выполняемый без тренажера и на тренажере в разных режимах внешнего отягощения. В то же время подскоки со штангой на плечах, подскоки на тренажере в разных



ления бегуны на средние дистанции осуществляют компенсаторные приспособления, связанные с повышением активности мышц передней, а также задней поверхности голени. Е. Е. Аракелян и соавт. (1997) предложил оценивать утомление по мощности взаимодействия ноги с опорой. Показано, что специфика утомления в беге на дистанции 400 м выражается в нарушении соотношения мощности растяжения и сокращения мышц.

На основе анализа фазовых траекторий мышц в циклических локомоциях предложен критерий оценки устойчивости техники к утомлению ( $K_{yt}$ ). Идея критерия состоит в следующем: сопоставляются фазовые траектории одной и той же мышцы в начале и конце дистанции. Оценивая разность площадей, ограниченных фазовыми траекториями мышц, можно определить «слабое звено» в структуре движений и тем самым правильно направить усилия тренера и спортсмена на устранение этого недостатка.

На рис. 6.11 показан фазовый портрет прямой мышцы бедра и икроножной мышцы при выполнении спринтерского бега на дистанции 400 м в начале (130—135 м) и конце дистанции (375—380 м). Расчет  $K_{yt}$  показывает, что для прямой мышцы он равен 0,40, в то время как для икроножной мышцы того же спортсмена в начале и конце дистанции этот показатель составляет 0,77. Отчетливо видно, что утомление значительно меньше повлияло на работу мышц голени по сравнению с мышцами бедра. Следует отметить, что полученные данные хорошо согласуются с результатами В. В. Степанова и соавт. (1982), который установил, что поддержание скорости бега в конце дистанции 400 м с барьерами лимитируется в основном работой «быстрых» двусуставных мышц — сгибателей бедра и голени.

**Формирование и совершенствование двигательных действий с учетом фазовых диаграмм работы мышц.** И. М. Сеченов одним из первых обратил внимание на то, что сутью координации движений является согласование движений с чувствованием. При выполнении двигательных действий сенсорная информация поступает в ЦНС от многих рецепторов, однако наиболее важна информация, поступающая от проприорецепторов мышц. Особую важность сенсорная информация приобретает при обучении движениям. Эту информацию И. М. Сеченов называл «темным мышечным чувством». Дело в том, что человек хорошо осознает сигналы, поступающие от суставных рецепторов, и значительно хуже — от мышечных.

Н. А. Бернштейн (1947) относил афферентацию, сигнализирующую об изменении длины и напряжения мышц, к уровню А (руброспинальный уровень палеокинетических регуляций). В то же время как более высокий уровень В (синергий и штампов) испол-

зует информацию, поступающую от суставных рецепторов. В. С. Фарфель (1975) развил эти представления в теории срочной дополнительной информации, которую необходимо предоставить спортсмену для повышения эффективности процесса обучения движениям. Одним из аспектов концепции искусственной управляющей среды (И. П. Ратов, 1971; Г. И. Попов, 1992; С. П. Евсеев, 1995) является создание специальных условий, позволяющих спортсмену осваивать двигательные действия. Афферентная информация, поступающая от проприорецепторов в ЦНС, позволяет сразу формировать программу правильного выполнения двигательного действия, т. е. обучать без переучивания.

Суставные рецепторы несут в ЦНС информацию о величине межзвенового угла и скорости его изменения. Методика расчета

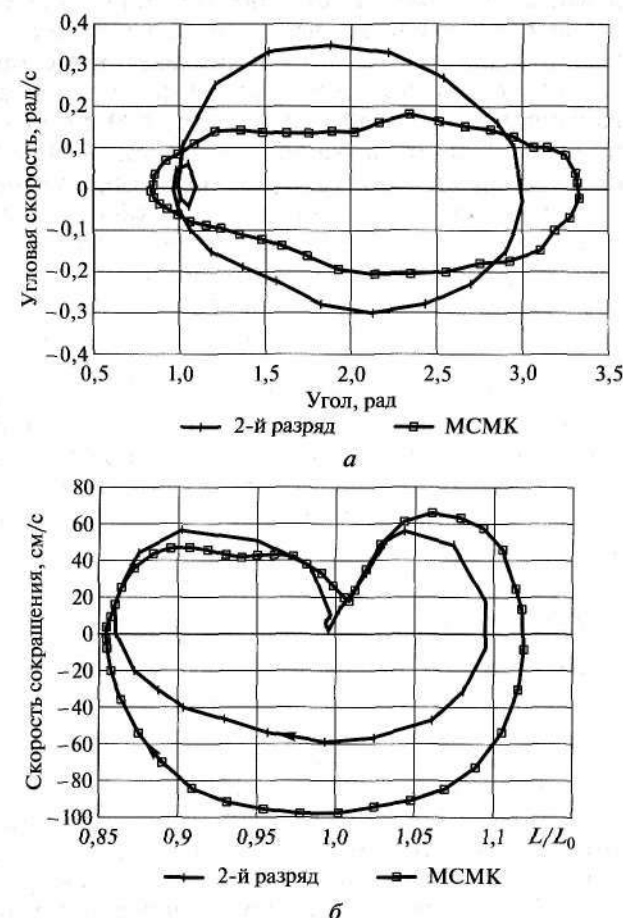


Рис. 6.12. Фазовые траектории при преодолении барьера спортсменками низкой и высокой квалификации:

а — «угол — угловая скорость» (барьерный бег, тазобедренный сустав); б — «прямой мышцы бедра

морфометрических характеристик мышц позволяет не только оценить моторную и сенсорную активность мышц, но и сопоставить ее с информацией, поступающей от суставных рецепторов. С этой целью нужно построить фазовую траекторию в плоскости «угол — угловая скорость».

Установлено, что в некоторых случаях потоки информации, поступающие в ЦНС от разных рецепторов двигательного аппарата, могут тормозить формирование правильного двигательного навыка. Например, при преодолении барьера спортсменкой низкой квалификации угловая скорость ее бедра относительно туловища и голени относительно бедра в фазу «атаки барьера» выше, чем у спортсменки-мастера спорта (рис. 6.12, а). Так как информация, поступающая от суставных рецепторов, хорошо осознается, у начинающей спортсменки может создаться впечатление правильного (и быстрого) выполнения двигательного действия. Однако сопоставление фазовых траекторий двусуставных мышц бедра (рис. 6.12, б) показывает, что скорость сокращения мышц у спортсменки второго разряда значительно ниже, чем у барьеристки высокой квалификации. Это происходит потому, что изменение длины и, как следствие, скорости сокращения двусуставных мышц бедра есть результат сопряженного изменения углов между туловищем и бедром (тазобедренный сустав) и между бедром и голенью (коленный сустав). Если учесть, что информация от суставных рецепторов хорошо осознается, а от рецепторов мышц не доходит до порога сознания, возникают различия между двумя потоками информации, поступающими от проприорецепторов ОДА человека. Информация, поступающая от рецепторов суставов, свидетельствует о том, что новичок выполняет движение быстрее, чем мастер. Однако реальная скорость сокращения мышц, от которой во многом зависит эффект выполнения двигательного действия, значительно ниже. Это может создавать большие проблемы при управлении двигательными действиями, а также при обучении им.

### 6.3.2. Тенденции изменения параметров спортивной техники в ряде видов спорта с ростом спортивного результата

В спорте если не стремиться к достижению все более высоких спортивных результатов, пропадает смысл спортивной деятельности, ее мотив. Поэтому мы рассматриваем спортивную технику преимущественно не с точки зрения ее структурной организации, а тенденции изменения биомеханических параметров с ростом результата. Подход по выявлению тенденций сразу же определяет програм-

му изменения параметров двигательных действий в процессе подготовки спортсмена с ориентацией на запланированный результат.

Указанные тенденции можно установить несколькими способами (рис. 6.13).

*Статистические оценки* получают на основе анализа тенденций изменения некоторых биомеханических параметров с ростом результата, являющихся обобщением показателей разных спортсменов на разных соревнованиях в одном виде спорта. Как правило, для этого проводят кино- или видеосъемку соревнований, количественно рассчитывают параметры и строят зависимости «параметр — результат». Зная достижение конкретного спортсмена, можно обозначить его точкой на кривой, описывающей зависимость, задать планируемую величину результативности по этой же кривой и определить требуемую величину биомеханических параметров, соответствующую заданному результату для конкретного спортсмена. Это и будут те модельные параметры, к которым надо стремиться, чтобы достичь планируемой результативности.

Другой подход связан с *индивидуальными оценками* планируемой результативности. Индивидуальность в данном случае состоит в том, что результативность и биомеханические параметры техники рассчитывают по результатам выступления конкретного спортсмена в течение нескольких соревновательных сезонов. Также строят соответствующие зависимости «параметр — результат». Затем выбирают некоторый задаваемый результат и прогностическими методами оценивают значения соответствующих ему параметров. Естественно, значения устанавливаются с некоторой вероятностью, поскольку спортсмен их никогда не достигал, и выходят за границу индивидуальных фактических данных, по которым строилась тенденция изменения показателей спортсмена.

Третьим видом являются *прогностические оценки*. Тенденцию изменений биомеханических параметров в данном случае ищут, как и статистические оценки, по показателям, полученным на соревнованиях высшего уровня для разных спортсменов. Граничной точкой зависимостей «параметр — результат» является наивысшее достижение в данном виде спорта — мировой или олимпийский рекорд. Естественно, в данном случае прогностическая оценка параметров есть ни что иное, как модельные оценки процесса подготовки с ориентацией на превышение мирового или олимпийского рекорда.

Технику выполнения спортивных упражнений можно биомеханически описывать на кинематическом, динамическом и энергетическом уровнях. Зачастую при анализе двигательных действий, чтобы выявить необходимые тенденции, достаточно исследований в рамках одного отдельного уровня. Реже используют полный биомеханический анализ, который соответствует УКО

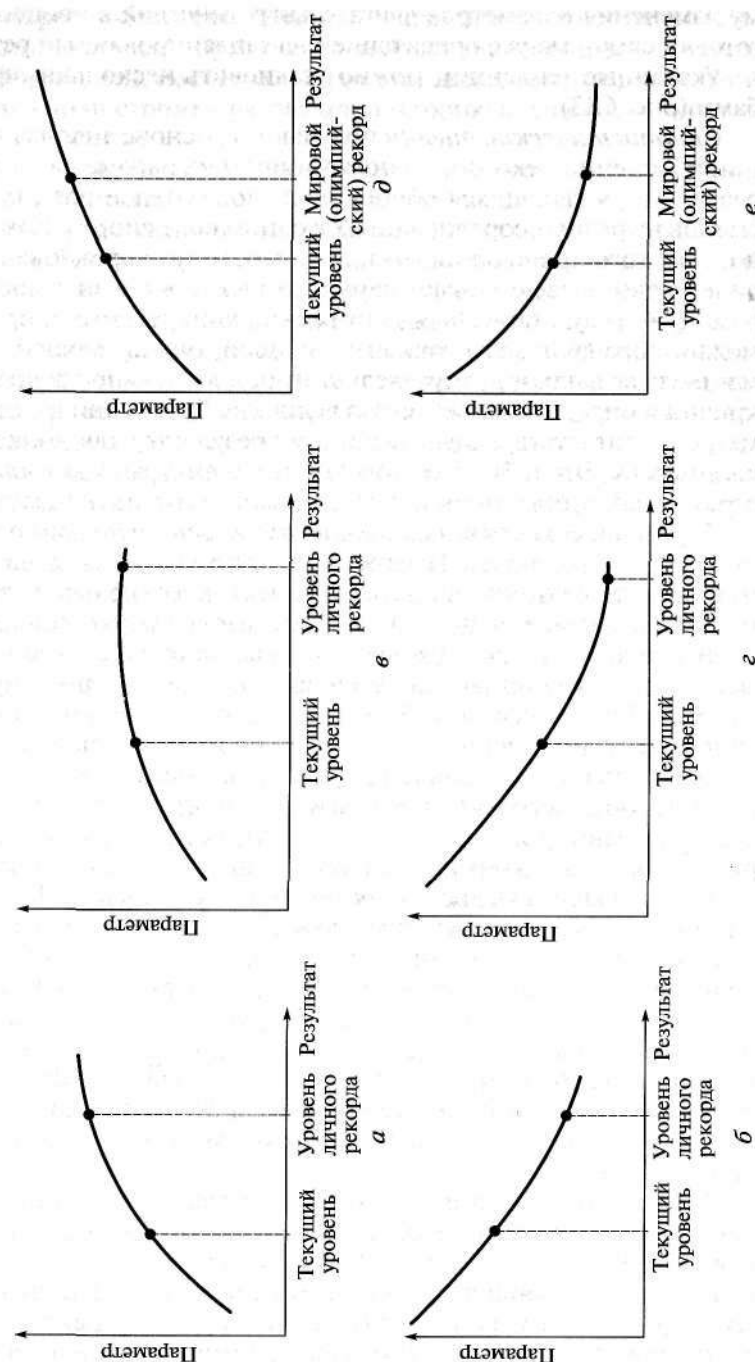


Рис. 6.13. Различные варианты определения тенденций изменения биомеханических параметров с ростом спортивного результата:

*a* — статистические оценки при росте биомеханических параметров; *б* — статистические оценки при уменьшении биомеханических параметров; *в* — индивидуальные оценки при росте биомеханических параметров; *г* — индивидуальные оценки при снижении биомеханических параметров; *д* — прогностические оценки при росте биомеханических параметров; *е* — прогностические оценки при снижении биомеханических параметров

или ОСД, а также решению научно-исследовательских задач фундаментального характера. Приведем несколько примеров получения частных зависимостей «параметр — результат» в нескольких видах спорта.

Рассмотрим тенденции изменения кинематических параметров техники выполнения фазы отталкивания в прыжке в длину с разбега у женщин. Чтобы получить основные параметры, использовали методику биомеханической кинематографии. При съемке фиксировали последние три беговых шага, ее частота составляла 200 кадров в 1 с. Дополнительные данные о скоростях разбега получили с помощью фотоэлектронного хронометра «Прыгун». Точность измерения временных параметров составила  $\pm 0,005$  с, скорости  $\pm 0,3$  м/с, углов  $\pm 1^\circ$ .

В результате получили ряд зависимостей изменения биомеханических параметров с ростом результата. Для них по методу наименьших квадратов проведены математические оценки, необходимые для дальнейших количественных прогнозов в соответствии с подходами, описанными выше. Спортивный результат в прыжке в длину с разбега напрямую связан со скоростью набегания на планку: чем она выше, тем длиннее прыжок (рис. 6.14, *a*).

В фазе отталкивания кинетическая энергия, накопленная спортсменкой в разбеге, преобразуется в кинетическую энергию вылета. Сама структура прыжка в длину такова, что заставляет спортсменку управлять вектором скорости движения ОЦМ тела от горизонтального перемещения до величины угла вылета. От величин результирующего вектора скорости (рис. 6.14, *б*) и угла вылета (рис. 6.14, *в*) ОЦМ тела спортсменки зависит дальность прыжка. Они в свою очередь обусловлены величиной скорости разбега и эффективностью структуры движений спортсменки в подготовительной фазе к отталкиванию и в самом отталкивании.

В фазе отталкивания из-за изменения направления движения спортсменки возникающие ударные и встречные усилия вызывают неизбежное снижение горизонтальной скорости. По данным автора изменение горизонтальной скорости (разность между скоростью на последнем шаге разбега и горизонтальной проекцией



скорости вылета) с ростом спортивного результата имеет тенденцию к слабому росту (рис. 6.14, з).

Материалы исследования подтверждает тот факт, что дальность прыжка тесно связана с приростом вертикальной составляющей

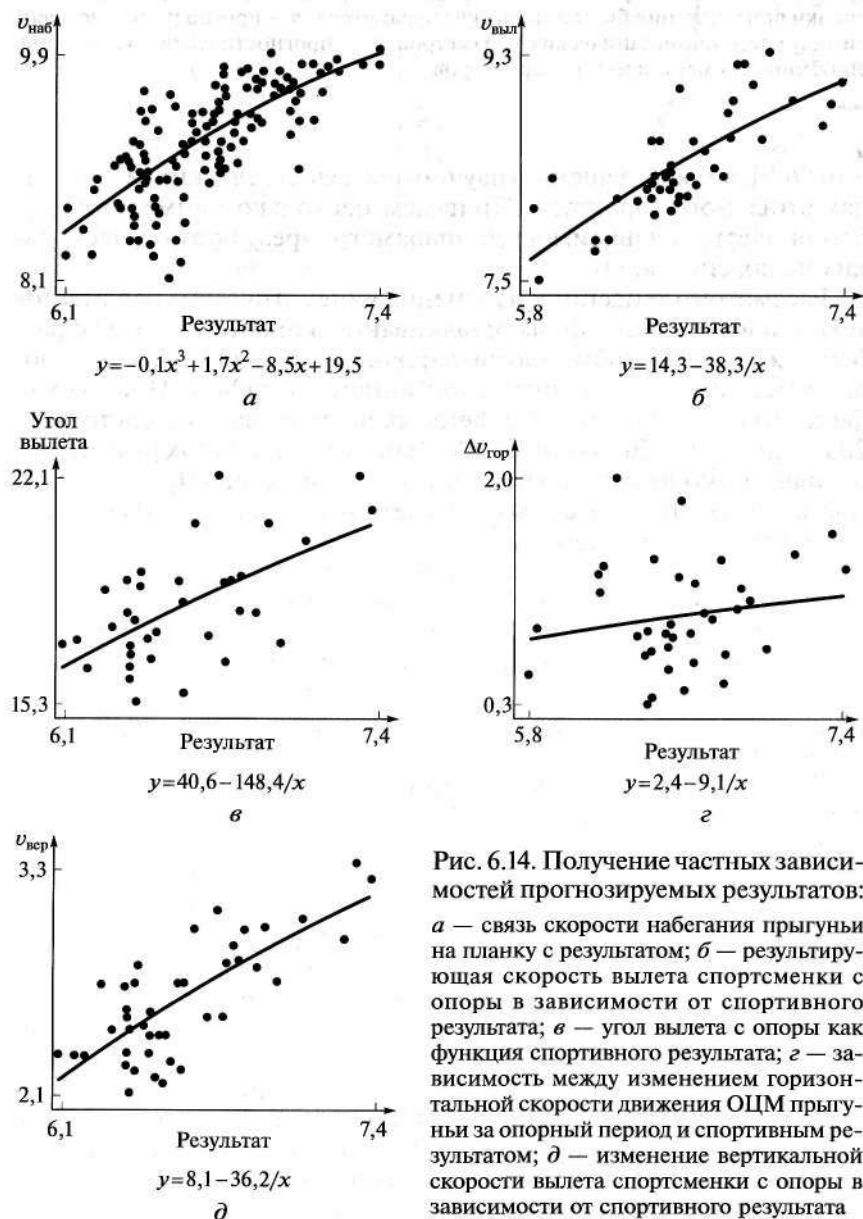


Рис. 6.14. Получение частных зависимостей прогнозируемых результатов:

а — связь скорости набегания прыгуньи на планку с результатом; б — результирующая скорость вылета спортсменки с опоры в зависимости от спортивного результата; в — угол вылета с опоры как функция спортивного результата; г — зависимость между изменением горизонтальной скорости движения ОЦМ прыгуньи за опорный период и спортивным результатом; д — изменение вертикальной скорости вылета спортсменки с опоры в зависимости от спортивного результата

скорости (рис. 6.14, д). С улучшением спортивного результата прирост вертикальной компоненты скорости вылета больше, чем горизонтальной проекции скорости вылета.

Рассмотрим тенденции изменения силовых параметров педалирования в велоспорте (по В. В. Тимошенко, 1990). На эффективность выполнения движений в велоспорте в целом оказывает влияние целый ряд факторов. Когда спортсмен движется на велосипеде по равнине с равномерной скоростью, на всю систему действуют силы, прикладываемые велосипедистом к педалям, сила сопротивления воздуха, сила реакции опоры, сила тяжести. Энергия, вырабатываемая спортсменом, идет на работу против сил трения в механических частях велосипеда, сопротивления воздуха, сопротивления трения дороги, на колебания центра масс тела и перемещение звеньев тела относительно центра масс. Учитывая это, эффективность спортивного движения в целом зависит от техники педалирования; позы спортсмена и величины лобового сопротивления; конструкции велосипеда; характеристики поверхности, по которой движется спортсмен; характера обтекания воздухом спортсмена и велосипеда.

Последние три фактора не зависят от действий спортсмена, а являются внешними по отношению к нему условиями. Величина лобового сопротивления определяется антропометрией спортсмена и техническими навыками по оптимизации позы. Остановимся на тенденции технических действий велосипедистов, поскольку с точки зрения механики главным фактором, обеспечивающим привод велосипеда, является крутящий момент от приложенного к педалям усилия.

Основная направленность совершенствования техники педалирования — создание необходимого крутящего момента при минимальных для данной скорости усилиях и расходовании энергии. Степень воздействия на педаль на протяжении окружности педалирования меняется, но при этом с ростом квалификации спортсмена снижаются различия в величине усилий, направленных на давление и подтягивание педали. Отношение усилий, затраченных на подтягивание педалей, к общим, затраченным в цикле педалирования, увеличивается с ростом спортивной квалификации (параметр А, табл. 6.3). При этом асимметрия приложения усилий правой и левой ногами имеет тенденцию к уменьшению (параметр Б, см. табл. 6.3). С ростом спортивного мастерства индивидуальный темп педалирования увеличивается (параметр В, см. табл. 6.3). На треке в часовой гонке этот показатель выше (99—106 об./мин) у спортсменов высшей квалификации.

В многочисленных исследованиях показано, что энергетический оптимум при велосипедном педалировании соответствует 60—70 об./мин. На практике велосипедисты предпочитают более высокую частоту оборотов, а педалируют с меньшей силой. Это

приводит к меньшему локальному утомлению мышц ног и, как следствие, — более благоприятным субъективным ощущениям.

Абсолютные значения минимальных, средних и максимальных усилий в цикле педалирования имеют тенденцию к увеличению с ростом квалификации спортсмена, при этом преимущественно растут минимальные усилия. На это указывает отношение равномерности приложения усилий в цикле педалирования (отношение минимальных тангенциальных усилий к средним) (параметр Г, см. табл. 6.3).

В приложении усилий к педалям наблюдают две характерные точки, которые называются «мертвыми». В верхней точке наблюдается переход от подтягивания к давлению, в нижней — от давления к подтягиванию. Если круговое педалирование выразить в изменении углов круга, где за 0° берется верхнее положение правой педали, то у велосипедистов массовых разрядов «мертвые» точки ограничены секторами от 30 до 35° и от 255 до 290° соответственно. Дуга, по которой нога давит на педаль, составляет 220°, а по которой подтягивает — 100°; остальная часть круга, равная 40°, занята на переключение работающих мышц.

У кандидатов в мастера спорта и спортсменов I разряда верхняя «мертвая» точка находится в секторе от 6 до 10°, а нижняя — от 200 до 205°. Таким образом, усилия, направленные на давление педали, прилагаются по дуге в 190°, а подтягивание — по дуге 161°. Остальные 9° идут на переключение работающих мышц.

У высококвалифицированных велосипедистов (мастеров спорта и мастеров спорта международного класса) верхняя «мертвая» точка находится в секторе 340—345° и составляет 5°, а нижняя — 180—185° и тоже составляет 5°, поэтому усилия, направленные на дав-

ление, прилагаются по дуге 195°, а подтягивание — по дуге 155°. На смену режима работы мышц приходится около 10°.

Вовлечение в педалирование большого числа мышц, чем необходимо, велосипедистами массовых разрядов с ростом мастерства пропадает. При выполнении одной и той же механической работы у высококвалифицированных спортсменов по сравнению с менее квалифицированными наблюдается снижение активности ЭМГ у одинаковых мышц на 9—22 %. Выявлено также, что одновременное проявление активности мышц-антагонистов у велосипедистов низкой квалификации более продолжительно, чем у спортсменов высокого класса.

Теперь рассмотрим тенденции изменения энергетических параметров в беге на средние и длинные дистанции. Был проведен анализ (совместно с В.Д. Кряжевным) техники бега сильнейших спортсменов (С. Крэма, А. Кова, О. Бондаренко, Н. Олизаренко и др.) во время их выступлений на крупных международных соревнованиях. Исходные данные получали с помощью биомеханической киносъемки с частотой 100 кадров в секунду. Съемка проводилась во время прохождения спортсменом каждого круга с одного и того же положения на финишной прямой. Рассчитывались механическая работа, мощность движений звеньев и ОЦМ тела. Точность измерения по перемещениям  $\pm 1,5$  %, по скоростям  $\pm 3$  %.

Анализ полученных данных показал, что внешняя механическая работа центра масс тела в шаге увеличивается от 60 до 150 Дж с возрастанием скорости от 6 до 8 м/с (рис. 6.15). При этом следует указать, что данные о полных энергетических затратах как у мужчин, так и у женщин лежат на одной линии функциональной зависимости.

Увеличение средней соревновательной скорости на 2 м/с в диапазоне от 6 до 8 м/с требует увеличения полной мощности механической работы звеньев тела бегуна по верхней оценке с 750 до 1700 Вт, т. е. прибавка скорости на 1 м/с «стоит» в среднем 475 Вт. Пользуясь полученными данными, можно оценить «стоимость» улучшения результата, например, в беге на 800 м: повышение средней дистанционной скорости на 0,1 м/с (соответствует улучшению спортивного результата примерно на 1,5 с) требует увеличения мощности механической работы, совершаемой спортсменом, примерно на 50 Вт (по верхней оценке) или такой же величины ее экономии.

В рассматриваемой группе высококвалифицированных бегунов повышение соревновательной скорости (с 5,8 до 8,3 м/с) происходит в основном за счет удлинения бегового шага (от 151 до 234 см) при слабо возрастающих значениях темпа (3,33 до 3,57 Гц). Следовательно, увеличение механической работы в шаге при повы-

Таблица 6.3. Тенденции изменения основных показателей техники велосипедного педалирования в зависимости от квалификации спортсмена

| Квалификация спортсмена              | А, %        |            | Б, % | В, об./мин | Г, %  |
|--------------------------------------|-------------|------------|------|------------|-------|
|                                      | правая нога | левая нога |      |            |       |
| Массовые спортивные разряды          | 22,9        | 8,7        | 40,2 | 73—80      | 39—46 |
| Кандидат в мастера спорта и I разряд | 31,8        | 28,5       | 4,2  | 81—89      | 51—58 |
| Мастер спорта                        | 36,1        | 35,6       | 2,5  | 93—95      | 6     |

Примечание. А — отношение усилий, затраченных на подтягивание педалей, к общим, затраченным в цикле педалирования; Б — асимметрия приложения усилий правой и левой ногами; В — индивидуальный темп педалирования; Г — отношение минимальных тангенциальных усилий к средним.

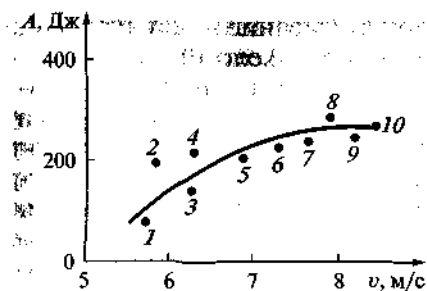


Рис. 6.15. Внешняя работа в беге сильнейших бегунов мира:

1 — О. Бондаренко; 2 — З. Зайцева; 3 — А. Кова; 4 — С. Гуськова; 5 — Е. Медведев; 6 — Н. Олизаренко; 7 — П. Яковлев; 8 — А. Калущий; 9 — И. Лоторев; 10 — С. Крэм

шении скорости бега происходит за счет больших перемещений звеньев тела в пространстве.

Анализ величин полной механической работы перемещения и внешней механической работы, требуемых для преодоления метра пути и приходящихся на 1 кг массы (рис. 6.16), указывает на более высокую экономичность бега мужчин по сравнению с женщинами; механическая «стоимость» 1 м пути у мужчин на 10—15 % ниже. Наименьшие значения этих показателей относительно линии регрессии «работа — скорость бега» отмечаются у выдающихся спортсменов (О. Крэма, О. Бондаренко, А. Ковы). Это позволяет считать, что одной из отличительных черт техники их бега является высокая экономичность движений, что обеспечивает высокую соревновательную скорость при меньших энергозатратах. За счет чего же достигается такая высокая экономичность? Движения этих спортсменов отличаются относительно малой величиной вертикальных колебаний ОЦМ (5,1—5,6 см) и малым временем полета (120—130 мс), наименьшей величиной потери скорости в фазе амортизации (0,3—0,4 м/с); меньшими значениями посадочной скорости стопы в момент постановки на опору (0,9—1,3 м/с). Для них характерно и меньшее значение максимальных амплитуд ускорений масс в маховых движениях звеньев нижних конечностей, что определяется большей плавностью двигательных действий и согласованностью в работе мышц.

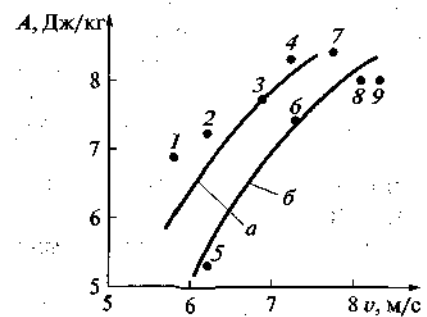


Рис. 6.16. Зависимость полной механической работы, необходимой для преодоления 1 м пути и приходящейся на 1 кг массы тела спортсмена, от скорости бега:

$a$  — женщины;  $b$  — мужчины; 1 — З. Зайцева; 2 — С. Гуськова; 3 — Е. Медведев; 4 — Н. Олизаренко; 5 — А. Кова; 6 — П. Яковлев; 7 — А. Калущий; 8 — И. Лоторев; 9 — С. Крэм

У спортсменов экстра-класса прогресс в результативности обеспечивается уменьшением энергетической стоимости метра пути, значения времени полета и вертикальных колебаний ОЦМ, горизонтального торможения во время контакта с опорой, значения посадочной скорости стопы в фазе постановки, амплитуд ускорений звеньев тела на фиксированной скорости бега.

### 6.3.3. Биомеханические основы координации движений

В биомеханике координация движений состоит в преодолении избыточных степеней свободы движущегося органа (Н.А. Бернштейн, 1961). Достигается это благодаря многоуровневой иерархической системе построения движения, сенсорным коррекциям, которые конечным выходом имеют развитие сил в различных мышцах.

Н. А. Бернштейн утверждал, что сила, фактически ведущая движение звена тела человека в том или ином направлении, представляет собой меняющуюся во времени сумму трех родов сил: инерции, реакции опоры и сил, развиваемых активностью мышц. При произвольном движении усилие, развиваемое мышцами, дополняет реактивные силы и силы внешнего поля до некоторой общей равнодействующей, обеспечивающей организму нужные характеристики перемещения. Координация движения достигается за счет уравнивания действующих сил. Нервная система может управлять лишь мышечными силами. Кроме того, строение двигательного аппарата таково, что даже движение в суставе с одной степенью свободы требует координированной активности многих мышц. Таким образом, хотя с позиции биомеханики речь идет об управлении силой, функциями которой являются скорость и амплитуда перемещения звеньев тела, с точки зрения нервной регуляции организация управления мышечной активностью представляет собой сложный процесс, обеспечивающий относительную независимость регуляции отдельных параметров движения. Это достигается тем, что мотонейроны и иннервируемые ими группы мышечных волокон существенно различаются по своим свойствам. Такое различие проявляется и в различии механических параметров активности двигательных единиц: силе и скорости сокращения. Таким образом, независимость регуляции достигается даже активацией различных двигательных единиц, а нервная система обеспечивает определенный диапазон регуляции параметров движения.

Как чрезмерная, так и недостаточная деятельность двигательных единиц может нарушить необходимую характеристику сокра-



щения всей мышцы и тем самым снизить степень координации всего движения, поэтому наряду с сократительными резервами мышцы совершенно необходимо учитывать координационные процессы. В одних случаях требуемый резерв деятельности может ограничиваться мощностью сокращения всей мышцы, в других — координацией вовлечения в работу того или иного комплекса двигательных единиц.

С этой точки зрения интересны исследования И. П. Ратова (1982), который анализировал «феномен межмышечной координации», суть которого заключается в оптимальном согласовании и упорядочении уровней мышечных напряжений различных мышечных групп.

Так, в мышечной системе большинство движений осуществляется за счет одновременного и последовательного сочетания деятельности многих мышц, при этом выполнение сложно-координированных движений требует различной степени напряжения тех или иных мышц. Если в каких-либо мышцах напряжение будет меньше или больше необходимого, это приведет к ухудшению координации и, возможно, срыву выполнения двигательного акта. Поэтому даже при значительных локальных резервах в механизмах мышечного сокращения само выполнение двигательного акта может оказаться неполноценным.

Уровни активности мышц взаимосвязаны и обуславливают друг друга: любое дополнительное повышение уровня активности какой-либо мышцы в системе напряженных мышц обеспечивается соответствующим падением активности каких-то других. Анализ экспериментальных материалов показал, что излишняя активность мышц может вызывать ухудшение результативности движений в следующих основных случаях:

- чрезмерное напряжение мышцы, играющей роль «ведущего элемента» в соответствующей фазе движения, удлиняет время ее расслабления, что в свою очередь препятствует быстрому развитию активности другой мышцы, которая должна стать «ведущим элементом» в следующей фазе;
- чрезмерное напряжение второстепенной мышцы приводит к превращению ее в «ведущий элемент» системности межмышечных координационных отношений, соответствующей данной фазе движения. Это приводит к перестройке системы межмышечных взаимосвязей, характеризующейся определенным порядком соотношений уровней мышечных напряжений, вследствие чего искажается последовательность построения движения;
- излишнее или же несвоевременное напряжение какой-либо из быстро активизирующихся мышц приводит к соответственно уменьшению уровня активности крупных мышц и падению величины их внешнего рабочего эффекта. И. П. Ратов (1974) дока-

зал, что излишняя или несвоевременная активность относительно мелких по своему поперечнику мышц, обладающих свойством активизироваться быстрее других мышц и с большей вероятностью «подключаться» к выполнению движений, является причиной, вызывающей падение уровня активности крупных, но медленно активизирующихся мышц.

Следует обратить особое внимание на последний случай, так как большинство технических ошибок порождает именно такая ситуация. Если во время выполнения движения преждевременно активизируются подобные мышцы, крупные мышечные группы не достигают должного уровня напряжения, а значит, падает внешний силовой эффект от их работы.

Утверждая невозможность освоения координационных компонентов техники при предельных напряжениях, И. П. Ратов делает вывод, что искать возможности повышения результатов необходимо не на основе интенсификации усилий отдельных мышц, а прежде всего на основе выявления таких оптимумов их активности, при которых будут обеспечены наилучшие условия для смены фаз движений.

Если коснуться проблемы становления и совершенствования спортивно-технического мастерства, в том числе и с позиций развития координации, то оно разделяется на ряд последовательных этапов, совпадающих с фазами формирования двигательного навыка, но не тождественных с ними. Несмотря на это, ориентация на навыковую природу двигательных умений способствует лучшему пониманию принципов, лежащих в основе двигательного совершенствования. Чередование этапов технического совершенствования отражает переходы к более высоким уровням педагогических задач, а фазность формирования навыка — биологические процессы структурного упорядочивания деятельности функциональных систем организма. Педагогическая деятельность, направленная на выработку двигательных заданий и обуславливающих их установок, чтобы занимающийся мог освоить ту или иную спортивную технику, всегда опиралась на предшествовавший естественный двигательный опыт.

Если спортсмен одного вида спорта выполняет упражнения другой специализации, то движения могут искажаться за счет привычки к отработанному до автоматизма двигательному действию основной специализации. Это можно сравнить с акцентом в речи людей, освоивших иностранный язык.

По мере спортивно-технического совершенствования постоянно происходит координационная перенастройка, зависящая от прежнего двигательного опыта, деятельности систем обеспечения и состояния внутренних органов. Поэтому очень важны правильные установки на выполнение двигательных заданий на основе

рациональных последовательностей смены ведущих элементов координации. Четкость установки особенно значима, так как постоянное влияние оказывает прежний двигательный опыт, что может привести к включению в число ведущих элементов координации мышц с повышенной способностью к запуску в действие. Это в свою очередь приводит к выполнению уже отработанных упрощенных вариантов движений.

Особенности функционирования координационных механизмов позволяют сопоставить сведения об этапности процессов координационного упорядочения с общеизвестными сведениями о пяти стадиях формирования спортивной техники (И. П. Ратов, 1994).

На первой стадии — *создание первых представлений о двигательном действии и формирование установки на обучение* — создается физиологическая и психологическая настройка на основе возникающих идеомоторных реакций и направленности воли на предстоящие действия. Эти установки создают ориентиры для активности основных мышечных групп.

Основная педагогическая направленность второй стадии — *овладение основами техники и ритмом действия*. Для нее характерны объединение двигательных реакций и излишние мышечные напряжения, вызываемые иррадиацией процесса возбуждения в коре больших полушарий головного мозга. Для этой стадии «черновой» проработки движения характерно последовательное акцентирование нескольких наиболее главных ведущих элементов координационных взаимосвязей. Отсутствие координационного упорядочения внешне выражается «перепроизводством движений» и излишней активностью второстепенных мышц. Биодинамическое выражение двигательных действий на данной стадии характеризуется большой вариативностью движений, отражающих как бы поиск путей решения двигательных задач.

Третья стадия — *формирование умений совершенного выполнения двигательного действия* — соответствует этапу уточнения двигательных действий, связанных с концентрацией нервных процессов в коре больших полушарий головного мозга и их взаимной индукцией. Для этой стадии характерно более полное и детализированное восприятие движений в сознании. Методическая направленность деятельности педагога на данном этапе ориентирована на отработку деталей двигательного акта. Внутреннее содержание третьей стадии соответствует сложившемуся проявлению межмышечной координации, которое определяется рациональной последовательностью смены ведущих элементов. Для этой стадии характерно также упорядочение активности второстепенных мышц, меньшая вероятность их несвоевременного подключения к процессу выполнения движений. Однако наличие действующих координационных механизмов еще не гарантирует их устойчивой ра-

боты при влиянии каких-либо мешающих факторов. Еще существует достаточно большая вероятность того, что в затрудненных условиях выполнения упражнения, главным образом при попытках улучшения результатов, спортсмен воспользуется упрощенным вариантом двигательного действия с несвоевременной или излишней активностью быстрых мышц.

Четвертая стадия — *полное образование навыка* — характеризуется закреплением двигательных действий, их автоматизацией и стабилизацией. Педагогические акценты на данном этапе направлены на закрепление заученных действий при совершенствовании их технических деталей. Координационные отношения отличаются высоким уровнем упорядочения и малой вероятностью технических ошибок в обычных условиях выполнения спортивных упражнений.

В наиболее отработанных двигательных режимах выполнения упражнений спортсмены высокого класса могут использовать самоустановки таким образом, что устойчивость структуры движений сохраняется при сильных мешающих воздействиях (утомлении, шуме на стадионе и др.). Основой этого является акцентирование важнейших элементов движений. Акцентирование только координационно ведущих элементов движений препятствует упрощенному выполнению двигательных заданий, уменьшает вероятность технических ошибок.

Пятая стадия — *достижение варибельного навыка и его применение*. При мастерском уровне выполнения движений двигательный навык приобретает черты гибкости, пластичности, отражающие умение к переключениям. Для данной стадии характерно специализированное комплексное восприятие таких особенностей двигательной специализации, как «чувство воды», «чувство мяча» и др.

