

мышц) мышечных волокон. Количество мышечных волокон, иннервируемых отдельным двигательным нейроном, называется *коэффициентом иннервации*.

Всякий раз, когда в ЦНС активируется двигательный нейрон, он образует один и больше потенциалов действия во всех своих мышечных волокнах (за исключением состояния утомления). Принципиально важно, что чем ниже коэффициент иннервации, тем совершеннее контроль мышечной силы с точки зрения активации двигательной единицы. Таким образом, коэффициент иннервации говорит не только о количестве разветвлений, необходимых аксону, чтобы вступить в контакт со всеми своими мышечными волокнами, но и в обобщенной форме позволяет судить о точности управления и реализации двигательного действия группой мышечных волокон, отдельной мышцей, группой мышц.

Следует отметить, что плотность мышечных волокон, принадлежащих к одной и той же двигательной единице, увеличивается с возрастом. Это обусловлено изменением коэффициента иннервации, поскольку некоторые двигательные нейроны вырождаются и умирают, что приводит к тому, что аксоны других двигательных единиц образуют больше ответвлений и реиннервируют мышечные волокна, утратившие аксонную связь.

Таким образом, с возрастом количество двигательных единиц уменьшается, тогда как размер (количество мышечных волокон) тех двигательных единиц, которые остаются, – увеличивается.

Двигательные единицы можно различать по ряду физиологических характеристик, таких, как структура разряда, скорость сокращения, величина силы и сопротивление утомлению. Различия принято осуществлять на основании свойств мышечного компонента двигательной единицы. Для оценки этих параметров применяют два основных метода: прямой и косвенный. Прямая оценка предполагает физиологическое измерение свойств ДЕ. Косвенная оценка основана на гистохимических и биохимических исследованиях. Прямое определение можно осуществить, оценив характеристики разряда двигательных единиц или механическую реакцию ДЕ на различные входные сигналы.

Кратко о механическом аспекте двигательных единиц. Результатом деятельности ДЕ является сокращение. Это реакция *сила-время* на отдельный входной сигнал. Выходной сигнал ДЕ состоит из серии суммирующихся реакций сокращения, в результате чего величина силы намного превышает таковую, связанную с отдельным сокращением. Профиль сила-время, включающий суммированные реакции сокращения, называется *тетанусом*. Одиночные сокращения представляют собой единицу реакции мышцы на отдельный входной

Федеральное агентство по образованию

Государственное образовательное учреждение высшего профессионального образования

Ухтинский государственный технический университет

(УГТУ)

М. И. Бочаров

## ЧАСТНАЯ БИОМЕХАНИКА С ФИЗИОЛОГИЕЙ ДВИЖЕНИЯ

Монография

Ухта 2010

**Бочаров М. И.**

Частная биомеханика с физиологией движения [Текст] : монография / М. И. Бочаров. – Ухта : УГТУ, 2010. – 235 с. ил.

ISBN 978-5-88179-593-1

В книге изложены основы биомеханики – науки о движении человека и животных. В начале дается краткая история развития биомеханики, затем детально описаны морфофункциональные свойства двигательной системы человека, ее внутренние взаимодействия, приводятся подробные сведения об основных кинематических и динамических характеристиках, структуре движения, биомеханике разных двигательных действий и приспособительных особенностях двигательной системы. Особое внимание отводится концепции управления движением, формированию двигательных навыков в онтогенезе, изменениям двигательных функций с возрастом. В приложениях представлены коэффициенты преобразования физических величин, справочник формул и уравнений для расчета биомеханических параметров движения.

Монография предназначена для студентов, преподавателей вузов и факультетов физической культуры; специалистов по спорту, адаптивной и лечебной физической культуре, физической реабилитации, физиологов, а также для читателей, увлекающихся оздоровительными системами на основе физических упражнений.

*Монография рекомендована к изданию научно-техническим советом Ухтинского государственного технического университета.*

Рецензент: С. И. Сороко – заведующий лабораторией сравнительных эколого-физиологических исследований УРАН Института эволюционной физиологии и биохимии им. И. М. Сеченова РАН, чл.-корр. РАН, докт. мед. наук, профессор.

© Ухтинский государственный технический университет, 2010

© Бочаров М. И., 2010

ISBN978-5-88179-593-1

гранулы гликогена), *органеллы* (ядра, митохондрии, лизосомы), *ферменты* (миозин, АТФаза, фосфоорилаза), *сократительный аппарат* (пучки миофиламентов, расположенные в миофибриллах). Кроме того, саркоплазма имеет широкую мембранную систему, которая функционально связана с поверхностью сарколеммы и помогает мышцам передавать сигналы из нервной системы.

Волокна скелетной мышцы можно рассматривать как серию повторяющихся единиц с одинаковой характерной структурой. Гистологически такая единица определяется как саркомер и представляет зону миофибриллы.

*Миофибрилла* – это серия саркомеров, соединенных концами друг с другом (в 10-миллиметровой миофибрилле содержится 4000 саркомеров). *Саркомер* – основная сократительная единица мышцы, состоящая из набора толстых и тонких сократительных белков.

Ряд структур, обеспечивающих физическую основу взаимодействия сократительных белков, получил название цитоскелета. *Цитоскелет* состоит из двух решетчатых структур: экзосаркомерный и эндосаркомерный цитоскелеты. *Эксосаркомерный цитоскелет* обеспечивает расположение миофибрилл, ориентацию толстых и тонких филаментов в саркомере. *Эндосаркомерный цитоскелет* вместе с сократительными белками (актин и миозин) выполняет функцию третьей системы филаментов. Система включает белки тинин и небулин. Первый обеспечивает эластичность мышц в состоянии покоя, второй создает решетчатую структуру актина.

Известно, что каждое движение есть результат многочисленных, сложных и четко организованных взаимодействий между нервными и мышечными клетками. В этом понимании мышца характеризуется способностью производить усилия (силу), величина которого контролируется нервной системой.

Таким образом, анализ движений как результата активации мышцы включает рассмотрение связанных с ней нервных факторов. *Двигательная единица* (ДЕ) определяется как соматическая клетка и дендриты двигательного нейрона, многочисленные ответвления его аксона и мышечные волокна, которые он иннервирует. Анатомические и физиологические свойства двигательной единицы могут значительно колебаться; эти различия позволяют мышце, которая обычно включает несколько сот (100-1000) двигательных единиц, удовлетворить решение многих двигательных задач.

Хотя мышечное волокно иннервируется отдельным двигательным нейроном, каждый мотонейрон иннервирует более одного мышечного волокна. Так, один двигательный нейрон (мотонейрон) может иннервировать от 15 (например, для наружной мышцы глаза) до 1900 (для икроножной или передней большеберцовой

достигала от 4,7 до 5,6 значений веса тела, тогда как тангенциальная составляющая (сила сдвига) составляла от 3,0 до 3,9 значений веса тела.

Тяжелоатлеты-штангисты испытывают максимальные сжимающие усилия, в 17 раз превышающие вес тела, и максимальные усилия сдвига, превышающие вес тела в 2,3 раза, в суставе между позвонками *L4 – L5* во время подъема штанги. Эти результаты показывают, что сила реакции в суставах существенно изменяется в зависимости от вида движений и может достигать значительных величин, особенно по сравнению с нагрузками, испытываемыми в повседневной деятельности.

## 2.6. Физиология мышцы

Благодаря протекающим в мышцах процессам происходит превращение химической энергии продуктов питания в силу. Мышцы, составляющие примерно от одной трети до половины массы тела, образуют сложную систему. С изменением напряжения мышц изменяются условия равновесия частей тела и возникает движение. Сила мышц проявляется в зависимости от ряда механических, анатомических и физиологических условий.

Основные биологические свойства мышц включают: а) *раздражимость* – способность реагировать на стимулы; б) *проводимость* – способность передавать волну возбуждения; в) *сократимость* – способность изменять свою длину; г) *релаксацию* (восстановление) – снижение силы упругой деформации с течением времени; д) *адаптивность* – ограниченный рост и регенеративная способность.

Гистологически мышцы делятся на сердечную, гладкую и скелетную. Только последняя используется в анализе движения единой системы сустава. Скелетная мышца состоит из соединительных клеток, имеющих четкие поперечные полосы. За исключением некоторых мимических мышц, скелетные мышцы, действуя поперек суставов, обеспечивают вращение сегментов тела.

Мышечные волокна тесно связаны между собой трехступенчатой сетью коллагеновой соединительной ткани. *Эндомизий* окружает отдельные мышечные волокна, *перимизий* заключает пучки волокон в «гроздь», а *эпимизий* «окутывает» всю мышцу. Благодаря такой взаимосвязи мышечные волокна и соединительная ткань (в том числе и сухожилие) действуют как единая функциональная система. Иногда ее называют мышечно-сухожильной единицей.

Длина мышечных волокон колеблется от 1 до 4 мм, диаметр – от 10 до 60 мкм. Жидкость, заключенная в волокне с помощью сарколеммы, называется *саркоплазмой*. В саркоплазме содержатся *источники энергии* (липидные капельки,

## ВВЕДЕНИЕ

Для любой науки характерны свой предмет, теоретические основы и методы исследования. Биомеханика представляет собой самостоятельную науку, которая тесно связана с физикой (механикой), анатомией (динамической), физиологией, теорией управления функциональными системами, математикой, теорией физического воспитания и др.

Термин «биомеханика» образован из двух греческих корней: *bios* – жизнь, *mechane* – орудие, механизм. Биомеханика является частным от биофизики, т. е. наука, изучающая механические свойства живых тканей, органов и организма в целом, а также физические явления, происходящие в них в процессе жизнедеятельности и перемещения тела в пространстве.

Предметом биомеханики является изучение активных движений животного организма, а также положения и позы тела или отдельных его частей. Если динамическая анатомия призвана изучать участие мышц в движениях, а физиология исследует процессы обеспечения жизнедеятельности разных функциональных систем, в том числе при мышечной активности, то биомеханика изучает особенности перемещения тела в пространстве и во времени, причины и/или закономерности, обуславливающие эти движения.

Двигательные акты имеют сложное строение и различаются по своей структуре, которая характеризуется объединением в единое целое состава элементов, форм и характера движений в пространстве и во времени. Поэтому, в обобщенном представлении, предметом биомеханики является *структура движения*.

В зависимости от задач биомеханика подразделяется на *общую* и *частную*. Общая биомеханика изучает движения любого живого организма. Частная биомеханика изучает особенности движений, характерных для конкретной области двигательной деятельности (эргономика труда, протезирование, кинезиотерапия, деятельность человека в условиях подводных погружений или космоса, биомеханика спорта и физических упражнений и мн. др.). Проблемы общей и частной биомеханики тесно сопряжены.

Общая задача биомеханики заключается в изучении закономерностей и условий, при которых движущие силы приводят в живом организме к выполнению движения. Зная основные принципы движений, можно предвидеть их результат, выявлять те или иные ошибки и вскрывать их источники, оценивать эффективность движений, находить пути к совершенствованию двигательных действий или их коррекции.

При всем разнообразии задач частной биомеханики особое значения для теории и практики физического воспитания, спорта, коррекции двигательных нарушений приобретают вопросы, решение которых будут способствовать оптимизации, повышению эффективности, рациональности, адекватному выбору и грамотному построению физического упражнения. К числу таких задач, в обобщенном виде, относятся:

- оценка эффективности физических упражнений и определение главных, или ведущих компонент техники движения с целью оптимизации стратегии обучения и обеспечения высокого конечного результата;
- изучение качества выполнения физических упражнений, выявление ошибок, их причин и последствий, а также путей их устранения;
- совершенствование техники движения на основе передового опыта и математического моделирования;
- индивидуализация техники движения в зависимости от физического развития и функционального статуса организма;
- определение двигательных действий для расширения или коррекции разных функциональных возможностей организма.

Успешность решения задач биомеханики физических упражнений должна основываться на изучении *статики* (сохранение равновесия всего тела или его частей в пространстве), *динамики* (внешнее протекание движений в пространстве и времени) и *функциональной* характеристики двигательного действия.

Сегодня фундаментальная биомеханика не только вбирает в себя знания разных наук, но и в определенной мере способствует развитию других научных направлений. Можно найти множество примеров тому, как на основе знаний структуры движения животного организма происходит их трансформация при создании совершенной техники в строительстве, промышленности, космонавтике, робототехнике и др.

Настоящая книга содержит краткую историю развития биомеханики, общую характеристику двигательной системы человека, кинематические взаимодействия в ней, сущность распределения масс тела в обеспечении равновесия и движения тела, количественные (кинематические, динамические, энергетические) характеристики и анализ структуры движения, биодинамику разных двигательных действий, адаптивные возможности двигательной системы, основы управления движением и физиологические механизмы формирования двигательных навыков, а также представлена информация об эволюции и онтогенезе движения, об особенностях двигательных функций у женщин, их изменение при старении организма. В приложениях представлены

Есть данные, указывающие на то, что связки могут переносить усилия в три раза превышающие силу веса тела во время ходьбы. Хорошо известно, что на силу реакции сустава влияет мышечная сила, которая раскладывается на *нормальную* и *тангенциальную* составляющие, последняя действует на сустав как сжимающая сила. Подобным образом (поскольку человеческое тело состоит из набора жестких сегментов, соединенных друг с другом) сила, действующая на один сегмент, может передаваться на все остальные сегменты тела, поэтому сила реакции земли на ногу распределяется по всему телу и влияет на  $F_j$ . Любая сила, действующая на систему, может влиять на силу реакции сустава. Более того, эффект, вызванный движением других сегментов тела и называемый силой инерции, может передаваться от одного сегмента к другому.