Педагогические задачи данного этапа заключаются в выработке умений качественного использования основных действий в изменяющихся условиях и более полного совершенствования спортивной техники применительно к индивидуальным особенностям спортсмена.

Варибельность навыка вовсе не показывает наличие специфических черт, отличающих данный уровень координационных механизмов от предыдущего. Согласно экспериментальным материалам различия в особенностях деятельности внутренних механизмов движений в четвертой и пятой стадиях отсутствуют. Самостоятельность пятой стадии объясняется тем, что в двигательные режимы выполнения упражнений необходимо вводить вариации. Это является решающим условием преодоления противоречий самого процесса совершенствования в движениях с точки зрения межмышечной координации.



### 6.3.4. Биомеханика упражнений прогрессирующей сложности

Ведущими тенденциями развития сложнокоординационных видов спорта, связанных с искусством движений, являются: рост сложности соревновательных программ, концентрация усложняющихся технических действий во времени и пространстве, поиск новых оригинальных упражнений, доведение исполнительского мастерства до уровня виртуозности. В этой связи при подготовке спортсменов в видах спорта с искусством движения основным предметом обучения являются технические действия на основе роста сложности спортивных движений (технические действия прогрессирующей сложности). С точки зрения биомеханики с ростом сложности движений увеличивается амплитуда перемещений ОЦМ тела спортсмена, его скорости, главного кинетического момента, количества движений и кинетической энергии. Диапазон вариативности биомеханических характеристик при этом уменьшается по принципу сужающейся воронки (рис. 6.17). Смысл такой закономерности состоит в том, что чем проще упражнение (двигательное действие, движение), тем больше существует способов его выполнения и шире диапазон вариативности биомеханических характеристик.

Исследования Н. Г. Сучилина (1989) на примере спортивной гимнастики показали, что среди способов выполнения относительно простых движений есть такие, техническая структура и основные параметры которых в большой степени подобны более сложным либо наиболее адекватны росту сложности. Отсюда появляется возможность формирования параметров более сложных движений при техническом совершенствовании относительно простых, что будет связано не со структурными изменениями, а изменением величин биомеханических характеристик в рамках определенной структуры движений.

С позиций организации тренировочного процесса особенность указанного подхода состоит в том, что спортсмен нацелен на освоение все более сложных движений с растущей результативностью на любом уровне подготовленности и совершенствует техническое мастерство на основе постепенно усложняющихся модельных биомеханических характеристик. Любое программное движение следует разучивать не только для того, чтобы ввести его в соревновательную программу на уровне безошибочного по судейским требованиям исполнения, но для освоения все более сложных упражнений (или их вариантов) без потери качества. Обучение относительно простым техническим действиям и движениям необходимо строить, исходя из технической структуры и биомеханических

Рис. 6.17. Рост сложности спортивных упражнений и соответствующая ему тенденция изменения вариативности биомеханических характеристик:

1 — оптимальный диапазон вариативности; 2 — допустимый диапазон вариативности



параметров, типичных для наиболее сложных движений данного типа, которые используются в качестве целевой ориентировочной модели.

### 6.3.5. Биомеханические черты спортивного мастерства

**Виды спорта с циклическим характером двигательной деятельности.** Мастерское выполнение движений во всех подобных видах спорта по данным биомеханического анализа в наибольшей мере может быть связано с существенно меньшим числом изменений в направлениях действия сил, перемещений, скоростей и ускорений. Техническое мастерство формируется на основе устранения всякого рода второстепенных действий, несвоевременных и неправильно ориентированных усилий. Несвоевременность силовых акцентов и несовпадение направлений действия сил с необходимыми двигательными действиями отрицательно влияют на результативность движений не только из-за своей биомеханической нерациональности, но и излишних энергетических затрат. Величина этих затрат нелинейно возрастает в связи с тем, что к энергозатратам на излишние действия добавляются энергозатраты на коррекцию движений. Исключение из циклической двигательной деятельности излишних действий, которые суммируются в соответствии с количеством повторяющихся циклов, — задача технического совершенствования.

Зачастую роль совершенствования спортивно-технического мастерства в циклических спортивных упражнениях принижается из-за большего внимания к факторам метаболического энергообеспечения движений. В процессах энергообеспечения циклических спортивных упражнений с преимущественным проявлением выносливости важно учитывать возможные энергетические по-



тери, предопределяемые биомеханически нерациональными режимами выполнения каждого цикла движений и нерациональной технико-тактической схемой постановки и реализации двигательного задания.

Связи количественных показателей энергостойкости режимов движений с качественными показателями спортивной техники достаточно хорошо изучены в конкретных видах спорта. Например, уменьшение вертикальных колебаний тела бегунов, сопровождаемое меньшей суммарной работой против силы тяжести, можно связать с ростом квалификации спортсменов (рис. 6.18). Техническая рациональность циклической работы на выносливость связывается с малыми пульсациями скорости движения относительно некоторого среднего уровня (рис. 6.19).

**Скоростно-силовые виды спорта.** Скоростно-силовые упражнения объединяют в одну группу потому, что оцениваемые в них результаты являются следствием произвольных усилий спортсменов, которые приводят к действиям, характеризуются уменьшением времени, увеличением длины и высоты перемещений тела спортсмена, а также расстояний перемещения внешних масс в соответствии с правилами соревнований. Характерным признаком высокого спортивного мастерства является импульсивность развития мышечных напряжений (рис. 6.20). На рисунке показано, что с ростом спортивного мастерства мышцы работают в более импульсном режиме, т. е. ЭМГ сжимается во времени. В то же время амплитуда ЭМГ возрастает, что свидетельствует о развитии большей мышечной силы. Такая тенденция проявляется, например, при беге в том, что на всех беговых дистанциях укорачивается время опорных периодов, длительность которых является очень чутким показателем и наступления утомления, и наличия каких-либо функциональных расстройств. Самые короткие по времени показатели опорных фаз при спринтерском беге варьируются в пределах от 60 до 90 мс. Время опорных фаз у выдающихся мастеров

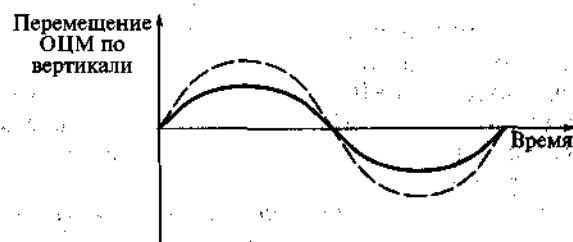


Рис. 6.18. Перемещения ОЦМ бегунов по вертикали в процессе бегового цикла:

--- квалифицированный спортсмен; — высококвалифицированный спортсмен



Рис. 6.19. Пульсации скорости движения в циклической локомоции малоквалифицированного спортсмена по отношению к мастерскому выполнению упражнения:

---- малоквалифицированный спортсмен; — высококвалифицированный спортсмен

(в данном случае спринтеров) является своеобразными точками отсчета, на которые можно ориентироваться в поиске резервов роста результативности. Этот минимальный показатель для бегунов на средние дистанции составил 118 мс. Минимальные значения опорных фаз бегунов на длинные дистанции и марафонцев зарегистрированы в пределах 122 и 132 мс соответственно. Соотношения времени опорно-полетных фаз, когда время опоры, в частности у спринтеров, составляет 64 % общей длительности бегового шага, весьма показательны. С удлинением дистанции уменьшается разница в показателях опорно-полетных фаз, отражая специфичность беговой работы.

Показатели длины беговых шагов в ряде беговых дисциплин от спринта до марафона варьируются в следующих пределах: спринтерский бег — 230 — 251 см; бег на средние дистанции — 180 — 237 см; бег



Рис. 6.20. Тенденция изменения электрической активности мышц с ростом мастерства:

а — электромиограмма квалифицированного спортсмена; б — электромиограмма высококвалифицированного спортсмена

на длинные дистанции и марафон — 160—175 см. Длина шага как показатель, обусловленный в наибольшей степени скоростью бега, связана также с длиной нижних конечностей спортсмена. При малых скоростях бега прирост ее обеспечивается увеличением длины шага, а на высоких — увеличением частоты шагов. Поэтому у спортсменов низкой квалификации результативность может прирастать прежде всего за счет роста длины шагов, а у высококвалифицированных — за счет частоты и длины беговых шагов. Ориентирами остаются максимальные для настоящего времени частота беговых шагов (5,5 движений в 1 с) и минимальное время опорных фаз (80 мс), попытки приблизиться к которым будут определять стремление к росту результативности в беговых легкоатлетических дисциплинах. Если при этом принять за основу вполне оправданную гипотезу, что бег на средние дистанции может рассматриваться как растянутый спринт, то рост результативности в нем будут обеспечивать спортсмены, способные пробегать 100 м быстрее 11 с и обладающие возможностями пробежать 400 м не более чем за 46 с.

Непосредственный скоростной потенциал двигательных возможностей человека достигает больших величин. Так, максимальная скорость спринтерского бега составляет около 12 м/с. Чтобы получить такой же результат в метании копья, как у мирового рекордсмена У.Хона (104 м 80 см), начальная скорость вылета снаряда должна составлять 31,5 м/с. Чтобы выполнять броски молота на расстояние более 86 м, начальная скорость вылета должна быть 28,6—28,2 м/с. Рекордные результаты в метании диска (более 70 м) и толкании ядра (более 22 м) достигнуты при начальной скорости вылета снаряда выше 27 м/с и 14 м/с соответственно. В то же время максимальная скорость перемещения спортивных снарядов таких больших масс, как штанга весом 260 кг, составляет всего 1,6 м/с.

В скоростно-силовых упражнениях техническое мастерство проявляется с особой четкостью в сочетании плавности приращений сил и скоростей с очень малыми внутрифазными или внутрицикловыми колебаниями их значений. Это обеспечивается четким чередованием сконцентрированных во времени всплесков мышечных напряжений, создающих такой режим разгона перемещаемой массы, при котором чем меньше отклонения направлений ее траекторий, тем выше уровень мастерства.

Для всех видов скоростно-силовых упражнений поддержание тенденции роста спортивной результативности в значительной мере связано с возрастанием скорости перемещаемых масс, что в свою очередь зависит не столько от увеличения затрачиваемых на это усилий, сколько от их согласованности при одновременном уменьшении отрицательных влияний со стороны факторов, препятствующих наращиванию скорости. В таких упражнениях, как спринтерский и барьерный бег, разбег для прыжков в длину, трой-

ной прыжок и прыжок с шестом, основным лимитирующим фактором наращивания скорости является тормозное влияние ударных ускорений при постановке стопы на опору. В то же время с возрастанием скорости уменьшается не только время опорных фаз, но и время изменения скорости в самих этих фазах. Исследования внутрицикловых биомеханических характеристик спринтерского бега показали, что уменьшение потерь поступательной скорости достигается вследствие сокращения времени торможения, а увеличение скорости обеспечивается на основе увеличения импульса и средней силы отталкивания. Снижение амортизационного пика силы реакции опоры считается положительным критерием улучшения техники спринтерского бега.

Очень большие величины вертикальной составляющей силы при постановке стопы на опору для финального отталкивания, достигающие 9 000 Н в прыжке в длину и в тройном прыжке и 4 000 Н при прыжке стилем «фосбери-флоп», сменяются амортизационной фазой, в которой у квалифицированных спортсменов усилия резко снижаются до 2 500—2 000 Н. То, что в последующей фазе величины усилий должны возрастать для выполнения активного отталкивания, указывает не только на нерациональность амортизационных потерь, но и на наличие очень существенных резервов роста результативности в прыжковых упражнениях. Следовательно, большие усилия в момент постановки стопы на опору рациональны лишь тогда, когда переход от них к фазе активного отталкивания происходит без существенных потерь. Поскольку для всех прыжковых упражнений целевая функция последнего шага — это, главным образом, изменение направления вектора скорости движения центра масс тела под нужным углом, техническая рациональность выполнения последнего шага определяется способностью спортсмена не допускать значительных потерь скорости и удерживать как можно большие усилия при переходе от постановки стопы к финальному отталкиванию. Спортивная техника в прыжках в длину может быть признана удовлетворительной лишь в том случае, если на предпоследнем и последнем шагах перед отталкиванием спортсмен не допускает существенной потери, достигнутой в разбеге скорости порядка 10,5—11,0 м/с.

Характерная тенденция связи дальнейшего роста результатов в прыжковых упражнениях с ростом скорости разбега указывает на то, что перспективны те варианты техники, которые обеспечивают меньшие потери скорости при соответственном уменьшении длительности финальных опорных периодов. Показательно, что достаточно давний переход большинства прыгунов на технику «фосбери-флоп» связан именно с тем, что он позволяет выполнять финальное отталкивание на большей скорости, чем при прыжках перекидным стилем. При этом отталкивание происхо-

дит при существенно меньших потерях скорости. Максимальная скорость в последнем шаге у прыгунов стилем «фосбери-флоп», достигающая 7,5—7,8 м/с, уменьшается до 7,3—7,4 м/с, тогда как в прыжке перекидным стилем она с 7,2—7,5 м/с уменьшается до 6,7—6,8 м/с. Время отталкивания в прыжке стилем «фосбери-флоп» меньше в среднем на 50 мс. В рекордном прыжке Р. Бимона на 8 м 90 см и лучших прыжках К. Льюиса время отталкивания составляло всего 80—85 мс, что свидетельствует об относительно малых величинах тормозных усилий и очень быстром переходе от постановки стопы к активному отталкиванию.

Результативность в тяжелоатлетических упражнениях в наибольшей степени следует связывать с таким интегральным показателем, как высота подъема снаряда, на которой достигается максимальная скорость движения штанги. Показателем технического мастерства служит наличие жесткого взаимодействия между звеньями кинематической цепи атлета. В данном случае мы имеем дело с типичным биомеханическим проявлением временного сближения акцентов динамики и кинематики. Одной из особенностей этого феномена является повышенная жесткость многозвенной системы в наиболее ответственные моменты выполнения упражнений; другая характерная черта заключается в том, что скорость вертикального перемещения плечевого пояса атлета в тяге снаряда почти на всем ее протяжении не должна отличаться от вертикальной скорости перемещения тазобедренных суставов. Этим обеспечивается влияние значительной горизонтальной составляющей на скорость движения штанги при выполнении последующих фаз. Такой показатель мастерства тяжелоатлета можно сопоставить с параллельным изменением траектории точек тела в беге, прыжках и метаниях.

Для упражнений со штангой характерна другая черта мастерства — умение использовать силы, возникающие при упругой деформации грифа штанги и способствующие приращению скорости ее перемещения вверх на основе совпадения во времени и по направлению возвратно-колебательного перемещения дисков штанги и тяговых усилий спортсмена. При подъеме штанги весом 180—210 кг от груди резонансно-силовым способом максимальные значения ускорений достигают  $(24 \pm 3,5)$  м/с<sup>2</sup>, существенно превышая показатели ускорений при скоростно-силовом подъеме  $(17 \pm 1,9)$  м/с<sup>2</sup>. При выполнении тяжелоатлетических упражнений фактором, лимитирующим реализацию потенциала двигательных возможностей спортсменов, является преждевременная активность трапециевидных мышц непосредственно перед началом тяги штанги и во время ее выполнения. Вследствие этого падают усилия мышц нижних конечностей и туловища. Поэтому на основе умения тяжелоатлета предотвращать несвоевременную или излиш-

нюю активность трапециевидных мышц и мышц-сгибателей верхних конечностей можно говорить об уровне технического мастерства.

Несмотря на характерные для скоростно-силовых упражнений высокоинтенсивные мышечные усилия, подлинно высокое техническое мастерство отличается умением спортсмена добиваться качественного выполнения двигательных задач, не вызывая напряжения второстепенных мышц. Совершенство в умении расслаблять второстепенные мышцы, свойственное спринтерам экстракласса, проявляют также высококлассные метатели и представители тяжелой атлетики. Обычным следствием перенапряжения мышц метающей руки является, как правило, ее преждевременное подключение к выполнению двигательного действия, т. е. срабатывание мышц руки до того, как завершится разворачивание рациональной программы движения усилиями крупных мышечных групп пояса нижних конечностей и туловища.

**Спортивные единоборства.** Анализ данных показывает, что мастера спорта очень редко используют в единоборствах множество технических приемов. Как правило, они хорошо владеют 3—4 приемами, компенсируя относительную скудность своего технического арсенала умением приходить к ним из необычайного широкого круга разнообразных ситуаций. Мастерство спортсмена проявляется в том, что он заставляет противника прийти в определенное положение или использует его действия так, чтобы создать благоприятную ситуацию для атаки именно тем способом, которым владеет лучше всего. Поэтому для подлинного технического мастерства в единоборствах диапазоны разнообразных ситуаций, в которые попадает спортсмен, как бы распределяются по нескольким сужающимся каналам, причем каждый из них приводит к возможностям использования уже отработанного до совершенства технического действия (коронного приема). Отработанность тех или иных фаз технических действий различается вариативностью характеристик движений, причем чем лучше отработана фаза, тем меньше показатели вариативности временных характеристик, параметров кинематики и динамики. При этом переход от предварительных фаз выполнения двигательного действия к основной решающей фазе закономерно протекает с уменьшением показателей вариативности. Феномен сужения вариативности характеристик движений при выполнении технических действий спортивной борьбы был назван «феноменом воронки» (термин предложил А. А. Новиков). Его отличительная особенность заключается в том, что чем выше уровень мастерства, тем меньше диапазон вариативности основной части приема, свидетельствующей о высокой интенсивности его выполнения. Поэтому вариативность характеристик движений, например, таких как разброс силовых



кривых по отдельным составляющим опорного усилия, может достоверно указывать на большую или меньшую отработанность данного приема спортсменом. Так, в частности, существенно большие величины разброса кривых горизонтальных составляющих опорных усилий по сравнению с меньшими величинами вариативности по вертикальной составляющей при выполнении хорошо отработанного борцовского приема «бросок через бедро» указывают, с одной стороны, на умение спортсмена отрывать массу тела противника от ковра при относительно меньшем умении изменять направление действия сил для последующего завершающего броска на основе горизонтальных усилий; с другой стороны, это указывает на наличие резервов функционального совершенствования. Различия в показателях разброса силовых кривых при их наложении одна на другую при сопоставлении динамограмм борцовских приемов, записанных при бросках противника в удобную и неудобную сторону, наглядно демонстрируют функциональную асимметрию. Меньшие величины функциональной асимметрии, характеризующиеся умением выполнять двигательные задания в удобную и неудобную сторону, правой и левой рукой, правой и левой ногой, отличают спортивную технику наиболее выдающихся спортсменов.

Специфические особенности технического мастерства в борьбе в наибольшей мере определяются тем, что атакующий и атакуемый находятся в сложной динамической связи, образуя систему двух тел. При этом успешность действий атакующего обеспечивается прежде всего его умением сочетать начало и направление действия своих сил с направлением перемещения массы тела противника и на отрыве противника от опоры для выполнения технического приема. Высококвалифицированные борцы, маскируя свои намерения сложными силовыми акцентами, выполняемыми попеременно в разных направлениях, добиваются, чтобы противник так сместил массу тела при проведении приема или в начале его выполнения, чтобы использовать это для проведения контратакующего действия.

Специфическая особенность единоборства заключается в том, что техническое мастерство определяется умением не только провести успешный прием, но и противостоять атакующим действиям соперника. Это придает особую роль защите и, главным образом, таким ее видам, которые не только срывают атаку противника, но и позволяют перейти к контрприему. Анализ защитных действий в спортивной борьбе и условий перехода от них к контратакам позволяет классифицировать возможные защиты в виде следующих действий: не дать осуществить захват; создать препятствия действиям противника, пытающегося создать опору (ось вращения) для переворота массы тела подбивом или толчком. Переход

на контратакующее действие создается, прежде всего, за счет изменения направления вращения своего тела или вращения тела атакующего, уменьшения или увеличения угла поворота своего тела или тела противника. Обостренность ощущения изменений направлений силового взаимодействия с противником является четким отличием мастеров борьбы экстра-класса. По мышечным ощущениям без зрительного контроля они могут определять и своевременно оценивать ситуацию.

Особо следует подчеркнуть связи уровней мастерства и особенностей умения спортсменов определять ситуации для силовых акцентов. Техника высококвалифицированных спортсменов отличается четкой последовательностью акцентов мышечных напряжений, при этом никогда не допускаются одновременные силовые импульсы, осуществляемые мышцами верхних и нижних конечностей. Мастер чередует жесткий захват противника руками мощной импульсной вспышкой активности мышц ног, сменяя ее на интенсивную активность мышц туловища, а затем — на активность мышц рук. Малоквалифицированные спортсмены перенапряжением мышц рук ослабляют усилия, направленные на отрыв от ковра тела противника.

Особенности координационных отношений при таком виде единоборств, как бокс, очень четко проявляются в импульсных режимах проведения атакующего действия без жесткой закрепощенности мышц, не участвующих в организации удара. Показательно, что создание условий для нанесения удара начинается с напряжения мышц голени стоящей сзади ноги с последующим своеобразным распространением динамической волны до кисти руки, осуществляющей удар.

Техническое мастерство высококвалифицированных фехтовальщиков помимо очевидных скоростных отличий в проведении действия атаки и защиты проявляется в четко выраженной согласованности движений звеньев тела и оружия. Общее время выпада в атаке короче в том случае, если вооруженная рука вытягивается в конце движений других звеньев тела. Это действие явно подобно действиям боксера. В обоих случаях быстрота атаки создается за счет своеобразного разгона всей системы звеньев, в которой ускорение каждого следующего звена, в том числе и завершающее ускорение несколько согнутой до середины выпада вооруженной руки, как бы имеет исходную базу достигнутого к этому времени уровня скорости. Мастеров высокой квалификации характеризует четкая координация напряжений мышц при управлении оружием. Если фехтовальщики низкой квалификации излишне перенапрягают мышцы вооруженной руки и плечевого пояса, то для мастеров характерны «силовые вспышки» в наиболее ответственные моменты управления оружием, быстро сме-

няемые на положения относительного расслабления. Кроме того, если квалифицированный фехтовальщик по окончании захвата оружия противника мгновенно ослабляет давление на рукоять, то менее подготовленные спортсмены относительно долго сохраняют эти усилия. Импульсные усиление и уменьшение давления на рукоять оружия у мастеров сочетаются с существенно большими абсолютными величинами давления на рукоять, чем у менее подготовленных спортсменов. Так, в момент перевода сила давления большим и указательным пальцами составляет в среднем 50,2 Н, а тремя остальными — 50,6 Н. Спортсмены I разряда этот же перевод выполняют с усилиями большим и указательным пальцами в 37,0 Н, а по сегменту рукоятки, находящемуся под мизинцем, безымянным и средним пальцами, — 41,0 Н.

К числу важнейших критериев технического мастерства в фехтовании следует отнести умение быстро переключаться с выполнения одного атакующего действия к другому из-за противодействия противника, а также быстрое переключение на парирование встречной атаки в ходе выполнения различных вариантов подготовки своих атак. В то же время нужные предпосылки для проведения переключений закладываются правильной организацией атаки, начинающейся с активации звеньев нижних конечностей и завершающейся действием вооруженной руки.

**Виды спорта со сложной координацией.** Группа видов спорта, объединяющая спортивную и художественную гимнастику, синхронное плавание, фигурное катание и прыжки в воду, имеет общую тенденцию развития: непрерывное системно-структурное усложнение технического содержания при постоянном соответствии форм движений эстетическим критериям мастерства исполнения. Техническое усложнение подчинено необходимости обеспечить преимущества по критериям риска, оригинальности и виртуозности. В гимнастике отличительной характеристикой риска является непосредственная повышенная опасность для спортсменов вследствие грубых ошибок. Под определение «оригинальность» подпадают нестандартные элементы и новые композиционные решения. Виртуозность выполнения упражнений ближе к артистизму и элегантности, проявляемым в исполнительском совершенстве. Все три критерия (риск, оригинальность и виртуозность) подразумевают очень высокий уровень требований к зрелищной стороне упражнений и подчинение технически сложных композиций принятым эстетическим нормам и эталонам, при котором потери в исполнительской красоте резко снижают возможность завоевать призовые места. Значимость зрелищной ценности технически сложных спортивных упражнений подчеркивается особой требовательностью к условиям выполнения завершающих действий в виде соскоков со спортивных снарядов в гимнастике и входа

в воду в прыжках с вышки и трамплина. В других видах технической сложности упражнений требование к эстетической стороне выражается в специальном акцентировании переходных фаз между элементами композиции. Общим для технически сложных физических упражнений является также и то, что на соревнованиях предусматривают конкуренцию в выполнении не только произвольных комбинаций, но и обязательных стандартных двигательных заданий.

Процесс технического усложнения упражнений протекает по двум взаимосвязанным направлениям: параметрическому и структурному.

Направление *параметрического усложнения* основывается на освоении движений с большими скоростями и амплитудами выполнения, с необходимостью проявления больших по величине и длительности усилий.

*Структурное усложнение* предполагает наращивание числа элементов наивысшей технической сложности и трансформацию относительно простых элементов в более трудные.

В спортивной гимнастике комбинации усложняются на основе комплексного структурно-параметрического усложнения, базирующегося на использовании новых элементов (например, смена направлений больших оборотов на перекладине, выполнение их на одной руке, применение перехватов и перескоков). Для современной гимнастики характерна четкая тенденция повышения удельного веса хлестообразно-бросковых и сложных упражнений, выполняемых большим махом, что при любой несогласованности в системе звеньев «спортсмен — снаряд» создает повышенную опасность срыва упражнения или даже травмирования. Тенденцию к использованию маховых упражнений отражают такие упражнения, как переход к подъемам в стойку на кольцах на основе больших оборотов.

Характерные черты оптимальной техники выполнения упражнений на основе больших махов имеют следующие особенности:

- использование наибольших из возможных амплитуд движений;
- равномерное наращивание усилий взаимодействия со снарядом (без потери чувства контакта с ним);
- свободное, без применения силы перемещение вниз с сохранением параллельного расположения рук;
- четкий геометрический рисунок движения с более строгими граничными позами.

Неравнозначная техническая сложность различных упражнений и наращивание ее по увеличению значений параметров двигательного действия или по направлению структурного усложнения внешне выражена сужением вариативности характеристик

движений в их наиболее ответственные моменты и увеличением разброса контролируемых показателей в начальных, ходовых фазах движений или при переходах от одной фазы к другой.

В технически сложных видах физических упражнений при определении технического совершенства движений особое значение придается снижению вариативности характеристик движений при переходах к усложненным условиям их выполнения. Эти проявления феномена минимизации наиболее показательны при сопоставлении особенностей выполнения рекордных по сложности элементов. Провести рекордный по сложности соскок с перекладины возможно лишь при единственном варианте его выполнения, тогда как соскоки меньшей степени сложности выполнимы при больших или меньших отклонениях от идеального рисунка движений.

Качество снаряда влияет на особенности выполнения упражнений. Так, если при большом обороте вперед на «жесткой» перекладине максимальное усилие развивается вблизи нижней вертикали, то на «мягком» снаряде — в отдалении от вертикали с некоторым опозданием. При выполнении упражнения конкретным спортсменом на конкретном снаряде следует учитывать, что частота собственных колебаний системы «спортсмен — снаряд» нарастает с увеличением жесткости грифа перекладины или жерди брусьев. При меньшем весе спортсмена и увеличении угловой скорости движения его тела фазы ответных реакций снаряда на воздействие тела спортсмена наступают более быстро. Поскольку для увеличения эффекта рабочих усилий действия спортсмена должны соответствовать упругим колебаниям снаряда, частота его силовых акцентов, рассматриваемая в данном случае как частота действия возмущающей силы, должна быть равна или кратна частоте собственных колебаний системы «спортсмен — снаряд». Учитывать особенности выполнения таких маховых упражнений, как большие обороты вперед и назад на обычной перекладине и жердях разновысоких брусьев, обладающих различной вертикальной и горизонтальной жесткостью, очень важно в связи с тем, что максимумы усилий достигают величин, в 5,2—5,8 раза превышающих вес спортсмена.

Техническое мастерство в опорных прыжках в гимнастике, в прыжках в воду с трамплина определяется умением спортсмена согласовывать свое силовое взаимодействие с периодом упругой деформации подрессоренной части гимнастического мостика или трамплина. В процессе взаимодействия спортсмена с упругой опорой можно выделить следующие четыре фазы:

- фаза аккумуляции, отражающая начальное давление массы тела на поверхность мостика или трамплина;
- фаза амортизации, которая отражает обязательные потери набранных ранее усилий вследствие амортизационного сгибания ног;

• фаза активизации, отражающая попытку спортсмена акцентировать свое силовое давление для осуществления следующей рабочей фазы движений;

- фаза реализации.

Чрезмерное увеличение усилий в фазе активизации свидетельствует о неумении спортсмена рационально использовать упругие свойства мостика. В отличие от отталкивания в обычных прыжках в длину с разбега в данном случае не нужно активным силовым акцентированием компенсировать потери на амортизацию: силовое давление со стороны поверхности мостика, возвращающегося в прежнее состояние после упругой деформации, вполне достаточно, чтобы придать телу нужную скорость в последующей полетной фазе.

Критерии технической сложности и качества выполнения фаз движений квалифицируются, с одной стороны, по траектории, задаваемой в моменты отталкивания, скоростью, углом вылета, высотой точки вылета, влиянием силы тяжести, а с другой стороны — вращательными движениями звеньев тела вокруг его центра масс, характеризующимися их амплитудой, изменением скоростей и направлений. Эти движения, суммарная сложность которых оценивается в соответствии с существующими нормативами, должны соответствовать требованиям непрерывности чередования и плавности фазных переходов при сохранении симметрии положения ног. Также допускаются сочетания взаимных положений звеньев тела, не искажающие общую зрелищную картину упражнения.

Чтобы технически правильно выполнить упражнение, надо выбрать управляющие движения и соответствующие им рабочие позы, используя которые спортсмен разворачивает программу движения по рациональному пути. Поэтому техническая рациональность переходов от одной фазы движения к другой представляет собой следствие рациональной смены «ведущих элементов межмышечной координации».

В технически сложных видах спортивных упражнений в число квалификационных критериев уровня мастерства входит обязательная исполнительская симметрия, что предполагает умение выполнять стандартизированные двигательные задания как в одну, так и в другую сторону. Например, в правилах судейства по художественной гимнастике указано, что из общего числа упражнений с предметами, подразделяемых на восемь групп трудностей, упражнения не менее трех групп должны выполняться «слабой» рукой. При этом подчеркивается необходимость равномерной работы обеих рук.

Наиболее четко требования к функциональной симметрии сформулированы в правилах фигурного катания на коньках. В этом виде спорта по правильности начертания на льду фигур определя-



ют уровень технического мастерства при выполнении программы обязательных упражнений. В число критериев мастерства включены геометрическая правильность рисунка; так называемая «реберность» исполнения, когда одни упражнения предписывается выполнять постоянно на одном ребре конька, другие — со сменой ребра; также минимальное рассогласование следов от конька в данной и предыдущей попытках при условии выполнения частей двигательных заданий на одной и другой ногах. Технические критерии мастерства в фигурном катании объединены со зрелищными эстетическими критериями.

**Игровые виды спорта.** Для спортивных игр характерны проявления силы и исключительных скоростных показателей, причем тенденции возрастания в них атлетизма в дальнейшем будет создавать все большую основу для игровых преимуществ. В свою очередь спортсмены, специализирующиеся в спортивных играх, оказываются в условиях, когда возможности проявления ими технического мастерства пресекаются или ограничиваются действиями противника. Наличие противника, также стремящегося к победе, выдвигает в число решающих условий мастерства умение предугадывать его действия, правильно оценивать, своевременно и безошибочно реагировать на них. Все это подчеркивает значимость ситуационно-оценочных и моторных компонентов реакций спортсмена.

Общность квалификационных критериев уровней мастерства проявляется в равноценности для всех видов спортивных игр качества оценки ситуаций противодействия противнику или командных действий. Умение правильно оценивать ситуацию в усложненных условиях соревнования отличает спортсменов высокого уровня подготовленности. В той же степени своевременность и правильность осуществления моторного компонента двигательной реакции в подобных условиях составляет характерную черту мастерства, проявляющегося также в разнообразии применяемых технических атакующих приемов. Сохранение качества подобных приемов в усложненных условиях и при утомлении является отличительной чертой мастеров экстра-класса. Равным образом мастера характеризует разнообразие защитных действий, их устойчивость и надежность в изменяющихся и более тяжелых ситуациях. Мастера может отличать и рациональная нестандартность действий, ставящая противника в трудные условия. Однако из-за наличия противника или противодействующей команды далеко не все технические действия завершаются благоприятно.

Специфика спортивных игр такова, что победа в них не обеспечивается однократным техническим действием или серией удачных приемов. Их продолжительность, достигающая в теннисе или волейболе нескольких часов, требует устойчивого сохранения результативности технико-тактического арсенала игроков.

Известно, что показатели реализации потенциала двигательных возможностей спортсменов через конкретные скоростно-силовые действия не связаны с качественными показателями технических действий. Так, высокая скорость бега не всегда реализуется в качественных показателях ведения мяча, а высокая прыгучесть указывает лишь на потенциальные возможности спортсмена. На уровень технического мастерства указывают меньшие величины различий между показателями скоростно-силовой базовой подготовленности и показателями, на уровне которых спортсмен может осуществить результативные технические действия. Однако достигнуть полного сближения показателей физической подготовленности и тех уровней их реализации, на которых возможно результативное проведение технических действий, практически никогда не удастся. Так, например, максимально высокое выпрыгивание баскетболиста представляет самостоятельное действие, и возможности его технической результативности определяются координационной сложностью последующей технической задачи. Поэтому высокое выпрыгивание для перехвата или отражения мяча существенно проще, чем выпрыгивание с последующим точным броском по корзине, для выполнения которого баскетболист должен как бы зависнуть. При качественном выполнении этого действия вариативность характеристик движений к моменту завершающего броска кистью практически сводится к минимуму.

Техническая эффективность в спортивных играх важна не только сама по себе, но и в условиях действия различных мешающих факторов. Так, в баскетболе под влиянием утомления точность при попадании в кольцо снижается на 10 %. Показательно, что утомление отражается на изменениях технической результативности в большей степени, чем в двигательных проявлениях, характеризующихся величинами сил, скоростей и ускорений.

Сопоставление показателей точности попадания в цель ударов в волейболе и скорости полета мяча как следствия влияния утомления показало, что коэффициент вариации по показателю точности в условиях утомления составляет 40 %, тогда как разброс в скорости полета мяча не превышает 5 %. Этот пример можно рассматривать как частный случай общего положения о том, что действие мешающих факторов влияет на самые сложные уровни технической организации движений, которые первыми проявляют тенденцию к структурному упрощению. Своеобразие реакций упрощения на действия такого фактора, как утомление, проявляется в технико-тактических действиях в спортивных играх либо в выборе более простых действий, либо попытками как-то обозначить свои действия.

В силу своеобразия реакций на утомление спортсмены-игроки всегда имеют преимущество, потому что отработали до тех-

нического совершенства свое поведение в стандартизированных ситуациях, где даже при малой потере игровой точности итоговый результат технического действия будет удовлетворительным. Все это позволяет говорить о зависимости уровня технического мастерства у представителей спортивных игр от «запаса» программ (алгоритмов) движений, реализуемых с наименьшими потерями в более тяжелых ситуациях.

### 6.3.6. Биомеханические аспекты спортивной тактики

*Тактика* — совокупность приемов и средств, применяемая для достижения конкретно поставленной в соревнованиях цели и основанная на расчете реальных возможностей спортсмена и его соперников (Толковый словарь спортивных терминов / сост. Ф. П. Суслов и Д. А. Тышлер. — М.: СпортАкадемПресс, 2001). Смысл тактики состоит в том, чтобы найти способы реализации своих физических возможностей и технической подготовленности, которые позволили бы повысить надежность выступления в ходе всего соревнования и соотнести акценты выступления с раскладкой сил своих и соперников.

Поскольку в основе спортивной тактики лежат двигательные проявления, в ней есть и биомеханические аспекты, связанные прежде всего с техникой выполнения спортивных упражнений. Недаром в целом ряде видов спорта речь идет о технико-тактических элементах выполнения соревновательных упражнений и существует целый раздел процесса подготовки спортсменов — технико-тактическая подготовка.

*Выбор спортивной тактики* — процесс индивидуальный и проводится прежде всего по критериям уменьшения энергетических затрат двигательного действия. Различия в экономичности действий разных людей связывают, в частности, с индивидуальным составом мышц. Человек с преимущественным содержанием медленных мышечных волокон более экономичен при умеренном темпе движения, а человек с преимущественным содержанием быстрых волокон в той же мышце более экономичен при увеличении темпа движений.

В видах спорта с циклическим характером двигательной деятельности тактические решения с учетом биомеханических закономерностей состоят в формировании скорости передвижения по дистанции при наиболее выгодном (в частности, по энергетическим критериям) сочетании длины и частоты шагов (В. Л. Уткин, 1989). При больших скоростях бега ее прирост в большей степени достигается за счет частоты движений. Относительно низкая скорость передвижения увеличивается главным образом за счет дли-

ны шага. На скорость, составляющую около 70 % от максимальной, длина и частота шагов влияют в равной степени. При максимальной скорости наблюдается даже некоторое снижение длины шага, правда не у всех спортсменов.

Свою предельную скорость спортсмен демонстрирует при определенном сочетании длины и частоты шагов. Причем движение, оптимальное по скорости, не совпадает с оптимальным по экономичности. Следовательно, если спортсмен предпочитает тактику прохождения соревновательной дистанции на предельной скорости или тактику прохождения отдельных отрезков дистанции на предельной скорости, то это необходимо тренировать. Оптимизировать двигательные действия следует, рационально сочетая длину и частоту шагов при задаваемой скорости и снижая энергозатраты при таком режиме, контролируя уровень метаболических затрат по величине частоты сердечных сокращений (ЧСС). Такие же тренировки необходимы и при других скоростных режимах прохождения дистанции в рамках тактической раскладки бега.

Анализ динамики соревновательной скорости в видах спорта циклического характера дает основание утверждать, что для стайерских дистанций характерна тактика постоянной или постоянно снижающейся скорости. Выбор величины этой скорости зависит от психологической установки спортсмена на достижение определенного результата. Если спортсмен настроен на максимальный, а может быть рекордный, результат, скорость будет предельной, а значит, он будет стремиться как можно полнее исчерпать свои энергетические ресурсы.

Для более коротких дистанций, где состязания длятся менее 5 мин, равномерной раскладки скорости по дистанции не наблюдается. Раскладки скорости у разных спортсменов разные, что говорит о том, что тактика — это индивидуальный способ осуществления двигательных действий, который все-таки привязан и к биомеханике движений, и к метаболической мощности энергетических источников человека.

### КОНТРОЛЬНЫЕ ВОПРОСЫ

1. Что такое уровни управления движениями?
2. В чем суть двигательных программ и каковы основные современные представления об их формировании?
3. Что такое латентная стадия действия и программирование движения?
4. Дайте характеристику отрицательной и положительной обратной связи при управлении движением.
5. Что такое обратная афферентация или сенсорная коррекция в системе рефлекторного кольца?
6. Какие существуют виды обратных связей?

7. В чем отличие программированного и афферентационного типов движения?
8. Расскажите об основных подходах к объяснению стратегий движения.
9. Что такое математическое моделирование движений?
10. Как осуществляются прямая и обратная задачи механики при моделировании движений человека?
11. Каковы биомеханические представления о координации движений?
12. Расскажите о биомеханических характеристиках спортивной техники при кинематическом, динамическом и энергетическом анализе двигательных действий.
13. Как проявляются биомеханические тенденции изменения параметров техники движения при росте спортивного мастерства в основных группах видов спорта?
14. Расскажите о биомеханических аспектах спортивной тактики.
15. Охарактеризуйте направления использования сведений о морфометрических характеристиках мышц в спортивной практике.
16. Опишите метод сравнения основного и специального упражнений. Как оценивается эффективность специального упражнения?
17. Опишите метод сравнения основного и специального упражнений. Как оценивается адекватность специального упражнения?
18. Каким образом можно оценить функциональную подготовленность спортсменов на основе анализа морфометрических характеристик мышц?
19. Каким образом информация, поступающая от различных рецепторов ОДА, может затруднять обучение двигательным действиям?

## Глава 7

### БИОМЕХАНИКА РАЗЛИЧНЫХ ВИДОВ ДВИЖЕНИЙ ЧЕЛОВЕКА

---

#### 7.1. Движение вокруг осей

##### 7.1.1. Вращение в суставе

Движение звена в суставе является возвратно-вращательным движением.

Известно, что вращательное движение вызывают моменты внешних сил, действующих на звено. Такими внешними силами для некоторого звена служат силы мышц, действующие со стороны соседних звеньев через сустав или суставы (в случае двусуставных мышц), сила тяжести рассматриваемого звена.

Тогда уравнение динамики вращательного движения будет иметь вид

$$\sum M = J\varepsilon, \quad (7.1)$$

где  $\sum M$  — сумма моментов действующих сил;  $J$  — момент инерции звена;  $\varepsilon$  — угловое ускорение.

Для звена момент инерции — величина постоянная, поэтому большее или меньшее угловое ускорение определяется суммарным моментом действующих сил. Например, чтобы ускорение, а значит, и скорость вращения звена под действием сгибателя были больше, необходимо уменьшить тормозящее действие разгибателя, т. е. в достаточной мере расслабить его.

Необходимо понимать один принципиальный момент. Мы говорили о том, что силы мышц в системе организма человека являются внутренними силами. Это верно, когда мы рассматриваем два звена, соединенных мышцами. Но когда мы рассматриваем в указанной системе звеньев действие мышц на каждое отдельное звено, то силы мышц в данном случае будут внешними в движении одного звена по отношению к другому. При фиксации за счет других мышц одного звена в системе двух звеньев мышцы, соединяющие их, могут развивать усилие, перемещающее незакрепленное звено. В этом случае момент силы мышц и является управля-



ющим моментом. Понятно, что управляющий момент создается равнодействующей всех мышц, прикрепленных к звену, и силы тяжести звена.

### 7.1.2. Вращательные движения тела при опоре

Выполнение вращательных движений связано прежде всего с взаимодействием с опорой, причем основное уравнение вращательного движения твердого тела — это уравнение (7.1):

$$M = dL/dt,$$

где  $M$  — момент внешних сил относительно оси вращения;  $L$  — кинетический момент тела относительно оси вращения, равный произведению момента инерции тела на угловую скорость вращения относительно оси.

Таким образом, в общем случае возникновение и изменение характера вращательного движения тела человека на опоре обусловлено действием момента внешних сил относительно оси вращения.

Рассмотрим в качестве примера простейший случай — вращательное движение гимнаста вокруг перекладины из стойки на руках без изменения позы. Если пренебречь силой трения, то можно считать, что на гимнаста действует только сила тяжести, равная его весу и приложенная к ОЦМ. Плечом этой силы  $d$  является расстояние (радиус)  $r$  от ОЦМ до вертикали, проходящей через точку опоры, расположенную на продольной оси грифа перекладины. В исходном положении (стойка на руках) вертикальная проекция ОЦМ гимнаста проходит через точку опоры. Плечо силы тяжести в этот момент равно нулю. При выходе из положения равновесия плечо становится отличным от нуля, так как

$$d = r \sin \alpha, \quad (7.2)$$

где  $\alpha$  — угол между вертикалью и  $r$ .

Относительно точки опоры, расположенной на оси вращения, возникает момент силы тяжести. Тело гимнаста начинает вращаться вокруг грифа перекладины с угловым ускорением, обратно пропорциональным величине его момента инерции относительно оси вращения. В процессе перемещения по окружности плечо силы тяжести начинает увеличиваться. Соответственно увеличиваются момент силы и угловое ускорение. Чем ускорение больше, тем быстрее растет угловая скорость вращения тела гимнаста.

Плечо силы достигает своего максимума в горизонтальном положении. В крайних верхнем и нижнем положениях плечо равно

нулю. При движении сверху вниз по окружности угловое ускорение соответственно увеличивается, достигает максимума в горизонтальном положении, затем уменьшается до нуля в крайнем нижнем положении. С началом вращательного движения вверх момент силы меняет свой знак на противоположный. Отрицательное ускорение растет по своей абсолютной величине, достигая максимума в горизонтальном положении. Вращение тормозится. В соответствии с этим при движении сверху вниз скорость вращения все время растет и становится максимальной в крайнем нижнем положении, а при движении снизу вверх она все время уменьшается. Быстрее всего скорость изменяется в момент прохождения горизонтального положения, когда возникает ее максимальный (по абсолютной величине) прирост. В крайних нижнем и верхнем положениях он равен нулю. Если пренебречь силой трения и сопротивлением воздуха, то тело в этом случае выполнит полный оборот и скорость его вращения при возвращении в исходное положение будет равна исходной. Если не пренебрегать силой трения рук гимнаста о перекладину, то при совершении вращательного движения без изменения позы он снова в вертикальное положение не выйдет.

Рассмотрим теперь, каким образом то или иное изменение позы отразится на характере вращательного движения (В. Н. Курьсь, 1994). Очевидно, вследствие формулы (7.2) своего максимального значения  $d$  достигает при горизонтальной ориентации тела в полностью выпрямленной позе с максимальной «оттяжкой» от опоры. В этой позе будет наибольший момент силы тяжести и, следовательно, наибольшее угловое ускорение при данной ориентации. Чем больше момент силы тяжести и чем дольше он действует, тем больше будет кинетический момент относительно оси вращения. Общее сгибание или прогибание тела за счет соответствующих движений в суставах (включая межпозвоночные) уменьшит величину  $d$  и соответственно  $M$  и  $\epsilon$ . Поэтому при движении сверху вниз гимнасту выгодно сохранять полностью выпрямленную, вытянутую в линию осанку.

При движении снизу вверх общее сгибание или прогибание тела приблизит ОЦМ гимнаста к оси вращения. В результате уменьшится абсолютная величина отрицательного момента силы тяжести, тормозящего вращение, за счет воздействия на гимнаста положительного момента сил Кориолиса. Приближение ОЦМ тела к перекладине, а значит, уменьшение момента инерции тела, ускоряет вращение гимнаста, а удаление замедляет его, что, впрочем, следует из закона сохранения кинетического момента при условии пренебрежения силами трения между перекладиной и кистями рук спортсмена.

Таким образом, изменяя позу и радиус инерции, гимнаст может управлять скоростью вращения тела вокруг опорной оси. При

этом одинаковые движения, выполняемые в разных суставах, дают различный эффект. При прочих равных условиях движения в суставах, близких к оси вращения, наиболее эффективны. Например, сгибание на один и тот же угол в лучезапястных суставах (без прокручивания кистей) будет более эффективным, чем в плечевых, а в плечевых — более эффективным, чем в тазобедренных. Однако здесь следует учитывать целый ряд факторов: угловую скорость суставных движений; силовые возможности мышц для развития суставных моментов, требуемых для выполнения движения в конкретных суставах; фактор упругой опоры; действие центростремительной силы инерции на связи.

Один и тот же механический эффект при выполнении упражнений большим махом может быть получен за счет движения как в плечевых, так и в тазобедренных суставах. Во втором случае для этого требуется большая амплитуда движения, поэтому поза гимнаста изменится более заметно. Чем больше скорость движения в обоих случаях, тем больше эффект. Если же оба движения выполнять совместно, добавив к ним движение в межпозвоночных суставах, то суммарный эффект соответственно возрастет. Поэтому основное рабочее действие практически никогда не локализуется в каком-то одном суставе. Начинаясь с дистальных звеньев, оно всегда носит общий характер и осуществляется путем согласованного сокращения почти всех мышц той или иной поверхности тела.

Для того чтобы мышцы сработали наиболее эффективно, их необходимо предварительно растянуть до оптимально активированного состояния. С этой целью перед началом основного рабочего действия выполняется так называемый замах. Это активное оттягивание и провисание по ходу движения с одновременным легким общим прогибанием или сгибанием тела в зависимости от того, какая его поверхность является рабочей. Замах обычно более выражен в поясничной области. В результате мощного сокращения мышц возникают значительные суставные моменты, и звенья тела начинают быстро поворачиваться вокруг своих суставных осей. В каком же направлении их выгоднее поворачивать — в направлении движения ОЦМ тела или в противоположном? На первый взгляд, это совершенно безразлично: общее сгибание или прогибание тела в процессе основного рабочего действия вызовет уменьшение расстояния от ОЦМ до оси вращения. В обоих случаях возникает положительно действующая кориолисова сила инерции, а тормозящий движение момент силы тяжести уменьшится.

Однако дело в том, что главный кинетический момент системы может быть представлен в виде суммы двух слагаемых:

$$L = L_1 + L_2,$$

где  $L_1$  — кинетический момент биомеханической системы тела человека, обусловленный вращением ее ОЦМ;  $L_2$  — сумма кинетических моментов звеньев системы, обусловленных их вращением вокруг ОЦМ.

Следовательно, если наиболее массивные звенья тела гимнаста в процессе основного рабочего действия будут поворачиваться в направлении вращения ОЦМ тела, то его главный кинетический момент увеличится. Если же они будут вращаться в противоположном направлении, главный кинетический момент уменьшится и при достаточно высоких скоростях вращения может изменить свой знак на противоположный. Эта закономерность используется при выполнении таких соскоков, как лёт, дуга сальто вперед, махом вперед сальто вперед, махом назад сальто назад и других движений с остановкой или уменьшением направления вращения на опоре (например, большой оборот на кольцах, сальто над жердями в стойку и др.).

Проанализируем энергетическую оценку движения гимнаста с опорой, например, при рассмотренном нами вращении на перекладине. При вращении гимнаста в направлении сверху вниз сила тяжести его тела совершает положительную работу, при движении снизу вверх сила тяжести совершает уже отрицательную работу, замедляя движение. Кроме того, в реальном вращательном движении сила трения между перекладиной и руками гимнаста рассеивает часть кинетической энергии вращательного движения. Естественно, для выполнения гимнастом упражнений необходимо, чтобы положительная работа была больше отрицательной и компенсировала необратимые потери энергии. Для этого спортсмен уменьшает отрицательную работу за счет уменьшения момента силы тяжести в движении снизу вверх путем уменьшения плеча силы, т. е. притягиваясь к перекладине.

### 7.1.3. Основные способы управления движениями вокруг осей

**Создание вращения вокруг поперечной оси.** Подобный класс движений наиболее характерен для акробатики, спортивной гимнастики, прыжков в воду (В. Н. Курьсь, 1994; Н. Г. Сучилин, 1987). Выполнение таких вращений начинается от опоры и связано с отталкиванием под углом к поверхности дорожки для создания переместительной и вращательной составляющих движения уже в полетной фазе упражнения. Переместительная составляющая определяет характеристики траектории движения ОЦМ тела прыгуна в полете, т. е. высоту и длину полета, а вращательная — обороты тела вокруг поперечной оси тела, проходящей через ОЦМ.



При выполнении сальто назад или вперед с места туловище спортсмена всегда наклонено назад или вперед. В этом случае возникает пара сил (реакция опоры и сила тяжести), которая в совокупности с направленным махом руками является фактором, определяющим вращение по сальто. Угол атаки (т.е. угол наклона к горизонтали линии, соединяющей ОЦМ тела и точку контакта ног с опорой в момент толчка) при отталкивании является определяющим фактором распределения механической энергии на взлет и на вращение тела в полете. Существенное значение при выборе оптимального угла атаки имеет учет величины скорости движения ОЦМ тела спортсмена и величины кинетического момента. Чем больше эти величины, тем меньше при других равных условиях оптимальная величина угла атаки.

В отличие от особенностей возникновения вращения вокруг поперечной оси, например, в ходе выполнения сальто с места, при прыжках после разгонных элементов спортсмен при отталкивании преимущественно не создает вращение, а использует часть приобретенного ранее кинетического момента за счет стопорящего толчка ногами или руками в зависимости от вида опорного взаимодействия. Естественно, что не весь запас приобретенного движения в разгонных действиях используется на выполнение вращения по сальто. Некоторая часть энергии (до 25—30 %) рассеивается при взаимодействии прыгуна с опорой.

Управление вращением относительно поперечной оси строится на изменении позы прыгуна в полете, приводящей к изменению величины момента инерции тела относительно оси и, таким образом, к изменению скорости вращения тела спортсмена. Согласно закону сохранения главного кинетического момента прыгун управляет скоростью вращения в условиях неизменности скорости движения в безопорном положении. Скорость вращения увеличивается, когда часть или части тела приближаются к поперечной оси вращения. В результате укорачивается радиус инерции, уменьшается момент инерции и, таким образом, увеличивается угловая скорость тела. Ось вращения при выполнении сальто всегда проходит через ОЦМ тела спортсмена. При этом изменение скорости вращения как результат изменения взаимного расположения частей тела не влияет на характеристики траектории полета тела. Разгруппирование как обратное управляющее движение уменьшает угловую скорость тела. Таким образом, в основе управления скоростью рассматриваемого вида вращения лежат движения группирования и разгруппирования, сгибания и разгибания тела с прямыми ногами, сгибательно-разгибательные движения в позе полугруппировки, прогибания и выпрямления.

**Создание вращения вокруг продольной оси.** Создание вращения вокруг продольной оси в прыжках типа «сальто» может осу-

ществляться тремя способами: опорным, безопорным и комбинированным.

**Опорный (инерционный) способ** основан на создании момента сил при взаимодействии спортсмена с опорой путем целенаправленных поворотных действий при отталкивании. В этом случае туловище, как свободная часть тела, скручивается по продольной оси относительно ног, ограниченных в подвижности на опоре силой трения. Этой же цели может служить целенаправленный мах руками. После потери связи с опорой полученное на опоре вращение перераспределяется между туловищем (плюс руки) и ногами на фоне торможения маховых движений. В результате в поворот вокруг продольной оси подключаются и ноги. Такие действия приводят к уравниванию скорости поворота ног и туловища. При этом тело как единая система звеньев после ликвидации скручивания поворачивается вокруг продольной оси по инерции. Скручивание имеет естественный предел: как только он будет достигнут, вращение прекратится и кинетический момент относительно продольной оси станет равным нулю. Если это происходит непосредственно перед стартом, то все старания гимнаста будут напрасны: вращения с опоры относительно продольной оси он не задаст. Скорость скручивания должна достичь своего максимума в момент старта, а не раньше.

Когда спортсмен, выполняя пируэт (поворот вокруг продольной оси), задает вращение одновременно вокруг поперечной и продольной осей, его тело вращается в безопорном положении вокруг мгновенной оси вращения, направление которой в пространстве постоянно меняется. При задании вращения сразу вокруг поперечной и продольной осей тела относительно них возникают кинетические моменты ( $L_x$  и  $L_z$ ), геометрической суммой которых является главный кинетический момент ( $L_y$ ). При этом продольная ось тела спортсмена отклоняется от плоскости, в которой перемещается его ОЦМ. Направление главного кинетического момента не совпадает ни с одной из главных осей вращения тела в отличие от случая с простым вращением в одноплоскостных сальто.

Чем большее вращение вокруг продольной оси задается прыгуном от опоры, тем больше наклонится его тело в полете. Исследования В. Н. Курысы, Н. Г. Сучилина, Л. З. Гороховского (1988) с использованием трехплоскостной синхронизированной киносъемки позволили установить, что величина этого отклонения в одинарном пируэте колеблется в пределах от 13 до 17°, в двойном — от 23 до 26°, в тройном пируэте от 34 до 37°. Максимум величины отклонения достигается в момент принятия телом прыгуна горизонтального положения относительно дорожки. К моменту приземления отклонение уменьшается, но все равно весьма ощу-



тимо для спортсмена, что требует утонченной корректировки своих действий с целью устойчивого приземления.

**Безопорный (безынерционный) способ** создания вращения вокруг продольной оси является наиболее распространенным и перспективным. Такое вращение в безопорном положении возможно без начального вращения вокруг продольной оси, получаемого при отталкивании от опоры. В основе достаточно глубоко изученного механизма возникновения безопорного вращения тела вокруг продольной оси лежат сменяющие друг друга сгибательно-разгибательные движения тела в переднезаднебоковых направлениях. В целом же, это круговые движения в поясничном отделе позвоночника или конусообразные вращения ног и туловища относительно друг друга. Поэтому данный способ основан на том, что в безопорном положении перемещение одного звена по отношению к другому вызывает встречное перемещение второго звена. Приведем упрощенную трактовку модели механизма возникновения этого вращения (Н. Г. Сучилин, 1987), разработанной В. Г. Назаровым (1978). Рассматривается двухзвенная модель человека (рис. 7.1, а), находящегося в состоянии невесомости, которое тождественно

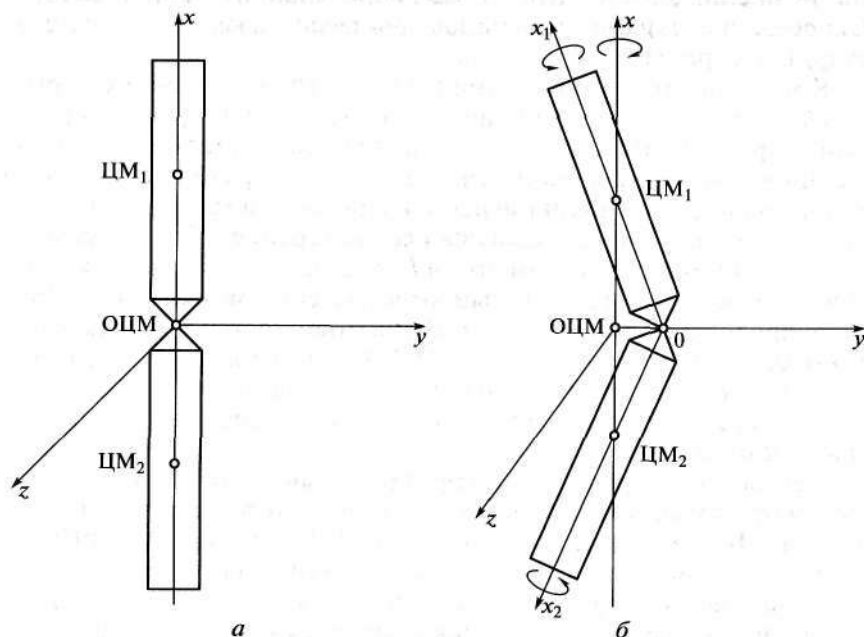


Рис. 7.1. Двухзвенная модель тела гимнаста при безопорном способе создания вращения вокруг продольной оси (по В. Н. Курысю, 1994):

а — человек в состоянии полетной фазы; б — согнутое положение в пространстве, тело в положении согнувшись; ЦМ<sub>1</sub>, ЦМ<sub>2</sub> — центры масс тела

состоянию спортсмена, выполняющего сальто и находящегося в безопорном положении. Звенья, моделирующие ноги и туловище, представляют собой круглые цилиндры с коническими поверхностями на концах с шарнирным соединением. Условием рассмотрения модели является равенство скорости точек каждого звена на их общей образующей при относительном движении, что предопределено чистым качением одного из них по другому. В безопорном положении на спортсмена не действуют внешние силы, если он попытается приблизить туловище к ногам, то это действие вызовет встречное движение ног к туловищу и тело займет согнутое положение в пространстве (рис. 7.1, б). В этом случае продольная ось тела, проходящая через центры масс ног и туловища, не изменит своей ориентации в пространстве, как не изменит и при выполнении, например, конусообразных движений ног относительно туловища (или наоборот). В последнем случае продольные оси каждого из двух звеньев ( $x_1$ ,  $x_2$ ) будут описывать одинаковые конические поверхности вокруг продольной оси тела, причем угловые скорости ног и туловища будут одинаковы. Мгновенная угловая скорость каждого из двух звеньев тела имеет вид

$$\omega = \omega_1 + \omega_2,$$

где  $\omega_1$  — скорость конусообразного движения оси звена вокруг продольной оси тела ( $x$ ), что в механике называется прецессией;  $\omega_2$  — скорость вращения звена вокруг собственной продольной оси (собственное вращение звена).

По начальному условию отсутствия импульса продольного вращения от опоры мгновенная угловая скорость модели (тела спортсмена) равна нулю в соответствии с законом сохранения главного кинетического момента изолированной системы. В этом случае для каждого из двух звеньев модели действительно условие

$$\omega = \omega_1 + \omega_2 = 0,$$

из которого следует, что

$$\omega_1 = -\omega_2.$$

Знак «минус» позволяет сделать заключение, что при конусообразном вращении ног относительно туловища оба звена будут вращаться вокруг собственных продольных осей в противоположные стороны. Если, скажем, конусообразное движение осуществляется в правую сторону, то тело в целом в результате изгибательных движений будет вращаться влево вокруг изогнутой оси ( $x_1$ ,  $x_2$ ).

Условием быстрого безынерционного вращения является выполнение конусообразных движений с минимальной амплитудой.

При этом установлено, что одному циклу конусообразного вращения соответствует вращение тела вокруг продольной оси на  $360^\circ$ , двум — на  $720^\circ$  и т.д. Тело вращается вокруг продольной оси по двум схемам управляющих движений в поясничном и грудном отделах позвоночника: а) разгиб — изгиб влево (для поворота влево) — сгиб — изгиб вправо — разгиб; б) разгиб — изгиб влево — сгиб — разгиб — изгиб влево — сгиб.

*Комбинированный способ* создания вращения вокруг продольной оси представляет собой синтез рассмотренных выше опорного и безопорного способов. И если опорный способ в чистом виде как единственный источник продольного вращения практически не встречается, то комбинированный является основным в прыжках различной сложности, где первый оборот выполняется с вращением вокруг продольной оси.

Механизм комбинированного способа заключается в сочетании создания кинетического момента продольного вращения на опоре и «включения» в действие механизма безопорного поворота при вылете и в течение всего безопорного периода. При этом способе, лежащем в основе механизма создания опорного вращения, тело скручивается на опоре в направлении предстоящего поворота вокруг продольной оси, а конусообразные (хулахупные) движения как основа механизма безопорного поворота осуществляются в противоположном направлении. При боковом изгибе тела в начале пируэтного полета (стартовое положение) реализуются эффекты опорного и безопорного способов создания вращения. Так, величина бокового изгиба при выполнении пируэта комбинированным способом достигает  $33^\circ$ , в двойном пируэте —  $17^\circ$ , в тройном —  $7^\circ$ . По мере увеличения вращения вокруг продольной оси в одном сальто установлена закономерность уменьшения размаха конусообразных управляющих движений, а в тройном и четверном пируэтах продольное вращение внешне воспринимается как вращение твердого абсолютно прямого тела. Комбинация опорного и безопорного способов приводит к решению самых сложных двигательных задач. Комбинированный способ наиболее часто применяют, когда в условиях острого дефицита времени необходимо выполнить в первом сальто поворот или повороты большой величины: тройной, четверной пируэты, двойные сальто с пируэтом или с двумя (тремя) в первом, тройное сальто с пируэтом в первом и др.

Комбинированный способ создания поворота часто приводит к отклонениям от классического стиля пируэтных прыжков, что проявляется в ярко выраженных, часто преждевременных активных поворотных действиях вокруг продольной оси на опоре и постановке ног в курбете под определенным углом к продольной линии дорожки в сторону продольного вращения. Как отмечалось,

целенаправленные движения руками при отталкивании способствуют созданию продольного вращения. Кроме того, существует мнение, что асимметричное движение руками в безопорном положении, например, опускание одной руки вниз и назад, может быть источником вращения тела вокруг продольной оси при обязательном условии наличия вращения по сальто. Действительно, если опустить одну руку из верхнего положения, а другую оставить вверх, продольная ось тела спортсмена наклонится к вектору главного кинетического момента. Это приведет к определенному повороту тела вокруг продольной оси. Однако не следует переоценивать этот источник, так как изучение кинограмм пируэтов (от одинарных до четверных) показывает, что опережающее опускание вниз (только к груди) руки с той стороны, в которую происходит продольное вращение, носит одноактный характер, с последующим максимальным приближением согнутых рук к груди, т.е. к продольной оси тела. Также установлено, что движение согнутыми руками в пируэтах носит вращательный конусообразный характер относительно плечевых суставов, размах которых уменьшается с увеличением количества вращений вокруг продольной оси в сальто. Такие движения с позиции механики могут играть вспомогательную роль в механизме безопорного способа создания вращения вокруг продольной оси тела спортсмена.

## 7.2. Локомоторные движения

### 7.2.1. Биомеханика ходьбы и бега

Обе локомоции, ходьба и бег, обладают некоторыми общими особенностями, выражающимися в том, что каждая нога поочередно бывает опорной и переносной (Т. Бобер, 1992). Поэтому фазовый состав каждой из локомоций сходен по строению.

**Разделение на фазы.** При ходьбе и беге важную роль играют цикл движения одной конечности и цикл шагов, выполняемых обеими конечностями одновременно. *Цикл движения одной конечности* имеет общие для обеих форм локомоций закономерности.

Цикл движения конечностей при беге и ходьбе можно разделить на две фазы: опоры и маха или переноса ноги. Если внутри выделенных фаз рассмотреть более подробно характер двигательных действий, то каждую из фаз можно разделить следующим образом:

- в фазе опоры есть подфаза амортизации и подфаза активного отталкивания опорной ногой;

Таблица 7.1. Шаговый цикл в беге и ходьбе

| Фаза цикла одиночного шага | Название фаз цикла |        |
|----------------------------|--------------------|--------|
|                            | в ходьбе           | в беге |
| Опорная                    | Одиночная опора    | Опора  |
| Переносная                 | Двойная опора      | Полет  |

• в фазе переноса маховой ноги выделяются подфазы маха назад и маха вперед.

Каждая конечность человека последовательно проходит через обозначенные фазы. Точность, с которой описывают фазы цикла, зависит от цели, для которой используют информацию. Часто достаточно разделения на фазу опоры и фазу маха (последняя в беге называется фазой полета). Положения конечностей, обозначающие границы фаз, имеют следующее деление:

• в фазе опоры: постановка ноги на опору, опора на всю стопу, отталкивание носком опорной ноги;

• в фазе переноса маховой ноги: мах назад, прохождение вертикали, мах вперед.

При ходьбе и беге названия положений бывают иногда разными, что соответствует особенностям этих видов локомоций.

**Шаговый цикл** в ходьбе и беге связан с понятиями одиночного и двойного шагов. В цикле одиночного шага можно выделить две фазы: опорную и переносную (табл. 7.1).

Одиночный шаг в ходьбе и в беге можно описать формулой

$$Ш_о = О_л + П,$$

где  $О_л$  — опорная фаза левой ноги;  $П$  — переносная фаза.

В двойном шаге замыкается полный цикл ходьбы или бега, однако часто измеряется длина отдельного шага. При этом необходимо помнить, что на фазы шагового цикла накладываются соответственно фазы цикла движения одной и другой ноги. Двойной шаг можно описать следующей формулой:

$$Ш_д = О_л + П + О_п + П,$$

где  $О_п$  — опорная фаза правой ноги.

**Частота и длина шагов.** Длина шага при ходьбе является, очевидно, функцией роста человека, но изменяется она, как и частота шагов, с увеличением скорости ходьбы. При относительно малых скоростях ходьбы (1,0—2,5 м/с) прирост длины шага больше, чем частоты: при обычной ходьбе прирост составляет 0,8—0,9 м, частота — 110—120 шагов в 1 мин (1,8—2,0 Гц).

При больших или спортивных скоростях ходьбы (3,9—4,7 м/с) дальнейшего прироста длины шага уже не происходит, однако возрастает его частота. Это связано с сокращением длины шага, преж-

де всего фазы опоры, и в меньшей степени — с укорочением фазы маха. В спортивной ходьбе длина шага изменяется от 1,05 до 1,3 м, а частота от 180 до 200 шагов в 1 мин (3,0—3,3 Гц).

Длину и частоту бегового шага следует рассматривать в зависимости от скоростей, развиваемых в беге на различные дистанции. Средние скорости в рекордных забегах на короткие дистанции достигают 10 м/с и более, в марафонском беге — меньше 6 м/с. Скорости, развиваемые женщинами, меньше примерно на 15 % в марафонском беге и на 8—10 % в спринтерском.

Скорость бега ( $v$ ) является функцией длины ( $l$ ) и частоты шага ( $f$ ) (см. формулу (5.1)).

Длина шага зависит как от строения тела, так и от скорости бега. Из исследований С. Хоффмана вытекает, что длина шага должна в среднем составлять 1,14 от длины тела. С ростом мастерства спортсмена длина шага может увеличиваться до 2,5 м (эти данные касаются спринтеров). Согласно другому показателю требуемая средняя длина шага в спринте должна составлять 2,11 длины ног (длина ног умножается на 2,11). Известно также, что длина шага изменяется со скоростью бега (в беге с меньшей скоростью длина шага меньше). Эта связь выражается уравнением

$$l = a \log v,$$

где  $l$  — длина шага;  $a$  — коэффициент, характеризующий кривую регрессии, которая в свою очередь описывает зависимость длины шага от длины ног, находящуюся в пределах 2,0—2,5;  $v$  — скорость бега.

Например, спортсмен с короткими ногами ( $a = 2$ ), бегущий со скоростью 7 м/с, будет иметь среднюю длину шага 170 см.

Длина шага складывается из длин, проходимых в *фазе амортизации* (около  $\frac{1}{5}$  длительности), *фазе отталкивания* ( $\frac{1}{4}$ ) и *фазе полета* (свыше  $\frac{1}{2}$ ) (пропорции представлены для бега на длинные дистанции). В спринтерском беге первый отрезок немного уменьшается, зато довольно значительно возрастает путь, преодолеваемый в фазе отталкивания (благодаря очень эффективно выпрямлению ноги и наклону тела). При тех же самых скоростях у женщин более короткий шаг, чем у мужчин.

Частоты в пределах 3,5—3,7 Гц являются средними для стайерского бега, в спринте они достигают 5 Гц. Сильное влияние на падение частоты оказывает утомление, что подтверждает сравнение скорости бега и частоты шагов на отметке 50 м и на финишном отрезке бега на 400 м. При первом измерении при скорости 9,51 м/с получена частота 4,18 Гц, зато на финише скорость упала до 7,53 м/с, а частота — до 3,52 Гц.

Из исследований С. Хаммеля (1989) видно, что без сопротивления, которое создает масса тела при педалировании на ненагру-



женном велосипеде, человек в состоянии добиться частоты 7,1 Гц. Отсюда можно заключить, что препятствие на пути к увеличению скорости бега лежит не в быстроте возбуждения и сокращения ненагруженных мышц, а скорее в уровне силы при данной скорости сокращения мышц. Эта проблема выявляет классическую зависимость между силой, развиваемой мышцами при преодолении сопротивления, ( $F$ ) и скоростью сокращения мышц ( $v$ ) и возникающим отсюда уровнем освобождаемой мощности ( $N$ ) (см. формулу (2.2)). Изменение опорных и полетных фаз ходьбы и бега при различных скоростях передвижения приведено на рис. 5.5.

**Величина силы реакции опоры.** Динамометрические платформы позволяют зарегистрировать в обычной ходьбе три составляющие силы реакции опоры во время фазы опоры: вертикальную и горизонтальные (переднезаднюю) и боковую. Два пика вертикальной составляющей силы, связанные с амортизацией и отталкиванием, слабо проявляются в медленной ходьбе (2—3 км/ч).

В спортивной ходьбе, в которой стремятся ставить ступни параллельно и по линии ходьбы, также проявляются все три составляющие силы реакции. Требование полного выпрямления колена согласно правилам компенсируется усиленной работой бедер и туловища. Повышенной скорости спортивной ходьбы сопутствуют более высокие составляющие силы реакции опоры. Например, первый пик вертикальной составляющей может быть почти в два раза больше, чем при обычной ходьбе, но второй, относящийся к отталкиванию, больше только на 10—20 %. Переднезадняя составляющая обычно больше на 50—60 % в обеих своих частях, т. е. тормозящей и ускоряющей. Если движения бедер и туловища, а также компенсирующие движения верхних конечностей выполняются технически правильно, то они уменьшают размах колебательного движения более высоко расположенных точек тела: таза, середины туловища, середины плечевого пояса и головы.

Скорость бега и способ постановки стопы на опору (характеризуется посадочной скоростью стопы) связаны с характером и величиной силы реакции опоры в беге. Нагрузка на нижние конечности, как правило, больше во время фазы амортизации, чем отталкивания. При больших скоростях (например, спринтерских) в начале фазы опоры появляется высокий пик силы реакции, который в пять раз превышает вес тела. Этот амортизационный пик может снижаться в соответствии с постановкой стопы на опору. Различают четыре способа ее постановки. Основной заключается в том, что сначала в контакт с опорой вступает пятка и внешняя часть стопы: таким способом бегают спортсмены на всех дистанциях, но наиболее типичен он для стайеров. Плоскую постановку стопы применяют чаще на средних дистанциях. Более раннее вхождение в контакт с опорой внешней частью плюсны и последующая

плоская опора на всю стопу типична для большинства спринтеров (изредка встречается у стайеров). Наконец, способ, при котором с опорой контактирует только внешняя сторона плюсны и отталкивается носок (как в ранее описанных случаях), иногда встречается у средневикиков.

**Некоторые элементы движения нижних конечностей.** Плоская постановка стопы скорее характерна для хуже подготовленных в техническом отношении спортсменов (голень у них в этой фазе находится в вертикальном положении). При окончании отталкивания более слабые спортсмены меньше поднимают стопу. Коленный сустав у них меньше разогнут. Важной, очевидно, является динамика разгибания ноги во время отталкивания. В определенном смысле ее показывает скорость разгибания голени, которая у хороших спортсменов достигает 800—900 град/с. Быстрый вынос ноги в фазе маха связан с ее сильным сгибанием в коленном суставе. Момент инерции всей конечности ( $J = mr^2$ ) составляет тогда около 1 кг·м<sup>2</sup> и более чем в два с лишним раза меньше, чем во время максимального разгибания ноги в конце этой фазы. Общий диапазон движения бедра в фазе маха в тазобедренном суставе составляет около 95°, а голени в коленном суставе — до 160°. В этом диапазоне наблюдается концентрическая работа разгибателей и сгибателей обоих суставов. Эксцентрическая работа и фаза отдыха типичны скорее для хорошо тренированных спортсменов. Концентрическая работа четырехглавой мышцы бедра в фазе маха возникает только в узком секторе около 40°, начинающемся от момента, когда колено максимально согнуто. Позднее колено выпрямляется благодаря инерции и в конце, пройдя около 45°, активно тормозится сгибателями коленного сустава. Четырехглавая мышца тормозит сгибание колена, действуя эксцентрично на почти вдвое большей дуге (около 80°). Продолжительная эксцентричная и непродолжительная концентрическая работы в фазе маха типичны для всех групп мышц тазобедренного и коленного суставов у спринтеров. Зато фазы отдыха мышц в обоих суставах длятся около 70 мс, что составляет около 1/5 времени маха бедра и голени.

**Энергозатраты при ходьбе и беге.** Считается, что энергозатраты ходьбы минимальны при скорости около 1,2 км/ч. Несколько выше они при более медленной ходьбе, а также почти в два раза больше при быстрой спортивной ходьбе.

Энергозатраты на бег со скоростями от 3 до 6 м/с, при которых преобладают аэробные процессы, стабилизируются примерно на уровне 4,18 кДж на 1 кг массы тела на 1 км пути. Сопротивление воздуха увеличивает их величину приблизительно на 6 % только при скоростях выше 6 м/с. В беге на 100 м расход энергии составляет 7,11—8,78 кДж/кг. Общая механическая работа затрачивается

на придание телу спортсмена кинетической энергии поступательного движения, кинетической энергии вращательного движения части тела вокруг вертикальной оси, а также потенциальной энергии, связанной с подниманием и опусканием тела в шаговом цикле.

Если мы примем во внимание упомянутые составляющие суммарной работы, то очевидно, что она прирастает вместе со скоростью бега. В действительности вместе с ростом скорости происходит относительно небольшой прирост работы, связанной с поступательным движением, зато работа, связанная с передачей телу соответствующей потенциальной энергии, остается на прежнем уровне. Если она уменьшается, то это указывает на улучшение техники бега с большей скоростью. Сумма кинетической и потенциальной энергий, выражающая работу по отношению к внешней среде, т. е. *внешняя работа*, остается почти без изменений. Когда возрастает скорость бега, увеличивается прежде всего работа, связанная с вращательными движениями конечностей по отношению к общему центру массы, т. е. *внутренняя работа*. Коэффициент механической эффективности ходьбы или бега всегда меньше единицы, он находится в пределах 0,2—0,5. Последний показатель (по мнению многих авторов он даже велик) требует особенно осторожного анализа и интерпретации. Общеизвестно, что  $K_{МЭ}$  бега больше, чем  $K_{МЭ}$  ходьбы, и что он может возрастать вместе со скоростью бега. Увеличение  $K_{МЭ}$  связано с использованием неметаболических источников энергии, т. е. с процессами рекуперации энергии.

### 7.2.2. Передвижение с опорой на воду

**Плавание.** Передвижение при плавании происходит за счет того, что кинематические цепи тела действуют как лопасти, двигающие его вперед за счет силы лобового сопротивления, т. е. для движения вперед вода должна отбрасываться назад. Направление действия силы параллельно и противоположно направлению движения воды за «лопастями» и, таким образом, перпендикулярно к широкой поверхности «лопасти», которая отталкивает поток. В отличие от сопротивления тела в воде, связанного с лобовым сопротивлением движению тела как целого, лобовое сопротивление гребка необходимо увеличивать до максимума для усиления эффективности движения вперед. Одним из способов, при помощи которого это может быть достигнуто, является увеличение гребущей поверхности (проекционной площади) рук. Например, результаты испытаний в аэродинамической трубе показывают, что плоская ладонь имеет большее сопротивление, чем сложенная (Р. Е. Шлейхауф, 1981).

Если движущая сила возникает исключительно за счет лобового сопротивления, то поверхность ладони должна быть ориентирована перпендикулярно к потоку и двигаться в направлении, противоположном нужному движению тела. Нельзя, однако, достичь эффективного гребка за счет отталкивания воды по прямой линии назад. Как только пловец привел в движение порцию воды, он уже не может больше получить от нее ту же реакцию без значительного увеличения прилагаемой им силы. Поскольку лобовое сопротивление пропорционально квадрату скорости движения сегмента тела относительно воды, то если вода и сегмент тела движутся в одном и том же направлении, их относительная скорость падает и соответственно движущая сила, действующая на пловца, заметно снижается. С этим можно справиться, проведя гребок, при котором гребущее звено движется по криволинейной траектории для того, чтобы рука могла опираться на невозмущенную массу воды. Наблюдения за спортсменами высокой квалификации, чьи руки движутся в воде, как бы описывая букву «S», перевернутый знак вопроса или какой-либо другой искривленный путь, подтверждают это. Правда, полного согласия у исследователей по этому вопросу нет. Например, М. Я. Петренко (2004) отмечает, что пловцы-кролисты высокой квалификации с ростом выше среднего гребковые движения выполняют по относительно прямолинейным траекториям, а пловцы среднего роста — по S-образной траектории.