Крайне трудно измерить силу реакции сустава экспериментально. Обычно она оценивается путем определения всех остальных сил на диаграмме свободного тела допущением, что остаточный эффект обусловлен  $F_j$ . Это можно сделать, например, если система находится в равновесии, что означает сбалансированность всех сил, действующих на систему.

Для определения силы реакции сустава можно также использовать различные математические процедуры, например, минимизацию мышечных усилий. К. N. An и др. (1984) использовали этот подход при исследовании локтевого сустава, когда к кисти перпендикулярно предплечью прилагалась нагрузка. Полученные значения  $F_j$  превышали нагрузку в 6-16 раз при изменении угла в суставе от развернутого до прямого. Если учесть нагрузки, встречающиеся в обычной повседневной деятельности, то значения  $F_j$ , равные 0,3-0,5 веса тела, часто встречаются в локтевом суставе. Подобным образом силу реакции сустава можно определить, используя архитектуру мышцы и геометрию конечности для оценки мышечной силы.

В литературе уже известны значения силы реакции сустава для положения стоя, при переходе из сидячего положения в положение стоя, при ходьбе, беге, поднятии тяжестей и приземлении после прыжка. Например, обнаружено, что при беге со скоростью  $4,5 \text{ м} \cdot \text{с}^{-1}$  максимальные значения  $F_j$  имели место в середине опорной фазы и достигали пиковой силы сжатия, равной 33-м значениям веса тела, в коленном суставе, пиковой силы сжатия в голеностопном суставе, равной 9-и значениям веса тела, и пиковой силы сдвига, равной 4-м значениям веса тела в том же суставе. Даже обычная задача перейти из вертикального положения в положение сидя на корточках и затем вернуться в исходное связана с большими силами реакции в суставах. Для этого максимальная сила реакции большеберцового сустава, которая нормальна к поверхности (сила сжатия),

При быстрых движениях, прежде чем часть тела дойдет до предела движения, растягивающиеся мышцы напрягаются и начинают затормаживать движение – остановка движения происходит более плавно. П. Ф. Лесгафт указывал, что самым главным тормозом в суставах служат мышцы.

В случаях, когда мышцы не успевают достаточно смягчить толчок, нагрузка приходится на связки и суставную капсулу, что может привести к их разрыву и вывиху сустава. В свою очередь, резкое мышечное торможение ускоренного движения может привести к перелому костей. Например, в спортивной практике встречаются случаи переломов костей плеча и предплечья, если снаряд (граната, копье, диск) при его метании задержать в кисти.

У человека наибольшая подвижность суставов *активная*, при которой размах движений обеспечивается тягой мышц. *Пассивная* подвижность в суставах, достигаемая за счет действия внешних сил (собственного веса тела, веса снаряда, партнера, силы инерции), больше активной.

Характерно, что пассивные движения с большой нагрузкой лучше растягивают мягкие ткани, а активные движения больше способствуют укреплению мышц. Сочетание тех и других движений в упражнениях для развития гибкости увеличивает подвижность и укрепляет суставы.

## 2.5. Сила реакции сустава

Когда система в диаграмме свободного тела построена так, что она включает сустав, необходимо использовать понятие *силы реакции сустава* ( $F_j$ ), чтобы учесть эффект сил, создаваемых контактом кости с костью соседних сегментов тела. Сила реакции сустава представляет суммарный эффект передачи через сустав с одного сегмента на другой усилий, вызванных мышцами, связками и контактными силами костей. При совместной активности пары мышц агонист-антагонист сила реакции сустава представляет собой разность активности этих мышц. Силы реакции в суставе могут достигать значительных величин. Так, при некоторых видах движений в плечелучевом суставе они возрастают до 3 кН. С прикладной точки зрения этот эффект имеет существенное значение, например, при создании протезов, поскольку их конструкция должна выдерживать возникающие усилия.

Меньше известно о доле вклада суставных мягких тканей (особенно связок) в силу реакции сустава. Влияние связок на  $F_j$  противоречиво: некоторые исследователи считают его относительно малым, за исключением экстремальных положений в диапазоне движений, а также при некоторых условиях нагрузки.

коэффициенты преобразования физических величин, справочник формул и уравнений для расчета множества биомеханических параметров. С целью ознакомления читателя с терминологией и частными определениями биомеханики в книге приводятся глоссарий. Для тех, кто заинтересован в более углубленном изучении проблем биомеханики физических упражнений, отдельно представлен библиографический список.

## Глава 1. КРАТКАЯ ИСТОРИЯ РАЗВИТИЯ БИОМЕХАНИКИ

Биомеханика как наука начала зарождаться параллельно с развитием знаний об анатомии. Вначале это были чистые наблюдения за движением человека или животных, впоследствии эксперимент стал основным методом изучения движения.

Считается, что первым ученым, описавшим действие мышц и осуществившим их геометрический анализ, был греческий философ Аристотель (384-322 до н. э.). Ему же принадлежит мысль о том, что изменение положения тела при движении животного осуществляется путем его взаимодействия с окружающей средой («нажатия тела на опору»). Конечно, система движения, описанная Аристотелем, еще была далека от совершенства и имела ряд противоречий и неточностей, но ее основные положения заложили основу последующих работ Галена (131-201), Леонардо да Винчи (1452-1519), Галилея (1564-1643), Борелли (1608-1679), Ньютона (1642-1727) и др.

Известный римский врач-анатом Гален (131-201 гг. нашей эры), проводя опыты на разных животных (обезьянах, собаках, баранах и даже на слонах) впервые обосновал нервную природу сокращения мышц и возникновения движения. Им была высказана мысль о том, что от мозга по нервам к мышцам идут нервные импульсы, в результате чего мышца сокращается, вызывая движение в суставе. Однако проведение дальнейших исследований в этой области Галеном были прекращены из-за мощного негативного влияния католической церкви на развитие естественных наук, особенно связанных с телесной жизнью (даже купание обнаженных людей в реках и озерах считалось страшным грехом).

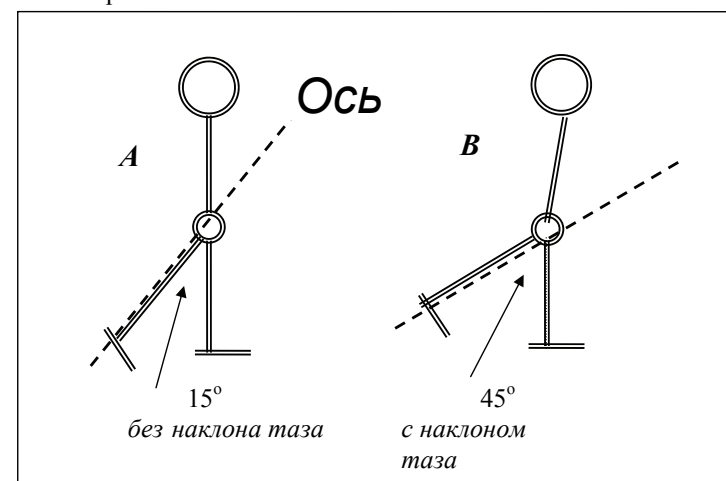
Существенный вклад в развитие биомеханики как науки внес великий итальянский художник, ученый физик, математик, архитектор, инженер, анатом Леонардо да Винчи, который, изучая анатомию человека, впервые показал подчинение тела человека законам механики. Последующие свои исследования он вынужден был засекретить из-за давления церкви, и лишь спустя многие десятилетия другие исследователи подтвердили его предположения.

Первая книга по биомеханике была написана итальянским врачом и математиком Борелли в 1679 г. и называлась «О движениях животных». В ней описаны опыты по определению центра тяжести тела человека, основанные на применении закона рычага. Особая заслуга Борелли заключалась в попытке классифицировать локомоторные движения человека и животных в зависимости от способов взаимодействия тела с окружающей средой (отталкивание от земли, притягивание к опоре).

движения встречаются капсулы с более длинными волокнами, которые легко собираются в складки при движении части тела в ту или иную сторону. В некоторых суставах (локтевой, коленный) имеются мышцы (локтевая мышца, мышца коленного сустава), прикрепляющиеся к капсуле, которые при движении оттягивают её, не давая ущемиться между костями; такие суставные капсулы мало ограничивают размах движения.

В суставах с *малым размахом движения* имеются короткие волокна капсулы. Связки, располагаясь нередко веерообразно, образуют растяжки, которые, увеличивая прочность сустава, значительно уменьшают размах движения (например, лучистые связки головки бедра, лучистые запястные связки).

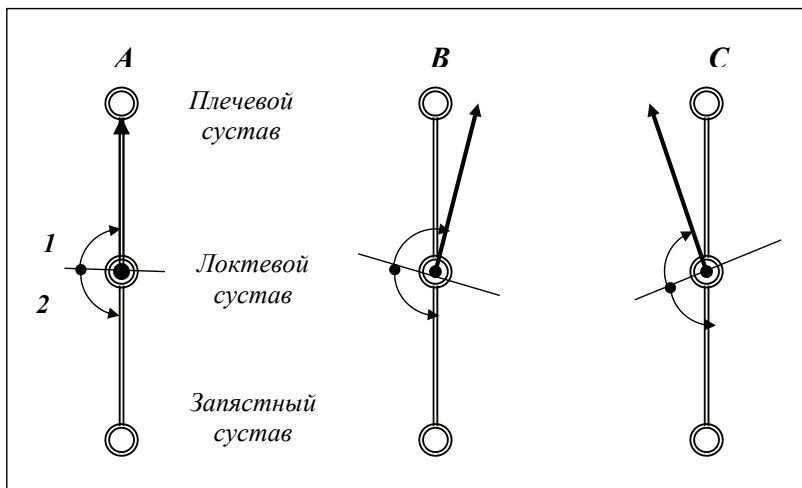
В ряде суставов связки располагаются так, что они натягиваются при крайних положениях суставов, до того, как движение ограничится костными выступами. Связки, останавливая движение в данном направлении, исключают другие движения в суставе. Так, например (рис. 2.9), если в положении стоя выполнить разгибание бедра (отведение назад), то будет незначительная амплитуда движения, поскольку малый угол наклона таза и связки тазобедренного сустава ограничивают разгибание (*A*), фиксируя сустав. В случае (*B*) с наклоном таза увеличивается угол оси тазобедренного сустава и амплитуда отведения бедра существенно нарастает.



**Рис. 2.9.** Ограничение разгибания в тазобедренном суставе:

*A* – граница разгибания бедра без наклона;

*B* – движение бедра назад при наклоне таза



**Рис. 2.8.** Схема сгибания руки в локтевом суставе

Нередко длинные кости конечностей (плечо, бедро) имеют заметно выраженное скручивание, что вызывает дополнительное напряжение мягких тканей (связок, сухожилий, мышц), создает значительные трудности для суставов и в целом для полноценного выполнения упражнения. Для определения оптимальности двигательного действия важно учитывать возможности суставов.

Размах движения, его путь, направление зависят от соотношения суставных поверхностей, формы внутри- и околоуставных хрящей, расположения, длины связок и особенно сопротивления тяги мышц. Полное соответствие обеих суставных поверхностей исключает возможность движения. Только за счет некоторого соскальзывания этих поверхностей возможен незначительный размах движения. Примером этому может служить крестцово-подвздошное сочленение, где возможно движение в объеме  $4-6^\circ$  за счет податливости связочного аппарата. Чем больше разность поверхностей суставной впадины (ямки) и головки, тем больше размах движения. Например, поверхность суставной впадины лопатки в поперечной плоскости имеет  $70^\circ$ , а головки плечевой кости  $140^\circ$ . Следовательно, теоретически размах движения в плечевом суставе будет составлять  $140^\circ - 70^\circ = 70^\circ$ . В локтевом суставе поверхность полулунной вырезки имеет  $180^\circ$ , а блок плеча  $320^\circ$ ; размах движений при сгибании и разгибании составляет  $320^\circ - 180^\circ = 140^\circ$ .

В большинстве суставов имеются образования мягких тканей, ограничивающие движения. Так, например, в суставах с *большим размахом*

Процесс становления биомеханики как науки был особенно заметен с развитием методов фотографии. Сначала делались одиночные снимки движения, затем, используя множество фотоаппаратов, снимались последовательно циклы движений. Например, американец Майбридж в 1877 г. исследовал внешнюю структуру движений всадника на лошади посредством поочередной съемки 24 фотоаппаратами, установленными в ряд (сейчас с использованием кино- или цифровой съемки этот метод получил название *циклограмма*).

В методах регистрации движений наиболее продвинулся француз Марей, делавший многократные съемки одним аппаратом, что впоследствии привело к созданию современной кинофотографии. Он совместно со своими коллегами в 1882 г. применил «фоторужье» для съемки полета голубя, пчелы и даже пули. Марей и его ученик Демени разработали метод хронофотографии, при котором вращающийся перед объективом затвор позволял запечатлеть на неподвижной пластине ряд последовательных поз (ныне – *стробосфотограмма*). В последующем Марей усовершенствовал эти методы, используя разные маркеры (блестящие или белые полосы, а позже – лампочки накаливания, обозначающие оси и точки частей тела на черном костюме человека). Эти методические решения позволяли определять положение частей тела в пространстве, описывать траекторию движения. Однако работы Марея мало подвергались глубокому количественному анализу и имели в основном описательный характер.

В середине XIX в. результаты биомеханических исследований уже использовались на практике. Так, французские врачи (Марей, Демени и др.) известной Жуанвильской военной школы физического воспитания внесли не только много нового в изучение движений, но внедрили разработанную технику быстрого походного пешего марша для колониальных войск.

Существенным прогрессом развития биомеханики явились исследования немецких ученых В. Брауне и О. Фишер (в конце XIX в.). Им удалось определить относительные массы частей тела и расположение их центров тяжести. Производя подсчет скоростей и ускорений, учитывая массы частей тела, они приблизились к определению сил, лежащих в основе тех или иных движений.

Значительный вклад внесли разработки и теория Ф. Тейлора по рационализации трудовых движений (1914), что послужило совершенствованию и оптимизации капиталистического промышленного производства. Сейчас эта наука называется *эргономикой труда*, а ее результаты приносят свои положительные плоды при научной организации труда в цивилизованных странах.

Особый вклад в понимание законов движения внесли немецкие физиологи братья В. и Э. Вебер. Их труд, опубликованный в 1936 г., был посвящен изучению





Таблица 2.2

**Движения в суставах (показатели молодых людей) по Р. М. Энока (1998)**

Сустав	Сочлененные поверхности	Степень свободы	Диапазон движения, рад
<b>Позвоночный столб</b>	Атлантозатылочная	Сгибание-разгибание	0,3
		Латеральное сгибание	0,2
	I и II шейные позвонки	Сгибание-разгибание	0,2
		Вращение (продольное)	0,8
	C3-C7	Сгибание-разгибание	0,7 сгибание, 0,4 разгибание
			1,7
		Латеральное сгибание	1,5
	Грудная	Вращение (продольное)	0,06-0,2
		Сгибание-разгибание	0,06-0,16
		Латеральное сгибание	0,16
<b>Плечевой</b>	Поясничная	Вращение (продольное)	0,3
		Сгибание-разгибание	0,1
		Латеральное сгибание	0,03
	Плечевая	Сгибание-разгибание	3,14
		Латеральное сгибание	
	Акромиально-ключичная	Вращение (продольное)	0,9
		Сгибание (сагитальная плоскость)	2,4
	Грудино-ключичная	Разгибание (сагитальная плоскость)	0,9
		Сгибание (поперечная плоскость)	3,14
	Лопаточно-грудная	Выпрямление (поперечная плоскость)	3,14 (рука отведена и локоть при 1,57 рад)
<b>Локтевой</b>		Плечелоктевая	2,4
		Плечелучевая	
<b>Запястный</b>	Проксимальная	Отведение (передняя плоскость)	1,2 пронация
	лучелоктевая	Внутренне-внешнее вращение	1,5 супенация
	Плечелучевая	Сгибание-разгибание	1,5 сгибание
	Лучезапястная		1,4 разгибание
<b>Бедренный</b>	Межзапястная	Пронация-супенация	0,3 лучевое
			0,6 локтевое
	Головка бедра-вертлужная впадина	Сгибание-разгибание	2,4 сгибание
			0,3 разгибание
<b>Коленный</b>			0,5 отведение
			0,4 приведение
			1,2 внутреннее
		Лучелоктевое смещение	1,5 внешнее
			2,4-0,7 внутреннее
	Тиббиально-бедренная	Сгибание-разгибание	0,5 внешнее (колени – 1,57 рад)
			<0,1 (колени – 0,5 рад)
			0,2-0,4 сгибание назад

широкое развитие. Проблема соотношения механики и биологии в движениях была охарактеризована как переход от механики к живому движению. Постепенно развивающаяся идея о *функциональных органах* у Н. А. Бернштейна проявилась в определении движения как «живого морфологического объекта с его биодинамической тканью»: «живое движение избирательно реагирует, закономерно эволюционирует и инволюционирует».

В исследованиях (1935 г.) Н. А. Бернштейн доказывает, что в «акте ходьбы интереснее всего не то, что в ней содержится от механики ..., а как раз то, что в ней содержится вне механики, сверх механики: ее физиологическая иннервационная структура». Кроме изучения макродвижений звеньев тела он впервые открыл закономерности *микродвижений*. Вместо расплывчатого и недостаточно точного понятия «движения человека» им сформулировано понятие «системы движений». Двигательный состав и смысловая структура движения, изложенные в общем виде Н. А. Бернштейна еще в 1946 г., приобрели глубокое содержание, вошедшее в последующие учебники по биомеханике.

В давние времена у Ньютона остался без ответа вопрос: каким образом движутся тела, следующие по воле человека? Н. А. Бернштейн наметил пути его решения, поставив в свою очередь, вопрос: как выглядит движение изнутри, и установил, что действие совершается как решение двигательной задачи, которая формулируется в сознании творчески действующего человека. Он писал, что двигательная задача живет, углубляется, расширяется, закономерно проходит этапы превращения, развития. Н. А. Бернштейн, по-видимому, первым обратил внимание на то, что в построении двигательных действий осуществляется сближение всех познавательных процессов и видов мышления.

Понятие Н. А. Бернштейна о *двигательной задаче* как психической основе действий открыло пути изучения высших уровней сознания в двигательной деятельности человека. Для Бернштейна – впервые в мировой науке – изучение движений стало способом познания закономерностей работы мозга. Если до него изучали движения человека для того, чтобы их описать, то Николай Александрович стремился понять, как происходит управление ими. На этом пути им были открыты такие фундаментальные явления в управлении, как сенсорные коррекции, более известные теперь в кибернетике как «обратные связи» (они описаны Бернштейном еще в 1928 г., то есть почти за 20 лет до того, как это сделал создатель кибернетики Н. Винер), принцип иерархического, многоуровневого управления движением. Предложенные им принципы исследования движений оказались весьма результативными при изучении трудовых и спортивных (ходьбы, бега, прыжка) движений человека, фортепианной игры, при изучении и лечении

нарушений моторики в результате ранений и заболеваний нервной системы, для оптимизации протезирования конечностей, а позже – для тренировки космонавтов.

В гениально простой формулировке Н. А. Бернштейна – «повторение без повторения» – заложено сочетание предварительно выработанной *программы* (извлечение из памяти закрепленного в ней) с текущим *кольцевым управлением* по информации о ходе процесса (*сенсорные коррекции*). Это значит, что двигательные действия происходят не по предварительным правилам (алгоритмам), а создают никогда не повторяемый вариант (каждый раз заново и по-новому), в зависимости от хода событий.

После введения Н. А. Бернштейном в психофизиологию понятий о двигательной задаче, о модели потребного будущего, о непрерывных сенсорных коррекциях ранее существующее в науке представление о разомкнутой рефлекторной дуге замещалось представлением о замкнутом контуре регулирования движениями, о рефлекторном кольце, представлением об обратной связи. Такой подход к движениям дал Бернштейну основание уже в 60-е гг. XX века говорить о них не как о реакциях, приспособляющих организм к среде, а как о действиях, позволяющих организму воздействовать на среду и преобразовывать ее. «Жизнедеятельность каждого организма, – писал он, – есть не уравнивание его со средой и с падающим на него с ее стороны потоком стимулирующих воздействий (как думали И. П. Павлов и его последователи), а активное преодоление среды, определяемое обрисованной ранее моделью потребного ему будущего».

Хорошо известно, что в 40-50-е гг. прошлого столетия в Советской России среди физиологов доминировало учение И. П. Павлова об условных рефлексах. И многим его последователям было ясно, что физиологические позиции Н. А. Бернштейна противоречат этому учению. «Павловцами» было сделано все, чтобы лишить его места научной работы. Однако Н. А. Бернштейн продолжил свои теоретические поиски. В 1966 г. – в год его семидесятилетия и смерти – вышли знаменитые «Очерки по физиологии движений и активности», в которых он сформулировал основные положения новой научной теории. Здесь же он четко выразил свое общее уважительное отношение к трудам И. П. Павлова и весьма критически оценил его теорию условных рефлексов как уже методически устаревшую. «Эпигоны учения И. П. Павлова, – писал Н. А. Бернштейн, – резко и непростительно исказили облик выдающегося ученого мирового масштаба, превратив его теорию в догмат. Принятием этого догмата ... неудачливые преемники и продолжатели И. П. Павлова нанесли тяжелый урон отечественной науке».

## 2.4. Движения в суставе

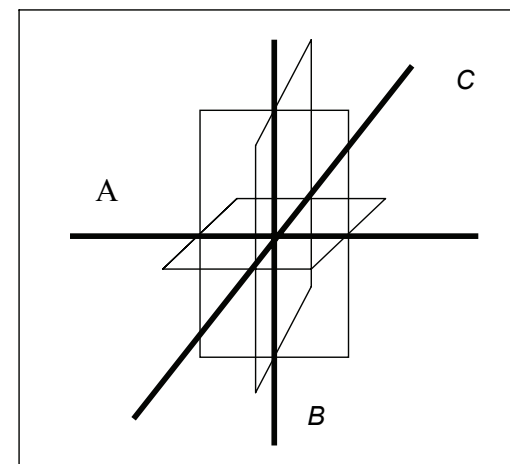


Рис. 2.7. Схема трехплоскостной системы сустава

Геометрия синовиальных суставов (т. е. архитектура сочлененных поверхностей, строение связок) во многом определяет качество движения между двумя соседними сегментами тела.

В большей части синовиальный сустав обеспечивает вращение вокруг одной - трех осей (рис. 2.7). Эти оси проходят через сустав с одной стороны на другую, с конца в конец и спереди назад. Каждая ось характеризуется *степенью свободы*. Так как форма суставных поверхностей обычно не точно геометрическая, то в суставе часто имеется не одна ось, а ряд мгновенных сменяющих друг друга осей вращения. Поэтому в биомеханике принято говорить не о точной геометрической оси вращения, а о *степени свободы движения*.

Например, для плечелучевого сустава характерно лишь одно движение в плоскости сгибание – разгибание, т. е. вращение вокруг оси, проходящей через сустав с одной стороны в другую. Для плечевого и тазобедренного суставов характерны три степени свободы, т. е. структура сустава позволяет ему выполнять вращения вокруг каждой оси: движения в переднезадней (сгибания – разгибания), в поперечной (отведения – приведения), а также вокруг продольной (супинация – пронация) плоскостях (рис. 2.7). В таблице 2.2 приведен краткий перечень возможных движений в некоторых суставах тела человека.

внеклеточного матрикса), плотная сеть тонких коллагеновых фибрилл в концентрированном растворе протеогликанов, которые вместе определяют биомеханическое поведение хряща.

*Суставной хрящ* защищен двумя видами смазки: *границной*, или *тонкопленочной* (играет важную роль для уменьшения трения между контактирующими поверхностями при значительных нагрузках, воздействующих продолжительное время) и *жидкостной* гидродинамической смазкой (играет важную роль при небольших нагрузках, когда контактирующие поверхности с высокой скоростью двигаются относительно друг друга). Синовиальные суставы обладают способностью самосмазываться: смазочная жидкость покрывает контактирующие поверхности, а при отсутствии нагрузки реабсорбируется.

Функция суставного хряща – обеспечение относительного движения поверхностей противоположных суставов с минимальным трением и изнашиванием, а также видоизменение формы кости, направленное на обеспечение лучшего контакта с соседней костью. Суставной хрящ представляет собой вязкопластичный материал, который при постоянной нагрузке или деформации со временем изменяет свою реакцию (механическое поведение). Этот процесс может включать изменение толщины хряща вследствие поступления жидкости, обусловленного нагрузкой. У физически активных людей толщина суставного хряща больше; она увеличивается при переходе от состояния покоя к физической нагрузке. Суставной хрящ может индивидуализироваться, например, в коленном суставе могут образовываться внутрисуставные диски и мениски, увеличивающие контактирующую площадь сочлененных поверхностей. Суставной хрящ выдерживает нагрузку благодаря коллаген-протеогликанному матриксу и сопротивлению потока жидкости через матрикс.

Сочлененные поверхности синовиального сустава заключены в *суставную капсулу* (сумку), прикрепленную к костям сустава, которая отделяет суставную полость от окружающих тканей. Как и суставной хрящ, суставная капсула и связки адаптируются к изменению структуры деятельности. Например, при иммобилизации сустава суставная капсула и связки сокращаются (сжимаются), и синтезируется новая ткань, которая аккомодируется к более короткой длине. Эти изменения ограничивают подвижность сустава. При подобной иммобилизации может развиваться остеоартрит.