При рассмотрении вопроса об особенностях проявления силы пловца в воде можно убедиться в том, что в исследованиях данные разнятся. Например, есть данные о том, что пловцы при гребке используют около 13 % максимальной силы, в других источниках эта величина составляет порядка 45—65 %. Исследования В. Иссурина (1984) свидетельствуют о проявлении в гребке рукой максимальных скоростно-силовых возможностей. Все это объясняется тем обстоятельством, что напряжение, которое способна развивать мышца, с увеличением скорости движения уменьшается. Иными словами, сила и скорость при сокращении мышцы находятся в обратно пропорциональной зависимости (в соответствии с уравнением Хилла). В то же время сопротивление воды движущейся руке нарастает примерно пропорционально квадрату ее скорости. Поэтому на малых скоростях силовые возможности руки велики, но они не реализуются из-за низкого сопротивления воды. С ростом скорости гребкового движения силовые возможности руки снижаются, а сопротивление воды возрастает. Только в единственной точке, когда мощность мышечного сокращения достигает своей «пиковой» величины, проявляемые силовые возможности руки примерно уравниваются внешним сопротивлением.



При плавании на тело и поверхности рук, совершающих гребковые движения, действует сила, возникающая за счет разных скоростей обтекания их водой, а значит — разных величин давления воды перед и за телом и звеньями тела. По своей физической природе это сопротивление давления, а сила, которая при этом возникает, — подъемная. Р. Каунсилмен (1971) доказал, что подъемная сила, которая действует перпендикулярно к направлению потока воды, может являться составной частью движущих сил при плавании. Такая сила, сходная с силами, действующими на самолетное крыло, связана с циркуляцией воды вокруг тела, пропорциональной синусу угла атаки тела (до критического угла атаки). Если бы пловец двигался вперед исключительно за счет подъемной силы, то поверхность его ладоней должна была быть ориентирована под каким-то углом атаки, а не перпендикулярно потоку.

Движущая сила пловца не является следствием изолированного действия либо подъемной силы, либо силы лобового сопротивления гребущих сегментов. Она — итог их совместного действия, которое и определяет направление движения пловца и его скорость (рис. 7.2). Когда траектория движения руки не параллельна направлению перемещения всего тела и не находится под прямым углом к этому направлению, движущая сила складывается из подъемной силы и силы лобового сопротивления. Будучи не в состоянии точно измерить угол атаки, К. Бартхельс (1974) тем не менее сообщает о том, что поверхность ладони на всем протяжении гребка находится по отношению к потоку под некоторым углом, отличным от прямого. Хотя угол атаки особенно заметен во время погружения руки в воду, ладонь остается почти перпендикулярной к потоку во время фазы отталкивания, непосредственно предшествующей фазе возвращения руки в исходное положение для гребка. К. Бартхельс отмечает, что подъемная сила преобладает при погружении рук в воду, а сила лобового сопротивления — при гребке руками, во время фазы отталкивания.

Поскольку движущая сила зависит от движений сегментов тела по отношению к воде, поступательное движение пловца вперед вызывают только те составляющие этой силы, которые параллель-

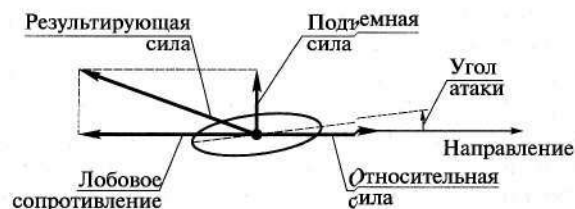


Рис. 7.2. Возникновение движущей силы в воде

ны поверхности воды и направлены вперед. К. Кристиансен и др. (1975) назвали их действие положительной тягой в отличие от отрицательной тяги, вызывающей движение в обратном направлении. Составляющие движущей силы, перпендикулярные к поверхности воды, стремятся поднять пловца в воде, если они направлены вверх, или глубже погрузить его, если направлены вниз.

Движущая сила действует только в определенных фазах движения и, следовательно, испытывает заметные колебания в цикле движения гребущих звеньев. Наименьшие колебания движущей силы зарегистрированы в кроле на спине. При брассе самый большой вклад в суммарную тягу вносят ноги, при кроле на груди и на спине — руки, а при баттерфляе движущая сила рук и ног примерно одинакова.

Поскольку работа ногами, например, в кроле на груди, циклична, то только те составляющие силы, которые параллельны поверхности воды и направлены вперед, могут создать эффективную движущую силу. Наивысшая положительная тяга развивается, когда ноги начинают соединяться из положения максимального размаха. Около 45 % тяги, однако, действует в отрицательном направлении (против движения пловца); максимальные отрицательные величины зарегистрированы в момент, когда ноги проходят нейтральное положение и начинают разводиться. Использование ласт вызывает пик положительной тяги при соединении ног и почти полностью исключает отрицательную движущую силу. Увеличение за счет ласт рабочей площади, их изгиб и большая амплитуда движения в голеностопном суставе обеспечивают угол атаки, создающий преимущественно положительную тягу.

При сопоставлении показателей частоты и амплитуды гребковых движений у участников крупнейших международных соревнований видно, что у победителей соревнований существенно меньшая частота и большая амплитуда, чем у участников с худшими результатами. На стайерских дистанциях амплитуда гребка увеличивается, а темп движений снижается. Победительниц международных соревнований в плавании отличает от сильнейших мужчин-пловцов большая частота гребковых движений.

Механическая эффективность плавания составляет от 0,5 до 7 % и зависит от стиля плавания, квалификации спортсмена и скорости (растет при росте скорости) и внутрицикловых колебаний скорости (уменьшается при росте амплитуды колебаний) его движения по дистанции. Расход энергии человеком при плавании примерно в 30 раз превышает расход энергии рыбой сравнимого размера и в 5—10 раз — расход энергии при беге с такой же скоростью.

Перемещению тела в водной среде препятствует суммарное воздействие лобового сопротивления, сопротивления трения, волно-



образования, обычного и инерционного сопротивления сопутствующих пловцам потоков воды. Пловец при движении в воде увлекает за собой определенные массы воды, которые колеблются в пределах от 0,3 до 0,9 % и более массы его тела. Изучение изменения величины сопротивления тела пловца при переходе от пассивной буксировки в воде к плаванию с той же скоростью показало почти двукратное увеличение гидродинамического сопротивления. Изменение положений тела и его звеньев вызывает вихреобразование обтекающих тело потоков воды. Вертикальные колебания плечевого пояса при плавании стилями «дельфин» и «брас» провоцируют более ранний отрыв потока с поверхности тела, а значит, более раннюю турбулизацию потока за телом спортсмена. Это приводит к повышению сопротивления движению пловца.

**Гребля.** Проблема внутрицикловых колебаний скорости во всех видах спортивных упражнений, выполняемых на основе взаимодействия самого спортсмена и используемой им академической лодки или байдарки с водной средой, приобретает особую остроту именно в связи с квадратичным возрастанием сопротивления при увеличении скорости. Поэтому для тел, перемещающихся в водной среде, движение в медленном темпе связано с большими величинами колебаний скорости. В то же время увеличение темпа уменьшает колебания скорости.

Высокий темп служит признаком целесообразности техники. При увеличении темпа системы организма функционируют с повышенной нагрузкой, поэтому необходимо устанавливать индивидуальный оптимум сочетаний биомеханических и физиологических показателей. Однако эффективность перемещения тела спортсмена при плавании нельзя столь категорично связывать с увеличением частоты гребковых движений.

К эффектам действия сил при отбрасывании масс воды, захватываемых лопастью весла и способствующих преодолению сопротивления движению гребного судна, относятся также условия вклада в обеспечение его движения продольной составляющей силы. Эта сила возникает как следствие движения в воде лопасти весла, занесенного для захвата воды далеко назад при академической гребле или далеко вперед при гребле байдарочной, что создает эффект крыла. При оценке работы лопасти весла как несущей поверхности следует помнить, что возникающая при этом подъемная сила действует всегда перпендикулярно направлению набегающего потока воды, но не обязательно по направлению вверх. Указанный эффект крыла, для объяснения которого также используется условный термин «гидродинамический лифт», объясняет возможную рациональность такого стиля гребли, при котором соотношение переднего (к носу академической лодки) и заднего (к корме) углов сектора работы весла составляет 60 : 30. В распах-

ной гребле необходимо предельно растянуть мышцы плечевого пояса и спины и очень плотно сгруппировать тело перед захватом воды лопастью весла. Поскольку гребные виды физических упражнений, а особенно академическая гребля, относятся к так называемым полумеханическим видам, спортивное мастерство гребцов должно включать в себя не только рациональность выполнения гребковых движений, но и степень владения инвентарем. Оценка совершенства гребца при данных условиях проводят по ряду частных биомеханических критериев правильности выполнения отдельных фаз и элементов цикла, а также по обобщенному энергетическому критерию — коэффициенту полезного действия (КПД) гребка, где учитываются затраты внешней механической работы на веслах на единицу пути гребного судна (А. П. Ткачук, 1989). КПД увеличивается при оптимальной наладке гребного отсека под конкретного спортсмена с учетом особенностей строения тела и уровня развития отдельных мышечных групп.

При анализе движений гребли следует учитывать, что до 80 % массы тела гребца (или массы тел экипажа) участвует в возвратно-поступательных перемещениях при скольжении на подвижных сиденьях (банках) вдоль относительно легкой лодки, масса которой в 6—7 раз меньше перемещаемой массы тел. Этим создаются значительные силы инерции, действие которых приводит к тому, что средняя скорость лодки во время рабочей фазы (на гребке) оказывается примерно на 25 % ниже среднeciкловой, а во время фазы подготовки (на заносе) на 15 % выше нее. Колебания средней скорости при гребке и в фазе подготовки определяются соотношением масс оснащенной лодки и команды, темпом и ритмом гребли, а при прочих равных условиях — мастерством гребцов. Умелое использование полезных (действующих по направлению движения лодки) составляющих сил инерции на подъезде и сведение к минимуму потерь внешней механической работы на компенсацию отрицательного ускорения в фазе захвата позволяют добиваться побед над физически более сильными соперниками гребцам со средними данными, но с повышенным чувством хода лодки.

Как видно, для гребли характерна разнонаправленность изменяющихся силовых взаимодействий многозвенной биомеханической системы с водой через подвижную конструкцию гребной механической системы лодки. Эти сложные взаимодействия сил и масс, происходящие при изменениях величин и направлений реактивных и инерционных сил, дают основания для выдвижения критерия оценки технических особенностей академической гребли, который условно назван «уровень беспорядка движений». Большие величины этого критерия, отражающие неупорядоченность действия сил, можно рассматривать как своеобразные ана-

логи предложенного ранее И. П. Ратовым термина «двигательная избыточность».

В гребном спорте своеобразной модификацией действий, приводящих к потере скорости, является момент входа весла в воду, а в плавании — каждое соприкосновение рук с водной поверхностью. Из этого следует, что устранение двигательной избыточности в таких ее проявлениях, как тормозные процессы начальных моментов каждого цикла взаимодействия с внешним окружением, является объектом для поиска резервных возможностей дальнейшего совершенствования спортивной техники.

Естественно, что резерв технического совершенствования кроется и в самих действиях, совершаемых для выполнения перемещений тела в заданном направлении. Как уже отмечалось, уменьшение рассеивания усилий на второстепенных направлениях тесно связано с ростом технического мастерства. В циклических упражнениях суммирование потерь, связанных с отклонениями направлений действия сил от оптимальных условий, может свести на нет накопленное в тренировке преимущество высокой функциональной готовности. Примерами могут служить отклонения в направлении гребковых усилий в гребле и в плавании.

### 7.2.3. Передвижение со скольжением

Передвижения со скольжением осуществляют в целом ряде видов спорта: лыжном, скоростном беге на коньках, фигурном катании, прыжках на лыжах с трамплина, санном спорте и т. д. Специфика таких перемещений состоит в том, что спортсмену приходится преодолевать силу трения скольжения, величина которой равна произведению коэффициента трения скольжения на нормальную (перпендикулярную к поверхности) силу воздействия со стороны человека (его вес вместе с инвентарем и мышечные усилия). Сила трения — это диссипирующая сила, работа против которой требует необратимых затрат энергии со стороны человека, уменьшая тем самым энергозатраты на полезный результат движения.

В лыжном спорте чем меньше коэффициент трения, тем длиннее шаг и выше скорость при тех же энергозатратах. Для уменьшения этого коэффициента используют различные мази, умение подбирать которые до настоящего времени является искусством.

В конькобежном спорте скольжение конька по льду сопровождается таянием льда в месте соприкосновения с лезвием, поэтому в процессе движения лезвие скользит по тонкой водной пленке, что снижает силу сопротивления со стороны льда. По-видимому, аналогичный эффект наблюдается при коньковом ходе на лыжах,

когда подтаивание плотного снега лыжни происходит за счет твердого ребра лыжи. В частности, это обеспечивает преимущество в скорости передвижения при коньковом ходе по сравнению с классическим в 15—20 %.

### 7.2.4. Передвижение с механическими преобразователями движения

К механическим преобразователям движений человека относятся различные средства биотранспорта (по терминологии В. В. Тимошенкова) и гребные устройства. Под биотранспортом понимают устройства, имеющие специальный механизм — велопривод, с помощью которого мускульная энергия человека преобразуется в его передвижение вместе с устройством. В число устройств биотранспорта входят велосипеды, велосмобили, водные велосипеды, мускулолеты.

Наиболее распространенной и наиболее изученной локомоцией с точки зрения биомеханики двигательных действий является *педалирование* на велосипеде. Педалирование как процесс вращения шатунов велосипеда является результатом трех вращательно-колебательных движений звеньев нижних конечностей велосипедиста:

- бедра вокруг оси, проходящей через тазобедренный сустав;
- голени относительно коленного сустава;
- стопы относительно голеностопного сустава.

При перемещении на велосипеде мускульная энергия велосипедиста затрачивается на продвижение собственного тела с велосипедом, преодоление сопротивления воздуха и трения качения в движущихся частях велосипеда и шин о дорожное покрытие (все это внешняя работа) и перемещение ног относительно ОЦМ (внутренняя работа).

При езде на велосипеде на перемещение ОЦМ энергия не тратится, поэтому внешняя вертикальная работа практически равна нулю. За счет этого при езде по гладкой поверхности стоимость метра пути вдвое меньше по сравнению с обычной ходьбой и втрое меньше, чем при беге. Этим определяется большая эффективность передвижения с помощью механического преобразователя движения по сравнению с естественными локомоциями.

Потери энергии на трение в хорошем велосипеде малы, но фракция внешней горизонтальной работы на преодоление сопротивления воздуха достаточно велика. С ростом скорости передвижения она возрастает пропорционально квадрату скорости: при скорости, например, 10 м/с на преодоление сопротивления воздуха затрачивается до 80 % развиваемой велосипедистом мощности. Для

снижения аэродинамического сопротивления и турбулизации обтекающего потока воздуха, в результате которой по закону Бернулли увеличивается сопротивление давления, применяют дисковые колеса, пластиковые шлемы каплевидной формы, обтекаемые велотуфли без шнурков, облегающую тело одежду.

Эффективность езды на велосипеде зависит от частоты вращения педалей и выбора передачи. Чем больше передача, тем выше силы действия на педали и больше укладка — расстояние, преодолеваемое за один оборот педалей. При выборе режима педалирования следует учитывать индивидуальные особенности спортсмена и внешние условия. Чем ниже физическая работоспособность, значительнее утомление и сложнее условия (плохое покрытие дороги, встречный ветер и т. д.), тем выше оптимальный темп и меньше оптимальная передача.

### 7.3. Перемещающие движения

Перемещающими называются движения, в результате которых происходит перемещение человеком какого-либо физического тела.

Перемещающие движения делятся:

- на движения с разгоном перемещаемых тел (метание копья, диска, молота, толкание ядра, бросок в гандболе, подъем штанги, бросковые приемы в единоборствах);
- движения с ударным взаимодействием (спортивные игры, бокс, каратэ и др.).

**Движения с разгоном перемещаемых тел.** Большинство движений с разгоном перемещаемых тел выполняются с предварительным разгоном всего тела человека. Поэтому вращение звеньев в суставах будет обусловлено двумя механизмами: действием моментов сил, создаваемых мышцами-сгибателями и мышцами-разгибателями; движением самого сустава, т. е. движением оси вращения звена, что вызывает вращательное движение звена особенно при резкой остановке (например, на этом механизме построено такое вращательное движение, как «выхлест голени» при торможении коленного сустава маховой ноги в беге).

Любое бросковое движение условно состоит из двух фаз. В *первой фазе* спортивный снаряд разгоняется в основном за счет действия ног. Во *второй фазе* разгон продолжается за счет действия мышц туловища и рук. Вторая фаза, дающая большее увеличение скорости снаряда, включает в себя последовательное возрастание угловых скоростей звеньев тела в такой последовательности: таз, верхняя часть туловища и верхняя часть руки, предплечье и кисть.

Это означает, что пик кинетического момента (момента количества движения) таза наступает раньше, чем верхней части туловища и плеча; пик кинетического момента верхней части туловища и плеча наступает раньше, чем у предплечья и т. д.

Например, в финальной части броска гандбольного мяча движение в плечевом суставе позволяет вывести плечо вперед так, чтобы предплечье и кисть с мячом отставали. При остановке плеча предплечье и кисть получают дополнительное ускорение по второму механизму броскового движения, что позволяет увеличить скорость движения мяча (рис. 7.3).

В последовательности развития активности мышц различных звеньев тела проксимальные звенья начинают вращательное движение раньше дистальных. Затем проксимальные звенья начинают замедляться до того, как дистальные звенья достигли пика угловой скорости. Бросковое движение при проксимально-дистальной последовательности включения звеньев отличается тем, что скорость разгоняемого снаряда заметно не возрастает до последних этапов движения. Но она резко увеличивается к моменту выпуска снаряда, когда все предыдущие подготовительные движения звеньев обеспечивают хлостовое движение последнего, контактирующего со снарядом звена (например, при метании копья, рис. 7.4).

Последовательное вовлечение звеньев в работу, построенное на том, что проксимальное звено обгоняет дистальное, важно не только с точки зрения более эффективного растяжения мышц и их активации для разгона звеньев. Сгиб руки при замахе уменьшает момент инерции всей кинематической цепи, что по закону сохра-

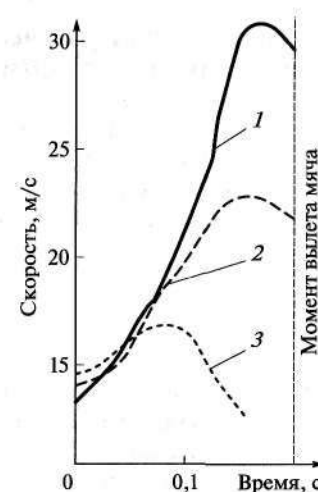


Рис. 7.3. Изменение горизонтальных скоростей движения звеньев руки при броске гандбольного мяча (по В. Я. Игнатъевой, Ю. М. Портнову, 1996):

1 — дистальная фаланга среднего пальца; 2 — лучезапястный сустав; 3 — локтевой сустав



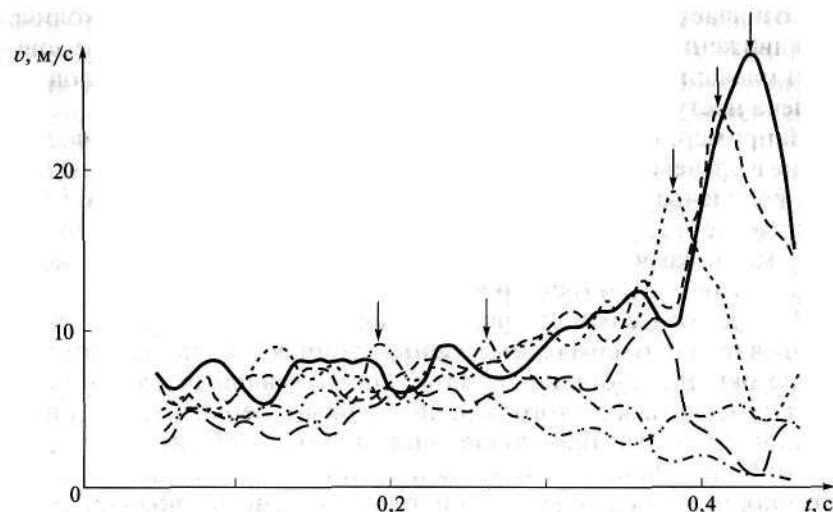


Рис. 7.4. Изменение горизонтальных скоростей движения звеньев тела спортсмена при метании копья:

— копье; --- кисть; ..... локоть; — плечо; ---- бедро; ----- колено; стрелками показаны моменты скоростных максимумов отдельных звеньев тела

нения кинетического момента (момента количества движения) увеличивает угловую скорость вращения звена.

Если задача бросания предмета требует точности (например, выполнение штрафного броска в баскетболе), движения в этом случае приближаются к плоскостным, а стратегия заключается в сведении к минимуму числа звеньев тела, участвующих в движении.

**Биомеханика ударных действий (ударные процессы при взаимодействии со спортивными снарядами).** В механике ударом называется явление изменения скоростей тел за очень малый промежуток времени их столкновения. В процессе удара изменяется количество движения разгоняемого предмета под действием импульса силы, создаваемого активным сокращением мышц тела и руки, держащей спортивный снаряд:

$$m(\Delta v) = \int_{t_1}^{t_2} F(t) dt.$$

$F(t)$  обычно имеет форму несимметричного пика, у которого сила от нулевого значения до максимума возрастает круче, чем падает от максимума до нуля (К. Бартониетц, 1976).

Если рассмотреть идеализированный случай столкновения двух тел, имеющих массы  $m_1$  и  $m_2$  и соответственно начальные скорости

$v_1$  и  $v_2$ , то при предположении, что скорость одного из тел до удара равнялась нулю, после удара скорость этого тела будет иметь вид

$$v_2 = \frac{2m_1}{m_1 + m_2} v_1.$$

Из формулы видно, что скорость предмета после удара будет тем больше, чем больше скорость и масса ударяющего тела (например, рука со спортивным снарядом).

Ударная масса может увеличиваться за счет жесткой фиксации кинематической цепи, совершающей удар, но это приводит к потере скорости удара по разгоняемому предмету. Поэтому должен быть оптимум в соотношении ударяющей массы и скорости последнего звена, воздействующего на разгоняемый предмет.

В физической культуре и спорте ударные действия встречаются в основном в спортивных играх: теннис, настольный теннис, волейбол, футбол, хоккей, хоккей на траве, гольф, бейсбол и т.д. Хотя существуют удары в боксе и восточных единоборствах.

Цель ударного действия состоит в том, чтобы сообщить снаряду (мячу, шайбе, шару) определенную скорость, направление и вращение. В целом ряде видов спорта (теннисе, хоккее, гольфе, бейсболе и др.) для этого используют спортивный инвентарь — клюшку, ракетку, бит, кий.

Ударные действия относятся к программному типу управления. При выполнении таких движений быстрые и медленные двигательные единицы активируются в определенной последовательности. В быстрых движениях при внезапном изменении нагрузки резко изменяется частота разрядов медленных двигательных единиц, в то время как у быстрых она остается неизменной. Следовательно, активность медленных двигательных единиц в значительной степени определяется влиянием проприорецепторов (Р. Гранит, 1990), тогда как быстрые в большей степени находятся под контролем супраспинальных входов. Это означает, что быстрые движения выполняются по определенной программе и внезапное изменение внешних условий (например, теннисист неправильно предугадал точку прилета мяча) не дает возможности скорректировать мышечные усилия, так как характер активности быстрых двигательных единиц не изменяется. Изменение частоты разрядов медленных двигательных единиц, возникающее при внезапном изменении внешних условий, носит рефлекторный характер и по отмеченным выше причинам тоже не повышает напряжения мышц во время удара. Отсюда следует вывод, что возможность влияния на ударное взаимодействие с целью его коррекции исключается.

Однако возможность управляющего воздействия на снаряд во время удара ограничивается еще и тем, что скорость, сообщаемая



Рис. 7.5. ЭМГ мышц руки волейболиста при прямом нападающем ударе (по В. Г. Кувшинникову, 1971)

снаряду, зависит от разности скоростей инвентаря или руки и предмета: с увеличением скорости снаряда на пути удара эффект воздействия ударяющей массы уменьшается. По некоторым данным теннисный мяч приобретает 80 — 90 % скорости вылета после прохождения 40 % всего пути совместного перемещения мяча и ракетки.

Для многих ударных действий характерен механизм разгона снаряда посредством разгона и торможения звеньев кинематической цепи, где дистальное звено цепи непосредственно воздействует на инвентарь или сам снаряд. Наблюдается последовательный переход ускорения и торможения от проксимальных звеньев к дистальным. Дистальное звено ускоряется на фоне торможения предшествующего проксимального. Суть общего координационного механизма заключается в том, что в начале движения телу сообщается некоторая скорость (например, после некоторого разбега). Затем последовательно тормозятся суставы снизу вверх, начиная с тазобедренного. Поскольку общее количество движения в системе должно быть неизменным (в случае движения без опоры, как например, при нападающем ударе в волейболе), а масса движущихся звеньев уменьшается в направлении от проксимальной части цепи к дистальной, это приводит к увеличению скорости дистальных звеньев руки. Так формируется «хлест» кинематической цепи.

В. Тугевич (1978) доказал, что скорость дистального звена наибольшая, если каждое звено разгоняется поочередно, начиная со звеньев наибольшей массы; разгон последующего звена начинается тогда, когда скорость предыдущего достигает максимума (ускорение равно нулю).

Описанное изменение ускорений (прежде всего торможение) создается за счет включения мышц-антагонистов. На рис. 7.5 приведен пример того, как с ростом квалификации, а значит, координационного совершенствования, упорядочивается последовательная работа мышц-сгибателей и мышц-разгибателей. В идеале эти мышцы не мешают работе друг друга: их совместная работа важна для повышения точности удара.

## 7.4. Волновые процессы в двигательных действиях человека

### 7.4.1. Представление о волновом процессе в движениях человека. Волновая передача энергии через мышцу

Все виды движений строятся по принципу последовательного вовлечения звеньев тела в выполнение двигательного действия. Причем этот процесс начинается от опоры, а затем переходит к вышележащим звеньям. Результатом является перемещение в пространстве частей тела и ОЦМ, которые непосредственно не контактируют с опорой. Чтобы в общее движение биомеханической системы тела человека последовательно вовлекались звенья, удаленные от опоры, должны выполняться соответствующие управляющие и энергетические условия. Поскольку мышцы человека работают только на сокращение, в каждом суставном сочленении звенья совершают колебательное движение: вначале мышца растягивается за счет движения звена в одну сторону, а затем сокращается, вызывая движение звена в другую сторону. А это значит, что последовательно вдоль тела через суставные сочленения распространяется колебательное движение. Такое распространение есть ни что иное, как поперечная волна. При волновом движении энергия переносится и, следовательно, реализуется один из механизмов ее рекуперации — передача энергии от звена к звену.

При оценке передачи энергии от звена к звену через мышцу рассматривали два звена тела человека ( $i$  и  $i + 1$ ), сопряженные в суставе А. Они были соединены нелинейным элементом, который имитирует мышцу. Модель мышцы задавалась в виде трехкомпонентной системы (см. рис. 3.8). Рассматривалось количество энергии, вносимое в систему от предыдущих звеньев, и ее количество, переданное последующим звеньям. Были получены аналитические выражения для всех составляющих энергии при активном сокращении мышцы. Из решения вытекают четыре основных следствия.

*Следствие 1:* чтобы усилить процесс передачи энергии через мышцу (т.е. внесение энергии от предшествующих звеньев и передачу ее последующим), необходимо таким образом развивать импульсные мышечные усилия, приводящие в движение звенья  $i$  и  $i + 1$ , чтобы сдвиг фаз между ними был равен времени  $\Delta t$  прохождения волны между звеньями тела. Следовательно, распространение волнового движения определяет программу включения отдельных мышечных групп в организацию и выполнение двигатель-

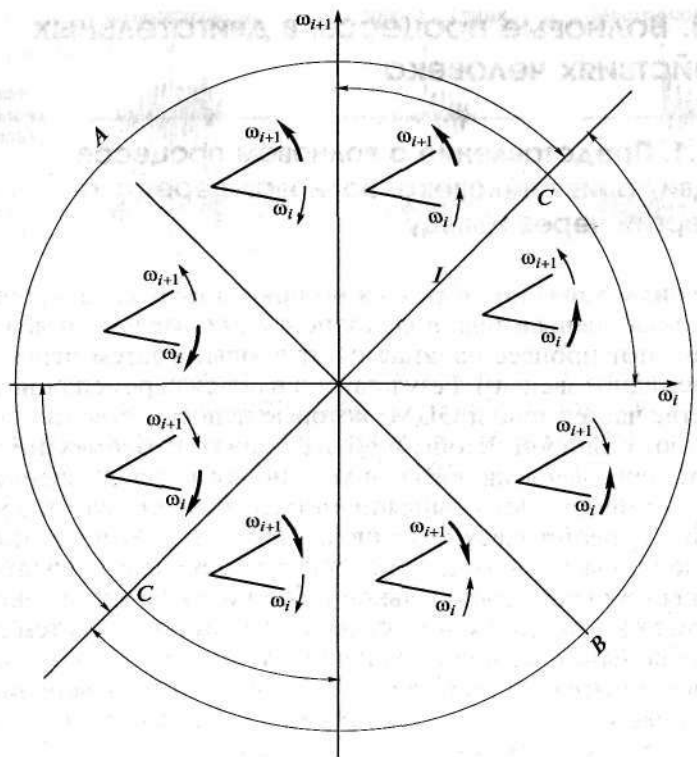


Рис. 7.6. Области отдачи (А), поглощения (В) и передачи (С) энергии от звена  $i$  к звену  $i + 1$  при движении;  $I$  — изометрический режим; угловая скорость ( $\omega$ ), представленная более жирной стрелкой, по абсолютной величине больше угловой скорости, обозначенной тонкой стрелкой

ного акта. Тем самым теоретически обосновано явление межмышечной координации, ранее обнаруженное экспериментально (И. П. Ратов, 1974).

**Следствие 2:** можно оценить, при каких условиях достигается максимальный энергетический вклад в передачу энергии от звена к звену. Для этого с дискретностью  $\pi/4$  в пределах периода построена круговая диаграмма (рис. 7.6), в которой учтено, что сжатие упругих элементов соответствует поглощению энергии, а их распрямление — отдаче энергии.

**Следствие 3:** когда скорость распространения возбуждения в мышце меньше скорости распространения волны, должны наблюдаться разные режимы функционирования концов мышцы, т.е. явление внутримышечной координации, ранее обнаруженное экспериментально (И. П. Ратов, 1974).

**Следствие 4:** если параллельно нелинейному элементу к точкам R и S прикрепить пружину с коэффициентом упругости  $C$ , то возрастает величина внесенной и переданной энергии. При использовании подобной «искусственной мышцы», названной упругим рекуператором энергии (УРЭ), можно обеспечивать выполнение движений человека с меньшими энергозатратами за счет дополнительной передачи энергии от звена к звену по механизму рекуперации энергии.

#### 7.4.2. Координационное упорядочивание структуры двигательного действия через волновой процесс

При механико-математическом моделировании биомеханической системы с распределенными параметрами были получены данные о волновом движении звеньев в ходе метания копья (Б. В. Ермолаев, Г. И. Попов, 1990). Решение осуществили в рамках прямой задачи механики. В качестве базового движения взяли реальную попытку метания копья. Совместно изменяли по вре-

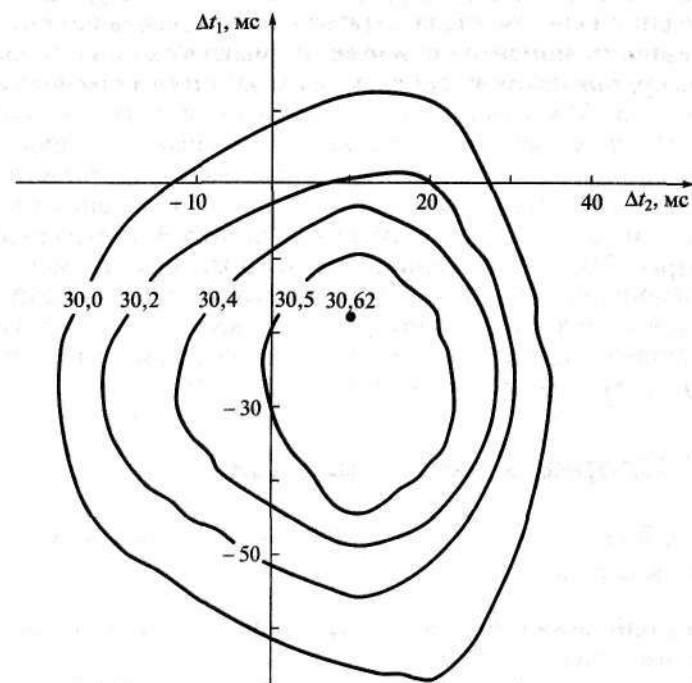


Рис. 7.7. Скорость вылета копья (м/с) при совместном изменении во времени положения максимумов мышечных сил туловища ( $\Delta t_2$ ) и плеча ( $\Delta t_1$ )



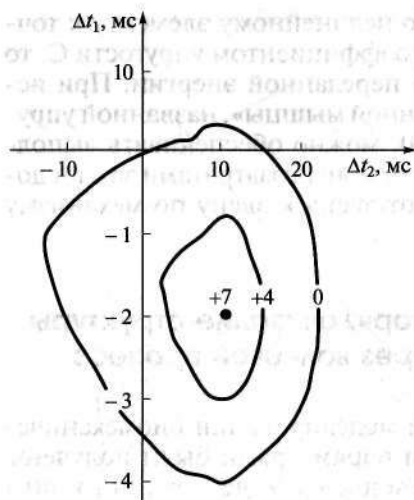


Рис. 7.8. Изменение величины потока энергии на кисти с копьём (в джоулях) при совместном изменении во времени положения максимумов мышечных сил туловища ( $\Delta t_2$ ) и плеча ( $\Delta t_1$ )

менной оси положения максимумов мышечных сил на туловище ( $\Delta t_2$ ) и плече ( $\Delta t_1$ ).

На рис. 7.7 приведены результаты моделирования совместного изменения в своих временных диапазонах моментов приложения максимумов на туловище и плече. На этой основе найдены глобальные максимумы скорости вылета копья. Как видно из рисунка, базовое волновое движение (т. е.  $\Delta t_1 = 0$ ,  $\Delta t_2 = 0$ ) не является оптимальным, поэтому упорядочивание структуры движений многозвенной системы тела метателя происходит через снижение вариативности моментов приложения мышечных сил, поскольку по мере приближения к глобальному максимуму периметр изотак уменьшается. Тем самым более совершенное движение характеризуется более монотонным изменением во времени скорости движения волнового фронта вдоль тела спортсмена. Соответствующее изменение величины потока энергии при варьировании моментов времени  $\Delta t_1$  и  $\Delta t_2$  также имеет выраженный глобальный максимум (рис. 7.8), совпадающий с глобальным максимумом скорости вылета копья. На рис. 7.8 изоэнергетическая линия с нулевым изменением потока соответствует базовому движению, у которого величина перенесенной к копьё кинетической энергии составляет в данном случае 279 Дж.

## 7.5. Опорные взаимодействия

### 7.5.1. Виды опорных взаимодействий. Анализ динамограмм

**Отталкивания неударного характера** (Е. А. Стеблецов, 2002).

К ним относятся:

- отталкивания без предварительного сближения ОЦМ с опорой: прыжок вверх из положения основной стойки; прыжок вверх из положения основной стойки, отталкиваясь одними стопами;

- отталкивания с предварительным сближением ОЦМ с опорой: прыжок вверх из положения полуприседа, выполняемый с достаточной большой задержкой, необходимой для рассеивания энергии упругой деформации структурных компонентов мышц, накопленной в подготовительной фазе (приседания).

Все виды прыжков можно выполнять с помощью и без помощи рук.

**Прыжки без предварительного сближения ОЦМ с опорой.** Характеризуются работой двигательного аппарата на протяжении всего действия только в преодолевающем режиме, осуществляемом за счет сокращения контрактного элемента мышц нижних конечностей. При анализе динамограмм подобных прыжков, выполняемых представителями различных видов спорта, выявлено, что форма кривой имеет определенные отличительные особенности, зависящие как от специфики вида спорта, так и носящие индивидуальный характер (рис. 7.9). Особенности заключаются:

- в различных величинах максимального усилия, изменяющегося в среднем от 20 Н на 1 кг массы тела спортсмена у баскетболистов до 30 Н на 1 кг массы тела у представителей тяжелой атлетики;
- в длительности выполнения всего процесса отталкивания от 370 мс до 260 мс соответственно;
- во времени достижения максимальной силы опорной реакции, колеблющейся в пределах от 200 мс у тяжелоатлетов до 240 мс у волейболистов.

Несмотря на различия силовых и временных параметров взаимодействия с опорой, ее динамическая структура остается неизменной и характеризуется однопиковой формой опорной реакции.

Анализируя структурные особенности биодинамического процесса взаимодействия с опорой в исследуемом варианте отталкивания, необходимо отметить, что важнейшие значения имеют временной интервал достижения максимальной силы давления на опору  $O-Q$  и величина зубца  $Q$ . Время достижения максимальной величины воздействия на опору (интервал  $O-Q$  составляет в среднем 70 % от времени всего отталкивания (интервал  $O-G$ ). По соотношению времени достижения максимальной силы опорной реакции к общему времени отталкивания (у спортсменов с

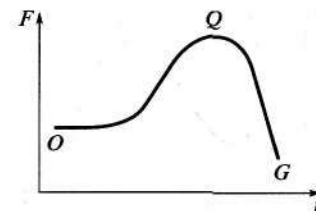


Рис. 7.9. Динамограмма отталкивания без предварительного сближения ОЦМ с опорой

высоким уровнем развития скоростно-силовых возможностей это соотношения больше 0,7), а также величине максимальной силы воздействия на опору (величина зубца  $Q$ ) можно судить об уровне развития скоростно-силовых возможностей контрактильного компонента мышц нижних конечностей человека. При анализе необходимо учитывать и форму зубца  $Q$ : чем круче подъем в интервале  $O—Q$ , тем выше силовые способности скоростно-силовых возможностей спортсменов, а чем круче спад усилия в интервале  $Q—G$ , тем выше уровень развития скоростного компонента скоростно-силовых способностей.

**Прыжок вверх из положения основной стойки без махового движения рук с предварительным приседанием.** Данный вид отталкивания характеризуется более сложной системой организации работы опорно-двигательного аппарата (ОДА) и динамической структурой взаимодействия с опорой, в которой выделены два характерных зубца  $T$  и  $Q$  (рис. 7.10). Зубец  $T$  своей вершиной направлен вниз и характеризует снижение силы воздействия на опору в момент приседания, поскольку верхняя часть туловища находится в состоянии, близком к состоянию свободного падения. В этом случае мышцы ОДА работают в уступающем режиме. Зубец  $Q$ , как и в первом виде отталкивания, направлен вершиной вверх и характеризует повышение силы воздействия на опору во время сокращения мышц нижних конечностей, работающих в преодолевающем режиме.