Труды Н. А. Бернштейна оказали и по сей день оказывают большое влияние на развитие физиологии, психологии, биологии, кибернетики, философии, естествознания. Н. А. Бернштейн обладал удивительной способностью видеть перспективы развития науки, прогнозировать ее главные направления. Об этом свидетельствуют многие научные материалы и труды ученых новых поколений, занимающихся проблемами биомеханики (И. П. Ратов, Д. Д. Донской, В. М. Зациорский, Л. В. Чхаидзе, В. К. Бальсевич, М. М. Боген, С. В. Фомин, В. И. Лях, А. Н. Лапутин, Г. И. Попов и мн. др.).

## Глава 2. ОБЩАЯ ХАРАКТЕРИСТИКА ДВИГАТЕЛЬНОЙ СИСТЕМЫ

Органы опоры и движения человека составляют его двигательную систему. Форма и строение двигательной системы соответствуют её функции, которая в свою очередь влияет на форму и строение органов, формирует и совершенствует их.

Двигательная система человека имеет твердую основу (кости), подвижные соединения (суставы, сращения, сухожилия, связки), мышцы, нейроны и чувствительные нервные окончания. Твердую основу каждой части тела составляет её костный осевой скелет. Все кости соединяются в скелет посредством суставов и сращений. Подвижные соединения костей определяют возможные направления и размах движений частей тела. Мышцы, прикрепленные к костям, изменяя свое напряжение и силу тяги, обуславливают движения человека. В упрощенном понимании основной аппарат (орган) движения образует биологическую модель, которая называется *единой системой сустава* (рис. 2.1).

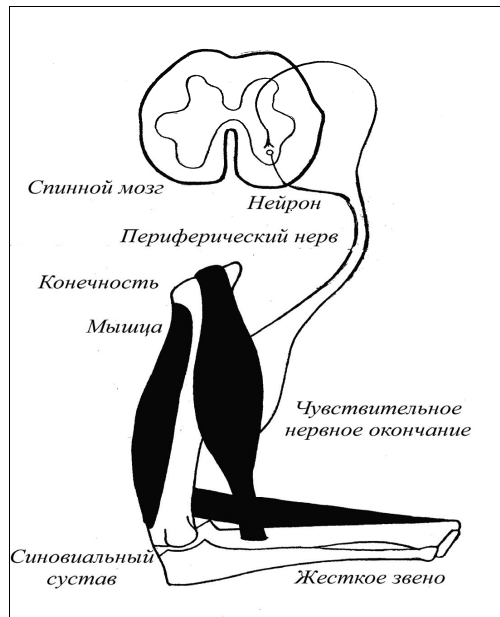


Рис. 2.1. Компоненты единой системы сустава

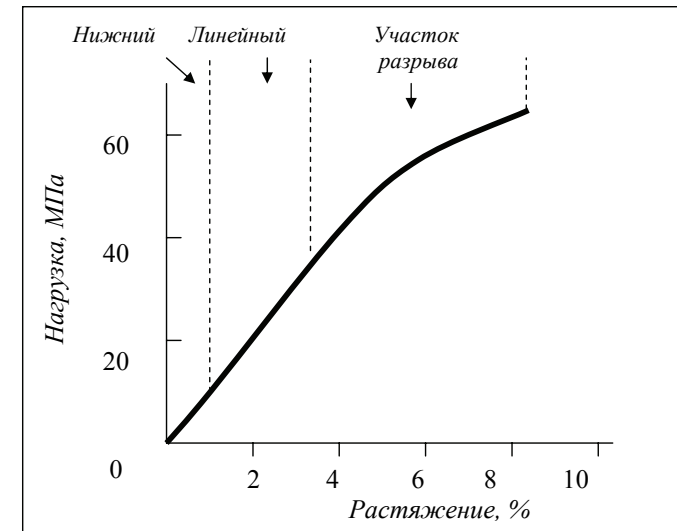


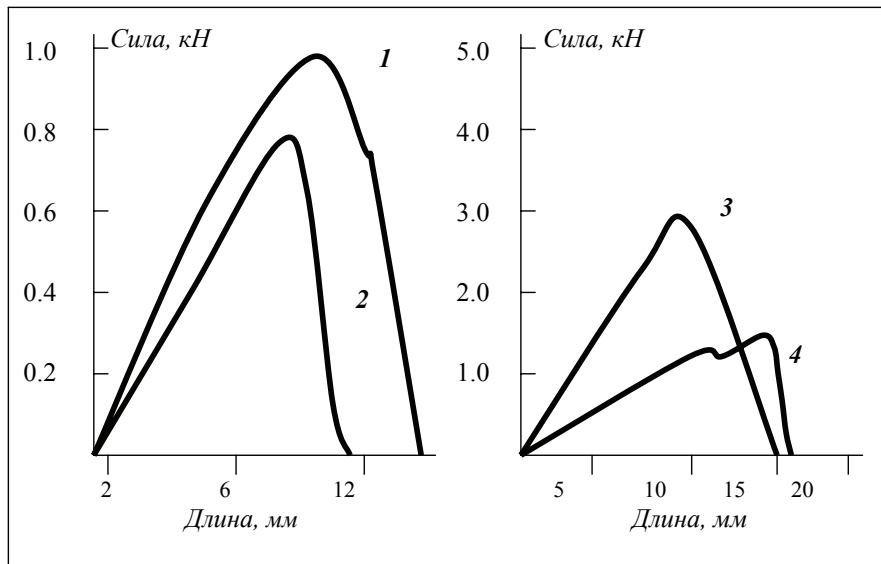
Рис. 2.6. Идеализированная взаимосвязь нагрузка-растяжение коллагеновой ткани (Bulter et al., 1978)

### 2.3. Синовиальный сустав

В теле человека насчитывается около 206 костей, которые образуют почти 200 суставов. Суставы обычно подразделяют на три группы: 1) *волокнистые* — относительно неподвижные (например, швы черепа, межкостная мембрана между лучевой и локтевой костью или между большеберцовой и малоберцовой); 2) *хрящевые* — слегка подвижные (грудино-реберные, межпозвонковые диски, лобковый симфиз); 3) *синовиальные*, которые свободно двигаются (локтевой, бедренный и др.). Поскольку синовиальный сустав больше всего свободен от трения, то его можно рассматривать в качестве суставного компонента единой системы сустава.

*Синовиальный сустав* выполняет две функции: обеспечивает подвижность скелета в результате вращения одного сегмента тела относительно другого и передает усилия от одного сегмента другому. Суставное взаимодействие контролируется рядом структурных единиц, к которым относятся суставной хрящ, суставная капсула, синовиальная мембрана и геометрия костей. Поверхность костей, образующих сустав, выстлана суставным хрящом. Основными компонентами суставного хряща являются вода, клетки (органический компонент

костный образец срединной части надколенника прочнее, чем связочно-костный образец передней крестообразной связки, и оба они прочнее, чем тонкое сухожилие и широкая фасция (рис 2.5).



**Рис. 2.5.** Взаимосвязь нагрузка-деформация образцов соединительной ткани, растянутых до разрыва (Bultner et al., 1984): 1 – тонкое сухожилие; 2 – широкая фасция; 3 – сухожилие срединной части надколенника; 4 – передняя крестообразная связка

На рисунке 2.6 схематично показана взаимосвязь *нагрузка-растяжение* ткани сухожилия и связки. В идеализированном представлении такая связь охватывает три участка: нижний, линейный и участок разрыва. Нижний участок соответствует начальному этапу растяжения коллагеновых волокон. Линейный участок характеризует эластичную способность ткани; наклон в этом участке называется модулем упругости и в более жестких тканях он более крутой. За этим участком крутизна наклона уменьшается, поскольку некоторые волокна разрываются в участке повреждения.

На основании взаимосвязи нагрузка-растяжение можно определить *предельную нагрузку* ( $\sigma_{np}$ ), *критическое растяжение* ( $\sigma_{кр}$ ), *модуль упругости* и *абсорбируемую энергию ткани* (площадь под кривой нагрузка-растяжение). Эти свойства снижаются с возрастом, а также при употреблении стероидных гормонов и повышаются при постоянных физических нагрузках. Кроме того, свойства сухожилия зависят от функции мышцы.

В действительности сотни нейронов иннервируют каждую мышцу, обеспечивая как двигательные команды, так и сенсорную информацию о характере движения. А вокруг каждого суставного сочленения находятся группы мышц, каждая из которых осуществляет контроль движения в ограниченном количестве направлений.

Поскольку форма и функция органов движения человека очень разнообразны, понять их сложность позволяют знания биомеханических особенностей структуры (морфологии) и функции двигательной системы.

## 2.1. Кость и ее свойства

Кости, соединенные в скелет, выполняют функцию *механической опоры* не только двигательной системы, но и всех органов и тканей человека. Они играют роль *подвижных рычагов*, передают на расстояние действие мышц, а также других сил, приложенных к телу.

Кость – живая ткань, состоящая из белкового матрикса (в основном коллагена), на котором откладываются соли кальция (особенно фосфат). Эти минералы обеспечивают прочность кости. Вода составляет около 20% сырой массы кости; белковый матрикс, представляющий собой в основном остеоколлагенные волокна, – около 35%, а соли – 45%. Остеоколлагенные волокна определяют силу и упругость кости. Хотя кость часто разделяют на губчатое вещество и кортикальный слой, но их биомеханические свойства одинаковы, отличаются они друг от друга только степенью пористости и плотности.

Запас прочности скелета в обычных условиях очень большой. Например, большеберцовая кость человека выдерживает статическую нагрузку в 1500-3000 кг, т. е. превышает вес тела человека в 20-50 раз. Используя технические понятия, можно сказать, что кость имеет запас прочности 2-5, т. е. прочность костей в 2-5 раз превышает силы, воздействующие на них в повседневной деятельности человека.

**Механические свойства кости** обычно характеризуются взаимосвязью *нагрузка-деформация*. Используя различную нагрузку, можно определить такие свойства кости, как сила, жесткость и способность сохранять энергию. Различают следующие виды нагрузки: на сжатие, сгибание, растяжение и кручение (рис. 2.2).

Нагрузка на *сжатие* встречается чаще всего в вертикальном положении тела. В этих условиях на кости скелета действуют силы тяжести тела и внешних отягощений, с одной стороны, и давление (сопротивление) опоры, с другой

стороны. Например (рис. 2.3), находясь в вертикальном положении, на бедренную кость с верху действует сила тяжести головы, верхних конечностей и туловища, а с другой стороны, в коленном суставе действует сила опоры; если человек удерживает какой либо груз или штангу, то эта нагрузка усиливается тяжестью предмета.

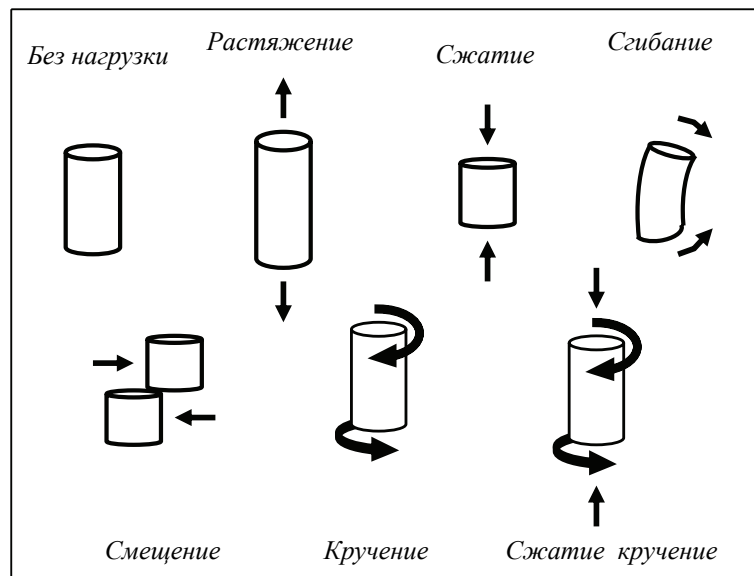


Рис. 2.2. Виды нагрузки, которым может подвергаться костная ткань

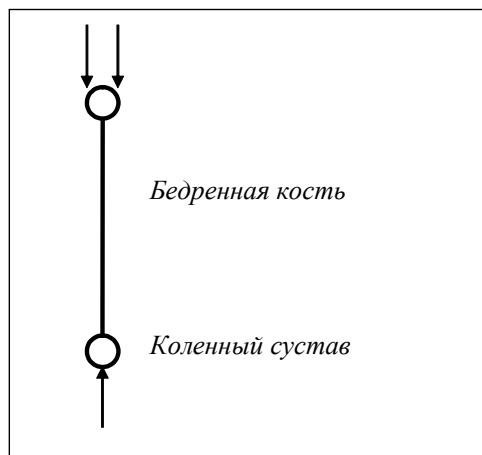


Рис. 2.3. Схема статической нагрузки на сжатие бедренной кости

сообщении мышечной силы кости или хрящу, поскольку имеет наименьшую подверженность деформации. Только очень незначительное продольно сжимающее и смещающее усилие может деформировать сухожилие. Несмотря на то, что на связки действуют главным образом растягивающие силы, их главная функция – стабилизация сустава. Связки приспособлены к действию растягивающих, сжимающих и смещающих усилий.

Сухожилия и связки представляют собой плотную соединительную ткань, содержащую коллаген, эластин, протеогликаны, воду и клетки (фибробласты). Протеиновые коллаген и эластин синтезируются и выделяются фибробластами. Приблизительно 70-80% сырой массы сухожилия и связки составляет коллаген особого типа (I – волокнистый белок), характеризующийся значительной механической устойчивостью. Структура фибриллы одинаковая у сухожилия и связки. Главное различие состоит в расположении фибрилл. В сухожилии они расположены продольно и параллельно друг другу, что обеспечивает максимальное сопротивление растягивающим усилиям. В связке фибриллы, как правило, располагаются параллельно, а также косо и спирально, что обеспечивает сопротивление силам, действующим в различных направлениях.

Таким образом, функциональной основой сухожилия и связки является фибрилла – ряд единиц (микрофибрилл), соединенных друг с другом благодаря поперечным сплетениям. От последних зависит сила фибриллы. Считают, что количество и состояние поперечных сцеплений определяются такими факторами, как возраст, пол и уровень физической активности.

Кроме коллагена и эластина, внеклеточный матрикс сухожилия и связки включает протеогликаны и воду. Вода соединяется с протеогликанами, образуя гель, вязкость которого понижается с повышением уровня физической активности. Это свойство называется *тиксотропией*. Вязкость тиксотропической ткани изменяется в результате предшествующей деятельности, например, разминки или продолжительной гиподинамии.

Биомеханические свойства сухожилия и связки часто характеризуют взаимосвязью *нагрузка-деформация* в ответ на растягивающее воздействие. Как показывают клинические наблюдения, соединительная ткань чаще разрывается, чем отрывается от кости. На рисунке 2.5 показаны колебания пика силы и степени растяжения различных образцов. Например, сухожильно-костный образец срединной части надколенника растягивается на 10 мм с пиком растягивающего усилия ( $\sigma$ ) порядка 3 кН до разрыва, тогда как связочно-костный образец передней крестообразной связки растягивается на 15 мм, производя пик растягивающего усилия около 1,5 кН. Полученные результаты показывают, что сухожильно-

сравнению с контрольной группой. Так, у бегунов по пересеченной местности (стаж занятий спортом 25 лет) содержание макроэлементов в дистальных отделах лучевой, локтевой и пяточной костях на 20%, а в проксимальных участках (поясничный позвонок и головка бедренной кости) почти на 10% больше, чем у незанимающихся спортом. Есть данные, что содержание макроэлементов в костях может увеличиваться уже после 6 недель физических тренировок.

С другой стороны, например, продолжительное пребывание космонавтов в невесомости приводит к деминерализации костей (чрезмерной потере солей скелетом), что снижает их прочность, и во время значительной физической нагрузки (во время выполнения работ вне космического корабля) они могут ломаться. Кроме того, по возвращении на Землю у космонавтов затрудняется процесс восстановления костей. Вследствие этого реализуются комплексные программы физических тренировок в космосе, позволяющие свести к минимуму потери прочности костной ткани у космонавта. Исследования показывают, что процесс ремоделирования костей более эффективен при периодическом, а не постоянном воздействии физических нагрузок.

Очевидно, что масса и прочность костей с возрастом снижаются. Этот процесс называется *остеопорозом*, который характеризуется увеличением пористости костей, приводящей к снижению их плотности и прочности и, следовательно, повышению вероятности переломов. При этом попытки определить механизмы, контролируемые ремоделирование, включали изучение электрических свойств кости. Если нагрузка достаточна, чтобы вызвать скольжение коллагеновых волокон кости относительно друг друга, в кости возникают электрические потенциалы (пьезоэлектрический эффект кости).

Этот эффект, впоследствии стал использоваться в электростимуляции кости. В частности, было показано, что слабые электрические токи могут вызвать образование костной мозоли. Так, для ускорения лечения переломов (особенно плохо срастающихся) стали использовать в клинике электрическую и магнитную стимуляции. Некоторые ученые применяли электростимуляцию кости с целью отсрочить начало развития остеопороза.

## 2.2. Мягкие ткани и их свойства

**Сухожилие и связка.** Являясь соединительными элементами, *сухожилия* соединяют мышцы и кости, а *связки* обеспечивают соединения между костями. Главное различие между ними состоит в организации коллагеновых фибрилл, которая обусловлена их функциями. Функция сухожилия заключается в

Нагрузка на *сгибание* встречается, когда кости выполняют роль рычагов. В этих случаях приложенные к костям силы мышц и силы сопротивления им, а также давление опоры действуют поперек костей, на изгиб. Например, при удержании «креста» на кольцах, на плечевую кость сверху действует сила натяжения грудной мышцы (в зоне к середине от плечевого сустава) и сила тяжести тела, а снизу – сила, или давление опоры на гимнастический снаряд.

*Растяжение* кости встречается значительно реже и возникает, например, при висах на перекладине или во время удержания груза в опущенных руках.

Нагрузки на *кручение* чаще всего встречаются во вращательных движениях. Например, при спуске в слаломе на кость бедра в тазобедренном и коленном суставах действуют силы в разных направлениях; при разного рода специальных двигательных действиях (упражнениях) в спортивной борьбе и т. п.

По режиму мышечных сокращений физические упражнения классифицируются на статические и динамические. Каждый из этих видов работы обуславливает разную нагрузку на скелет или отдельно взятую кость человека.

*Статические* нагрузки возникают в неподвижном положении тела, когда они постоянны по величине и относительно невелики по сравнению с динамическими.

*Динамические* нагрузки проявляются в движениях. Здесь дополнительно возникают силы инерции (см. гл. 2), которые изменяются и могут нарастать до очень больших величин. Например, нагрузки на сжатие в приземлении с большой высоты, нагрузки на изгиб при падении или ударе, при ударах поперек кости, на скручивание и др. оказывают мощное воздействие на опорно-двигательную систему и могут превышать запас прочности отдельной кости, приводя к ее повреждению (перелому).

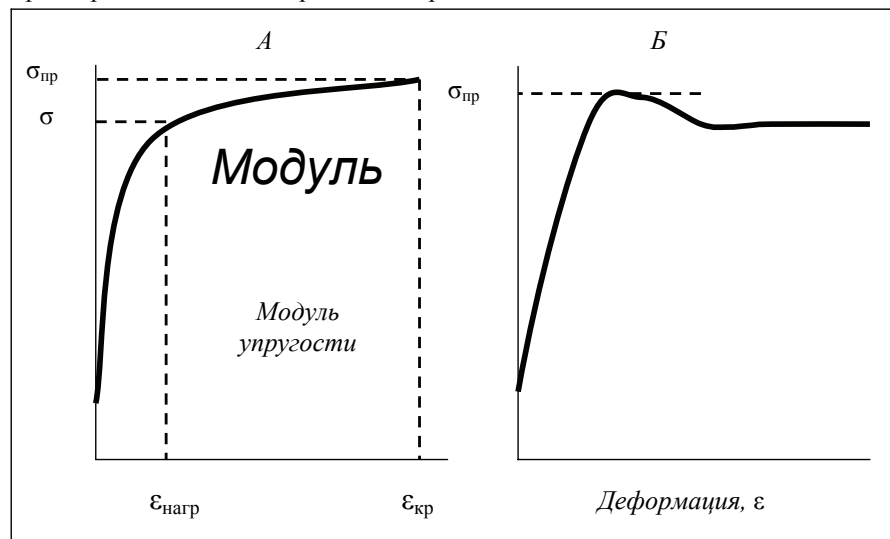
В биомеханике нагрузку принято определять относительной единицей измерения – силой на единицу площади ( $F/m^2$ ), или ее максимально допустимое количество на площадь ( $m^2$ ). В свою очередь деформацию определяют как приращение (изменение длины – как функцию начальной длины), которое является безразмерной величиной.

На рисунке 2.4 приведены идеализированные кривые нагрузка – растяжение кортикального слоя кости, полученные в результате использования растягивающей и сжимающей нагрузки.

Материальные свойства кости характеризуются измерением предела нагрузки, или *напряжения* ( $\sigma$ ), при котором взаимосвязь изменяется от области *упругих деформаций* до области *пластических деформаций*, предельного напряжения, или *прочности кости* ( $\sigma_{np}$ ); *критической деформации* ( $\epsilon_{кр}$ ); наклона



области упругих деформаций (*модуль упругости*); наклона области пластических деформаций (*модуль пластичности*). Кроме этого, по рисунку 2.4 легко представить ту *энергию* (измеряют как площадь под кривой деформации), которую может аккумулировать кость. В таблице 2.1 приводятся типичные показатели этих параметров кости для лиц разного возраста.



**Рис. 2.4.** Взаимосвязь нагрузка (напряжение) – растяжение кортикального слоя кости человека при растяжении (А) и сжатии (Б) (Carter, Spengler, 1978)

Таблица 2.1

**Некоторые характеристики напряжения и деформации большеберцовой кости человека при воздействии силы растяжения (Burstein et al., 1976)**

Возраст (лет)	$\sigma$ (МПа)	$\sigma_{пр}$ (МПа)	Модуль упругости (ГПа)	Модуль пластичности (ГПа)	$\epsilon_{кр}$	Энергия (МПа)
20-29	126	161	18.9	1.17	0.040	4.36
30-39	129	154	17.0	0.91	0.039	5.77
40-49	140	170	28.8	1.39	0.029	4.09
50-59	133	164	23.1	1.21	0.031	4.19
60-69	124	147	19.9	1.18	0.027	3.05
70-79	120	145	19.9	1.20	0.027	3.27
80-89	131	156	29.2	1.43	0.023	2.96

Изучение биомеханики кости показывает, что в зависимости от ее формы и структуры, а также под влиянием внешних сил она деформируется по-разному. Например, во время бега трусцой со скоростью  $2,2 \text{ м} \cdot \text{с}^{-1}$  большеберцовая кость человека почти в 1,5 раза больше деформируется при сжатии, чем при растяжении. При увеличении скорости локомоций максимальная деформация кости увеличивается. Кроме того на бедренную кость чаще воздействуют продольно направленные, чем перпендикулярно направленные силы.

Как показывают измерения, прочность бедренной кости человека ( $\sigma_{пр}$ ) в 2,3 раза больше при действии растягивающей силы вдоль длины кости (продольная), чем при действии этой силы перпендикулярно (всего 58 МПа). Прочность на сжатие бедренной кости составляет 187 и 132 МПа соответственно при продольном и перпендикулярном действии сил.

Таким образом, абсолютная прочность кости изменяется в зависимости от множества факторов: характера (направления) и величины нагрузки (силы, напряжения, давления); деформации; структуры компактного вещества; расположения переключин губчатого вещества; строения и формы самой кости, её химического состава. Механические свойства скелета зависят также от взаимного расположения костей и способов их соединения. Так, позвонки при помощи межпозвоночных дисков и связок образуют гибкий и эластичный позвоночный столб. Две эластичные системы противодействуют одна другой: хрящи мешают сблизить позвонки, а связки – отдалить их друг от друга.

Мягкие ткани, соединяющие кости скелета (хрящи, суставные сумки, связки), деформируясь, уменьшают действие динамических нагрузок.

С позиции рассмотрения кости как структуры следует иметь в виду, что её функция оказывает основное воздействие на клеточную организацию и, следовательно, механические свойства кости. В этой связи весьма удачным является высказывание D. R Carter (1984) о том, что каждое изменение... функции кости ... вызывает определенные изменения... внутренней «архитектуры» и внешних параметров в соответствии с математическими законами. Рассматривая таким образом кость как систему, можно описывать структуру и геометрию кости или её адаптацию к условиям внешней среды. Процессы, которым подвергается кость, включают развитие, укрепление и резорбцию. Они имеют собирательное название – *ремоделирование*, или *реконструкция*.

Ремоделирование как равновесие между абсорбцией кости и её образованием постоянно изменяется и зависит от множества факторов: физическая активность, возраст, заболевания и др. Например, замечено более значительное отложение макроэлементов и повышенная плотность большеберцовой кости у спортсменов по



При перемещении какой-либо части тела ОЦТ смещается в том же направлении, что широко используется в спортивных упражнениях. Это можно наблюдать у пловца на старте, когда он произвольно смещает ОЦТ вперед (см. гл. 6). Также, например, многие хорошие прыгуны в высоту выносят ОЦТ за пределы тела или хотя бы стремятся сдвинуть его к внешним границам.

Как известно, для прыжка в высоту характерны три компонента высот ( $h$ ): 1) высота ( $h_1$ ) ОЦТ над землей в завершающую фазу отталкивания; 2) высота ( $h_2$ ), на которую прыгун может поднять ОЦТ относительно  $h_1$ ; 3) разность между максимальной высотой, достигаемой ОЦТ, и высотой планки ( $h_3$ ). Для прыжка в высоту на 2,13 м:

$$\begin{aligned} h_1 &= 1,44 \text{ м}; \\ h_2 &= 0,78 \text{ м}; \\ h_3 &= -0,09 \text{ м}; \\ \Sigma &2,13 \text{ м}. \end{aligned}$$

Из данного примера следует, что теоретически спортсмен мог прыгнуть на 2,22 м, поскольку его ОЦТ был поднят до этой высоты и тело прошло над планкой, однако оба эти условия не являются равнозначными. Тем не менее, для достижения большей высоты полета требуется развивать способность к увеличению выноса ОЦТ выше планки, т. е. достигать положительной  $h_3$ .