От величины ускорения ОЦМ тела при его сближении с опорой зависит продолжительность и величина зубца  $T$ : чем больше ускорение, тем раньше возникает тормозящий импульс (сокращение интервала  $O—T$ ) и наступает фаза смены режима работы двигательного аппарата, что приводит к возрастанию силы воздействия на опору. Следовательно, больше и величина потенциальной энергии, накапливаемой в упругих компонентах двигательного аппарата.

Анализ динамических параметров прыжка вверх с места без махового движения руками, выполняемого представителями различных видов спорта, выявил их значительные отличия: общее время отталкивания (интервал  $O—G$ ) колеблется в пределах от 546

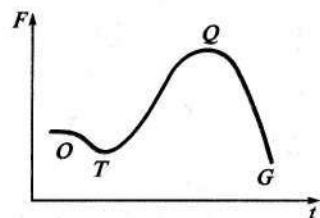


Рис. 7.10. Динамограмма отталкивания с предварительным сближением ОЦМ с опорой

до 731 мс; время достижения максимального усилия воздействия на опору (интервал  $T—Q$ ) изменяется от 244 до 342 мс. Максимальная сила воздействия на опору (высота зубца  $Q$ ) имеет самое высокое значение у представителей тяжелой атлетики — в среднем 35,41 Н на 1 кг массы тела спортсмена и наименьшую величину у баскетболистов — 28,87 Н на 1 кг массы тела. Время снижения усилия с максимальной величины до нуля (интервал  $Q—G$ ) изменяется в пределах от 95 мс у представителей легкой атлетики до 173 мс у волейболистов. При этом динамическая структура и природа ее возникновения остаются неизменными.

**Отталкивания ударного характера.** Вид отталкивания, характеризующийся взаимодействием с опорой при наличии предварительного запаса кинетической энергии. Это вид отталкивания наблюдается во всех видах локомоторных движений, игровых видах спорта, сложнокоординационных видах спорта и т.д. Взаимодействие с опорой носит характер удара. Во время ударного взаимодействия с опорой часть механической энергии накапливается в виде потенциальной энергии упругой деформации в структурных компонентах двигательного аппарата.

Динамическая структура взаимодействия с опорой в рассматриваемом варианте отталкивания носит более сложный характер (рис. 7.11). Момент начала контакта с опорой — касание ног — обозначен буквой  $O$ ; точка, определяющая максимальную силу воздействия на опору, обозначена буквой  $S$ ; окончание контакта — отрыв ног от опоры — буквой  $G$ .

Анализ динамической структуры взаимодействия с опорой позволил выделить два характерных пика нарастания силы воздействия — зубцы  $P$  и  $S$ . Начальное повышение силы воздействия на опору  $O—P$  характеризуется амортизационным режимом работы структурных компонентов мышц стопы и голеностопного сустава, первыми вступающими в процесс погашения ударного импульса. При достижении определенной величины силы воздействия на опору (величина зубца  $P$ ) происходит ее резкое снижение  $P—R$ . Снижение силы, возможно, имеет следующий механизм работы ОДА нижних конечностей. Большая величина ударного импульса вынуждает работать двигательный аппарат ног в следующей последовательности. Во время амортизации контрактильные элементы мышц стопы и голеностопно-

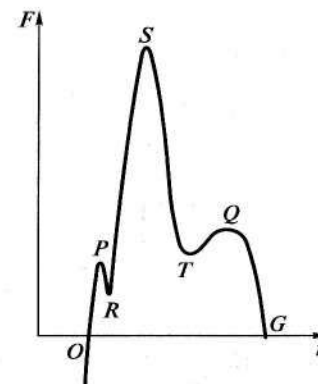


Рис. 7.11. Динамограмма отталкивания с предварительным разгоном тела

го сустава работают в режиме, близком к изометрическому, упругие компоненты предельно деформируются, при этом гася только часть ударного импульса. Двусуставные мышцы голеностопного сустава сгибают коленный сустав, выводя его из «мертвой зоны», чтобы предотвратить травмирование опорного аппарата (удара в колено) и подключить к амортизационной работе более крупные мышцы бедра (рис. 7.12).

В момент сгибания коленного сустава упругие элементы икроножной мышцы резко ослабевают (укорачиваются) и вся нагрузка ложится на камбаловидную мышцу, что является одной из причин резкого снижения силы воздействия на опору. Выявленный механизм работы структурных компонентов ОДА нижних конечностей подтверждается их анатомическим строением. Большинство мышц, принимающих участие в сгибании стопы, имеют перистое строение и являются дву- или многосуставными, т.е. по своей морфологии характеризуются длинными сухожилиями, обладают значительными прослойками трудно растяжимой ткани и могут совершать большую работу статического характера. С анатомическим строением коленного сустава связано и появление «мертвой зоны». Дистальная головка бедренной кости имеет характерную разницу радиуса кривизны: по этой причине сгибание коленного сустава до угла  $167 - 169^\circ$  приводит к подъему ОЦМ тела на 8—9 мм. Данная особенность наиболее ярко выражена у парнокопытных животных и называется «коленный замок». Сгибание коленного сустава до указанного угла не приводит к растяжению мышц передней поверхности бедра, что служит еще одной причиной снижения силы воздействия на опору. До момента вы-

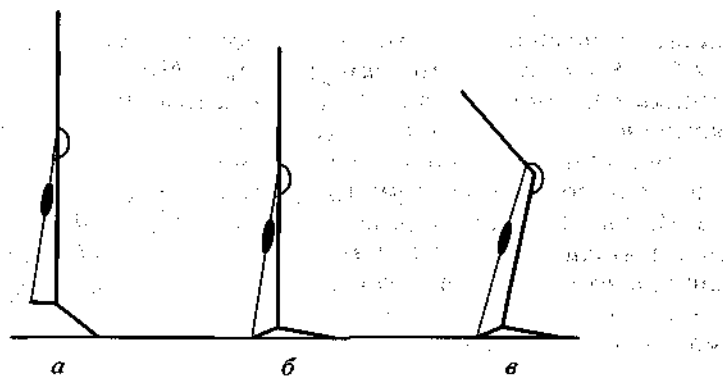


Рис. 7.12. Механизм работы двусуставных мышц голеностопного и коленного суставов в амортизационном режиме при произвольном сгибании колена:

а — постановка ноги; б — фаза прихода на пятку; в — сгибание в коленном суставе

ведения коленного сустава из «мертвой зоны» напряжение мышц передней поверхности бедра не соответствует требуемому уровню, что не позволяет создавать необходимую жесткость в системе. В это время ОЦМ тела перестает воздействовать на опору, что и является главной причиной снижения силы воздействия. Момент возникновения жесткого сочленения системы коленного сустава, который преодолевается подключением мышц бедра к амортизационной работе, является началом повышения силы воздействия на опору до максимального значения (интервал  $R - S$  на рис. 7.11). Следовательно, анатомическое строение и механизм работы мышц стопы и голеностопного сустава, направленные на вынужденное непроизвольное сгибание коленного сустава, предохраняют опорный аппарат от ударных воздействий на сустав и подключают к амортизационной работе (погашению ударного импульса) следующие более крупные структурные компоненты ОДА нижних конечностей. В рассматриваемом варианте интервал  $R - S$  связан с увеличением упругой деформации мышц передней поверхности бедра и полным амортизационным погашением ударного импульса. Момент остановки ОЦМ характеризуется максимальной силой воздействия на опору. При этом исчезает амортизационное ускорение и сила, с которой спортсмен воздействует на опору, вызывает обратное ускоренное движение ОЦМ тела вверх.

Снижение силы с максимальной величины  $S - T$  связано с тем, что амортизационный режим работы структурных компонентов двигательного аппарата стопы, голени и бедра не может полностью погасить ударный импульс. Как и мышцы голеностопного сустава, двусуставные мышцы передней поверхности бедра сгибают тазобедренный сустав, тем самым предохраняя его и позвоночный столб от ударного воздействия и подключая к амортизационной работе наиболее крупные мышцы задней поверхности бедра и таза (рис. 7.13).

Необходимо отметить, что выявленный механизм работы ОДА нижних конечностей в амортизационном режиме напоминает принцип работы пружины (см. рис. 7.13), который в соответствии с законами теоретической механики является наиболее эффективным вариантом погашения вибрационных и ударных нагрузок, а при обладании определенными физическими свойствами — средством эффективного накопления энергии.

Максимальная величина воздействия на опору (зубец  $S$ ) соответствует максимальному значению энергии упругой деформации структурных компонентов ОДА нижних конечностей. Сгибание в тазобедренном суставе снижает упругую деформацию структурных компонентов, а также понижает возможность использования неметаболической энергии в процессе отталкивания. Объясняется это тем, что в связи с анатомическим строением ОДА нижних конечностей в процессе сгибания в тазобедренном суставе



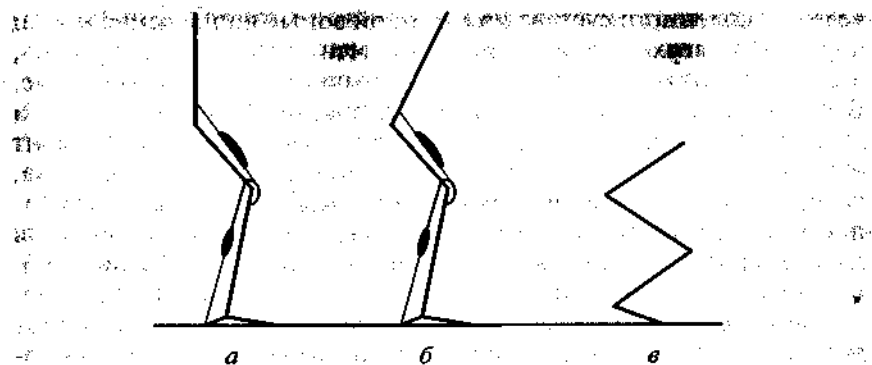


Рис. 7.13. Механизм работы двухсуставных мышц передней поверхности бедра в амортизационном режиме:

а — конец фазы амортизации; б — начало отталкивания; в — пружина

мышцы задней поверхности бедра не могут накапливать энергию упругой деформации при согнутом коленном суставе. Вся нагрузка ложится на большую ягодичную мышцу, которая по своему анатомическому строению не предрасположена к накоплению энергии упругой деформации (большая мощная сократительная часть и очень маленькая фасция) и работает в уступающем режиме, рассеивая (демпфируя) механическую энергию.

В момент начала работы мышцы в изометрическом режиме сгибание в тазобедренном суставе прекращается, и импульс силы движущегося туловища через жесткие сочленения в суставах передается на опору, вызывая повышение силы воздействия (интервал  $T-Q$ ). Зубец  $Q$  увеличивается за счет собственного сокращения мышц. Механизм преодолевающего режима осуществляется и за счет сократительного элемента, и за счет энергии упругой деформации.

Данный механизм работы ОДА и динамическая структура остаются неизменными даже при значительной величине предварительной кинетической энергии. Это объясняется тем, что в момент взаимодействия с опорой за счет активного движения туловища вверх-назад тазобедренные суставы выпрямляются, в результате чего упругая деформация мышц передней поверхности бедра не уменьшается, а увеличивается, что значительно повышает эффективность (упругость) отталкивания. Подобный механизм работы ОДА встречается и в прыжках в высоту способом «фосбери-флоп» и в наиболее сложных и высоких акробатических прыжках (поступательное движение спиной вперед). Данный вариант отталкивания в последнее время стал применяться и в опорных прыжках в гимнастике. Все существующие в настоящее время рекорды

в прыжках в высоту (легкая атлетика) выполнены способом «фосбери-флоп», который доказал свою эффективность.

Вид динамограмм, как на рис. 7.11, характерен для отталкиваний, выполняемых при поступательном движении лицом вперед. Данному варианту отталкивания даже при небольших величинах предварительной кинетической энергии (небольших динамических нагрузках в фазе уступающего режима работы) присущ комплекс  $STQ$ . Усилие снижается ( $S-T$ ) вследствие сгибания в тазобедренном суставе, вызванного инерционным движением туловища вперед в момент стопорящей постановки ног (ноги) на опору и совокупной работой двухсуставных мышц передней поверхности бедра. Подобный механизм встречается при отталкивании в легкоатлетических прыжках в длину и спринтерском беге, только в динамической структуре взаимодействия с опорой отсутствует интервал  $P-R$  из-за того, что нога ставится на всю стопу или даже на пятку, что приводит к нарушению механизма работы ОДА в эффективном амортизационном режиме и травмированию коленного сустава.

### 7.5.2. Общие представления об опорных взаимодействиях

Человек всегда движется во внешней среде, предметы которой обладают определенными механическими свойствами. Поэтому в механическом взаимодействии биомеханической системы тела человека и предметов среды должна быть определенная взаимообусловленность. Человек воздействует на среду за счет своих мышечных усилий, а среда реагирует на это, изменяя те или иные виды усилий, что препятствует этому воздействию — в первую очередь это упругие свойства предметов внешней среды.

Изменение такого параметра, как упругость, приводит к диспропорции, нарушению соответствия между частотными и силовыми возможностями человека, с одной стороны, и условиями, накладываемыми на движение внешней средой — с другой. Но в возникновении противоречия между возможностями и условиями как раз и заложен источник двигательного развития человека, поскольку активным началом в системе «человек — внешняя среда» является именно он. Человек прежде всего изменяет структуру своих движений. Но почему он это делает? Движение, даже самое совершенное по внутренней структуре, в определенной внешней среде станет без соответствующей подстройки под внешние условия энергетически невыгодным, тем более, если привычные свойства среды будут каким-либо образом изменяться. Простейший пример — бег по тартановой дорожке и

глубокому рыхлому снегу. Сохранение прежней техники бега и скорости при переходе с тартана на снег потребовало бы значительно больших энергозатрат.

В системе «человек — внешняя среда» элементы среды и звенья тела человека взаимно перемещаются при движении за счет энергии самого человека. Поэтому ему выгодно, чтобы рассеивание энергии на приведение в движение элементов внешней среды было минимальным. В этом случае достигается максимально выгодное преобразование энергии мышц в энергию движения человека. Если не учитывать очевидных эффектов диссипативных сил, взаимные перемещения элементов среды и звеньев тела человека будут также энергетически выгодны, когда даже значительная энергия, затрачиваемая на перемещение элементов среды, аккумулируется этой средой, а затем снова возвращается человеку в виде добавки в определенных фазах движения. В силу взаимообусловленности движений человека и деформаций внешней среды задача оптимизации движения (по разным критериям), являющаяся конечной целью научной и практической деятельности, особенно в спорте, имеет два следующих аспекта:

- оптимизация техники выполнения спортивных упражнений при заданных механических свойствах спортивных снарядов и сооружений;

- индивидуальная оптимизация свойств спортивных снарядов для конкретного спортсмена по выбранному критерию оптимальности (например, скорости тела спортсмена после взаимодействия или времени взаимодействия, или требованию обеспечения минимума энергетических затрат).

И в том, и в другом случае задача педагога, тренера состоит в обучении движению, максимально соответствующему свойствам данного снаряда.

*Общую закономерность* для предложенных аспектов задачи оптимизации можно представить в форме уравнения для спектральных функций

$$L(\omega) = \alpha(\omega)F(\omega),$$

где  $L(\omega)$  — спектр колебаний ОЦМ тела спортсмена;  $\omega$  — частота колебаний отдельной гармоники;  $\alpha(\omega)$  — передаточная функция, зависящая от механических параметров системы «спортсмен — внешняя среда»: массы спортсмена, механических характеристик среды, частоты движения, начальных и граничных условий и т.д.;  $F(\omega)$  — спектр усилий мышц опорно-двигательного аппарата спортсмена.

Исследование приведенной функциональной связи открывает широкие возможности в поиске путей наиболее эффективного преобразования развиваемых мышечных усилий в результирующее

перемещение тела спортсмена. Форма и вид функции  $\alpha(\omega)$  существенно зависят от объекта внешней среды, с которым спортсмен взаимодействует.

Для большинства исследованных в спортивной науке процессов  $\alpha(\omega)$  может быть представлена как отношение полиномов  $P_e/P_n$  ( $n > e$ ) с комплексными в общем случае коэффициентами, зависящими от параметров системы «спортсмен — внешняя среда». Собственные частоты колебаний системы — функции коэффициента упругости среды, на них система  $\alpha(\omega)$  стремится к дельта-функции, что указывает на наличие резонанса.

При теоретических исследованиях автор выяснил (1979), что при увеличении упругости опорных объектов должна быть перестроена форма спектра усилий и прежде всего возрасти амплитуда высокочастотных гармоник. В педагогическом плане для тренера изменение  $F(\omega)$  — это развитие скоростных и скоростно-силовых качеств с определенной последовательностью в развитии вначале скоростного, а затем и силового компонентов мышечного сокращения.

Оптимальные условия движения при опорных взаимодействиях по критерию минимизации энергозатрат, как это известно из механики для механических систем, обеспечиваются при резонансных условиях. В этом случае затраты энергии на поддержание движения минимальны и идут в основном на компенсацию потерь на трение.

В биомеханической системе «человек — внешняя среда» максимальный эффект движения при резонансе достигается не развитием предельных для человека усилий, а активным использованием упругих свойств внешней среды, т.е. при обеспечении соответствующей частотой структуры вынуждающих усилий — мышечных усилий спортсмена.

Отсюда следует один практически важный вывод. Особенность тела человека как биомеханической системы состоит в том, что именно нервно-мышечный аппарат является тем возбудимым элементом в теле человека, который реагирует на внешнее периодическое воздействие. Следовательно, когда говорят о частотах собственных колебаний тела человека, то имеют в виду, что конкретные значения частот колебаний зависят не только от антропометрических показателей и МИХ звеньев тела, но и от развития нервно-мышечного аппарата, приводящего данные звенья в движение. Если антропометрические показатели на определенных отрезках жизни человека считаются неизменными, то нервно-мышечный аппарат можно целенаправленно развивать (тренировать). Следовательно, именно в нем заложены возможности изменения резонансных свойств колебательного движения звеньев тела при опорных взаимодействиях.

### 7.5.3. Ударные процессы в опорных взаимодействиях

Каждая постановка ноги на опору при ходьбе или беге является своеобразным ударом. Ударные волны, распространяясь по телу, могут в конечном итоге привести к повреждениям опорно-двигательного аппарата. Проблема эта довольно серьезна как в повседневной жизни населения, так и в спорте. От 60 до 80 % взрослых горожан имеют те или иные патологические изменения позвоночника (межпозвоночный остеохондроз, спондилез и др.) и связанные с этим неврологические заболевания (радикулиты и пр.). Эти дегенеративные изменения в определенной степени объясняются теми условиями, в которых нам приходится передвигаться. Эволюционно двигательный аппарат человека приспособлен к тому, чтобы ходить босиком (или в мягкой обуви) по мягкой земле. Мы же ходим в твердой обуви по твердой поверхности, накапливая к 35—40 годам десятки миллионов ударов, получаемых при каждом шаге изо дня в день и из года в год. Все полученные к настоящему времени результаты говорят об опасности систематически повторяющихся ударных нагрузок для двигательного аппарата человека и важности их уменьшения.

Особенно четко влияние твердости поверхностей сказывается в спорте, где используют искусственные покрытия. Это приводит к росту спортивных результатов, облегчает эксплуатацию спортивных сооружений, но в то же время вызывает у спортсменов специфические заболевания опорно-двигательного аппарата. В медицинской литературе существует термин «тартановый синдром». Количество жалоб на боли в спине и колене при игре в теннис на покрытиях из синтетических материалов примерно в два раза больше, чем при игре на грунтовом покрытии. Снизить ударные нагрузки при передвижении человека можно за счет свойств: а) самого двигательного аппарата; б) покрытий; в) обуви. Знание положительных и отрицательных следствий эффектов ударных взаимодействий позволяет заложить определенные идеи в обоснование механических параметров опорных поверхностей.

Покажем на примере отдельного эксперимента, что происходит в теле человека при опорных взаимодействиях. При измерениях использовались индуктивные трехкомпонентные акселерометры с собственной частотой 400 Гц, которые крепились на теле человека вблизи голеностопного сустава и на пояснице в районе ОЦМ тела. В экспериментах приняли участие 13 бегунов на средние дистанции высокой квалификации, которые бежали по тредбану.

При обработке данных рассчитывали параметры:

- $\Delta t$  — промежуток времени между пиком продольного ускорения на голеностопном суставе и аналогичным пиком на записи ускорений вблизи ОЦМ тела (рис. 7.14);
- $\Delta f$  — ширина полосы частот, вычисляемая в соответствии с теоремой о ширине волнового пакета, т. е.  $\Delta f \Delta t_{\text{опоры}} \sim 1$ ;
- $\bar{u}$  — средняя скорость как отношение расстояния между акселерометрами на теле спортсмена ко времени  $\Delta t$ ;
- $f$  — величина, обратная периоду ударной волны, выделяемой на записи ускорений вблизи голеностопного сустава.

В табл. 7.2 приведены результаты исследования *продольных ударных ускорений*. Наблюдается явно выраженная закономерность снижения времени  $\Delta t$  и увеличение средней скорости распространения пикового возмущения  $\bar{u}$  вдоль тела с ростом скорости бега.

Характерно, что при малых скоростях движения формируется одиночный пик ускорения, с ростом же скорости бега все чаще появляется ударная волна, частота которой имеет тенденцию к росту по мере роста скорости бега. При скорости бега 5 м/с форма ударной нагрузки изменяется. У некоторых спортсменов ударное ускорение имеет форму одиночного пика, у других — волновой характер. Поэтому в табл. 7.2 при скорости бега 5 м/с рассчитаны и значения  $\Delta f$ , и значения  $f$ . Доказано, что для продольных волн: характерные частоты ( $f$ ) находятся в диапазоне 35—60 Гц; скорость распространения ( $\bar{u}$ ) в диапазоне 20—50 м/с; длина волн ( $\lambda$ ) в диапазоне 0,6—1,1 м.

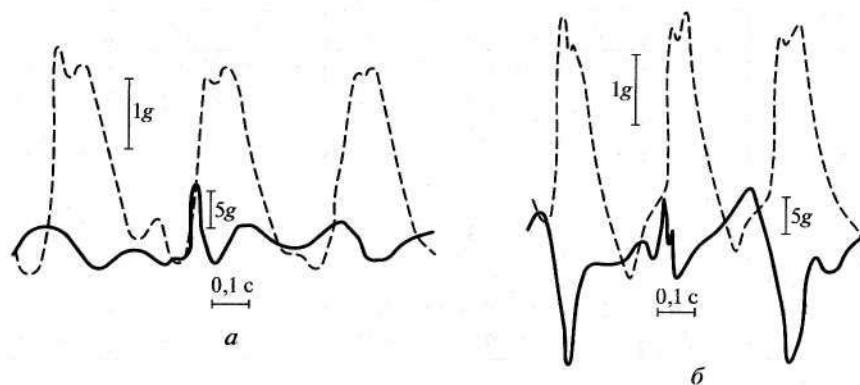


Рис. 7.14. Образцы записей продольных ускорений вблизи голеностопного сустава (сплошные линии) и ОЦМ (пунктирные линии):

а — при беге со скоростью менее 5 м/с; б — при беге со скоростью более 5 м/с; г — ускорение свободного падения



Для поперечных изгибных колебаний характерно отсутствие одиночных пиков (рис. 7.15). Распространение ударных ускорений имеет волновой характер. Частоты поперечных колебаний ( $f_{п.к.}$ ) для указанного в табл. 7.2 диапазона скоростей бега лежат в пределах 50—65 Гц. Соответствующие значения средних скоростей и длин волн для поперечных волн  $\bar{u}$  и  $\Lambda$  близки указанным выше диапазонам для продольных волн. Величина потока энергии, переносимого волнами, пропорциональна квадрату амплитуды волн и квадрату ее частоты. Амплитуды продольных волн в 1,5—2,0 раза больше амплитуд поперечных, а частоты  $f < f_{п.к.}$ . Поэтому в системе «покрытие — спортивная обувь» выгодно гасить продольные волны за счет уменьшения их амплитуды (улучшение амортизационных свойств и обуви, и покрытия), а поперечные ударные — за счет уменьшения их частоты (улучшение амортизационных и гистерезисных свойств).

В разных видах опорных взаимодействий при различной технике постановки ноги на опору можно изменять асимметрию продольных и поперечных свойств опорных поверхностей, чтобы снимать пики ударных волновых нагрузок обоих типов.

Еще одно следствие проведенных исследований заключается в следующем. В основу проектирования спортивной обуви и построения техники движений может быть заложена следующая идея: ударные волны в теле человека при движении должны быть рас-

Таблица 7.2. Значения параметров продольных ударных нагрузок при беге

| Параметр        | Скорость бега, м/с |      |      |      |      |      |      |
|-----------------|--------------------|------|------|------|------|------|------|
|                 | 3,0                | 3,5  | 4,0  | 4,5  | 5,0  | 5,5  | 6,0  |
| $\Delta t$ , мс |                    |      |      |      |      |      |      |
| $\bar{M}$       | 41,0               | 35,5 | 31,8 | 29,6 | 28,5 | 24,9 | 23,2 |
| $\sigma$        | 9,1                | 7,9  | 9,1  | 6,6  | 6,2  | 8,3  | 4,6  |
| $\bar{u}$ , м/с |                    |      |      |      |      |      |      |
| $\bar{M}$       | 23,3               | 26,9 | 29,4 | 32,2 | 33,6 | 40,0 | 41,1 |
| $\sigma$        | 4,9                | 5,9  | 7,3  | 7,7  | 6,5  | 10,6 | 1,6  |
| $\Delta f$ , Гц |                    |      |      |      |      |      |      |
| $\bar{M}$       | 25,0               | 26,8 | 26,8 | 31,0 | 37,3 | —    | —    |
| $\sigma$        | 5,8                | 6,1  | 6,1  | 6,9  | —    | —    | —    |
| $f$ , Гц        |                    |      |      |      |      |      |      |
| $\bar{M}$       | —                  | —    | —    | —    | 45,0 | 43,7 | 54,4 |
| $\sigma$        | —                  | —    | —    | —    | 6,6  | 9,2  | 4,8  |

Примечание.  $\bar{M}$  — среднее арифметическое;  $\sigma$  — среднее квадратическое отношение.

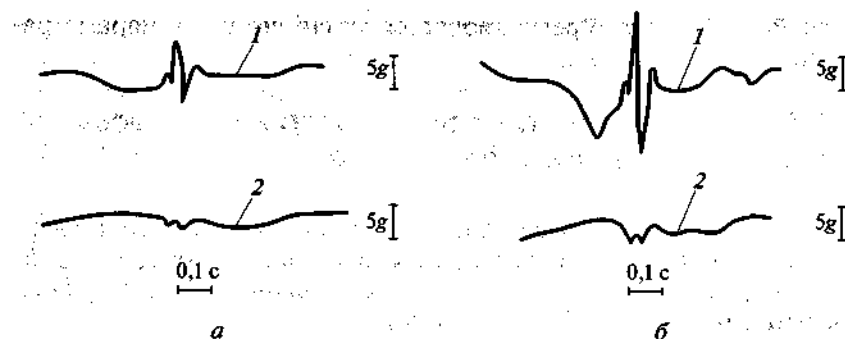


Рис. 7.15. Образцы записей поперечных ускорений:

а — при скоростях бега менее 5 м/с; б — при скоростях более 5 м/с; 1 — кривые вблизи голеностопного сустава; 2 — кривая вблизи ОЦМ; g — ускорение свободного падения

пределены так, чтобы в области тела, которую надо предохранять от воздействия ударных нагрузок, находился узел (сгущение) поперечной ударной волны. К примеру, для снижения ударных нагрузок на голову геометрия волн должна быть такова, чтобы соотношение  $0,5 n/\Lambda$  было равно росту человека (где  $n$  — нечетное число,  $n > 1$ ). Отсюда необходимые частотные оценки параметров системы «покрытие — обувь» можно осуществить, используя соотношение

$$f_{п.к.} = \bar{u}/\Lambda.$$

Если провести расчеты по указанной формуле, то окажется, что частоты колебаний опорных поверхностей должны лежать в диапазоне 50—60 Гц. Это особенно интересно, поскольку активные колебания мышц опорно-двигательного аппарата находятся в диапазоне 50—60 Гц.

Получается, что из условия биомеханически целесообразного распределения ударных нагрузок в теле бегуна следует, что опорные поверхности должны по своим механическим свойствам обеспечивать условия резонансного взаимодействия нервно-мышечного аппарата спортсмена с опорной поверхностью. Тем самым в обеспечении комфортности бега и возможностях перемещения спортсмена с большей скоростью в системе «спортсмен — обувь — покрытие» заложены два указанных выше физических механизма — поперечные и продольные волновые процессы, проявляющиеся в биомеханических закономерностях движения. Поскольку описанные выше физические механизмы индивидуально проявляются у каждого человека, то с этой точки зрения и с позиций экономической целесообразности соотносимость свойств опорной поверхности и рациональных биомеханических следствий опорных вза-

имодействий должно регулироваться механическими параметрами спортивной обуви.

#### 7.5.4. Влияние упругих свойств опор на процессы передачи энергии в теле человека

В подразд. 7.4 было рассказано, что между звеньями многозвенной системы тела человека в ходе выполнения двигательного действия передается энергия. Оценим, как величина передаваемой энергии зависит от упругости опоры.

Было проведено моделирование подобного рода. В многозвенной биомеханической системе выделили два звена, сопряженные в суставе.

Нижнее звено опиралось на опору, коэффициент упругости которой был равен  $C_0$ . Звенья соединялись мышцей, модель которой соответствовала рис. 3.8. Сила, развиваемая сократительным элементом, задавалась в виде «колокольного» или гауссова импульса. Рассматривались величины энергии, которые получала и передавала система в ходе колебательного движения на опоре. Было установлено, что общее решение дифференциальных уравнений движения для величины передаваемой энергии ( $E$ ) можно представить в виде

$$E = F_{\max} \Phi_1 / C_0 + \Phi_2,$$

где  $F_{\max}$  — амплитуда силы, развиваемой в мышце;  $\Phi_1$  — сумма слагаемых общего решения, пропорциональных  $a_n$  ( $a_n$  — амплитуда движения нижнего звена в точке соприкосновения с опорой);  $\Phi_2$  — слагаемое общего решения, зависящее от амплитуды и формы гауссова импульса, частоты колебательного процесса на опоре.

Величина переданной последующим звеньям энергии увеличивается с уменьшением  $C_0$ . Естественно, что случай  $C_0 \rightarrow 0$  исключается как физически нереализуемый. С увеличением  $C_0$  величина  $E$  уменьшается.

Если  $C_0 \rightarrow \infty$ , то в этом случае первое слагаемое в формуле стремится к нулю. Это соответствует неразрывному контакту биомеханической системы тела с твердой опорой. Тогда получается, что энергия передается от первого звена ко второму только за счет активных мышечных сил сократительного элемента, что описывается вторым слагаемым  $\Phi_2$ .

Следовательно, при взаимодействии с упругой опорой активно прорабатываются мышечно-сухожильные структуры и прежде всего — пассивные упругие элементы мышц. В то же время при взаимодействии с твердой опорой тренируется преимуще-

ственно контрактильный элемент мышц. Поэтому при опорных взаимодействиях задание упругих характеристик внешней среды является фактором, определяющим более полное развитие мышечных структур опорно-двигательного аппарата. Кроме того, увеличение передачи энергий от звена к звену опорно-двигательного аппарата спортсмена определяет энергетически более рациональные режимы выполнения упражнений и открывает резервы улучшения выполнения упражнений за счет дополнительных энергетических добавок к движению вышележащих более массивных звеньев. Величина потока энергии уменьшается с ростом  $C_0$  во всех звеньях тела и при передаче энергий от нижележащих звеньев к ОЦМ.

Существенно, что упругие опоры различной жесткости позволяют усиливать различные механизмы энергообеспечения при опорных взаимодействиях.

#### 7.5.5. Взаимодействия в системе «спортсмен—обувь—покрытие»

Данный вид взаимодействия относится к классу отталкиваний ударного характера. С опорными поверхностями, которые обладают различными, прежде всего жесткостными свойствами, спортсмен взаимодействует, как правило, через свою обувь, которая также обладает определенными механическими характеристиками. Поэтому при опорных взаимодействиях по отношению к человеку возникает система «обувь — покрытие», свойства компонентов которой можно и нужно изучать по отдельности и в совокупности.

Одной из наиболее важных функций беговой обуви является демпфирование ударных нагрузок. При этом хорошая обувь должна не только амортизировать нагрузки, но и накапливать при деформации потенциальную энергию, использование которой в следующей (после деформации обуви) фазе движения может повысить экономичность. Применяемые в настоящее время материалы возвращают стопе примерно 40 % затраченной энергии. Уменьшение веса каждой туфли на 30 г уменьшает расход энергий бегуна на 0,28 %.

Квалифицированные бегуны, оберегая свой двигательный аппарат, приспособливают технику бега к изменившейся твердости обуви, даже если она для него не оптимальна. Но существует опасность, что при утомлении спортсмен вернется к естественной для него технике бега, что приведет к опасности микротравм. Отсюда напрашивается вывод о том, что должны быть выработаны какие-то тестовые процедуры, позволяющие подбирать обувь

(в идеале — изготавливать) под конкретного спортсмена с определенными особенностями техники бега.

Кроме совершенствования свойств самой обуви предлагают различные добавки к ней. Рекомендуют применять вставки, корректирующие асимметрию длин правой и левой ног, что способствует меньшей утомляемости и уменьшению энергозатрат при ходьбе и беге. Бегуны на средние и длинные дистанции используют индивидуальные стельки, точно воспроизводящие стопу спортсмена, что уменьшает перемещение стопы в кроссовой обуви. В. Г. Тютюков и С. С. Добровольский (1989) в своей работе писали о применении упругих и вязких стелек (УС и ВС) в обуви спортсменов. При беге в обуви с УС время фаз опорного периода перераспределилось: фаза амортизации сократилась на 11,6 %, фаза активного отталкивания увеличилась на 7,1 %. Рекуперирующие свойства УС обеспечили увеличение длины шагов в среднем на 6,4 %. Для бега в обуви с ВС характерно увеличение длительности опорного периода на 10,3 % за счет роста (на 19,6 %) фазы амортизации. Это приводит к снижению темпа на 5,5 %. Длина шагов также уменьшилась на 9,4 см. Одним из положительных свойств ВС является равномерное распределение опорного давления подошвенной поверхности стопы бегуна. При эффекте «последствия» бегуны могли достичь достоверно больших значений скорости по отношению к фоновым данным. После использования УС скорость возросла на 3 %, а после ВС — на 3,8 %. Поскольку невозможно подобрать спортивную обувь, по своим свойствам полностью соответствующую возможностям конкретного спортсмена, использование стелек позволяет более дешевым (чем закупка обуви) путем индивидуализировать свойства обуви.

Процесс взаимодействия спортсмена с плоскостным покрытием легкоатлетических дорожек, дорожек для разбега достаточно сложен. Материал покрытия деформируется, в нем происходит ряд физических эффектов под действием ОДА спортсмена:

- возникает сложное волновое движение, которое характеризуется тремя типами волн — сдвига, напряжения и Рэлея;
- переносится энергия посредством волн в слое и основании, что зависит от частотного состава опорного взаимодействия;
- возникают существенные величины механических напряжений не только в слое, но и в основании, причем, например, на глубине, на порядок превышающей толщину слоя, величины напряжений лишь вдвое меньше аналогичных величин на поверхности слоя. Нормальные напряжения, распространяясь в глубину, захватывают области по горизонтали, втрое превышающие области приложения нагрузки;
- появляются явления резонанса, которые могут быть двух типов — резонанс перемещений и резонанс напряжений.

Волновые движения рассеивают энергию мышц ОДА спортсмена, следовательно, для человека — источника энергии колебательного движения — в системе «человек — внешняя среда» волновое движение не выгодно. Но поскольку возникновение такого движения закономерно, задача оптимизации состоит в минимизации рассеивания энергии при волновых процессах в покрытии. Особенностью существующих двухслойных конструкций покрытия является повышенная жесткость верхнего слоя, не обеспечивающая оптимального резонансного взаимодействия с покрытием. Л. Прокоп (1975) приводит такие цифры: на дорожках с искусственным покрытием частота колебаний поверхности составляет 95 — 112 Гц, в то же время активные колебания мышц находятся в частотном диапазоне 50 — 60 Гц. Если уменьшить жесткость верхнего слоя, то неизбежно возрастут горизонтальные сдвиги ноги спортсмена при отталкивании. Значит, тогда покрытие должно обладать анизотропией свойств по вертикали и горизонтали.

Введение в практику спорта синтетических покрытий не могло не сказаться на технике движений спортсменов. Многие тренеры, спортсмены и ученые заметили, что в зависимости от свойств покрытия беговой дорожки меняются фазы опорного периода, угол постановки ноги на опору, вынос бедра маховой ноги, опорные реакции и энергетические затраты. Для спортсмена, например, бегуна с данным уровнем скоростно-силовых возможностей и технической подготовкой, существует вполне определенное по своим свойствам покрытие, на котором он может показать максимально возможный результат. Параметры такого покрытия можно считать теоретически.

#### 7.5.6. Взаимодействие спортсменов со спортивными снарядами

Данный вид взаимодействия относится к классу отталкиваний ударного и неударного характера. Наиболее распространены исследования в спортивной гимнастике, где эффективность выполнения упражнения явно зависит от механических свойств спортивных снарядов. Все исследователи отмечают, что оптимальный режим взаимодействия спортсмена с упругими снарядами и опорами достигается в том случае, когда частота колебаний его тела совпадает, близка или кратна частоте колебаний снаряда или опоры.

Естественно, что для оперирования с точными количественными соотношениями необходимо, прежде всего, знать точные механические характеристики спортивных снарядов, поскольку возмож-



ности повышения риска, оригинальности, виртуозности и возрастающая в связи с этим возможность травмирования во многом определяются качеством спортивного инвентаря. Для исследования свойств гимнастического мостика была разработана математическая модель. В результате была обоснована такая конструкция мостика, в которой частота ее собственных колебаний (с учетом массы спортсмена) в два раза выше частоты вынужденных колебаний. Это означает, что создать оптимальный по своим свойствам мостик можно только под определенную массу спортсмена с учетом особенностей работы его опорно-двигательного аппарата при ударном контакте. Практически это можно осуществить на мостике с переменной жесткостью, которая должна подстраиваться под конкретного спортсмена по результатам нескольких попыток прыжка.

В прыжках в воду с трамплина спортсмены целенаправленно используют его упругие свойства для выполнения прыжков. Поэтому трамплины совершенствуют, прежде всего оптимизируя их упругие характеристики. Исследовали колебательные процессы в системе «спортсмен — трамплин», в которых изгибные колебания доски рассматривались на модели балочной системы с распределенными параметрами. Тело спортсмена моделировали упруго-шарнирной связью и массой, присоединяемой к доске трамплина в зоне контакта ступней с доской. Определяли спектр собственных частот системы. Закономерности их расположения показывают, что увеличение отношения массы тела спортсмена к массе доски трамплина ведет к снижению собственных частот колебаний системы. Однако если известна собственная частота колебаний системы, то можно указать параметры системы, которые обеспечат наибольшую или максимальную амплитуду перемещений доски трамплина при воздействии спортсмена.