Центры тяжести частей тела (*частные центры тяжести*) имеют почти постоянное распределение в каждом сегменте тела, поскольку при движениях масса существенно не перемещается внутри каждого звена. Чтобы определить, как будет смещаться ОЦТ тела при движениях человека, надо определить массы частей тела и расположение их центров тяжести. Если перемещающаяся часть тела имеет большую массу, то смещение ОЦТ будет больше.

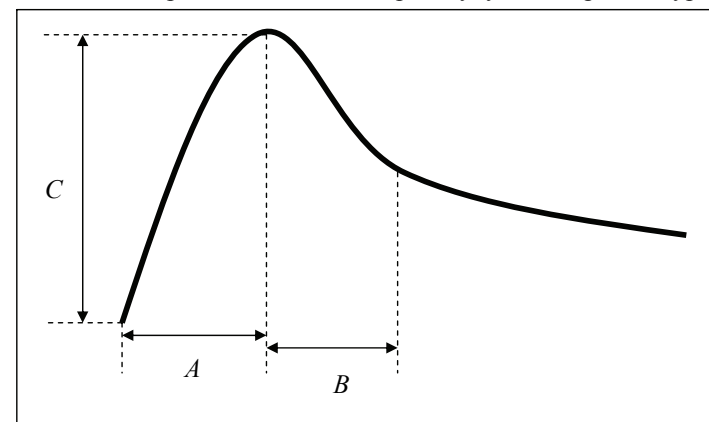
Массы частей тела определяли посредством распилов замороженных трупов, а также уравнивая живых людей в различных позах на специальном столе (платформе). Средние данные, полученные различными методами на разных контингентах, оказались близкими друг другу (табл. 4.1).

Как видно, средние данные более или менее близки, но данные отдельных людей могут значительно различаться в зависимости от их телосложения.

Массы отдельных частей тела не остаются постоянными. В связи с тренировкой здесь могут происходить немалые изменения. Так, например, у некоторых спортсменов меньше отложения жира на туловище и лучше развиты мышцы конечностей, поэтому у них соотношение масс может быть несколько иным, чем у людей, не занимающихся спортом. Массы частей тела могут изменяться и в течение коротких промежутков времени. Прием пищи и воды

сигнал и характеризуются отрезком времени до пика силы (время сокращения), величиной пика силы и отрезком времени, необходимого для того, чтобы величина силы снизилась до значения, равного половине пикового (время полурасслабления) (рис. 2.10). Время сокращения используется как мера скорости сократительных механизмов. При продолжительном времени сокращения двигательную единицу условно называют *медленносокращающейся*, при непродолжительном – *быстрособкорщающейся*.

Различия в скорости сокращения ДЕ, по мнению ученых, обусловлены главным образом различиями в ферменте миозин АТФазе, скорости выделения и использования  $\text{Ca}^{2+}$  саркоплазматическим ретикулумом и архитектуре мышц.



**Рис. 2.10.** Реакция сокращения двигательной единицы:

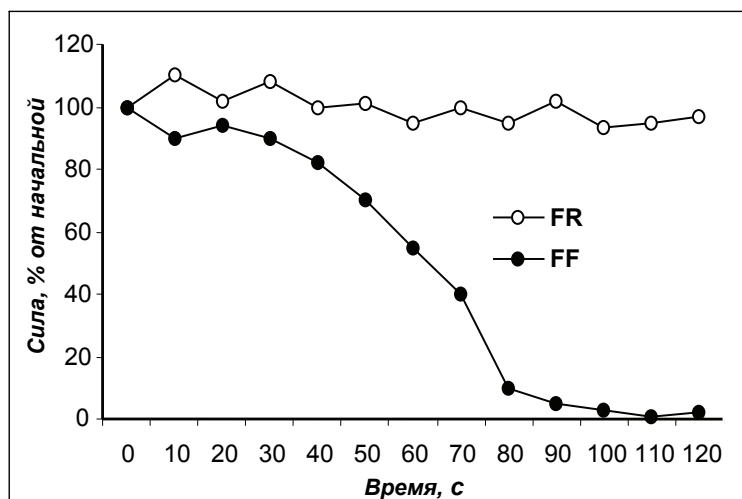
$A$  – продолжительность сокращения;

$B$  – время полурасслабления;  $C$  – пик силы

Сила, образующаяся в результате отдельного тетанического сокращения, со временем уменьшается, если двигательная единица производит серию тетанических сокращений. Способность двигательной единицы предотвратить такое уменьшение рассматривается как ее сопротивление утомлению. По этим и другим физиологическим признакам двигательные единицы разделяются на три группы: *медленносокращающиеся невосприимчивые к утомлению*, приспособлены для экономичного поддержания статического мышечного напряжения (тип S); *быстрособкорщающиеся невосприимчивые к утомлению* (тип FR) и *быстросокращающиеся восприимчивые к утомлению*, функционально приспособлены для быстрого наращивания мышечного усилия (тип FF).

На рисунке 2.11 показано развитие утомления ДЕ мышцы задней конечности кошки. Очевидно, что при продолжительных мышечных сокращениях целесообразнее активировать двигательные единицы типа S и FR, поскольку они менее восприимчивы к утомлению.

Двигательные единицы S образуют наименьшую величину силы, тогда как единицы типа FF – наибольшую. Это различие обусловлено разным количеством мышечных волокон, входящих в состав двигательной единицы (т. е. коэффициентом иннервации), а также размером отдельных мышечных волокон (т. е. количеством сократительных белков на мышечное волокно). Несмотря на различия между мышцами, ДЕ типа FF, как правило, характеризуются наиболее высоким коэффициентом иннервации и наличием самых больших мышечных волокон.



**Рис. 2.11.** Утомление двигательных единиц (FR и FF) мышцы задней конечности кошки при вызове тетанических сокращений по Р. М. Энока (1998)

Последовательность рекрутирования двигательных единиц предопределена функционально, невозможно избирательно (произвольно) активировать их в другой последовательности. На рисунке 2.12 показана предположительная модель рекрутирования ДЕ, обусловленного потребностями в мощности двигательного задания. Например, бег трусцой с невысокой скоростью требует незначительных мышечных усилий. Модель показывает, что для выполнения бега трусцой необходимо рекрутирование только ДЕ типа S и FR. Поскольку порядок рекрутирования фиксирован, постепенное увеличение мощности (силы) для

## Глава 4. РАСПРЕДЕЛЕНИЕ МАСС ТЕЛА

От распределения масс тела зависят многие сопротивления работе мышц при движениях. Эти сопротивления представлены силами тяжести и инерцией частей тела, они зависят от величины и распределения масс частей тела.

### 4.1. Общие и частные центры тяжести

Наиболее общим показателем распределения масс тела служит *общий центр тяжести тела* (ОЦТ). В механике центром тяжести называют точку, к которой приложена равнодействующая всех сил тяжести тела. Во все стороны от этой точки силы тяжести взаимно уравновешиваются, суммы моментов сил тяжести равны. Равнодействующая параллельных сил, приложенных ко всем частицам тела в любом направлении, приложена и к ОЦТ, поэтому ОЦТ называют еще *центром масс* или *центром инерции*. Иначе говоря, ОЦТ представляет точку, вокруг которой равномерно распределены все частицы тела (объекта). От этой точки и начинается вектор веса тела, который всегда направлен перпендикулярно к центру Земли (центру притяжения).

Центр тяжести – это абстрактная точка, которая перемещается, когда сегменты тела сдвигаются относительно друг друга. ОЦТ не ограничен физическими границами объекта, например, ОЦТ бублика, несомненно, расположен внутри отверстия.

Общий центр тяжести тела располагается в зависимости от телосложения человека. У людей с более развитыми ногами ОЦТ расположен относительно ниже, чем у людей с мощной мускулатурой туловища и рук. У людей с длинными ногами ОЦТ дальше от земли, чем у коротконогих. У детей в связи с большой массой туловища и головы (относительно пропорций частей тела), ОЦТ располагается выше, чем у взрослых. У женщин, учитывая пропорции тела, в частности более массивный тазовый пояс, ОЦТ располагается ниже, чем у мужчин.

В симметричном положении человека стоя с опущенными руками ОЦТ находится на уровне от 1 до 5-го крестцового позвонка, примерно на 4-5 см выше поперечной оси тазобедренных суставов. Передне-задняя плоскость, проходящая через ОЦТ, делит тело почти симметрично. Она несколько смещена вправо от оси срединной плоскости, так как правая половина тела человека тяжелее левой на 400-500 г в связи с несимметричным расположением внутренних органов и неравномерным развитием двигательного аппарата, например, у правшей правая половина тела имеет большую массу. В передне-заднем направлении ОЦТ располагается между крестцом и лобком, в зависимости от положения тела при стоянии.

напряжения всегда неблагоприятны. Они обеспечивают возможность уступающей и преодолевающей динамической работы других мышц, создавая им опору. В ряде случаев увеличение статических напряжений способствует, благодаря иррадиации возбуждения в нервных центрах, большему напряжению динамически работающих мышц.

Чем быстрее движения, тем значительнее возникающие напряжения мышц. Увеличение рабочих напряжений требует и больших опорных напряжений, чтобы создавалась опора для динамически работающих мышц. На величину опорных напряжений влияет как масса движущихся частей тела, так и их ускорение. Движения с внешним отягощением также вызывают соответствующие опорные напряжения. Статические напряжения бывают необходимы и для фиксации отдельных суставов движущихся конечностей или туловища.

По назначению статические напряжения мышц можно разделить условно на три группы. Когда мышцы действуют своим моментом тяги против момента силы тяжести (рычаг), тогда говорят об *удерживающей* работе. Например, удержание груза рукой, согнутой в локтевом суставе.

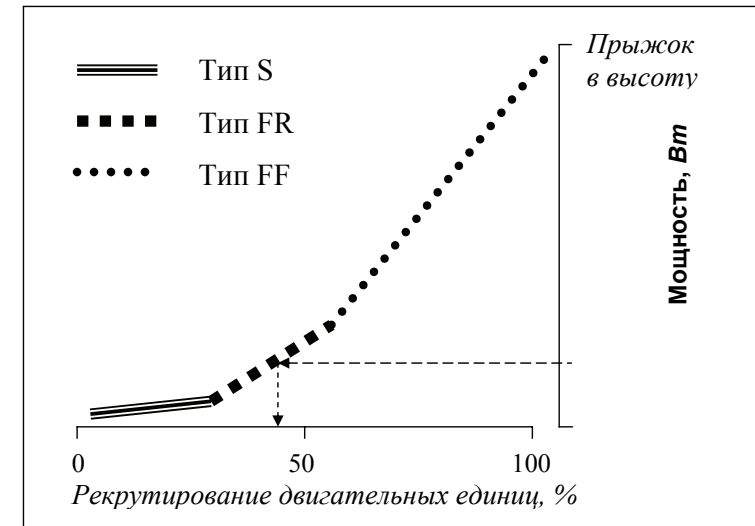
Если сила тяжести действует на сустав по вертикали, вдоль оси части тела, и мышцы испытывают действие на разрыв, то своим напряжением они осуществляют в этом случае *укрепляющую* работу. Так происходит удержание груза (гири) в положении «рука вниз».

Во многих случаях одни мышцы совершают опорные напряжения против действия других мышц-антагонистов совместно с ними; такая работа называется *фиксирующей*. Это можно наблюдать при удержании груза (гири) рукой, поднятой вверх.

Наиболее активное напряжение мышц может быть при удерживающей работе. При укрепляющей работе значительную помощь мышце оказывают соединительно-тканые элементы самой мышцы, а также связки, укрепляющие сустав. По величине напряжения фиксирующая работа может быть наименьшей. Однако для фиксации сустава нередко бывает необходимо точное согласование напряжений мышц-антагонистов. Например, при стойке на кистях, это труднее осуществить, особенно в условиях нарастающего напряжения мышц при удерживающей работе.

Таким образом, двигательный механизм обеспечивается согласованной динамической и статической работой мышц, которые осуществляют в суставах движущую, регулирующую и опорную функцию. Эта работа мышц выполняется посредством ЦНС человека, обуславливающей его взаимодействие с внешней средой.

выполнения задания основано на постепенном задействовании больших двигательных единиц. Однако размер ДЕ не увеличивается строго в зависимости от её типа, поэтому наблюдается некоторое взаимное «перекрывание» между типом S и FR и типом FR и FF в отношении размера и порядка рекрутирования. Именно поэтому невозможно избирательно активировать медленно- или быстросокращающиеся ДЕ. При потребности в большей силе, например, при выполнении прыжка в высоту, модель показывает, что ДЕ типа S рекрутируются вместе с единицами типа FR и FF в установленном порядке.

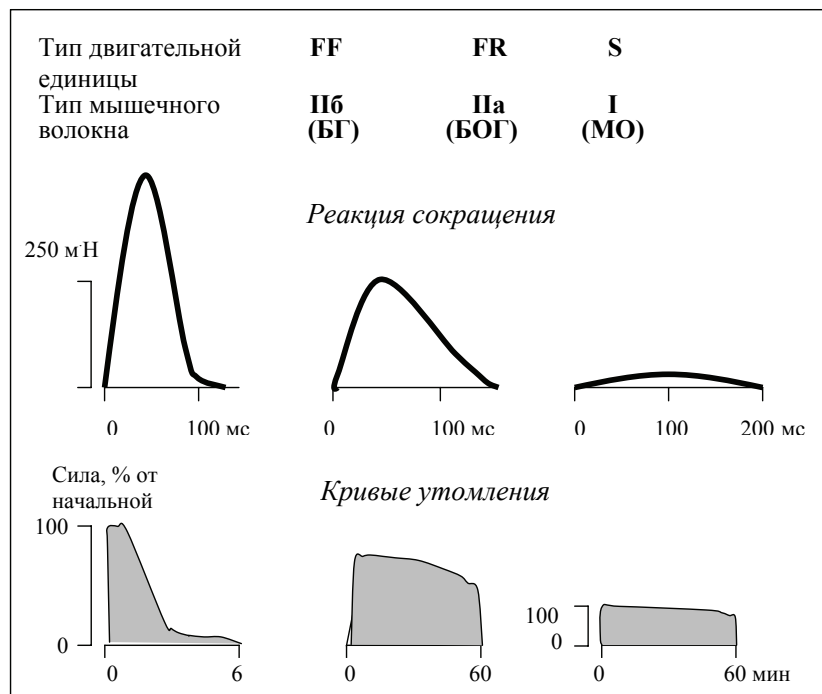


**Рис. 2.12.** Предположительная модель рекрутирования двигательных единиц в зависимости от мощности работы (Walmsley et al., 1978)

Двигательные единицы также можно классифицировать по данным гистохимических (качественный метод) и биохимических (количественный метод) исследований. Оба метода предполагают определение содержания ферментов в мышечных волокнах, которые обуславливают скорость сокращения, величину силы, сопротивляемость утомлению. Обычно анализируют три типа ферментов: один тип показывает скорость сокращения (миозин АТФаза — показатель максимальной скорости сокращения), тогда как два других — метаболическую основу (аэробную или анаэробную) образования энергии мышечным волокном для осуществления сокращения. К ферментам аэробного метаболизма относят: *сукцинатдегидрогеназу*, *никотинамид-нуклеотид-дегидрогеназу*, тогда как к

ферментам анаэробного метаболизма – *фосфоорилазу* и *альфа-глицерофосфат дегидрогеназу*.

Основываясь на изложенном анализе ферментов мышечных волокон, их разделяют на три типа. Волокна типа I соответствуют *медленносокращающимся окислительным* (МО); волокна типа IIa – *быстрособсокращающимся окислительно-гликолитическим* (БОГ); волокна типа IIб – *быстрособсокращающимся гликолитическим* (БГ).



**Рис. 2.13.** Физиологические свойства двигательных единиц

Волокна типа I часто называют *красными*, а типа IIб – *белыми*. Красные волокна являются более тонкими, имеют больше миоглобина, богаты митохондриями и значительно обширнее снабжены капиллярами по сравнению с белыми. Поскольку все мышечные волокна принадлежат двигательной единице одного типа, они обладают одинаковыми свойствами и поэтому гомогенны. Например, ДЕ типа S содержит мышечные волокна только типа I (МО), которым присущи одни и те же физиологические и биохимические свойства. Это же относится и к другим типам ДЕ, и к их мышечным волокнам. Как следует из

### 3.5. Понятие о двигательном механизме

*Двигательный механизм* в биомеханике – это кинематические цепи двигательного аппарата, в которых выполняются различные заранее определенные движения. Кинематические цепи с множеством разнообразных возможностей движения становятся двигательным механизмом в результате сложной по структуре работы мышц.

Подробный анализ движений показывает, что биомеханическая схема двигательного механизма нуждается в уточнении.

Во-первых, движения человека могут начинаться не только за счет активной тяги мышц, а также под действием внешних сил при уступающей работе мышц-антагонистов (пассивные движения).

Во-вторых, в активных движениях при преодолевающей работе синергистов их антагонистические составляющие регулируют направление движения.

В-третьих, мышцы-антагонисты не выключаются полностью на всё время движения; они своей уступающей работой регулируют скорость движения. Вместе с тем, в группе антагонистов данного движения мышцы чаще всего имеют различное направление тяги, под углом. Поэтому они противодействуют не только синергистам данного движения, но и друг другу, этим также регулируя направление движения. Причем, чем больше мышц участвует в работе, тем сложнее согласованность их тяги.

Двигательный механизм обеспечивается не только силами мышц, выполняющих движущую, тормозящую и направляющую роль. Мышцы обуславливают перемещения частей тела, совершая динамическую (преодолевающую и уступающую) работу. Они осуществляют так называемые *рабочие* напряжения, участвуют в выполнении механической работы.

Во время движения одних частей тела многие другие остаются относительно неподвижными, создавая опору для движущихся частей тела. Нередки случаи, когда почти все части тела находятся в движении относительно друг друга. Но гораздо чаще наблюдаются случаи, когда многие мышцы своими *опорными* напряжениями закрепляют неподвижно одни части тела и этим обеспечивают возможность быстрых сильных точных движений других частей тела.

Опорные напряжения в физиологическом отношении менее благоприятны, чем рабочие. Длительные статические усилия вызывают более быстрое утомление двигательных нервных центров. Статические напряжения мышцы вследствие сдавливания кровеносных и лимфатических сосудов имеют худшие условия для крово- и лимфообращения. Однако из этого не следует, что статические

стоящей перед человеком. Вместе с этим в результате тренировки можно добиться необходимого расслабления антагонистов. Уменьшение напряжения антагонистов при баллистической работе мышц тренированного спортсмена меньше мешает выполнению движения.

Нетренированные люди заметно отличаются в движениях от тренированных тем, что антагонисты у них обычно включаются рано, придавая движениям скованный характер, делая движения прерывистыми, неплавными.

Когда на одну часть тела действуют силы нескольких мышц (синергистов и антагонистов), то силы тяги каждой мышцы создают соответствующий момент вращения. Все эти моменты вращения могут быть мысленно представлены как *главный момент группы мышц*.

С изменением момента сил отдельных мышц изменяется главный момент группы мышц. При движениях происходят изменения углов тяги мышц, а следовательно, и плеч силы тяги. С изменением длины мышцы изменяется и сила ее тяги. Может изменяться также и сопротивление, которое встречает мышца при своем напряжении, что также отражается на величине силы тяги мышцы.

Мышцы, прикрепляющиеся на различных расстояниях от оси сустава и под различными углами, при движении изменяют свои моменты неодинаково. По мере движения, в силу анатомической обусловленности (расположение мышц), включаются в работу и выключаются те или иные мышцы данной функциональной группы.

Таким образом, главный момент не является постоянной величиной. Более того, сохранить его постоянным очень трудно, и в большинстве случаев в этом даже нет необходимости. Гораздо важнее плавность в изменении величины главного момента, отсутствие значительных рывков, толчков, нарушающих размеренность и точность движений.

Главный момент всех групп мышц, действующих на часть тела, определяет, какое ускорение имеет эта часть тела под действием всех сил мышц.

рисунка 2.13, двигательная единица типа FF характеризуется наибольшей силой сокращения, наименьшей его продолжительностью и наибольшей восприимчивостью к утомлению.

Каждая мышца человека содержит совокупность всех трех типов волокон, однако их численность и площадь поперечного сечения колеблется в зависимости от ряда факторов: пола, возраста, мышечной тренировки, вида мышцы. Так, в таблице 2.3 представлены некоторые усредненные значения по группам мышц. Вообще мышечные волокна типа II характеризуются большей площадью поперечного сечения по сравнению с волокнами типа I; исключение составляют мышцы бегунов, а также средняя трапецевидная и латеральная широкая мышцы бедра женщин.

Таблица 2.3

**Количественное соотношение типов волокон и площадь поперечного сечения мышц мужчин (по разным данным)**

Объект исследования	Тип I		Тип II	
	Площадь поперечного сечения, мкм <sup>2</sup>	%	Площадь поперечного сечения, мкм <sup>2</sup>	%
Дельтовидная мышца	5710	50	6490	50
	5700	61	7010	49
	5800	49	5850	51
	5060	54	8910	46
Бегуны	2216	60	3338	40
	3463	66	4959	34
Трапецевидная (средняя) мышца	3853	67	4647	33
Латеральная широкая мышца бедра	4591	46	4814	54

## 2.7. Мышечная механика

Все свойства мышц в конечном итоге проявляются в механическом действии – в силе их тяги. Мышцы обладают такими механическими свойствами, как *упругость* и *вязкость*, которые изменяются вследствие возбудимости.

Если мышцу с какой-то силой растянуть, то она изменит свою длину, деформируется. По мере деформации в ней увеличиваются ее упругие силы, противодействующие деформации. Под действием силы растягивания устанавливается определенная длина мышцы; упругие силы становятся равными силе растягивания. Мышца, не встречающая сопротивление, не может быть

напряжена. В биомеханике термины «напряжение» и «расслабление» мышцы обозначают увеличение и уменьшение силы её тяги. А термины «сокращение» и «растяжение» обозначают укорочение и удлинение мышцы.

В механике растяжимость тела характеризуется модулем упругости (см. гл. 5).

Если у твердых тел модуль упругости более менее постоянен, то у мышцы может колебаться от 10 до 120  $\text{кг/см}^2$ . Величины модуля упругости мышцы очень малы, и при небольших нагрузках возможно большее ее растяжение. В качестве сравнения модули упругости у кожного ремня – 1500-2000, чугуна – 900 000 и меди – 1 100 000  $\text{кг/см}^2$ , соответственно.

Модуль упругости покоящейся мышцы при большом растяжении становится больше. Одна и та же нагрузка ( $F = F_2 - F_1$ ) вызывает меньшее растяжение у растянутой мышцы, чем у нерастянутой.

На скорость растяжения мышцы оказывает влияние её вязкость (проявление внутреннего трения мышцы). Если растяжение или укорочение мышцы делать быстрее, то действие ее вязкости более выражено.

Возбужденная мышца значительно изменяет свои упругие свойства. Если покоящуюся мышцу (закрепив ее концы) возбудить, то напряжение в ней увеличится; оно возрастет от минимума до некоторой величины. При таком увеличении напряжения мышцы длина ее останется постоянной – *изометрический режим работы мышцы* (встречается при статических упражнениях).

Если возбудить покоящуюся мышцу, не закрепляя ее конца, то при том же напряжении ( $F$ ) мышца сократится, ее длина станет меньше – это *изотонический режим* (таких случаев работы в активных движениях человека подавляющее большинство).

Таким образом, напряжение мышцы зависит от ее длины, от того, насколько она растянута в данный момент.

Для мышц характерно также такое свойство, как *релаксация* – снижение силы упругой деформации с течением времени. Например, при отталкивании в прыжках с места, сразу после быстрого приседания прыжок будет выше, чем при отталкивании после паузы в низшей точке подседа; после паузы упругие силы, возникающие при быстром приседании, вследствие релаксации не используются. Этот момент чрезвычайно важно учитывать при формировании техники движения упражнений скоростно-силового характера.

учитывать изменений, связанных с изменением угла тяги мышцы при постоянном моменте силы.

Когда сопротивление по мере движения *возрастает*, например, при преодолении упругих сил (резины, пружины), необходимость в напряжении антагонистов еще меньшая. Такие движения выполняются с замедлением, а антагонисты, так же как и в первом случае, могут оставаться расслабленными. Агонисты на протяжении движения непрерывно увеличивают свое напряжение до максимума.

Иное дело, если по мере движения сопротивление *уменьшается*. Это бывает в тех случаях, когда сопротивление представлено силами инерции. Ускорения по мере нарастания скорости уменьшаются, значит, уменьшаются и силы инерции. Следовательно, движения такого рода происходят с нарастанием скорости. Они вызывают быстрое растягивание антагонистов, которые значительно увеличивают свое напряжение и этим тормозят движение. В свою очередь, агонисты напрягаются больше всего в начале движения. Далее, когда достигнута известная скорость, движение продолжается по инерции, а агонисты перестают напрягаться и при сближении своих концов расслабляются.

Такая работа агонистов названа *баллистической* в связи с тем, что мышцы мощным напряжением придают необходимую скорость, а далее движение происходит по инерции, как полет снаряда при выстреле.

Рассмотренные три случая сопротивления встречаются в чистом виде редко. Чаще всего движения, особенно в спорте, приближаются к третьему случаю.

Следует заметить, что при качательных движениях с плавным переходом прямого движения в возвратное наблюдаются три типа взаимодействия.

В относительно медленных движениях агонист возбуждается после изменения направления движения; возвратное движение начинается за счет эластических сил против действия антагониста. В более быстром темпе агонист возбуждается в момент изменения направления движения, но возбуждение прекращается до конца движения; последняя часть движения происходит по инерции; движение затормаживается за счет эластических сил. В еще более быстром темпе антагонисты возбуждаются до начала изменения направления движения. Они активно помогают эластическим силам затормозить движение и, став агонистами, начать возвратное движение, которое продолжается по инерции. Деятельность антагонистических групп мышц при высокой частоте движений мешает друг другу и может привести к судороге.