В том случае, когда с доской взаимодействуют разные спортсмены, а значит, эквивалентные жесткости ног спортсменов, воздействующие на доску, имеют различные значения и растут по отношению к изгибной жесткости доски, то для достижения максимальной скорости выброса человека с доски частота воздействия на нее ног тоже должна расти до определенного предела. Например, при возрастании отношения жесткости ног к изгибной жесткости доски от 200 до 400 частота колебаний вынуждающей силы ног спортсмена на доску должна вырасти в среднем в 1,7 раза.

Когда массы тел спортсменов по отношению к массе доски будут иметь различные значения, например возрастать, для достижения максимальной скорости выброса человека с доски частота вызываемых ногами колебаний должна уменьшаться. Например, при возрастании значений указанного отношения от 0,5 до 1,5; частота колебаний, создаваемых спортсменом, должна уменьшаться в 1,3 — 1,6 раза.

### 7.5.7. Равновесие, устойчивость и сохранение позы

Во многих видах спорта важным слагаемым успеха является способность сохранять равновесие. Так, в стрельбе из пистолета точность попадания обеспечивается устойчивостью тела к моменту выстрела, так как колебания руки с оружием у стрелка тем меньше, чем меньше колебания ног и корпуса. В спортивной и художественной гимнастике, в акробатике большое количество элементов включают в себя разные виды равновесия. Не случайно устойчивость гимнастов, определенная по амплитуде колебаний тела в обычной вертикальной стойке, превышает устойчивость других спортсменов. Важна способность сохранять равновесие в фигурном катании, в беге на коньках, где опора имеет очень малую площадь. Выполнение специальных упражнений, направленных, в частности, на совершенствование функции вестибулярного аппарата и обучение навыкам сохранения равновесия, благоприятно сказывается на улучшении спортивных результатов прыгунов с трамплина, гребцов. В спортивной борьбе признаком тактико-технического мастерства является умение спортсмена учитывать особенности позы устойчивости противника, которому необходимо сохранять равновесие, противодействуя внешним возмущениям (толчкам, рывкам и т. д.) со стороны атакующего.

В механике *равновесие* — это состояние, при котором сумма внешних сил и моментов сил, действующих на тело или систему тел, равна нулю. Принято различать три вида равновесия: устойчивое, неустойчивое и безразличное.

*Устойчивое равновесие* характеризуется тем, что тело возвращается в первоначальное положение при его отклонении. В таком случае возникают силы или моменты сил, стремящиеся вернуть тело в исходное положение. Примером может служить положение тела с верхней опорой (например, вис на перекладине), когда при любых отклонениях тело стремится возвратиться в начальное положение.

*Неустойчивое равновесие* наблюдается тогда, когда при малых отклонениях тела возникают силы или моменты сил, стремящиеся еще больше отклонить тело от начального положения. Такой случай можно наблюдать, когда человек, стоя на опоре очень малой площади (значительно меньшей площади его двух ног или даже одной ноги), отклоняется в сторону.

*Безразличное равновесие* характеризуется тем, что при изменении положения тела не возникает сил или моментов сил, стремящихся вернуть тело в начальное положение или еще более удалить тело от него. Это редко наблюдаемый у человека случай. Примером может служить состояние невесомости на космическом корабле.

Наряду с перечисленными видами равновесия тел в биомеханике рассматривают еще один вид равновесия — *ограниченно-устойчивое*. Этот вид равновесия отличается тем, что тело может вернуться в начальное положение при отклонении от него до некоторого предела, например, определяемого границей площади опоры. Если же отклонение переходит за этот предел, равновесие становится неустойчивым.

Вид равновесия определяет условия сохранения положения тела относительно первоначально выбранного положения. *Устойчивость* же определяет меру сохранения равновесия.

Говоря об устойчивости твердого тела, можно сказать, что она определяется высотой ОЦМ тела над опорой, расстоянием от горизонтальной проекции ОЦМ тела до края площади опоры и величиной площади опоры. Показателем устойчивости является угол, образованный вертикальной линией, проходящей через ОЦМ тела, и линией, соединяющей его с краем площади опоры в направлении, в котором определяется устойчивость тела. Этот угол называется *углом устойчивости*. Чем больше угол устойчивости, тем выше устойчивость тела в данном направлении.

Наряду с кинематическими показателями устойчивости тела, применяют показатели, учитывающие силы, способные вывести тело из равновесия и силы, противодействующие этому. Одним из таких показателей является *коэффициент устойчивости*, определяемый отношением момента силы тяжести тела к опрокидывающему моменту силы, действующему на тело. Устойчивость высокая, если этот коэффициент больше или равен единице. Коэффициент устойчивости также называют статическим показателем устойчивости. Динамическим показателем устойчивости является уже упоминавшийся угол устойчивости. Сумма двух углов устойчивости в одной плоскости рассматривается как *угол равновесия* в этой плоскости. Этот угол характеризует запас устойчивости тела в данной плоскости, т. е. определяет размах движения центра тяжести тела до возможного опрокидывания в ту или другую сторону.

В отличие от твердого тела устойчивость тела человека зависит от гораздо большего числа факторов и обеспечивается непрерывным контролем со стороны ЦНС. Даже в удобном стоянии тело человека совершает постоянные колебания, обусловленные деятельностью сердечно-сосудистой и дыхательной систем, активностью мышц, перистальтикой кишечника и т. п. Поэтому применять отмеченные выше показатели устойчивости для тела человека надо с существенными поправками. Во-первых, площадь опоры человека не всегда совпадает с поверхностью опоры. Как и у твердого тела, она ограничена линией границы опоры. Но у человека граница эффективной площади опоры находится внутри контура

опоры, так как мягкие ткани (стопа без обуви) или слабые звенья (концевые фаланги пальцев в стойке на руках на полу) не могут принять на себя внешнюю нагрузку, поэтому грань опрокидывания смещается внутрь от края опорной поверхности. Во-вторых, уменьшение высоты ОЦМ тела при прочих равных условиях не всегда сопровождается увеличением устойчивости, как у твердого тела. Например, в глубоком приседе труднее сохранить равновесие из-за менее выгодных условий проявления силовых возможностей мышц нижних конечностей для противодействия внешним силам. Поэтому коэффициент устойчивости снижается, а значит, ухудшается устойчивость тела.

Считается, что устойчивость тем лучше, чем меньше величины колебаний ОЦМ тела. Эти колебания, как уже отмечалось выше, обусловлены, по меньшей мере, двумя основными причинами. С одной стороны, они порождаются механическими явлениями, сопровождающими процесс жизнедеятельности организма, и действием различных внешних сбивающих факторов. С другой стороны, колебания являются результатом процессов управления двигательным аппаратом человека со стороны ЦНС. Основная задача при обеспечении равновесия тела человека состоит в том, чтобы проекция ОЦМ тела находилась в пределах площади опоры. В зависимости от вида деятельности (сохранение статического положения, ходьба, бег и т. п.) и требований к устойчивости частота и быстрота корректирующих воздействий изменяются, но процессы сохранения равновесия одинаковы.

Чтобы понять механизмы управления положением тела человека, рассмотрим различные анализаторные системы.

По мнению Л. М. Нашнера (L. M. Nashner) и Дж. Ф. Питерса (J. F. Peters) (1995), в основе управления положением ОЦМ тела в пределах площади опоры лежат два процесса. *Первый процесс* связан с оценкой положения ОЦМ тела на основе информации, идущей от трех анализаторных систем: зрительной, вестибулярной и соматосенсорной. В тех случаях, когда опора и внешнее зрительное пространственное окружение неподвижны, соматосенсорная и зрительная системы являются главными при управлении ориентацией и сохранением равновесия тела, поскольку они более чувствительны, чем вестибулярная система. В свою очередь соматосенсорная система более чувствительна к быстрым изменениям положения тела, тогда как зрительная система — к медленным колебаниям. В более ранних работах этих авторов было написано, что время, необходимое для организации ответных действий на отклонение от положения равновесия за счет проприоцепции, колеблется в пределах 120—150 мс. Задержка во времени реакции зрительного анализатора составляет около 250 мс. *Второй процесс* управления положением ОЦМ тела в пределах площади опоры

связан с деятельностью системы контроля, которая должна формировать соответствующие корректирующие действия. Эти действия в зависимости от степени отклонения от положения равновесия осуществляются двумя способами. При малых колебаниях управление происходит за счет компенсаторных движений в голеностопных суставах, а при больших — в тазобедренных.

Процесс управления положением тела человека связан не только с сохранением равновесия, но и с необходимостью удерживать определенную позу или обеспечить требуемую осанку.

*Поза* — это конфигурация сегментов тела в каждый момент времени. Она выполняет следующие функции: 1) ориентацию сегментов тела относительно направления гравитации; 2) их стабилизацию в условиях гравитации и динамических возмущений, возникающих при движении. Это функциональное определение подразумевает наличие в любом двигательном акте двух составляющих: основной, непосредственно направленной на выполнение двигательной задачи, и вспомогательной, позной, обеспечивающей выполнение основного движения.

*Осанка* — это сложившаяся правильная поза тела человека, сохраняемая при определенных условиях. Хорошая осанка, по мнению В. Т. Назарова, подразумевает такое расположение звеньев, которое удобно для выполнения предстоящей работы, обеспечивает нормальное функционирование внутренних органов и отвечает определенным традициям. В тех случаях, когда на тело человека действуют почти неизменные по величине и направлению внешние силы, в сохранении осанки участвуют преимущественно одни и те же группы мышц и она называется *статической*. Для удержания заданной позы (осанки) во время движения спортсмен должен последовательно включать в работу различные группы мышц и изменять их напряжение. Этим *динамическая осанка* принципиально отличается от статической.

Существенным моментом, определяющим роль проприоцептивной системы в реакциях поддержания равновесия, является то, что рецепторы, расположенные в мышцах, суставах и сухожилиях, т. е. в рабочих органах, обеспечивают координированную работу эффекторов. В. С. Гурфинкель и соавт. (1998) считают, что двигательный анализатор играет основную роль в регуляции позы человека. Они, в частности, пишут, что функциональные параметры вестибулярного и зрительного анализаторов не могут обеспечить необходимой чувствительности и быстродействия системы регуляции позы. Суставная (и отчасти мышечная) проприорецепция играет основную роль в механизме регуляции позы. Однако без участия зрительного и вестибулярного анализаторов работа по регуляции позы становится неустойчивой.

Вертикальная (ортоградная) поза человека, сохранение которой связано с активным взаимодействием многих мышечных групп и движений в соответствующих суставах, не может обеспечиваться простым замыканием этих суставов. Можно предположить, что наиболее четкие взаимоотношения движений в суставах складываются в процессе компенсации систематических односторонних возмущений, в том числе обусловленных физиологическими процессами в самом организме (кровооток, перистальтическими волнами, дыханием и т. д.). В этой связи Н. М. Гельфанд, В. С. Гурфинкель и М. А. Цетлин (1987) провели исследование по изучению влияния дыхания на ортоградную позу человека. По этому исследованию можно судить о механизме компенсации дыхательных возмущений вертикальной стойки человека. Основная роль в этой компенсации принадлежит движениям в тазобедренных суставах. Эти движения энергетически оправданы, благодаря им достигается большая устойчивость тела и экономия мышечной работы. Механизм компенсации или «дыхательной синергии» обладает рядом специфических свойств, основываясь на которых можно сказать, что *синергия* — это организуемое и управляемое ЦНС фиксированное и воспроизводимое взаимодействие суставов или их групп для эффективного решения конкретной двигательной задачи, выработанное в результате обучения или врожденное. По-видимому, существует очень много различных синергий позы (не только ортоградной) и движений, и одна из важных задач состоит в выявлении механизма их осуществления.

При наличии множества синергий механизм сохранения позы человека можно представить следующим образом. При действии сложного внешнего или внутреннего возмущения, как случайного, так и детерминированного, нервная система выбирает для компенсации ту или иную синергию сразу. В таком виде управление многозвенной системой представляется намного проще, чем при независимом управлении каждой механической степенью свободы в отдельности. По-видимому, существенно то, что новая синергия складывается в результате более или менее длительного обучения.

В процессе формирования синергий следует различать механическое сопротивление возмущению за счет пассивных механических свойств мышц и сопротивление, вызванное ЦНС. Важную роль в пассивном сопротивлении возмущению позы играет так называемая короткодиапазонная жесткость. Первые примерно 30 мс после возмущения сила растягивания мышц резко возрастает (по механизму упругой пружины): этот механизм позволяет компенсировать возмущение на самых ранних этапах потери равновесия, пока не подключились нервные механизмы регуляции. В дальней-



шем механические свойства мышц, в частности их жесткость, в значительной степени зависят от влияний ЦНС, что и определяет основной механизм поддержания равновесия.

#### КОНТРОЛЬНЫЕ ВОПРОСЫ

1. Как происходит вращение в суставе?
2. Как вращательное движение тела задается от опоры?
3. Расскажите о способах задания вращения вокруг поперечной и продольной осей.
4. Какие особенности техники, динамики и энергетики свойственны естественным локомоциям — бегу и ходьбе?
5. Каковы особенности движений человека при плавании и гребле?
6. Что такое биотранспорт и каковы биомеханические особенности передвижения с его помощью?
7. Что такое перемещающие движения? Дайте характеристику их биомеханическим особенностям.
8. Дайте характеристику ударным движениям. Каковы их биомеханические закономерности?
9. С чем связано возникновение волновых движений в двигательных действиях человека? Назовите особенности обеспечения энергетики рекуперационных процессов при волновом переносе энергии.
10. Перечислите виды опорных взаимодействий.
11. Назовите особенности динамограмм при различных режимах движения.
12. Каковы общие закономерности опорных взаимодействий?
13. Как трансформируются в теле человека ударные опорные взаимодействия?
14. Расскажите о биомеханических явлениях во взаимодействиях человека с опорными поверхностями, спортивными снарядами, покрытиями и обувью.
15. Дайте характеристику биомеханическим процессам при сохранении позы, устойчивости и равновесия.

## Глава 8

# БИОМЕХАНИЧЕСКИЕ ТЕХНОЛОГИИ ФОРМИРОВАНИЯ И СОВЕРШЕНСТВОВАНИЯ ДВИЖЕНИЙ С ЗАДАННОЙ РЕЗУЛЬТАТИВНОСТЬЮ

### 8.1. Человек и внешняя среда

Взаимоотношение человека и внешней среды с давних пор интересовало исследователей. Так, в XVII в. Р. Декарт изучал «механику нашего тела», рассматривая живой организм как своеобразную машину. Но для работы машины, ее запуска необходим ключ, который заводит и приводит в действие механизм машины. Р. Декарт пришел к мысли о важной роли запускающего стимула и роли нервной системы в работе живого организма. Так возникла мысль о значении внешних стимулов в возникновении поведения человека и животных.

В первой трети XIX в. А. М. Филомафитский писал в учебнике «Физиология, изданная для руководства своих слушателей», что мозг является источником для нервного начала, которое, непрерывно отделяясь в этом органе, распространяется сначала по нерву чувствующему; здесь причина его движения находится в наружных влияниях, непрерывно действующих на наш организм. А. М. Филомафитский, дополняя Р. Декарта, утверждал, что для появления ответной реакции организма важная роль принадлежит и раздражениям, возникающим во внутренней среде организма.

Начиная с середины XIX в., понимание целостности организма неразрывно связывается с осознанием важнейшего положения материалистической биологии: между организмом и средой, в которой протекает его жизнь и развитие, существует непрерывное взаимодействие. Эта идея нашла отражение в определении организма И. М. Сеченова, писавшего, что организм без внешней среды, поддерживающей его существование, невозможен, поэтому в научное определение организма должна входить и среда, влияющая на него.

И. М. Сеченов также писал, что все время, пока в теле происходит мышечное сокращение, из кожи и мышц движущейся части

идет непрерывное чувствительное возбуждение, которое видоизменяется по характеру вместе с изменениями движения и определяет этим направление дальнейших двигательных актов. Отсюда видно, что «чувствительное возбуждение» не просто корректирует поведение, а делает его целенаправленным в зависимости от условий среды. Этот термин является предшественником кибернетической обратной связи или обратной афферентации в функциональных системах.

В начале XX в. И. П. Павлов доказал, что взаимоотношения организма и среды складываются из сложного сочетания врожденных реакций на внешние раздражители, сформировавшихся в процессе эволюционного развития данного вида, и функциональных отношений, приобретенных организмом в процессе индивидуальной жизни, т. е. временных связей. Согласно его представлению ведущим и определяющим фактором в любых проявлениях организма являются внешние раздражители, формирующие либо условнорефлекторные, либо безусловнорефлекторные реакции, обеспечивающие динамическое уравнивание организма с внешним миром.

В середине XX в. знания о механизмах поведенческого акта человека во внешней среде увеличивались. Теория рефлекса, оставаясь принципом детерминистического понимания взаимодействия организма с внешним миром, оказалась недостаточной для раскрытия физиологического, биомеханического и иного содержания сложных этапов формирования свободного приспособительного поведения человека и животных. Все больше фактов подтверждало правильность теории о том, что мозг формирует временные связи, определяющие эффект приспособительного поведения.

Важным шагом в этом направлении явилось учение А. А. Ухтомского о *доминанте* — функциональном объединении нервных центров с повышенной возбудимостью, расположенных на различных уровнях ЦНС. Доминанта включает в себя все элементы нервной системы и периферические органы. Ее основные черты: повышенная возбудимость, стойкое возбуждение, способность к суммированию возбуждений и инерции, т. е. способность длительно удерживать возбуждение, даже когда его первоначальный стимул миновал.

По мнению А. А. Ухтомского, благодаря доминантному механизму организм в огромной и разнообразной массе действующих на него раздражителей среды отбирает и закрепляет те, которые представляют для него интерес и обеспечивают адаптивное поведение, нужное именно в данный момент и в данном месте.

В рамках рефлекторной теории зародилась, а затем вышла за эти рамки *теория функциональных систем* П. К. Анохина (1978),

которая была направлена на изучение целостного организма в его непрерывной связи с окружающей средой. По определению П. К. Анохина, функциональная система — единица целостного организма, складывающаяся динамически для достижения любой его приспособительной деятельности и всегда на основе циклических взаимоотношений, избирательно объединяющая специальные центрально-периферические образования. Динамическая организация любой функциональной системы строится по принципу саморегуляции. Свою теорию П. К. Анохин разрабатывал для физиологических систем, но ее общие принципы можно перенести и на движения человека.

Наиболее общие представления о построении движений человека, в том числе с учетом их осуществления во внешней среде, разработал Н. А. Бернштейн (1947). Он описал процесс управления движениями с позиций рефлекторного кольца, т. е. указал на циклическую форму взаимодействия между ЦНС и характером протекающих движений. Его заслуга прежде всего состоит в доказательстве, что управление движениями есть сложный многоуровневый процесс. Каждый из уровней управления имеет свою функцию, локализацию, афферентацию.

Н. А. Бернштейн доказал, что ни одно движение (может быть, за редчайшим исключением) не обслуживается по всем его координационным деталям одним только ведущим (для данного движения) уровнем построения. Каждая из деталей выполняемого сложного движения рано или поздно находит для себя среди нижележащих уровней такой, афферентации которого наиболее адекватны этой детали по качествам обеспечиваемых ими сенсорных коррекций. Такие фоновые уровни обслуживают фоновые или технические компоненты движения: тонус, иннервацию и денервацию, реципрокное торможение, сложные синергии и т. д. Именно на указанные уровни оказывает воздействие внешнее предметное окружение через соответствующие афферентации и подходящие для них сенсорные коррекции. Если бы тот или иной уровень управления движениями не располагал известными резервами вариативности и изменчивости реализуемых им движений, он был бы не в состоянии гибко и точно прилаживать их к разнохарактерным условиям действительности.

Именно на этом свойстве нервно-мышечной системы построил гипотезу об искусственной управляющей среде И. П. Ратов (1974, 1989, 1997). За счет целенаправленного задания физических свойств внешней среды проводят построение двигательных действий человека, взаимодействующего с этой средой, чтобы получить их необходимые характеристики. Тем самым элементы внешней среды включались во внешний контур управления формированием двигательного навыка человека. Такой подход можно оха-

рактизовать как внешнее управление процессом формирования и совершенствования двигательных действий человека.

Гипотезу И. П. Ратова проверили его ученики и последователи, и на данный момент она является законченной теорией.

## 8.2. Внешняя система управления движениями спортсмена

Среди причин противоречий, порождаемых в процессе совершенствования в движениях, одной из наиболее важных является уменьшение вариаций их характеристик при повышении кинетической энергии, связанное в свою очередь с ростом спортивной подготовленности и мастерства спортсмена. Выход на режимы силовых максимумов связан с такими типичными показателями мастерства в движениях, как концентрация усилий во времени и сближение акцентов мышечной активности, динамики и кинематики. Как типичные проявления более качественного двигательного навыка они одновременно играют стабилизирующую роль в его упрочении.

Повторение биомеханически рациональных и все более стабилизируемых спортивных упражнений приводит к закреплению двигательного навыка. Стабилизация двигательного навыка, представляющая в целом положительное явление, несет в себе одновременно отрицательное следствие в виде остановки роста спортивных результатов, которая связана с противоречиями, возникающими не только как следствие биомеханической рациональности, но и связанными с положительными в целом адаптационными реакциями на выполнение тренировочных упражнений. Рассмотрим *закономерности адаптации* к повышающейся интенсивности физических напряжений и к их возрастающим объемам, которые являются решающими условиями для приобретения более высоких уровней тренированности. Адаптационные реакции на повышенные физические нагрузки позволяют не только привыкать к тяжелым тренировочным режимам и противостоять сбивающим воздействиям утомления, но и вызывают упрощение всех технических компонентов осваиваемых двигательных навыков, что приводит к стабилизации результатов. Отрицательное влияние адаптационного приспособления организма спортсмена к большим тренировочным нагрузкам выражается и в противоречиях, которые ограничивают возможности дальнейшего повышения уровня спортивно-технического мастерства из-за постоянного повторения двигательных режимов, характеризующихся околоразмаксимальной и средней интенсивностью. Посто-

янство двигательных режимов, обеспечивая набор тренировочных объемов и гарантируя закономерную результативность на уровне средних показателей и некоторую вероятность достаточно высоких результатов, закрепляет уже сформированный двигательный навык, ограничивая каждым повторением возможности эффективного освоения более высоких уровней мастерства.

Указанные противоречия не умаляют роли любого из компонентов тренировочного процесса, а напротив, подчеркивают их взаимосвязи и взаимообусловленность. Противоречия между увеличивающейся биомеханической рациональностью спортивного или тренировочного упражнения и уменьшающейся вероятностью получения желательного физиологического последствия от его выполнения приводят к необходимости дифференцирования целей применения каждого из средств технической подготовки. Поскольку варьирование режимов выполнения тренировочных упражнений зависит от конкретных целей (обеспечение дальнейшей базы роста результативности через наращивание и суммирование тренировочных эффектов), набор средств и методов для этого должен обеспечить возможности постоянных выходов за пределы естественных двигательных режимов по целой совокупности параметров. Это позволит формировать и закреплять мысленные образы новых по своим свойствам движений. Тренировочные упражнения ориентированы на преодоление укрепляющейся при повторениях адаптационной стабилизации. Стабилизация, несмотря на явную биологическую целесообразность (адаптационные реакции организма возникают как способ установления стабильных отношений функциональных систем организма с внешней средой), ограничивает установление таких неравновесных отношений организма с внешним окружением, при которых возможен выход функций систем организма за пределы обычных границ. Поскольку выход из границ стабильных условий взаимодействия с внешним силовым окружением представляет собой единственно возможный путь к освоению более высоких функциональных уровней двигательных проявлений, то вариация режимов выполнения тренировочных упражнений приобретает принципиально решающую роль. М. Бычваров (1979) ставил вопрос об обязательности введения определенной «избыточности разнообразия» воздействия упражнений для предотвращения консервативной стабилизации. Это утверждение перекликается с известным в кибернетике принципом: только разнообразие рождает разнообразие.

Вариации режимов выполнения тренировочных упражнений обеспечиваются главным образом изменением самоустановок и целевых заданий. Они создаются акцентированием определенных фаз движения (амплитудных и частотных характеристик), введением дополнительных самозаданий на расслабление и напряже-



ние тех или иных мышц. В ряду методических средств рассматриваются и приемы варьирования, основанные на использовании разметок для ориентации правильности выполнения самозаданий, приемы звукового и светового лидирования.

Примером вариаций режимов взаимодействия спортсмена с опорой может служить использование искусственных беговых дорожек с покрытиями с разными физико-техническими свойствами. Для обеспечения индивидуализированных режимов взаимодействия спортсменов с внешними опорами применяют искусственные покрытия с характеристиками, изменяемыми в соответствии с целевыми функциями тренировочных занятий.

Подобная тенденция проявляется в использовании спортивных снарядов и тренажеров с изменяемыми свойствами. Применяя их, можно в более рациональных пределах изменять характер выполняемых упражнений, повышая качество тренирующих воздействий на организм спортсменов. В качестве примера можно привести гимнастические пневматические снаряды, которые в зависимости от давления воздуха в них могут обладать различной упругостью (В. С. Савельев, Б. С. Савельев, В. Г. Зайкин, Н. Г. Сучилин, 1982).

Если применять соревновательные снаряды обычным способом, можно лишь технически стабилизировать навык, тогда как прирастить тренирующие эффекты возможно, только введя вариации в режимы выполнения попыток либо дополнительные специальные упражнения либо варьируя внешние условия выполнения упражнений. Практически процесс технического совершенствования, ранее разделенный на пять стадий (см. подразд. 6.3.3), уже с третьей стадии требует дальнейшей детализации. При этом в каждой стадии должны быть отдельные задачи, которые решаются в связи с использованием определенной совокупности свойств применяемых тренировочных снарядов или снаряда с переменными и подобранными для каждого случая свойствами.

Сочетание вариаций свойств спортивных покрытий, снарядов и тренажеров и вариаций индивидуальных целевых заданий позволяет добиваться изменений определенных характеристик технических компонентов действий. Закрепление этих действий в устойчивом до определенных пределов двигательном навыке облегчается, если требуемые режимы движений воспроизводить в специально воссозданных искусственных условиях. Необходимость комплексов по созданию внешних условий не только выдвигает на первый план научно-методическую проблему управления двигательными следствиями через выбор определяющих их причин, но и подчеркивает ведущую роль факторов внешней среды, приобретающих при умелом планировании управляющие функции в тренировочном процессе. Акцентирование управля-

ющих функций искусственно подбираемых компонентов внешнего окружения способствует ускоренному формированию спортивных движений с лучшими комплексами свойств и высоким спортивным результатом.

Нельзя не признать зависимость первопричин, предопределяющих физический морфотип человека, особенности его двигательного аппарата, функциональные возможности, от условий физической внешней среды и, прежде всего, воздействия гравитационного поля. Очевидно, что именно этими особенностями были предопределены и верхние пределы двигательных максимумов, достигаемых человеком. Масштабы физических проявлений человека в ходе его онтогенеза были относительно постоянными, закрепляясь в определенных пределах как следствие видового двигательного опыта. Стабильность силы тяжести в ходе индивидуального развития человека также выступает как постоянный фактор ограничения его двигательных максимумов, поскольку повторения движений закрепляют в навыке и верхние пределы их результативности.

Поскольку естественная внешняя среда выполняет стабилизирующую роль, то если допустить возможность существования искусственно созданной среды, могут появиться многообещающие перспективы освоения принципиально новых пределов двигательных проявлений. Вполне возможно определенным образом перестроить ряд внешних условий выполнения многих спортивных упражнений, что по результатам будет соответствовать изменению некоторых основных компонентов внешнего силового окружения. Более того, принципиально возможны не только статические изменения этих компонентов, то и введение в число компонентов искусственной среды таких управляющих элементов, которые могут выполнять по отношению к естественным движениям спортсмена определенные целесообразные действия, способствующие доведению их до запланированной результативности.

Тренажерные комплексы, включающие большее или меньшее число компонентов искусственной управляющей среды, обладают по сравнению с обычными тренажерами рядом преимуществ. Они не только создают искусственные условия для воспроизведения спортивных упражнений и их основных элементов, но и обеспечивают возможность выполнения таких рекордных вариантов спортивных упражнений, на которые занимающиеся еще не способны вследствие недостаточной подготовленности. При обосновании путей внедрения в практику тренажеров нового класса предполагалось (И. П. Ратов, 1983), что они позволят устранить основное противоречие совершенствования в спортивных движениях: постоянное переучивание и изменение на каждом из повышающихся уровней физической и функциональной подготовленности.

сти спортсменов технических компонентов двигательных навыков, сформировавшихся и начавших стабилизироваться в условиях предыдущего низшего уровня. Это противоречие требует обязательного введения стадии варибельности навыков и использования таких специальных средств их «расшатывания», как методики для слома скоростных барьеров (Н. Г. Озолин, 1979).

Основная сущность методического подхода при использовании вариаций компонентов искусственного окружения состоит в том, что преодолевается противоречие, связанное с необходимостью переучивания, поскольку в условиях «искусственной управляющей среды» спортсмен может формировать и закреплять двигательный навык, осваивая с самого начала обучения несколько упрощенный по второстепенным деталям мастерский вариант упражнения. Эта возможность обеспечивается тем, что подобный упрощенный вариант по главным показателям (прежде всего, характеризующим его ритмическо-скоростную основу) может оставаться постоянным во всех попытках на протяжении всех стадий становления и закрепления двигательного навыка и соответствовать планируемому конечному уровню. Поэтому необходимо отказаться от тех устаревших методических схем, которые предполагают постепенное усложнение упражнений.

Другие методические подходы (И. П. Ратов, 1984) рассчитаны на самые сложные задачи, обеспечивающие освоение основного содержания спортивного упражнения. Освоение можно подкрепить, используя соответствующие методические средства внешнего искусственно построенного окружения. Отсюда следует, что целесообразно первоначально осваивать не самые простые упражнения данной специализации, а наиболее сложные из них, потому что лишь таким способом можно раскрыть перспективы спортсмена именно в этой специализации.

На примере спортивной гимнастики такой подход развил Н. Г. Сучилин (1989). Для осуществления описанных выше положений следует прежде всего найти способы предотвратить все возможные технические ошибки, которые в обычных условиях неминуемо помешают выполнению двигательного задания по избранному техническому варианту. Кроме того, следует ограничить на искусственной основе влияния основных мешающих факторов, в наибольшей степени ограничивающих в естественных условиях потенциальные возможности занимающегося. Установив наиболее «слабые звенья» двигательного аппарата, характерные для данного спортивного упражнения, а также определив наименее отработанные элементы структуры движений, следует принять меры к тому, чтобы на искусственной основе уменьшить вероятность разрушения движения, возможность отклонения от правильного варианта. В естественных условиях двигательные задания с установ-

кой на более высокие результаты, как правило, не выполняются из-за функциональной неподготовленности звеньев двигательного аппарата, ответственных за начальные фазы движения. Когда начальные фазы выполнены правильно, дальнейшее рациональное развертывание движения происходит до первого «слабого звена». Поэтому внесение в этот процесс искусственных «силовых добавок» позволяет поддержать последовательность фазных переходов в двигательных действиях без появления ошибок, уменьшающих итоговую результативность упражнения или прекращающих его выполнение.

Ограничение вероятности появления технических ошибок и устранение основных мешающих факторов позволяет полнее использовать естественные силы спортсмена и ставить перед ним задачи на освоение и закрепление в навыке таких двигательных режимов, которые практически полностью неосуществимы в обычных условиях. Следует особо подчеркнуть принципиально важное методическое положение: максимально полно раскрыть потенциал двигательных возможностей и достичь двигательных максимумов спортсмены могут лишь в специально созданных искусственных условиях. При подключении к этому естественному по сути процессу дополнительных помогающих внешних сил становится возможным прорабатывать действие естественных координационных механизмов в режимах, превосходящих возможности, обусловленные уровнем функциональной подготовленности занимающихся. При любых вариациях искусственных факторов спортивные упражнения остаются совокупностью естественных факторов, которые позволяют формировать будущие рекордные движения, а также заучивать и закреплять компоненты двигательных навыков, обуславливающих техническое мастерство.

Новые двигательные режимы при любых формах внешней искусственной помощи обеспечиваются естественной активностью мышц. Поэтому возможность обеспечения последовательных рациональных мышечных напряжений, возникающая при искусственном снятии внешних ограничений, является решающим условием становления и упрочения координационных отношений в системе мышц. Важнейшее требование современной технологии становления спортивного мастерства — формирование движения изнутри и освоение правильной последовательности смены ведущих элементов межмышечной координации. При выполнении этого требования упорядочивается межмышечная координация. При этом не только согласованно взаимодействуют все элементы системы мышц, но и уменьшается вероятность технических ошибок, возникающих из-за несвоевременной или излишней активности быстрых мышц. Упорядочение внутреннего содержания движений проявляется и в том, что через акцентирование напряжений опре-

деленных мышц создается ритмоскоростная основа будущего двигательного навыка. Создаваемая совокупность мышечных напряжений влечет за собой более полное осознание структуры движений.

Ритмоскоростная компонента формируемого навыка, дополняемая искусственными поддержками по всем внешним проявлениям, мало чем отличается от целостного двигательного навыка, хотя по условиям своего функционирования представляет следствие синтеза естественных и искусственных факторов. Наблюдения и экспериментальные результаты свидетельствуют о правильности ранее высказанной гипотезы о возможностях постепенного наполнения ранее всего формируемой ритмоскоростной основы двигательного навыка «силовым содержанием» (И. П. Ратов, В. М. Дьячков, 1964). В исходных посылах этой гипотезы содержалась идея о постепенном переходе от искусственных условий к естественным по мере освоения мастерского варианта движения, что обеспечивалось выявлением и локальным укреплением слабых звеньев структуры движений. При этом предусматривалось, что по мере этого укрепления возрастающая силовая компонента двигательного навыка, замещая свой искусственный эквивалент, постепенно как бы растет в уже существующую канву ритмоскоростной компоненты, формируя с ней и с уже действующими компонентами целостный двигательный навык.

Приоритет задачи по формированию ритмоскоростной компоненты двигательного навыка перед задачами по предварительному созданию силовой базы можно объяснить как навыками природных двигательных умений, так и тем, что из всех физических качеств двигательной деятельности быстроту наиболее сложно развить. Отметим, что силовая подготовка лишь до определенных пределов положительно влияет на быстроту движений.

Анализ методических возможностей использования комплексных технических средств, позволяющих варьировать компоненты искусственного внешнего окружения, показывает, что на их основе можно не только добиваться практически любых вариаций двигательных режимов, но и доводить их до оптимума. Тренировочные стенды, оснащенные индикационными устройствами для аутоконтроля за наиболее важными характеристиками двигательной деятельности, отражающими проявления двигательной избыточности (И. П. Ратов, 1982), создают особо благоприятные предпосылки для освоения биомеханически рациональных и стабильных двигательных режимов.

Выполнение заданий на отработку до совершенства соревновательного варианта спортивной техники при использовании тренажерного стенда имеет преимущества, потому что каждая попытка осуществляется более стабильно при большей вероятности макси-

мально полной реализации потенциала двигательных возможностей спортсмена. Следует отметить, что относительно низкая стабильность результатов соревновательных попыток отражает неустойчивость состояния спортсмена, зависящего от внутренних и внешних причин. Спортсмен с помощью приемов самонастройки должен каждый раз создавать состояние индивидуального оптимума. Если это состояние спортсмен старается создать исключительно за счет собственных самонастроек и самоустановок, реальные оптимумы полной готовности возникают крайне редко и легко разрушаются под воздействием многих причин. При использовании тренажерных стендов, особенно содержащих набор компонентов искусственного внешнего окружения, вероятность реализации технических самоустановок спортсмена резко повышается, что способствует проработке и закреплению до достаточно стабильного уровня соревновательного варианта спортивной техники.

В процессе подготовки возникает необходимость перехода от искусственных повторов соревновательного варианта спортивной техники к соревновательным попыткам, когда ни на какую искусственную помощь спортсмен рассчитывать не может. Закрепляемый в искусственных условиях технический вариант соревновательной попытки может отличаться от того, который покажет спортсмен в реальных условиях соревнования. В этой связи следует отметить, что отработка соревновательного варианта спортивной техники при использовании тренажера предполагает обязательную стабилизацию не только всех компонентов технического рисунка движений, но и планируемого соревновательного результата. При этом планируемый результат многократно воспроизводят при большей или меньшей искусственности и без каких-либо форм внешней искусственности. При постепенно уменьшающейся искусственности спортсмен может воспроизводить доведенный до стабильного уровня вариант соревновательной попытки при различных вариациях внешних сбивающих воздействий. В этом случае переход от искусственных условий выполнения попыток к естественным предполагает сохранение рациональной и стабильной спортивной техники и недопущение значительного роста «двигательной избыточности».

После того как, применив средства варьирования двигательных режимов, спортсмен перешел на более высокий функциональный уровень по главным параметрам движений, в дальнейшем он качественно осваивает его, «подтягивая» силовую компоненту двигательного навыка до требуемых значений. В этом случае двигательный навык спортивного упражнения уже сформирован и закреплён даже по условиям деятельности координационных механизмов. Можно даже говорить о закреплении на новом более высоком уровне потенциала двигательных возможностей спортсмена.



Поскольку любое спортивное упражнение включает предварительные и основные действия, то иногда для повышения качества технической отработки основных фаз следует пытаться искусственно облегчить выполнение предварительных действий. Это осуществимо не только при устранении или ограничении двигательной избыточности. Можно рационализировать формирование спортивной техники, разделив упражнения на подготовительные и основные действия. Также следует помнить, что можно облегчить выполнение подготовительных действий за счет искусственно привнесенных в процесс осуществления движений дополнительных внешних сил или даже полностью заменить искусственными внешними воздействиями. Поэтому в перспективе появляется возможность перекомбинировать на искусственной основе традиционные методические схемы обучения и совершенствования спортивных движений. Целесообразность этих перекомбинаций очевидна во всех случаях, кроме тех, когда требуется отрабатывать переходные связки подготовительных и последующих действий. Но, когда требуется отработать технику главных частей упражнения, лучше устранять трудности, требующие существенных затрат энергии для выхода на запланированный двигательный режим или приводящие к излишним перенапряжениям второстепенных мышц. Применение искусственных силовых добавок для выведения на требуемый соревновательный режим основных частей спортивного упражнения обязательно потому, что их использование ограничивает воздействие естественных помех и препятствий, мешающих при обычном выполнении раскрывать естественные потенциальные возможности спортсмена при их реализации через совершенствуемое упражнение.

Любые искусственные воздействия на человека, способствующие раскрытию его возможностей, могут выявить у него большой потенциал. Новые приемы управления формированием технического мастерства предназначены и для того, чтобы указать, на каких методических принципах эти возможности могут быть раскрыты и использованы. Нельзя рассчитывать, что высокая результативность, приобретенная в условиях искусственной управляющей среды, сохранится в полном объеме, если не осуществить организованный переход от искусственно созданных условий к естественным.

В настоящий момент существует два пути подготовки спортсменов.

Первый путь — это *традиционный процесс подготовки спортсменов с постепенным выходом на те биомеханические, физиологические и силовые показатели двигательных действий, которые могут привести к росту спортивных результатов*. На этом пути в процессе обучения (обучение в данном случае не только

процесс начального освоения движения, но и как переход на более высокий уровень освоения упражнения при совершенствовании движений) возникают некоторые противоречия (И. П. Ратов, Г. И. Попов).

Переход ко все более значительному результату — это постоянный процесс «обучения — переучивания». Это связано с тем, что демонстрация какого-то результата требует стабилизации двигательного навыка, но эта стабилизация препятствует повышению спортивного результата, ибо для этого требуется сформировать новый двигательный навык. Эффективный способ достижения более высокого результата, т. е. спортивная техника, не может быть освоен вне условий и двигательных режимов, соответствующих данному результату.

Еще одно противоречие обучения движениям заключается в том, что повседневная практика использования обучающих приемов построена на том, что внутреннее содержание движений формируется попытками спортсмена подражать каким-то эталонным внешним формам упражнения, предъявляемым тренером в качестве образца. В то же время очевидно, что внешние формы движений представляют собой координационное взаимодействие мышечных групп (межмышечную координацию) спортсмена в конкретном спортивном упражнении. Осознать данное противоречие мешали не только укоренившаяся многовековая практика обучения на основе подражания, но и почти полное отсутствие каких-либо методических средств контроля за правильностью формирования внутреннего содержания движений. Невозможность для обучаемого сразу освоить выполнение сложного движения вынудила к использованию таких обучающих схем, в которых двигательное задание упрощалось и расчленялось на элементы.

Другое противоречие также связано с закономерностями межмышечной координации. Оно заключается в том, что наибольшая вероятность формирования рациональной межмышечной координации при выполнении осваиваемых спортивных упражнений возникает лишь в том случае, если отсутствуют внешние помехи. В то же время известно, что начинающие спортсмены, стараясь увеличить результат и повысить интенсивность выполнения, могут допустить ошибки за счет нарушений межмышечной координации, недостаточной физиологической готовности и отставания в развитии физических качеств. Таким образом, получается, что освоение эффективных движений невозможно без выхода на тот режим деятельности, который осуществляется без помех, тогда как сам процесс достижения этого режима приводит к этим помехам.

И последнее противоречие заключается в том, что обучение какому-либо спортивному движению начинается, как правило, на

относительно низких уровнях развития физических качеств. Вследствие этого формируемое движение не может быть эффективным. Повторение упражнений формирует и закрепляет двигательный навык и, как следствие, низкую результативность осваиваемого движения. Выход из данного противоречия на основе традиционных методических путей заключается в постоянном многоэтапном переучивании, применении специальных средств, препятствующих закреплению навыка.

Из анализа указанных противоречий предлагается второй принципиально иной путь обучения и совершенствования движений. Суть его в том, что *двигательный навык может формироваться не в естественных условиях, а в условиях специально созданной для этого внешней среды*. Тем самым обучение движениям — это активная приспособительная деятельность человека в навязанных ему условиях внешней среды. Поскольку внешние условия сохраняются от одного повторения к другому, у человека создается устойчивая ориентировочная основа действия, объективизированная по своей сути. Это способствует более быстрому и правильному формированию двигательного действия. В этом случае начальная целевая направленность обучения движению заключается в формировании нового ритмскоростного компонента двигательного навыка вплоть до соответствующей рекордной результативности, т. е. основа — формирование координационного компонента на рекордных для данного спортсмена режимах. Но функциональные и физические возможности спортсмена не могут обеспечить рекордные движения в обычных условиях. Именно для этого и создана искусственная внешняя среда, задача которой — дать занимающемуся силовые и энергетические добавки, необходимые для компенсации недостающих естественных сил и функциональных возможностей. Хотя при подобном подходе итоговый рекордный результат обеспечивается сочетанием естественных и искусственных сил, сами системы движений и присущие им связи межмышечных координаций носят вполне естественный характер, способствующий формированию и постепенному закреплению ритмскоростной основы двигательного навыка. Задача тренера при выполнении спортсменом упражнений состоит в разумном сочетании естественных движений и движений в искусственных условиях, в последующем снижении доли искусственных добавок за счет роста объема упражнений, выполняемых в естественных условиях. Спортсмен и окружающая его внешняя среда (это, как правило, комплекс технических средств) представляют собой как бы две взаимосвязанные части единого управляющего контура, который настраивает всю систему естественных движений и искусственных влияний на них таким образом, чтобы при постепенном уменьшающейся искусственности постоянно обеспечивать мак-

симальную реализацию естественных потенциальных возможностей спортсмена.

Внешняя среда по отношению к спортсмену может быть специально сформирована в двух формах: искусственной управляющей и предметной. Отличающимся компонентом теории «*искусственной управляющей среды*» (И. П. Ратов, 1983) является организация активных управляющих воздействий на двигательные системы организма спортсмена, а отличающимся компонентом теории «*предметной среды*» (Г. И. Попов, 1992) — усиление защищенности двигательного аппарата спортсмена от чрезмерных нагрузок при взаимодействии с предметами внешней среды, что позволяет проводить двигательные действия на повышенных по скорости и силовым показателям режимах. Поскольку оба понятия отражают свои специфические особенности воздействия на человека, предпочтительней термин «искусственная управляющая и предметная среда».

Специально (искусственно) созданные внешние условия — это биомеханические стенды, тренировочные приспособления, тренажеры, спортивный инвентарь и экипировка. В каждом конкретном спортивном упражнении они обеспечивают энергетическую, силовую, координационную помощь спортсмену, предохраняют опорно-двигательный аппарат от перегрузок, улучшают управление двигательными действиями.

### 8.3. Тренажеры и тренировочные приспособления

Благодаря достижениям научно-технического прогресса в физической культуре и спорте широкое распространение получили тренажерные устройства и другие технические средства, которые обеспечивают подготовку спортсменов, а в условиях роста дефицита естественных движений — ускоренное овладение двигательными умениями, целенаправленную физическую нагрузку и восстановление утраченных двигательных навыков.

*Технические средства* в спорте — это системы, комплексы, приборы, с помощью которых воздействуют на различные органы и системы организма, получают информацию о процессе и результатах учебно-тренировочных занятий. Они подразделяются на тренировочные устройства, тренировочные приспособления и тренажеры.

*Тренировочное устройство* — техническое средство, обеспечивающее выполнение спортивных упражнений в заданной струк-

туре движений без контролируемого взаимодействия. К ним относятся:

- устройства, в которых преодолевается вес собственного тела (рукошагоходы, степперы для подтягивания туловища (облегчающие и нагрузочные), беговые дорожки без привода и др.);
- устройства, в которых преодолевается внешнее сопротивление (силовые нагрузочные комплексы типа «Наутилус»);
- средства срочной информации в системах биологических обратных связей (различные световые индикаторы, звуковые сигнализаторы). Например, при работе над техникой выполнения упражнения необходимо ограничить диапазон изменения положения звеньев тела в пространстве, т. е. задать диапазоны изменения углов, в которых должно выполняться упражнение, контролируемое с помощью гониометров. Такое ограничение можно обеспечить, например, подавая звуковой сигнал обучаемому, если он вышел за границы заданного диапазона углов.

*Тренировочные приспособления* — любые устройства, крепящиеся на теле человека и обеспечивающие достижение некоторых ожидаемых изменений в показателях двигательных качеств или параметрах техники выполнения упражнения. К ним можно отнести:

- устройства, создающие аэрогидродинамическое сопротивление (например, парашют, который крепится к поясу бегуна или велосипеду и создает дополнительную тормозящую нагрузку; можно применять парашют и для облегчения выполнения упражнения, укрепив его по направлению воздушного потока);
- локальные отягощения, размещаемые на теле человека и его отдельных звеньях;
- упругие рекуператоры энергии;
- устройства электромиостимуляции в покое и движении. Электростимуляционное воздействие применяют как средство развития скоростно-силовых качеств и коррекции техники выполнения спортивных упражнений.

*Тренажер* — это комплекс устройств, позволяющих воспроизводить целостные упражнения или их основные элементы в специально созданных для этого искусственных условиях, обеспечивающих возможность регламентировать режимы выполняемых движений и их целесообразное изменение (И. П. Ратов, 1979). Тренажеры в общей системе технических средств обладают несколькими отличительными признаками (С. П. Евсеев, 1991).

Первым признаком является назначение средства. Из всего многообразия видов технических средств к тренажерам относятся лишь те, которые предназначены для формирования умений и навыков, развития и совершенствования качеств и способностей человека. Этот признак предусматривает достижение за-

нимающимися определенных уровней освоения действия, развития того или иного качества, способности, а, следовательно, обязательное участие в многократном осуществлении деятельности или ее действий, операций, элементов.

Вторым признаком является соответствие формируемых с помощью тренажера умений и навыков, развиваемых качеств и способностей человека требованиям будущей деятельности. Таким образом, тренажеры в отличие от других технических средств, применяемых для обучения и развития качеств и способностей человека, должны обеспечивать формирование у занимающихся действий, которые по всем или некоторым контролируемым параметрам должны количественно соответствовать конечной цели обучения. Другими словами, должно обеспечиваться формирование с самых первых попыток неизменных свойств будущего навыка.

Третьим признаком является обязательность организации с помощью тренажера искусственных условий формирования действий, чтобы повысить эффективность этого процесса. Сама суть тренажеров заключается в создании искусственных условий, имеющих потенциальные дидактические преимущества и резервы по сравнению с естественными условиями. В этом случае применяемые в них биологические обратные связи могут обладать не только информационным характером, но при использовании соответствующего оборудования — и коррекционным. В этом заключается коренное отличие тренажеров от реальных объектов труда, игры, реальных условий соревновательной и других видов деятельности.

Выделяют несколько видов тренажеров.

Императивные тренажеры (от лат. imperativus — повелительный) управляют суставными движениями человека (С. П. Евсеев, 1991). Они, с одной стороны, обеспечивают выполнение занимающимся целевого действия с заданным уровнем качества, а с другой — ограничивают возможный выход звеньев его тела за пределы допустимых отклонений. Основное преимущество императивных тренажеров по сравнению с другими техническими средствами заключается в том, что они позволяют реализовать методику формирования двигательных действий с заданным результатом. Отличия данной методики от традиционной заключаются: во-первых, в обязательной ориентации с самого начала обучения и занимающегося, и педагога на конкретный (возможно, рекордный) результат; во-вторых, в требовании минимизации отклонений в процессе освоения действий от их эталонной (оптимальной) техники, приводящей к выполнению заданного результата. Традиционная методика обучения предусматривает постепенное (путем многократных проб и ошибок, перестроек движений) подведение занимающихся к заданному результату, который при этом



формируется, особенно в начале обучения, в самом общем плане без рассмотрения количественных параметров будущего действия. Предлагаемая методика предусматривает освоение с самого начала обучения такой техники, которая позволила бы человеку достичь планируемого результата. В этом случае двигательное действие должно формироваться, начиная с самых первых попыток, в искусственных тренажерных условиях, воспроизводящих за человека необходимые суставные движения, и заканчивая моментом, когда спортсмен научится выполнять его с соблюдением всех требований к технике в естественных условиях. Данная методика предусматривает и подготовку занимающегося (с помощью тех же тренажеров) к типичным критическим ситуациям, возможным при выполнении действия в естественных условиях, что помогает уменьшить вероятность ошибок.

Ситуационные тренажеры (И. П. Ратов, 1989) основаны на проецировании видеофильмов с запрограммированными ситуациями различных видов боевых единоборств (бокс, кикбоксинг, тхэквондо, контактное каратэ), оценке реакций обучаемых на показываемые атакующие действия «противников». Они служат для проверки и оценки качественных и количественных показателей эффективности атакующих действий на «поражение» против демонстрируемых соперников посредством компьютерной регистрации своевременности и точности ударов в точки поражения на теле демонстрируемого противника. Тренажер имеет следующую конструкцию. На большой плоский матричный телевизионный экран проецируется видеофильм, отснятый по определенным сюжетам боевых единоборств. Это может быть набор учебных базовых элементов, учебный материал, где «противник» специально приоткрывает себя на время в разных точках тела для того, чтобы обучаемый вовремя нанес удар. Характеристики этого удара должны в течение времени видоизменяться: уменьшаться по времени и расти по величине усилия. Матричный экран защищен прозрачной твердой маской для предохранения от ударов. Проекция противника подбирается так, чтобы изображение человека обладало реальными антропометрическими размерами. На краях маски закреплены датчики для регистрации координат попадания. При попадании перчаткой или макетом оружия по поверхности экрана от генератора ультразвука, размещенного на них, исходит сигнал, который воспринимается датчиками для регистрации координат попадания. Поскольку сигналы о координатах той точки тела, которую нужно поразить, считываются и поступают в компьютер, то сравнение координат рекомендованной и реальной точек попадания позволяет оценить величину рассогласования и занести в память компьютера и вывести на индикационное табло результаты по своевременности и точности. Качество атакующих

действий, а значит, качество обучения, оценивается по времени от начала возникновения благоприятной ситуации до момента удара по экрану и по точности попадания в ту точку тела, поражение которой наиболее целесообразно. Технологические подходы на базе ситуационного тренажера можно применять как для обучения спортсменов, так и всех желающих, стремящихся овладеть навыками боевых единоборств. Элементы технологии обучения реализуются:

а) через многократное воспроизведение стандартных ситуаций до тех пор, пока обучаемый не начнет укладываться в заданный норматив;

б) различную скорость предъявления ситуаций, т. е. время, когда «противник» приоткрывается, должно уменьшаться;

в) случайность приоткрывания той или иной точки на теле «противника»;

г) организацию информационной обратной связи о месте, времени и силе удара обучаемого;

д) световую подсказку о предпочтительной точке на теле «противника», по которой нужно ударить, если таких «точек поражения» несколько. Световую подсказку можно сделать несколькими способами, простейший из которых — нанести цветные метки на тело «противника» при съемке видеофильма.

В технологию обучения на базе тренажера входят также упражнения на развитие быстроты, координации и скоростно-силовых качеств для того, чтобы двигательный аппарат и ЦНС человека были подготовлены к выполнению все более усложняющихся задач обучения. Такие упражнения достаточно хорошо известны в теории и методике физического воспитания, поэтому не обсуждаются в данном подразделе.

Компьютерные игровые тренажеры основаны на сопряжении действий человека с компьютером. Традиционные устройства управления компьютером (клавиатура и джойстики) заменяются на специальный нагрузочный узел, подключаемый к компьютеру и полностью выполняющий функции традиционных органов управления при приложении к нему дозированных усилий. Данная конструкция получила название «силовой джойстик» и имеет все элементы электрической схемы обычного джойстика: прочный стержень, верхний конец которого перемещает обучаемый, закреплен в массивном основании через мощную пружину. Величины оказываемого сопротивления изменяют, увеличивая или уменьшая длину стержня и управляя жесткостью пружины. У стержня силового джойстика несколько модификаций съемных рукояток, что обеспечивает разные условия их захвата и приложения усилий.

Первым очевидным примером обучения точно-силовым действиям может быть прохождение различных линий, лабирин-

тов или игра в одну из многочисленных компьютерных игр. Можно использовать принципиально новые формы организации занятий, основным отличием которых является соединение процессов выполнения физических упражнений и решения разноплановых интеллектуально-логических задач. На мониторе задают набор букв и символов. Обучаться двигательным действиям, дозированным по усилиям и направлению, можно, выводя символы на определенное место рабочего поля и составляя из них предложения, математические выражения и т. д. Подобные «психобиомеханические задания» служат не только элементом физической нагрузки, но объектом логических действий, при которых подбирают уровень умственной напряженности. Решают логические задачи по выбору из набора букв и символов необходимой последовательности символов на основе дозированной генерации биопотенциалов контролируемых мышц, что является формой решения специфических двигательных задач. Занимающиеся в последнем случае совершенствуют отработку нетрадиционных умений дозированного генерирования биопотенциалов мышц. А сам процесс выстраивания на экране определенных текстов как по образцам, так и в форме ответов на устные и письменные вопросы становится тестовым упражнением, результаты выполнения которого можно сравнивать и анализировать с учетом показателей затраченного времени и числа допущенных ошибок. Это уже может служить критерием обучаемости двигательным действиям при фиксированной сложности интеллектуальных заданий.

Предлагаемые формы двигательного взаимодействия человека с компьютером, применяемые в процессе учебных занятий по физическому воспитанию, представляют собой практически первый реальный шаг по пути налаживания межпредметных связей. В процессе сопряжения двигательной деятельности с решением задач по печатанию текстов, комбинированию математических символов можно создать такие обучающие программы, в которых будут объединены не только материалы из различных учебных дисциплин, но и осуществлены процедуры периодического педагогического тестирования. При этом оценке подвергают не только объективные данные о самом процессе выведения символов на определенные места рабочего поля, но и показатели реакций сердечно-сосудистой и дыхательной систем на выполнение предъявленных заданий. Сложность и трудность заданий можно определять как подбором величин механического сопротивления силового джойстика, так и запрограммированными величинами перемещений элементов этого силового джойстика при взаимодействии с ним занимающегося. Силовые взаимодействия с механической частью джойстика могут одновременно осуществлять несколько человек. Тогда, если ввести элемент соревнования между

занимающимися, обучение может проходить с повышенной мотивацией.

Второй пример — это управление движением некоторого объекта на мониторе за счет перемещения обучаемого по ступенькам различной высоты. Тем самым обучают координированности движений, прежде всего, мышц опорно-двигательного аппарата. Также развивается такое физическое качество, как ловкость. Обучаемый взаимодействует с компьютером с помощью механической конструкции, включающей в себя замкнутый квадрат, стороны которого являются ступеньками (по две или одной с каждой стороны). Нажатие на ступеньку замыкает контакт в электрической схеме, сконструированной таким образом, что каждая из сторон квадрата отвечает за движение объекта на мониторе в одну сторону — влево, вправо, вверх, вниз. Каждая из двух ступенек на стороне квадрата дает разные скорости движения объекта на мониторе. В зависимости от задач обучения можно регулировать замыкание контакта на ступеньке таким образом, что замыкание будет происходить при простом нажатии на ступеньку или когда давление превысит определенную величину. Тем самым разнится физическая нагрузка на обучаемого: либо он только прикоснется к ступеньке, не передвигаясь существенно, либо ему надо все время перемещать свое тело со ступеньки на ступеньку. Сложность обучения возрастает, если скорость движения объекта будет расти при нажатии любой ступеньки.

Перемещаясь со ступеньки на ступеньку, обучаемый контролирует изображение на мониторе, пытаясь добиться передвижения объекта или по некоторой кривой, или по лабиринту, или в процессе изменяющейся ситуации компьютерной игры.

Третий пример — управление движением маркеров на мониторе за счет выполнения упражнений на различных механических тренажерах, где, к примеру, скорость выполнения движений на тренажере управляет перемещением маркеров в компьютерной игре.

Кино- или видеотренажеры можно применять в вело- и автоспорте, а также в лыжном спорте и других циклических локомоциях для моделирования прохождения трассы предстоящих состязаний. Занимающийся, наблюдая за видеосъемкой трассы, выполняет упражнение на тренажере, на котором в соответствии с профилем трассы (подъемы, спуски, повороты) задается разный уровень нагрузки.

В дополнение к приведенным примерам в табл. 8.1 приведены различные типы конструкций тренажеров и их направленность на развитие двигательных качеств (А.Д. Скрипко, 2004). Знаком «+» обозначена преимущественная направленность тренажеров по развитию тех или иных двигательных качеств или формированию того или иного двигательного навыка.

Таблица 8.1. Тренажеры и тренировочные устройства по типу конструкций для развития двигательных качеств и навыков

| Двигательное качество и навык                    | Тип конструкции тренажеров и тренировочных устройств |                        |                             |                           |                            |                |                        |                        |                                                  |                  |                    |                    |                       |                            |                   |               |
|--------------------------------------------------|------------------------------------------------------|------------------------|-----------------------------|---------------------------|----------------------------|----------------|------------------------|------------------------|--------------------------------------------------|------------------|--------------------|--------------------|-----------------------|----------------------------|-------------------|---------------|
|                                                  | Блочные с преодолением грузов                        | С двигающейся кареткой | Колесательный и маятниковый | С вращающимся отягощением | Тренажеры с приводом и без | Гидротренажеры | Устройства с подвеской | Видео- и кинотренажеры | Тренажер для преодоления массы собственного тела | Вибростимуляторы | Электростимуляторы | Магнитостимуляторы | Фрикционные тренажеры | Сенсорно-лизирующие мишени | Гребные тренажеры | Велотренажеры |
| Выносливость                                     |                                                      |                        |                             |                           | +                          | +              | +                      |                        |                                                  |                  |                    |                    |                       |                            | +                 |               |
| Сила                                             | +                                                    | +                      |                             |                           |                            |                | +                      |                        | +                                                | +                | +                  |                    | +                     |                            |                   | +             |
| Скорость                                         |                                                      |                        |                             |                           | +                          | +              | +                      |                        |                                                  |                  |                    |                    |                       | +                          | +                 |               |
| Гибкость                                         |                                                      |                        |                             |                           |                            |                |                        |                        |                                                  | +                |                    |                    |                       |                            |                   |               |
| Координация движения                             |                                                      |                        | +                           |                           | +                          |                | +                      |                        |                                                  |                  |                    |                    |                       |                            | +                 |               |
| Ритм движений                                    |                                                      |                        |                             |                           | +                          | +              | +                      | +                      |                                                  |                  |                    |                    |                       | +                          |                   |               |
| Прыгучесть                                       |                                                      |                        | +                           |                           |                            |                |                        |                        | +                                                |                  |                    |                    |                       |                            |                   |               |
| Амортизационные устройства                       |                                                      |                        |                             |                           |                            |                |                        |                        |                                                  |                  |                    |                    |                       |                            |                   |               |
| Тандемные устройства                             |                                                      |                        |                             |                           |                            |                |                        |                        |                                                  |                  |                    |                    |                       |                            |                   |               |
| Парашютные тренажеры                             |                                                      |                        |                             |                           |                            |                |                        |                        |                                                  |                  |                    |                    |                       |                            | +                 |               |
| Виброплатформы                                   |                                                      |                        |                             |                           |                            |                |                        |                        |                                                  |                  |                    |                    |                       |                            |                   |               |
| Вектординамометрические тренажеры                |                                                      |                        |                             |                           |                            |                |                        |                        |                                                  |                  |                    |                    |                       |                            |                   |               |
| Велотренажеры                                    |                                                      |                        |                             |                           |                            |                |                        |                        |                                                  |                  |                    |                    |                       |                            |                   |               |
| Гребные тренажеры                                |                                                      |                        |                             |                           |                            |                |                        |                        |                                                  |                  |                    |                    |                       |                            |                   |               |
| Сенсорно-лизирующие мишени                       |                                                      |                        |                             |                           |                            |                |                        |                        |                                                  |                  |                    |                    |                       |                            |                   |               |
| Фрикционные тренажеры                            |                                                      |                        |                             |                           |                            |                |                        |                        |                                                  |                  |                    |                    |                       |                            |                   |               |
| Магнитостимуляторы                               |                                                      |                        |                             |                           |                            |                |                        |                        |                                                  |                  |                    |                    |                       |                            |                   |               |
| Электростимуляторы                               |                                                      |                        |                             |                           |                            |                |                        |                        |                                                  |                  |                    |                    |                       |                            |                   |               |
| Вибростимуляторы                                 |                                                      |                        |                             |                           |                            |                |                        |                        |                                                  |                  |                    |                    |                       |                            |                   |               |
| Тренажер для преодоления массы собственного тела |                                                      |                        |                             |                           |                            |                |                        |                        |                                                  |                  |                    |                    |                       |                            |                   |               |
| Видео- и кинотренажеры                           |                                                      |                        |                             |                           |                            |                |                        |                        |                                                  |                  |                    |                    |                       |                            |                   |               |
| Устройства с подвеской                           |                                                      |                        |                             |                           |                            |                |                        |                        |                                                  |                  |                    |                    |                       |                            |                   |               |
| Видео- и кинотренажеры                           |                                                      |                        |                             |                           |                            |                |                        |                        |                                                  |                  |                    |                    |                       |                            |                   |               |
| Тренажер для преодоления массы собственного тела |                                                      |                        |                             |                           |                            |                |                        |                        |                                                  |                  |                    |                    |                       |                            |                   |               |
| Вибростимуляторы                                 |                                                      |                        |                             |                           |                            |                |                        |                        |                                                  |                  |                    |                    |                       |                            |                   |               |
| Электростимуляторы                               |                                                      |                        |                             |                           |                            |                |                        |                        |                                                  |                  |                    |                    |                       |                            |                   |               |
| Магнитостимуляторы                               |                                                      |                        |                             |                           |                            |                |                        |                        |                                                  |                  |                    |                    |                       |                            |                   |               |
| Фрикционные тренажеры                            |                                                      |                        |                             |                           |                            |                |                        |                        |                                                  |                  |                    |                    |                       |                            |                   |               |
| Сенсорно-лизирующие мишени                       |                                                      |                        |                             |                           |                            |                |                        |                        |                                                  |                  |                    |                    |                       |                            |                   |               |
| Гребные тренажеры                                |                                                      |                        |                             |                           |                            |                |                        |                        |                                                  |                  |                    |                    |                       |                            |                   |               |
| Велотренажеры                                    |                                                      |                        |                             |                           |                            |                |                        |                        |                                                  |                  |                    |                    |                       |                            |                   |               |
| Вектординамометрические тренажеры                |                                                      |                        |                             |                           |                            |                |                        |                        |                                                  |                  |                    |                    |                       |                            |                   |               |
| Виброплатформы                                   |                                                      |                        |                             |                           |                            |                |                        |                        |                                                  |                  |                    |                    |                       |                            |                   |               |
| Парашютные тренажеры                             |                                                      |                        |                             |                           |                            |                |                        |                        |                                                  |                  |                    |                    |                       |                            |                   |               |
| Тандемные устройства                             |                                                      |                        |                             |                           |                            |                |                        |                        |                                                  |                  |                    |                    |                       |                            |                   |               |
| Амортизационные устройства                       |                                                      |                        |                             |                           |                            |                |                        |                        |                                                  |                  |                    |                    |                       |                            |                   |               |

|                                          |   |   |   |   |   |   |   |   |   |   |   |   |   |   |   |   |
|------------------------------------------|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|
| Скоростно-силовые навыки                 | + | + | + | + | + | + | + | + | + | + | + | + | + | + | + | + |
| Равновесие                               |   |   |   |   |   |   |   |   |   |   |   |   |   |   |   |   |
| Техника движений                         | + |   |   |   |   |   |   |   |   |   |   |   |   |   |   |   |
| Сопряжение развиваемых навыков и качеств | + | + |   |   |   |   |   |   |   |   |   |   |   |   |   |   |
| Ориентация в пространстве                |   |   |   |   |   |   |   |   |   |   |   |   |   |   |   |   |
| Точность движений                        |   |   |   |   |   |   |   |   |   |   |   |   |   |   |   |   |
| Тактические действия                     |   |   |   |   |   |   |   |   |   |   |   |   |   |   |   |   |
| Ловкость                                 |   |   |   |   |   |   |   |   |   |   |   |   |   |   |   |   |
| Силовая выносливость                     | + | + |   |   |   |   |   |   |   |   |   |   |   |   |   |   |
| Реакция движений                         |   |   |   |   |   |   |   |   |   |   |   |   |   |   |   |   |
| Восстановление двигательных функций      | + | + | + | + | + | + | + | + | + | + | + | + | + | + | + | + |



#### 8.4. Биологические обратные связи в практике физкультурно-спортивной работы

Обобщение экспериментального и методического опытов по технической коррекции спортивных упражнений позволяет разделить апробированные виды операций на пять основных групп, которые целесообразно реализовать в следующей последовательности.

1. *Операции по упорядочению направлений действия сил.* Например, вариант подобных операций — приемы аутокоррекции усилий педалирования при контроле годографов усилий, прилагаемых спортсменом к правой и левой педалям, на мониторах (метод векторной динамографии по И. П. Ратову). Здесь устраняется функциональная асимметрия приложения усилий к педалям правой и левой ногой. Аутоконтроль эталонных годографов, предъявляемых на мониторе как образцы, позволяет спортсменам добиваться наибольших соответствий по последовательности изменений направления действия сил.

Принудительное ограничение направлений действия сил осуществляется при использовании различного рода направляющих конструкций и конструкций шаблонов. Операции этого типа можно охарактеризовать как попытки первично ограничить вероятность двигательной избыточности, так как при обеспечении более плавных изменений направлений усилий уменьшается рассеивание сил. Примером этого может быть механический копир, который применяли при обучении большим оборотам на перекладине Э. В. Гостев и Н. Г. Сучилин (1983) (рис. 8.1).

2. *Операции по уменьшению излишних колебаний ОЦМ тела, а также по уменьшению больших, чем необходимо, амплитуд изменения суставных углов* (технической коррекции движений). Они представляют второй уровень снижения двигательной избыточности. Методические средства весьма разнообразны: от облегчающих подвесок спортсмена с системами упругой связи его тела, установленных на транспортных лидирующих средствах, до приемов аутоконтроля «амортизационных западений», просматриваемых по силовым кривым или по гониограммам, показывающим большие, чем следовало, изменения суставных углов. К методическим средствам аутоконтроля проявлений двигательной избыточности можно отнести также использование масштабных шкал на индикационных устройствах, отображающих характеристики динамики и кинематики движений. Выход за допустимые пределы на этих шкалах показывает «перепроизводство» сил или изменений суставных углов, для чего применяют разнообразные звуковые индикаторы, сигналы.

3. *Операции по уменьшению излишних ударных нагрузок, возникающих при спортивных локомоциях.* Системы обратной связи для контроля потерь в скорости передвижения спортсмена вследствие излишне больших ударных нагрузок успешно применялись в беге на коньках и при обычном беге. Приемы аутокоррекции базировались на использовании датчиков ускорений, усиленных устройств и различного рода приспособлений для сообщения спортсмену корректирующей информации. В наиболее простых формах спортсмен получал звуковые сигналы в тех случаях, когда ударные нагрузки при постановке ноги на опору превышали заданные пороговые уровни. Приемы коррекции ударных перегрузок, основанные на передаче по радиотелеметрическому каналу сигналов с датчиков ускорений на контрольный пульт тренера, позволяют оценивать величины ударных нагрузок и давать спортсмену, бегущему по дорожке стадиона, необходимые указания.

Тренажерные стенды на основе тредбана и гидроканала позволяют ограничить проявления двигательной избыточности, возникающие при каждом прямом или опосредованном контакте спортсмена с опорной средой, поскольку индикационные устройства аутоконтроля можно разместить в его поле зрения. Наиболее целесообразны индикационные устройства в виде различных моди-

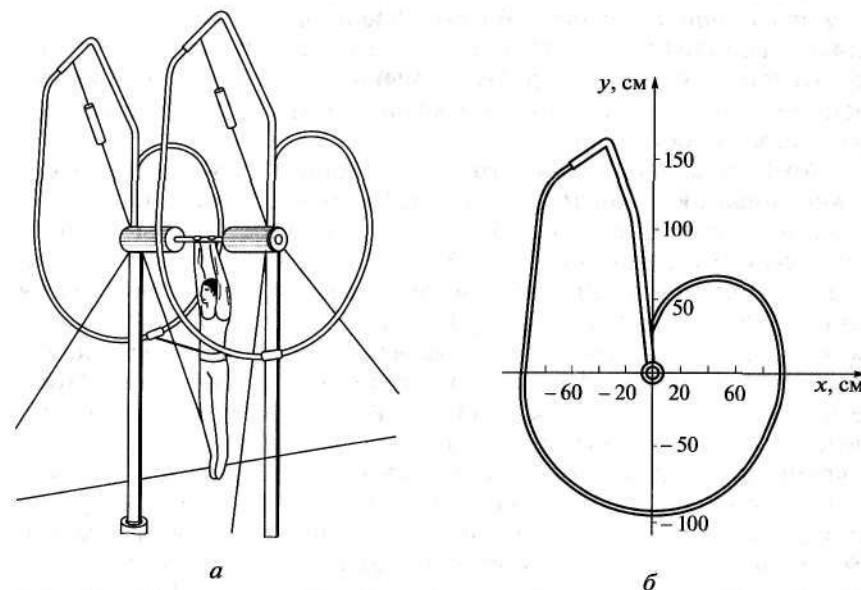


Рис. 8.1. Тренажер для обучения большим оборотам на перекладине: а — внешний вид; б — направляющие траектории

фикаций световых столбиков, изменяющихся в соответствии с увеличением и уменьшением сигналов об ускорениях. Для лучшего слежения за изменением контролируемых сигналов им следует придать некоторую инерционность, введя интегрирующие блоки и применяя лампочки накаливания.

4. *Операции аутоконтроля излишних напряжений второстепенных мышечных групп.* При рассмотрении критериев спортивно-технического мастерства подчеркивалось такое важное условие качественного выполнения двигательных заданий, как отсутствие напряжения второстепенных мышц. Методические средства для контроля и аутоконтроля излишних мышечных напряжений основаны на усилении биопотенциалов и использовании индикационных устройств со звуковым или визуальным отображением величин контролируемой активности по отношению к допустимому уровню.

Несмотря на разнообразие индикационных устройств, в основе каждого из них заложена возможность ориентации на избранный пороговый уровень активности. При этом спортсмену следует дать задание: довести контролируемую характеристику до возможного минимума или даже устранить сигнал мышечной активности.

5. *Операции аутоконтроля деятельности различных функциональных систем организма в целях достижения рациональной спортивной техники.* В их основе произвольный подбор условий выполнения двигательных заданий с контролем таких показателей, как, например, ЧСС, мышечная электроактивность основных или второстепенных мышц, потребление кислорода, работа, мощность и др.

Помимо перечисленных групп методических задач по совершенствованию спортивно-технического мастерства на основе ограничения двигательной избыточности в самостоятельную группу можно выделить применение стимуляционной активизации мышц. Дополнительная активизация мышцы, выполняющей в данную фазу спортивного упражнения роль ведущего элемента межмышечной координации, вызывает закономерное уменьшение величин электроактивности второстепенных мышц (И. П. Ратов, Е. С. Бойко, 1980; С. А. Гукасян и др., 1987). Эффекты перераспределения уровней напряжений мышц при воздействии приемов стимуляционной активизации используют для своеобразного подавления излишней двигательной избыточности. Поскольку заранее известно, что можно целенаправленно уменьшить уровни активности любых функционально второстепенных мышц при дополнительной активизации мышц, у которых искусственно усиливается их функция ведущих элементов межмышечной координации, то эффекты биомеханико-энергетической экономии конструируют при-

менительно к каждому спортивному упражнению. Практическая полезность этих эффектов лучше оценивается в циклических спортивных упражнениях, где их суммарные следствия могут способствовать достижению существенно лучших спортивных результатов.

## 8.5. Биомеханические условия оптимизации свойств спортивного инвентаря и оборудования

Оптимизацию характеристик спортивного инвентаря, оборудования, предназначенного для спорта, физических упражнений, следует проводить таким образом, чтобы она способствовала реализации нескольких эффектов.

**Оптимизация инвентаря и оборудования в видах спорта с существенным влиянием опорного взаимодействия на результат движения.** К таким видам спорта можно отнести легкоатлетический бег, спортивную гимнастику, акробатику, прыжки в длину с разбега, прыжки в высоту, тройной прыжок, прыжковые виды легкоатлетического многоборья, спортивные игры, спортивную ходьбу, прыжки на батуте, прыжки в воду. Биомеханические требования к оптимизации следующие:

- частотные характеристики опоры должны быть такими, чтобы распределение узлов и пучностей ударных волн в теле спортсмена создавало условия для уменьшения травмирования суставных сочленений и внутренних органов;
- упругость опоры должна способствовать максимально возможному процессу волнового переноса энергии от опорных звеньев к ОМЦ;
- величины упругости опоры должны обеспечивать условия резонансного взаимодействия спортсмена с опорой;
- в процессе опорного взаимодействия должно сформироваться движение, биомеханические характеристики которого для планируемого спортивного результата соответствуют или превышают выявленные для данного вида спорта тенденции изменения с ростом результативности параметров движения.

Безусловно, приведенные требования не могут выполняться одновременно. Но в конкретном виде спорта должна быть иерархия этих требований. Так, например, для марафона особенно важны первое и второе требования. Их выполняют за счет подбора свойств кроссовой обуви, которая является элементом опорной поверхности. Для прыжка в длину второе требование более важно, его можно достичь за счет применения, например, пнев-

мопокрытий на тренировке, чтобы добиться нужного технического рисунка выполнения упражнения. Затем с помощью разработанной для этого методики тренировки двигательный навык переносят в условия отталкивания прыгуна от обычной планки для прыжков. В спортивной гимнастике, например в опорном прыжке, большее значение при разработке инвентаря имеют второе и третье требования.

**Оптимизация инвентаря и оборудования в видах спорта с существенным влиянием на результат взаимодействия спортсмена со спортивным снарядом.** К таким видам спорта можно отнести прыжки с шестом, стрельбу из лука, теннис, настольный теннис, метание копья, спортивную гимнастику, тяжелую атлетику, хоккей на траве, на льду, бейсбол. Биомеханические требования к оптимизации следующие:

- обеспечение соответствия или по крайней мере пересечения частотных диапазонов колебаний биомеханической системы или цепи спортсмена, контактирующей со спортивным снарядом, и самого снаряда;

- амплитудные параметры механических величин при взаимодействии не должны превышать физиологический и биомеханический диапазоны (адаптацию биологической системы), при которых возможны необратимые изменения (условие механической толерантности тела спортсмена);

- в процессе взаимодействия со спортивным снарядом спортсмен должен сформировать движение, биомеханические параметры которого отвечают повышенному спортивному результату;

- в игровых видах спорта упруговязкие характеристики спортивного инвентаря должны обеспечивать максимально возможную скорость полета мяча, шарика или шайбы при данном уровне технической и физической подготовки спортсменов.

Первое условие также включает в себя условия резонансного взаимодействия спортсмена со спортивным снарядом. Это условие особенно важно для разработки инвентаря в спортивной гимнастике, прыжках с шестом.

Для игровых видов спорта большую роль играют первое и последнее условия. При этом, с одной стороны, вроде бы необходимо, чтобы игровой инвентарь (клюшки, ракетки) был как можно тверже, чтобы скорость вылета мяча, шарика или шайбы была больше; с другой стороны, если инвентарь обладает большой жесткостью, это вызывает болезненные ощущения у человека, травмы и хронические заболевания за счет многократных ударных воздействий на биомеханические цепи тела человека. Здесь важно соблюдать условие об областях адаптации человека в биотехнической системе «человек — спортивный снаряд».

Тенденция изменения биомеханических характеристик выставляет вполне естественное в спортивной практике требование к инвентарю: его использование не должно приводить к ухудшению спортивного результата.

## 8.6. Реализация принципа технико-физического сопряжения посредством биомеханических средств тренировки

Развитию силовых и скоростно-силовых качеств в подготовке спортсменов в различных видах спорта отводят большое место. И это не случайно, поскольку именно они служат фундаментом в формировании и совершенствовании техники спортивных упражнений, которая раскрывает двигательный потенциал спортсменов.

В практике развития скоростно-силовых качеств как основные средства применяют *упражнения, характеризующиеся высокой мощностью мышечных сокращений*. Для них типично такое соотношение силовых и скоростных характеристик движений, при котором значительная сила проявляется в возможно меньшее время. *Упражнения скоростно-силового характера* отличаются от силовых повышенной скоростью и, следовательно, использованием менее значительных отягощений. В их числе есть немало упражнений, выполняемых и без внешних отягощений.

В состав скоростно-силовых упражнений входят различного рода метания спортивных снарядов или других предметов, скоростные перемещения циклического характера, ряд действий в играх и единоборствах, совершаемых в короткое время с высокой интенсивностью (ударные действия в боксе, броски партнера в борьбе) и т. д. Из них для строго регламентированного воздействия на скоростно-силовые способности используют преимущественно те, которые удобнее регулировать по скорости и степени отягощений. Большую часть таких упражнений применяют, периодически варьируя нормированные внешние отягощения, поскольку многократное повторение движений со стандартным грузом, даже если они выполняются с максимально возможной скоростью, постепенно приводит к стабилизации уровня мышечных напряжений, что ограничивает развитие скоростно-силовых способностей.

Чтобы избежать такой стабилизации, применяют и варьируют дополнительные отягощения и в тех скоростных действиях, которые в обычных условиях выполняют без внешнего отягощения или со стандартным отягощением. Например, при выполнении прыжков и беговых ускорений используют пояса и жилеты с дозируемыми разновесами или утяжеленную обувь, утяжеленные перчатки.



ки при выполнении боксерских ударов, снаряды различного веса в легкоатлетических метаниях.

Особую группу составляют специальные упражнения с мгновенным преодолением ударно воздействующего отягощения, которые направлены на увеличение мощности усилий, связанных с большей мобилизацией реактивных свойств мышц. Примером такого рода упражнений могут служить прыжки с некоторой высоты с последующим без пауз выпрыгиванием вверх и упражнения на блочных устройствах, включающие рывковые преодоления отягощения в виде стремительно перемещающегося груза.

Особенно строго нормировать внешние отягощения необходимо тогда, когда их применяют, чтобы увеличить требования к скоростно-силовым способностям в скоростных действиях, которые в естественных условиях выполняют с незначительными внешними отягощениями или без них. Дополнительные отягощения не должны искажать структуру действий и ухудшать их качества.

Отягощения, применяемые при подготовке спортсменов (пояса, манжеты на дистальные участки звеньев спортсмена, жилеты, костюмы, обувь с утяжеленной подошвой и т.д.), по своей массе должны составлять 3—5 % массы тела спортсмена, чтобы осуществлялся принцип технико-физического сопряжения. Такое ограничение массы связано с тем, что при этом изменяется положение ОЦМ тела и отдельных кинематических цепей. Использование больших масс приводит к нарушению структуры межмышечной координации при отталкивании и к перераспределению силовой нагрузки на опорно-двигательный аппарат спортсменов-прыгунов, а слишком малые массы дают не очень значительный эффект.

При применении отягощений спортсмен может выполнять двигательные действия с разными вариантами включения мышц в работу. Эти варианты не всегда оптимальны с точки зрения выполнения соревновательного упражнения. Поэтому отрицательным моментом выполнения упражнений с отягощениями может стать совершенствование в этом упражнении с ними, а не совершенствование в основном упражнении данной специализации. Возникает противоречие, которое разрешается, если применять систему локальных отягощений на центры масс звеньев тела. Действительно, в этом случае условия межмышечной координации сохраняются неизменными, надо только регулировать уровни напряжения отдельных мышц, участвующих в движении. Регулятором тогда является постоянность для каждого звена массы дополнительных грузов, фиксируемых на нем. Если выбрать эту массу в определенном отношении к массе каждого звена (например, до 10 %), то и уровни напряжения мышечных групп, управляющих каждым звеном, будут также иметь фиксированный предел. Поэтому с точки зрения выработки оптимумов уровней активности

мышц предлагаемый способ создания отягощающих условий в различных видах спорта обеспечивает создание координационного оптимума при выполнении специальных подготовительных и соревновательных упражнений.

Локальные отягощения применяют следующим образом. На предплечья и плечи крепятся грузы в виде манжет шириной 5—10 см, охватывающих звено. Каждая манжета через систему ремней присоединяется к жилету. На голени и бедра также накладывают манжеты с грузами, которые через систему ремней крепятся к шортам. Грузы соединены между собой регулирующимися по длине ремнями, поэтому это устройство могут использовать спортсмены с разными антропометрическими данными.

При выполнении двигательных действий устройства отягощения не стесняют движения человека и соответственно не влияют на качество выполнения двигательных действий. Спортсмен привыкает к отягощающему снаряжению в течение одного занятия. Величины локальных отягощений можно менять, увеличивая или уменьшая число отдельных грузиков, помещаемых в каждую ячейку манжеты, сделанной в виде патронташа.

При размещении локальных отягощений на звеньях тела спортсмен вынужден проявлять большие усилия по сравнению со стандартными условиями выполнения действия, и, как следствие, его нервно-мышечный аппарат постоянно находится на высоком уровне мышечной иннервации. В подобных условиях мышечные усилия для построения нового двигательного действия будут формироваться из состояния предварительной мышечной иннервации. Это будет способствовать исключению фаз движения, при которых нервно-мышечный аппарат спортсмена проявляет низкую активность. Можно предположить, что выполнение двигательных действий с учетом перечисленных выше положений повысит эффективность трансформации развиваемых скоростно-силовых способностей в надежность реализации технических действий.

Принципиально важно при размещении отягощений на звеньях тела следующее: выбор массы отягощений осуществляют, исходя из фиксированной пропорциональности массам звеньев, которые для конкретного спортсмена можно определить из регрессионных соотношений, предложенных в биомеханике. Они учитывают ростовесовые, половые и анатомические особенности тела человека. Тем самым полностью сохраняется естественное соотношение МИХ звеньев тела спортсмена. Подбирать величины локальных отягощений лучше индивидуально для каждого спортсмена.

Суть действий отягощений такова: при выполнении упражнения нервно-мышечный аппарат спортсмена приводит в движение звенья тела в соответствии с технической структурой данного упражнения. Для отдельных мышц и групп мышц — это ни что иное,

как сгибательно-разгибательные движения в различных суставах. Если теперь на эти звенья закрепить дополнительные грузы (устройства отягощения) вблизи центров масс этих звеньев, то при выполнении того же упражнения с прежними техническими показателями мышцы должны развивать большие усилия при скорости сокращения, определяемой фазовыми соотношениями.

При многократном повторении упражнения с отягощением развиваются прежде всего скоростно-силовые качества в естественных условиях выполнения тренировочных и соревновательных упражнений, проводимых в различного рода прикидках.

Поскольку размещение локальных отягощений на центрах масс звеньев тела не меняет положения ОЦМ и не нарушает структуру межмышечной координации, то в этом случае напрямую осуществляется принцип технико-физического совершенствования (В. М. Дьячков, 1964), т. е. физические качества можно развивать в рамках сформированной техники выполнения упражнения. При таком подходе общую массу дополнительных отягощений можно поднимать до 6—8 % массы тела спортсмена. Естественно, тогда эффект воздействия отягощений на формирование и совершенствование скоростно-силовых и силовых качеств спортсменов будет выше, а ожидаемые приросты соответствующих показателей будут достигнуты быстрее.

Рассмотрим следующий пример. В процессе подготовки единоборцев надо найти средства сопряженного технико-физического совершенствования их скоростно-силового потенциала. Высокий уровень развития специальных скоростно-силовых качеств борцов является основным фактором успешной реализации технико-тактических действий в соревновательных условиях.

Однако в развитии этих качеств единоборцев существует противоречие. С одной стороны, при выполнении тренировочных упражнений с различного рода отягощениями напряжение и расслабление отдельных мышечных групп носит циклический характер, с другой стороны, в реальном соревновательном поединке спортсмены находятся под постоянным обоюдным силовым давлением со стороны соперника. И, как следствие, их нервно-мышечный аппарат находится в состоянии значительной иннервации, особенно в начальные моменты проведения двигательного действия.

Сравнивая характер работы мышц спортсменов при выполнении специальных тренировочных упражнений, направленных на совершенствование скоростно-силовых качеств, и характер работы нервно-мышечного аппарата в соревновательных условиях, можно отметить, что традиционные методы тренировки не способствуют реализации взрывных усилий на фоне предварительной мышечной иннервации. В противном случае при прохождении фазы релаксации время начала выполнения технического действия значи-

тельно больше времени организации защитного действия, что снижает надежность выполнения действий в реальном поединке.

Один из путей решения этого противоречия — создать в тренировочном процессе постоянное напряжение основных мышечных групп спортсмена (А. О. Акопян, 2000). Для этого проще всего применять локальные отягощения, расположенные на центрах масс звеньев тела спортсмена и составляющие от 8 до 10 % веса звена. Такое размещение не нарушает естественного соотношения МИХ звеньев тела спортсмена и способствует созданию предварительной мышечной иннервации. Тем самым специальные двигательные действия совершенствуются в условиях, максимально приближенных к соревновательным.

Разработана соответствующая методика применения дополнительных отягощений в специальных упражнениях (В. В. Резинкин, 2000). Экспериментально доказано, что при выполнении единоборцами двигательных действий в стандартных условиях и с устройствами локальных отягощений в упражнениях, связанных со значительными мышечными напряжениями (греко-римская борьба) и с высокой мышечной активностью отдельных мышечных групп (каратэ, рукопашный бой), их фазовый состав и угловые параметры не изменяются. Следовательно, нет существенного искажения спортивной техники. Тем самым в рамках разработанной методики сопряженно совершенствуются специальные скоростно-силовые качества и технические приемы единоборцев. При проведении исследований установлено, что прирост скоростно-силовых показателей в экспериментальных группах, тренировочный процесс в которых базировался на использовании локальных отягощений, оказался больше, чем в группах, где использовали общепринятые средства и методы подготовки.

Рассмотрим еще один пример. Надо разработать тренировочные приспособления технико-физически совершенствования прыжка в длину. Основной методический подход при этом — использование локальных отягощений на звеньях поясов верхних и нижних конечностей. Массы отягощений определяют, исходя из фиксированной пропорциональности массам звеньев (6—8 %).

Выполнение упражнений с локальными отягощениями приводит к повышению метаболических энергозатрат, которые, например, на предельных скоростях для конкретного спортсмена в беговом ступенчатом тесте возрастают до 16 %. Такой рост можно компенсировать усилением рекуперационных процессов в двигательных действиях спортсменов. Для этого, в частности, в системе специальных подготовительных упражнений с локальными отягощениями применяли опоры с разными коэффициентами упругости: для тренировки контрактильного элемента мышц — твердую опору, для тренировки пассивных элементов мышц и сухо-



жилий — мягкую. Использование локальных отягощений в подготовке прыгунов в длину в цикле «общефизическая — специальная физическая — техническая подготовка» позволяет добиться у квалифицированных спортсменов-прыгунов:

- достоверного внутригруппового прироста показателей скоростно-силовой подготовленности в среднем по группе в таких тестах, как прыжок в длину с места на 0,09 м (коэффициент Стьюдента  $t = 8$ , вероятность  $p < 0,05$ ) и тройной прыжок с места на 0,18 м ( $t = 2,86$ ,  $p < 0,05$ ), и скоростной подготовленности в беге на 60 м с низкого старта на 0,16 с ( $t = 2,39$ ,  $p < 0,05$ );

- достоверного по сравнению с контрольной группой, не применявшей локальных отягощений, прироста средних показателей скоростно-силовой подготовленности в таких тестах, как прыжок в длину с места на 0,04 м ( $t = 6,8$ ,  $p < 0,05$ ) и тройной прыжок в длину с места на 0,1 м ( $t = 3,94$ ,  $p < 0,05$ ). В тесте скоростной подготовленности межгрупповое статистическое сравнение экспериментальной и контрольной групп не выявило достоверных различий.

В своих исследованиях И. Хаук (I. Houk) (1982) показал важность предварительного напряжения мышц для повышения механической эффективности выполнения упражнения. Можно констатировать, что при использовании локальных отягощений создается предварительное напряжение тех мышц, которые управляют движением звеньев с размещенными на них дополнительными массами грузов. Здесь явно просматриваются два положительных следствия:

- предварительно напряженные мышцы проявляют большую силу, чем мышцы без локальных отягощений;
- предварительное напряжение мышц способствует сокращению времени выполнения опорного взаимодействия.

Указанные эффекты важны для повышения технического мастерства в прыжке в длину с разбега. Доказана эффективность применения локальных отягощений для устойчивого роста результативности прыгунов при использовании соответствующих методических подходов (А. В. Жумаева, 2001).

## 8.7. Биомеханические методы и средства вывода спортсменов на рекордную результативность

Теория искусственной управляющей и предметной сред осуществляется на базе системы технических средств, в которую закладывается преобладающая идея по конструированию двигательных действий спортсмена. Вот несколько примеров.

Рис. 8.2. Схематическое изображение тредбана с системой ВУС



Нужно повысить *спортивную результативность спринтеров высокой квалификации*, для чего необходимо изменить ритмо-скоростную основу двигательного навыка, формируя темп и ритм бегового шага на повышенной на 5—6 % скорости бега. Основная особенность решения состоит в том, что нужно уменьшить внешнюю работу, выполняемую опорно-двигательным аппаратом бегуна. Для этого был создан тренажер, получивший название «система облегчающего лидирования» (СОЛ).

Система облегчающего лидирования содержит вертикальную упругую связь (ВУС), приложенную к спортсмену или со стороны передвижного устройства (мотоцикла), или от каретки на моно-рельсе, или от неподвижного кронштейна при беге на тредбане (рис. 8.2). Одним концом ВУС крепится к устройству на СОЛ, а другой — к телу спортсмена через ремень. Вертикальная упругая связь состоит из набора резиновых шнуров, количество которых меняется в соответствии с задачами подготовки. Она может воздействовать на спортсмена двумя способами: изменяя величины статического тягового усилия, приложенного к нему за счет предварительного растяжения упругой связи и направленного противоположно вектору ускорения свободного падения, и изменяя свою жесткость (увеличением числа резиновых шнуров).

При использовании тренажера наблюдают: снижение времени опоры, рост темпа движения, увеличение скорости пробегания контрольного отрезка. По тенденциям двигательные реакции на СОЛ одинаковы как у мужчин, так и у женщин.

При применении СОЛ наблюдается еще один существенный момент. На рис. 8.3 представлена ЧСС бегуна при беге на тредбане с ВУС и без нее. При этом:

- во время обычного бега на тредбане при одной и той же скорости передвижения ЧСС выше, чем при беге с ВУС;
- бег с ВУС длится дольше и прекращается на значительно большей скорости, чем в обычных условиях, а это как раз и нужно для формирования новой моторной программы, соответствующей более высокой спортивной результативности.



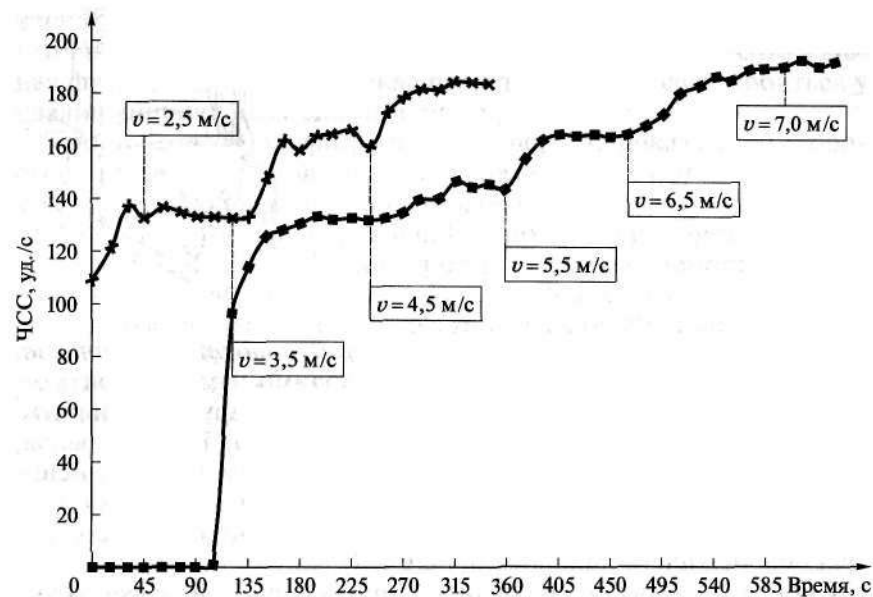


Рис. 8.3. Изменение ЧСС при беге на тредбане со ступенчато возрастающей нагрузкой (по 2 мин) до отказа:

—■— с ВУС; —×— без нее

Рассмотрим следующий пример. Надо повысить *результативность бегунов на средние и длинные дистанции*. Для этого необходимо усилить процессы рекуперации энергии в теле бегунов для повышения экономичности двигательных действий на дистанции, что является резервом улучшения спортивной результативности для стайеров. Для решения задачи также используют СОЛ.

Чтобы достичь рекордной результативности бегуны-средневики высшей квалификации применяли СОЛ на базе тредбана с вертикальной упругой связью как элемент в общей системе подготовки к крупным международным соревнованиям. Тренировки проходили на рекордной скорости (6,35 м/с). Бег спортсмены выполняли до отказа.

В эксперименте приняли участие три мастера спорта и три мастера спорта международного класса. Преимущественное время бега до отказа у испытуемых составило 12 мин. На заданной скорости в естественных условиях бега такое время не показал ни один из испытуемых (не более 5 мин). Коэффициент рекуперации энергии, оценивающий долю сохраненной энергии, составил: фон — 17,7 %, 2-я минута — 10,4, 8-я минута — 18,5, 12-я минута — 24,6 % при достоверно более низких (до 12 %) параметрах внешнего дыхания по сравнению с бегом в естественных условиях. Длительное

сохранение рекордного режима бега можно объяснить только возросшей величиной рекуперированной энергии.

Рассмотренные положительные эффекты воздействия ВУС на бегунов сохраняются и в попытках ближайшего последствия. При длительных циклах подготовки с использованием различных модификаций устройств, воздействующих на рекуперационные процессы, эффект от их применения сохраняется достаточно долго (несколько недель), чтобы можно было решить основную планируемую на цикл подготовки задачу — надежное повышение спортивного результата в основных соревнованиях сезона.

Проанализируем следующую задачу. Надо вывести *ведущих велосипедистов на уровень мирового рекорда*. Основная направленность решения — вывод на рекордные скорости передвижения и их поддержание максимально длительное время.

Тренажеры для решения поставленной задачи представляли собой специально изготовленные велостанки для трека и шоссе. Велосипедное педалирование участники осуществляли на личных велосипедах. Велостанки были сконструированы таким образом, что можно было создать тормозящий момент на заднем колесе велосипеда для имитации воздействия трения и различных по крутизне подъемов. Для задания скоростных режимов работы, превышающих показываемые велосипедистками, на задний вал велостанка подавался дополнительный подкручивающий момент силы через электронную муфту. Тренажеры были оснащены различными датчиковыми системами регистрации ЧСС, усилий на педалях, положения педалей и некоторые другие. Часть датчиков давали сигналы системам обратной связи, чтобы можно было управлять заданными режимами. Через тренажеры тренеры контролировали движения спортсменов по скорости, мощности или моменту сил. Основным средством совершенствования техники педалирования на рекордных режимах была электростимуляционная активизация мышц, выполнявших ведущую роль в движениях педалирования в моменты их естественной наибольшей активности. Эффект от электростимуляции различных мышц неодинаков: искусственная активизация прямой головки четырехглавой мышцы бедра повышала максимальную скорость в среднем на 0,09 м/с, внутренней широкой и наружной головки четырехглавой мышцы бедра — на 0,2 м/с, задней поверхности бедра — на 0,13 м/с.

При педалировании на тренажере в режиме гита спортсменки должны были удерживать рекордную скорость 15 м/с. Им удавалось это в среднем в течение 43,4 с, пройденный путь составлял 669,3 м. Кратковременная электростимуляция мышц увеличивает это время в среднем на 10,7 с, что выражается в приросте пути в среднем на 177 м. Рекорд в гите на время проведения эксперимента должен был составлять 1 ч 05 мин. Программа подготовки с при-

менением электростимуляции позволила спортсменке установить мировой рекорд.

В настоящее время набор традиционных средств *подготовки спортсменов по прыжкам в длину с разбега и тройному прыжку* оказывается не всегда эффективным. Это особенно заметно на этапе совершенствования спортивного мастерства, на котором принцип вариативности тренировочной нагрузки играет решающую роль в разрешении уже упоминавшегося противоречия: достижение результата требует стабилизации двигательного навыка, но которая препятствует дальнейшему повышению спортивной результативности. Разрешение этого противоречия возможно при перераспределении объема прыжков в сторону прыжков с большого разбега. В обычных условиях тренировки сделать это трудно, поэтому при тренировках предложили использовать оригинальное пневматическое покрытие, разработанное Б.С. и В.С. Савельевыми, В.Г. Заикиным, А.В. Бондаревым.

Пневматическое покрытие состоит из набора воздушных резиновых камер, помещенных в мягкую оболочку из тканевого материала и с помощью переходных шлангов, соединенных с общим воздухопроводом, в который компрессором закачивается под разным давлением воздух. Его рабочая поверхность, с которой взаимодействует прыгун, представляет собой тонкий слой резины, закрепленный на тканевой оболочке. Изменяя величину давления в камерах, регистрируемую по показаниям манометра, можно варьировать величину жесткости пневмопокрытия от 0 до  $20 \cdot 10^4$  Н/м. Пневмопокрытие для тренировки прыгунов представляет собой дорожку, собираемую из модулей длиной 5 м.

Экспериментально установили, что при отталкивании с пневматического покрытия значительно снижается (в 1,5—2,0 раза) ударная нагрузка на опорно-двигательный аппарат спортсмена в момент постановки ноги на опору. По-видимому, снижением ударных нагрузок, а также ростом эффективности мышечной работы объясняется факт возможности резкого увеличения (в 2,0—2,5 раза) объема прыжков с полного разбега без существенного утомления в течение тренировки.

Также при отталкивании от пневмопокрытия более быстро нарастает по величине вертикальная составляющая скорости ОЦМ тела. Причем происходит это в тот момент, когда тело прыгуна непосредственно приближается к положению вертикали, что сопровождается меньшими изменениями углов в коленном и тазобедренном суставах.

Эффективность накопления и последующего выделения энергии зависит, кроме прочих факторов, от степени и скорости растяжения активных мышц: в прыжках небольшая амплитуда и большая скорость растяжения более эффективны, чем больший диа-

пазон и меньшая скорость. Иными словами, чем больше величина отрицательной мощности (развиваемой при уменьшении расстояния между тазобедренным суставом и центром давления), тем больше величина положительной мощности (развиваемой затем при увеличении этого расстояния). Следовательно, отмеченные кинематические различия указывают на то, что при применении пневмопокрытия можно более эффективно выполнять финальное отталкивание в прыжках в длину, что в свою очередь отражается на перестройке структуры отталкивания и результативности прыжков.

Следует отметить, что угол наклона толчковой ноги, степень ее сопротивления при амортизации сгибанию в суставах и активность разгибания определяют продолжительность и направление развиваемых усилий спортсмена при отталкивании при одной и той же скорости разбега. Далекая постановка толчковой ноги (малый угол наклона) при небольшой амортизации вызывает возрастание величины и времени действия усилий, направленных против движения тела вперед. При этом, как правило, прыгун слишком рано начинает разгибаться в тот момент, когда тело находится намного сзади точки опоры. Он создает большие угол вылета и высоту полета, но происходят значительные потери поступательного движения. Слишком близкая постановка (большой угол наклона) и глубокая амортизация (более  $10^\circ$  в тазобедренном суставе и  $40^\circ$  в коленном суставе) приводят к позднему разгибанию, снижают время достижения необходимых усилий, что значительно сокращает длину полетов из-за недостаточной высоты. Пневматическое покрытие как бы «помогает» прыгуну полнее реализовать свой скоростно-силовой потенциал в отталкивании, если он выполняет его технически правильно, и наоборот, препятствует этому, если происходят технические ошибки.

В экспериментальной проверке (А.В. Бондарев, 1989) эффективности применения в тренировке пневмопокрытия приняли участие восемь высококвалифицированных спортсменов (мастеров спорта и кандидатов в мастера спорта), пять человек составили экспериментальную группу, а три — контрольную. Спортсмены экспериментальной группы выполняли тренировочные прыжковые упражнения на пневматическом покрытии, а контрольной — на стандартном.

Перед началом эксперимента определили индивидуально для каждого спортсмена наиболее благоприятные величины упругости пневмопокрытия, при которых они могли максимально проявить свои скоростно-силовые качества. Прыгуны выполняли следующее упражнение: спрыгивание с высоты 70 см и последующий прыжок в длину. Спортсмены делали по три попытки при каждой из следующих устанавливаемых величин давления воздуха в каме-

рах пневмопокрытия, атм: 0,5; 0,6; 0,7; 0,8; 0,9; 1,0. По максимальному результату определялась наиболее благоприятная индивидуальная величина упругости пневмопокрытия.

Известно, что мастерство спортсменов при прыжках в длину и тройном прыжке определяется умением прыгать на максимальной скорости. Поэтому прыжки с больших разбегов весьма эффективно действуют на нервно-мышечный аппарат прыгуна, способствуя проявлению максимальных мышечных усилий и закреплению динамического стереотипа прыжка на максимальной скорости.

Таблица 8.2. Результаты прыжков в длину и тройного прыжка с разбега до и после эксперимента

| Спортсмен                                    | Результат до эксперимента |              | Результат после эксперимента |              | t    | p     |
|----------------------------------------------|---------------------------|--------------|------------------------------|--------------|------|-------|
|                                              | максимальный              | средний ± σ  | максимальный                 | средний ± σ  |      |       |
| Экспериментальная группа                     |                           |              |                              |              |      |       |
| Иванов (мастер спорта)                       | 7,38                      | 7,23 ± 0,10  | 7,55                         | 7,45 ± 0,06  | 4,73 | 0,001 |
| Сидоров (мастер спорта)                      | 7,12                      | 6,99 ± 0,10  | 7,38                         | 7,25 ± 0,07  | 5,18 | 0,001 |
| Петров (кандидат в мастера спорта)           | 6,08                      | 5,94 ± 0,09  | 6,31                         | 6,21 ± 0,08  | 5,38 | 0,001 |
| Савинков (мастер спорта)                     | 15,70                     | 15,54 ± 0,10 | 15,74                        | 15,55 ± 0,14 | 0,45 | 0,050 |
| Зубков (кандидат в мастера спорта)           | 14,20                     | 14,01 ± 0,14 | 14,75                        | 14,48 ± 0,17 | 5,26 | 0,001 |
| Контрольная группа                           |                           |              |                              |              |      |       |
| Карцев (мастер спорта международного класса) | 6,55                      | 6,38 ± 0,10  | 6,43                         | 6,30 ± 0,08  | 1,52 | 0,050 |
| Лаврухин (мастер спорта)                     | 6,14                      | 6,00 ± 0,09  | 6,23                         | 6,11 ± 0,12  | 1,74 | 0,050 |
| Буханцов (мастер спорта)                     | 7,33                      | 7,21 ± 0,09  | 7,37                         | 7,27 ± 0,08  | 1,22 | 0,05  |

Примечание.  $\sigma$  — среднее квадратическое отклонение; *t* — коэффициент Стьюдента; *p* — вероятность.

В экспериментальной тренировочной работе прыжки с полного разбега занимали до 70 % общего объема прыжков с разбега. Спортсмены отмечали, что снижение величины ударных нагрузок на опорно-двигательный аппарат повышает комфортность взаимодействия с опорой. Тем самым создаются условия для более активного отталкивания, и, как следствие, прыгуны ощущают большие напряжения работающих мышц. Также по субъективным ощущениям спортсменов значительно снижается утомление опорно-двигательного аппарата. При выполнении прыжков высокой интенсивности практически не возникают болевые ощущения в голеностопном и коленном суставах.

Результаты, показанные до и после эксперимента в экспериментальной и контрольной группах, приведены в табл. 8.2. В ней сравниваются данные по шести попыткам, выполненным в соревнованиях до и после эксперимента.

В ходе учебно-тренировочного процесса пневмопокрытие нужно применять в сочетании со стандартным покрытием спортивных залов (в соотношении 1 : 1), т. е. варьировать условия опорного взаимодействия не только упругостью, но и типом покрытия. По мере роста тренированности это соотношение увеличивается в сторону прыжков на жесткой опоре, пока спортсмен полностью не перейдет к использованию стандартных покрытий залов. У прыгунов тройным прыжком необходимо использовать пневмодорожку или три отдельные пневмоопоры в местах отталкивания для выполнения всех опорных взаимодействий.

### КОНТРОЛЬНЫЕ ВОПРОСЫ

1. Расскажите вкратце об эволюции взглядов на взаимозависимость взаимодействий человека и внешней среды.
2. Дайте характеристику методологии теории искусственной управляющей и предметной сред.
3. Что такое адаптация к повышенной интенсивности физических упражнений?
4. Расскажите о биомеханических противоречиях в обучении и совершенствовании движений.
5. Дайте определение тренировочному устройству, тренировочному приспособлению и тренажеру.
6. Приведите примеры существующих тренажеров.
7. Как используют биологические (информационные) обратные связи в практике физкультурно-оздоровительной работы?
8. Сформулируйте ваши предложения об использовании тренажеров и биологических обратных связей в вашем виде спорта.
9. Расскажите о биомеханических подходах к оптимизации механических свойств спортивного инвентаря и оборудования.



10. Что такое принцип технико-физического сопряжения и каковы способы его реализации биомеханическими тренировочными средствами?
11. Приведите примеры повышения результативности в беговых видах легкой атлетики посредством тренажерных устройств.
12. Что такое электромиостимуляция и как ее используют в подготовке спортсменов к выполнению рекордных попыток?
13. Какие преимущества в процессе подготовки прыгунов в длину и тройным прыжкам дает пневматическое покрытие?

## СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

Биомеханика мышц : учеб.-метод. пособие / под ред. А. В. Самсоновой. — СПб. : Санкт-Петербургский государственный университет физической культуры им. П. Ф. Лесгафта, 2008.

Биомеханические технологии подготовки спортсменов / [И. П. Ратов, Г. И. Попов, А. А. Логинов, Б. В. Шмотин. — М. : Физкультура и спорт, 2007. — (Корифеи спортивной науки).

Попов Г. И. Биомеханика : учебник для студ. высш. учеб. заведений / Г. И. Попов. — 4-е изд. — М. : Издательский центр «Академия», 2009.

Сучилин Н. Г. Оптико-электронные методы измерения движений человека / Н. Г. Сучилин, В. С. Савельев, Г. И. Попов. — М. : Физкультура, образование, наука, 2000.

Энока Р. М. Основы кинезиологии / Р. М. Энока. — Киев : Олимпийская литература, 1998.

|                                                                                               |    |                                                                                                                   |     |
|-----------------------------------------------------------------------------------------------|----|-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----|
| Предисловие .....                                                                             | 3  | 3.3. Биомеханические свойства и особенности строения ОДА<br>человека .....                                        | 53  |
| <b>Глава 1. Исторические аспекты биомеханики двигательной<br/>деятельности человека</b> ..... | 6  | 3.4. Биомеханика мышц .....                                                                                       | 54  |
| 1.1. Что изучает биомеханика двигательных действий? .....                                     | 6  | 3.4.1. Строение и функции скелетных мышц .....                                                                    | 54  |
| 1.2. Цели и задачи биомеханики двигательных действий .....                                    | 7  | 3.4.2. Виды работы мышц и режимы мышечного сокращения .....                                                       | 57  |
| 1.3. История биомеханики .....                                                                | 8  | 3.4.3. Биомеханические свойства мышц .....                                                                        | 57  |
| <b>Глава 2. Механическое описание двигательной деятельности<br/>человека</b> .....            | 21 | 3.4.4. Трехкомпонентная модель мышцы .....                                                                        | 62  |
| 2.1. Кинематика движений человека .....                                                       | 21 | 3.4.5. Факторы, определяющие силу и скорость сокращения<br>мышц .....                                             | 63  |
| 2.1.1. Основные понятия кинематики<br>и кинематические характеристики .....                   | 21 | 3.4.6. Методы определения морфометрических характеристик<br>мышц нижних конечностей человека .....                | 74  |
| 2.1.2. Сложные движения .....                                                                 | 23 | 3.4.7. Методика изучения моторной активности мышц<br>при выполнении физических упражнений .....                   | 77  |
| 2.1.3. Описание движений тела человека во времени<br>и пространстве .....                     | 25 | 3.4.8. Методика оценки сенсорной активности мышц при двига-<br>тельных действиях человека .....                   | 82  |
| 2.2. Динамика движений человека .....                                                         | 26 | <b>Глава 4. Основы биомеханического контроля</b> .....                                                            | 87  |
| 2.2.1. Основные понятия и законы динамики .....                                               | 26 | 4.1. Измерения в биомеханике .....                                                                                | 87  |
| 2.2.2. Геометрия масс тела человека и методы<br>ее определения .....                          | 29 | 4.2. Лабораторные и натурные измерения. Биомеханические<br>характеристики .....                                   | 88  |
| 2.2.3. Силы в движениях человека .....                                                        | 31 | 4.3. Технические средства и методики измерения .....                                                              | 90  |
| 2.3. Механическая работа и энергия при движении человека .....                                | 36 | <b>Глава 5. Биомеханические особенности моторики человека</b> .....                                               | 102 |
| 2.3.1. Понятие «механическая работа» .....                                                    | 36 | 5.1. Индивидуальные и групповые особенности моторики человека .....                                               | 102 |
| 2.3.2. Внешняя и внутренняя работа .....                                                      | 41 | 5.1.1. Телосложение и моторика человека .....                                                                     | 102 |
| 2.3.3. Вертикальная и продольная работа .....                                                 | 42 | 5.1.2. Онтогенез моторики. Изменение биомеханических<br>параметров естественных локомоций в онтогенезе .....      | 104 |
| 2.3.4. Мошность механического движения .....                                                  | 43 | 5.1.3. Двигательная асимметрия и двигательные предпочтения .....                                                  | 108 |
| 2.3.5. Количественная оценка эффективности механической<br>работы .....                       | 44 | 5.2. Биомеханика двигательных качеств человека .....                                                              | 109 |
| <b>Глава 3. Биомеханика опорно-двигательного аппарата<br/>человека</b> .....                  | 46 | 5.2.1. Двигательные качества как различные стороны моторики .....                                                 | 109 |
| 3.1. Состав опорно-двигательного аппарата .....                                               | 46 | 5.2.2. Биомеханика силовых, скоростных<br>и скоростно-силовых качеств .....                                       | 110 |
| 3.2. Строение, функции и механические свойства элементов ОДА<br>человека .....                | 47 | 5.2.3. Биомеханические основы выносливости .....                                                                  | 119 |
| 3.2.1. Кости .....                                                                            | 47 | 5.2.4. Биомеханика гибкости .....                                                                                 | 124 |
| 3.2.2. Суставы .....                                                                          | 48 | <b>Глава 6. Биомеханические аспекты формирования<br/>и совершенствования двигательных действий человека</b> ..... | 129 |
| 3.2.3. Сухожилия и связки .....                                                               | 50 | 6.1. Нервные механизмы двигательной деятельности<br>(внутренняя система управления) .....                         | 129 |
| 3.2.4. Рецепторы опорно-двигательного аппарата человека .....                                 | 51 | 6.1.1. Уровни управления движениями .....                                                                         | 129 |
|                                                                                               |    | 6.1.2. Двигательные (моторные) программы .....                                                                    | 139 |
|                                                                                               |    | 6.1.3. Роль программирования в формировании действия .....                                                        | 142 |
|                                                                                               |    | 6.1.4. Роль обратных связей в управлении движениями .....                                                         | 145 |
|                                                                                               |    | 6.1.5. Стратегии движения .....                                                                                   | 150 |
|                                                                                               |    | 6.2. Математическое моделирование движений .....                                                                  | 155 |
|                                                                                               |    | 6.2.1. Основные подходы к моделированию .....                                                                     | 155 |
|                                                                                               |    | 6.2.2. Прямая и обратная задачи механики при моделировании<br>движений человека .....                             | 158 |

|                                                                                                                    |     |
|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----|
| 6.3. Спортивно-техническое мастерство .....                                                                        | 169 |
| 6.3.1. Моторная и сенсорная функции мышц при выполнении спортивных движений .....                                  | 169 |
| 6.3.2. Тенденции изменения параметров спортивной техники в ряде видов спорта с ростом спортивного результата ..... | 180 |
| 6.3.3. Биомеханические основы координации движений .....                                                           | 189 |
| 6.3.4. Биомеханика упражнений прогрессирующей сложности ....                                                       | 194 |
| 6.3.5. Биомеханические черты спортивного мастерства .....                                                          | 195 |
| 6.3.6. Биомеханические аспекты спортивной тактики .....                                                            | 210 |

## Глава 7. Биомеханика различных видов движений человека ..... 213

|                                                                                                            |     |
|------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----|
| 7.1. Движение вокруг осей .....                                                                            | 213 |
| 7.1.1. Вращение в суставе .....                                                                            | 213 |
| 7.1.2. Вращательные движения тела при опоре .....                                                          | 214 |
| 7.1.3. Основные способы управления движениями вокруг осей ...                                              | 217 |
| 7.2. Локомоторные движения .....                                                                           | 223 |
| 7.2.1. Биомеханика ходьбы и бега .....                                                                     | 223 |
| 7.2.2. Передвижение с опорой на воду .....                                                                 | 228 |
| 7.2.3. Передвижение со скольжением .....                                                                   | 234 |
| 7.2.4. Передвижение с механическими преобразователями движения .....                                       | 235 |
| 7.3. Перемещающие движения .....                                                                           | 236 |
| 7.4. Волновые процессы в двигательных действиях человека .....                                             | 241 |
| 7.4.1. Представление о волновом процессе в движениях человека. Волновая передача энергии через мышцу ..... | 241 |
| 7.4.2. Координационное упорядочивание структуры двигательного действия через волновой процесс .....        | 243 |
| 7.5. Опорные взаимодействия .....                                                                          | 244 |
| 7.5.1. Виды опорных взаимодействий. Анализ динамограмм .....                                               | 244 |
| 7.5.2. Общие представления об опорных взаимодействиях .....                                                | 251 |
| 7.5.3. Ударные процессы в опорных взаимодействиях .....                                                    | 254 |
| 7.5.4. Влияние упругих свойств опор на процессы передачи энергии в теле человека .....                     | 258 |
| 7.5.5. Взаимодействия в системе «спортсмен — обувь — покрытие» .....                                       | 259 |
| 7.5.6. Взаимодействие спортсменов со спортивными снарядами .....                                           | 261 |
| 7.5.7. Равновесие, устойчивость и сохранение позы .....                                                    | 263 |

## Глава 8. Биомеханические технологии формирования и совершенствования движений с заданной результативностью ..... 269

|                                                             |     |
|-------------------------------------------------------------|-----|
| 8.1. Человек и внешняя среда .....                          | 269 |
| 8.2. Внешняя система управления движениями спортсмена ..... | 272 |
| 8.3. Тренажеры и тренировочные приспособления .....         | 283 |

|                                                                                                              |     |
|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----|
| 8.4. Биологические обратные связи в практике физкультурно-спортивной работы .....                            | 292 |
| 8.5. Биомеханические условия оптимизации свойств спортивного инвентаря и оборудования .....                  | 295 |
| 8.6. Реализация принципа технико-физического сопряжения посредством биомеханических средств тренировки ..... | 297 |
| 8.7. Биомеханические методы и средства вывода спортсменов на рекордную результативность .....                | 302 |

## Список литературы ..... 311