В произвольных движениях корковые двигательные импульсы могут вызвать вмешательство антагонистов в любой момент движения в зависимости от задачи,

При движении по переходящим осям мышцы, расположенные вокруг многоосных суставов, могут быть то антагонистами, то синергистами для своих соседей. Например, локтевые сгибатель и разгибатель запястья при сгибании и разгибании лучезапястного сустава служат друг другу антагонистами, но в приведении кисти в лучезапястном суставе они настоящие синергисты. Так, большая грудная и широчайшая мышцы спины действуют то как синергисты, то как антагонисты в зависимости от исходного положения плеча.

Синергизм и антагонизм могут проявляться не только между отдельными мышцами и группами мышц, но и между отдельными частями одних и тех же мышц. Это относится больше всего к мышцам, преимущественно веерообразного строения, состоящим из нескольких частей. Например, ключичная и брюшная части большой грудной мышцы во время приведения плеча действуют как синергисты. Зато при попеременном сгибании и разгибании в плечевом суставе в положении плеча вперед-вниз они на определенном участке размаха движений служат антагонистами друг другу.

Антагонизм мышц нельзя рассматривать только с механической точки зрения – как «тормозящее» сопротивление работы одной группы мышц работе другой группы. Например, антагонизм мышечных групп имеет очень важное приспособительное значение для двигательного аппарата при обеспечении тонкого и точного двигательного действия.

Если учесть, что мышца, напрягаясь, может тянуть только в свою сторону, то легко понять, что такой механизм нуждается в тормозящем регулировании. При каждом движении мышцы-антагонисты растягиваются, и в них возникают упругие силы сопротивления. Это сопротивление, например, при быстрых движениях с полным размахом не позволяет совершить движение с наибольшей скоростью, до его предела. Сильно и быстро растягиваемые антагонисты затормаживают движение до того, как силы инерции, возникающие при остановке, вызовут повреждение костных, хрящевых или соединительно-тканых ограничителей движения.

В зависимости от характера сопротивления, преодолеваемого при движениях, возможны различные случаи взаимодействия агонистов и антагонистов.

Когда сопротивление *постоянное*, например, при преодолении силы трения, сопротивления антагонистов для регулирования движения не требуется. Движения такого рода обычно происходят не быстро, поэтому растягиваемые антагонисты в известных пределах размаха движений могут оставаться расслабленными. Напряжение агонистов на протяжении движения остается постоянным, если не

## 2.8. Мышечная сила

Роль мышц заключается в создании силы, которая передается через связки, кости и вызывает поворот сегмента тела. Однако вообще понятие силы (т. е. действия, изменяющего состояние или движение объекта) может быть распространено на мышцу с учетом её способности создавать только растягивающее усилие. При этом комбинация растягивающих усилий, создаваемых мышцей, может передаваться вдоль сегмента и вызывать в результате сжимающее усилие.

Вследствие способности мышцы создавать однонаправленное усилие, движение относительно сустава контролируется двумя различными группами мышц со взаимнопротивоположным направлением действия. Например, при отсутствии других сил движение сгибания-разгибания локтя контролируется двумя мышечными группами: вызывающей разгибание локтя и управляющей сгибанием. Однако, когда на систему действуют другие силы, такие, как сила тяжести, сгибатели локтя могут управлять разгибанием, а разгибатели – сгибанием. Таким образом, функция мышцы существенно зависит от условий, в которых она работает. Тем не менее, управление движением человека требует как минимум одной пары противоположно действующих мышц для управления каждым анатомически возможным движением (т. е. сгибание-разгибание, отведение-приведение).

Поскольку сила – это вектор, мышечное усилие схематически может быть представлено в виде стрелки, имеющей величину и направление. В этом контексте имеются четыре общепринятых допущения, которые относятся к анализу движения человека.

Во-первых, большинство мышц скелета создают усилия поперек суставов и могут вызывать поворот сегментов тела, что позволяет рассматривать многие функции тела человека с позиций теории неодоушевленных машин.

Во-вторых, тело человека можно рассматривать как последовательность жестких сегментов тела; деформации мягких тканей и движение жидкостей внутри тела имеют пренебрежимо малое влияние на движение.

В-третьих, направление вектора мышечной силы является прямой линией между проксимальным и дистальным прикреплениями, причем сила считается приложенной в точках прикрепления. Фактически мышца прикрепляется не в точке, прикрепление распределено по площадке конечных размеров. Однако если размеры площади пренебрежимо малы по сравнению с другими размерами системы, то усилие можно рассматривать приложенным в точке. Если площадь



прикрепления мышцы значительна (например, у трапецевидной, большой грудной мышцы), то мышечное усилие может быть представлено несколькими линиями действия.

Четвертое допущение состоит в том, что движение в гравитационном поле вызывается несбалансированностью приложенных к системе сил (закон инерции). Механический анализ действия нескольких мышц, пересекающих сустав, в большинстве случаев позволяет нам определять скорее результирующее мышечное усилие, чем силу, оказываемую отдельными мышцами.

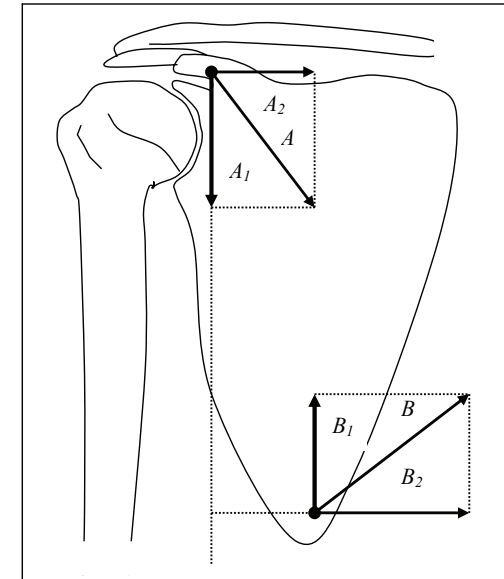
**Величина мышечной силы.** И величина, и направление вектора мышечной силы трудно поддаются измерению. Чтобы измерить мышечную силу, мы должны измерить силу, переданную сухожилием. В экспериментах на изолированной мышце это измерение включает в себя присоединение сухожилия к преобразователю усилия. В экспериментах на человеке, когда сухожилие не отделено от кости, мышечное усилие может быть измерено путем помещения тензомера на сухожилие. Так, Р. V. Комі и др. использовали тензомер для измерения усилия в ахилловом сухожилии во время езды на велосипеде. Максимальные усилия порядка  $700\text{ Н}$  они получили в правом ахилловом сухожилии во время педалирования со скоростью  $90\text{ } \text{íá} \cdot \text{ìèì}^{-1}$ ; образуемая при этом мощность составляла  $265\text{ Вт}$ .

Большинство людей, однако, не изъявляет желания добровольно участвовать в такой процедуре, поэтому для оценки мышечной силы приходится использовать косвенные измерения. Одним из широко распространенных подходов для оценки мышечной силы является измерение площади поперечного сечения мышцы в плоскости, перпендикулярной направлению мышечных волокон. Измерения могут быть выполнены на трупах или с помощью различных процедур получения изображения (ультразвук, компьютерная томография, магнитный резонанс).

Способность мышцы генерировать силу связана с площадью поперечного сечения мышцы константой порядка  $30\text{ Н} \cdot \text{см}^{-2}$ . Эта константа называется удельным натяжением, её численное значение установлено и составляет при тщательных измерениях от 16 до  $40\text{ Н} \cdot \text{см}^{-2}$ . *Удельное натяжение*, таким образом, характеризует способность мышцы генерировать усилие и не зависит от её размера. Соотношение для оценки мышечного усилия ( $F_m$ ) определяется формулой:  $F_m = \text{удельное натяжение} \cdot \text{площадь поперечного сечения}$ .

Так, бицепс (сгибатель предплечья) с площадью поперечного сечения  $5,8\text{ см}^2$  может создать максимальное усилие  $174\text{ Н}$ . Максимальное усилие, которое может быть создано мышцами-сгибателями локтя, действующими совместно,

Однако некоторые синергисты не имеют антагонистических составляющих, не противодействуют друг другу. Например (рис. 3.8), при совместном действии на лопатку малой грудной ( $A$ ) и большой ромбовидной ( $B$ ) мышц их горизонтальные составляющие ( $A_2$  и  $B_2$ ) приближают лопатку к позвоночному столбу, а вертикальные составляющие ( $A_1$  и  $B_1$ ), направленные в противоположные стороны, образуют пару сил, вращающую лопатку нижним углом внутрь (к позвоночнику).



**Рис. 3.8.** Разложение тяги сил малой грудной ( $A$ ) и большой ромбовидной ( $B$ ) мышц

Такие движения бывают при быстром опускании поднятой руки, например, при нападающем ударе в волейболе. Здесь мышцы всей своей силой полностью помогают одна другой.

*Антагонисты* характеризуются тем, что обе мышцы или обе антагонистические группы мышц имеют полностью противоположное действие. Они расположены так, что если один антагонист сокращается, то другой растягивается. Это отчетливо видно в одноосных суставах, когда обе антагонистические группы мышц расположены по обе стороны от оси сустава.

С изменением исходного положения многие мышцы изменяют свою функцию, поэтому функциональные отношения групп мышц не всегда постоянны.



противоположном обычной их функции. Так, в ряде случаев отталкивания нижними конечностями двусуставные разгибатели тазобедренных суставов могут проявлять свое действие не как сгибатели, а как разгибатели ноги в коленном суставе. Эти мышцы вызывают разгибание бедер в тазобедренных суставах; при этом стопы фиксированы весом тела на опоре и не могут отодвинуться назад. Поэтому нижние концы бедер при разгибании тазобедренных суставов, отодвигаясь назад, разгибают коленные суставы. Такая работа двусуставных сгибателей коленного сустава способствует его разгибанию, помогая четырехглавой мышце бедра. Предполагают, что такое действие мышц ног может быть и в открытой кинематической цепи, например, при поднимании штанги, отталкивании при прыжке в длину, беге и других случаях.

### 3.4. Групповое действие мышц

В естественных условиях деятельности человека мышцы работают не в одиночку, а группами. По характеру взаимодействия мышцы различают на группы: агонисты, синергисты, антагонисты.

*Агонисты*, сокращаясь, все вместе или каждая в отдельности вызывают одно и то же движение, т. е. это мышцы одинакового действия. Равнодействующая тяги группы агонистов равна сумме сил тяги всех этих мышц. Примером могут служить обе крестцовоостистые мышцы, обе прямые мышцы живота. Групп мышц-агонистов очень мало в двигательном аппарате человека.

*Синергисты* обладают различными функциями, и только согласование их тяги вызывает определенное движение; это мышцы совместного действия. Они действуют обычно под углом друг к другу; равнодействующая их тяги зависит от направления и величины силы тяги синергистов. Она определяется сложением этих сил по правилу параллелограмма. В таких случаях мышцы (например, передняя и задняя части дельтовидной мышцы; большая грудная и широчайшая спины; сгибатели и разгибатели позвоночного столба одной стороны; сгибатели и разгибатели запястья; мышца, натягивающая широкую фасцию бедра; большая ягодичная) прикрепляются к кости так, что тянут её под углом друг к другу.

В большей части случаев совместного действия синергистов легко обнаружить, что синергисты отчасти помогают друг другу, а отчасти противодействуют. Так, например, сгибатель и разгибатель бедра: их одинаково направленные составляющие совместно отводят бедро, а составляющие, направленные противоположно, взаимно противодействуют, как антагонисты.

будет составлять 456 Н. По некоторым данным, при поперечном сечении 34,7 см<sup>2</sup> сгибателей локтя их максимальное усилие может равняться 1297 Н.

Чем объясняется разброс константы удельного натяжения, которая изменяется в диапазоне от 16 до 40 Н·см<sup>-2</sup>? Факторами, влияющими на удельное натяжение, могут быть тип волокна, пол и строение мышцы. Некоторые данные позволяют предположить, что способность мышцы генерировать усилие зависит от количества быстро сокращающихся волокон, но было обнаружено, что удельное натяжение быстросокращающихся волокон (25,4 Н·см<sup>-2</sup>) ненамного отличается от соответствующего показателя медленносокращающихся волокон (23,8 Н·см<sup>-2</sup>). Данные о величинах удельного натяжения для различных мышц и разных типов волокон основываются главным образом на косвенных оценках при исследованиях на моторных блоках.

Одним из важных различий между измерениями на мышечном волокне и моторных блоках является то, что усилие, создаваемое изолированным мышечным волокном, может быть измерено непосредственно, тогда как усилие, создаваемое моторным блоком, измеряется на сухожилии, на которое влияют все виды соединительной ткани между стыком и сухожилием.

Таким образом, удельное натяжение постоянно для различных типов мышечных волокон, но передача усилия от мест стыка к сухожилию различна для разных типов моторных блоков.

*Антигравитационные мышцы* – те, которые участвуют в поддержании вертикального положения (например, выпрямители колена) – примерно в два раза сильнее противодействующих им мышц, но это скорее всего вызвано различиями в размерах, чем в удельном натяжении. Подобным образом тот факт, что мужчины обычно сильнее женщин (если сила определяется как способность генерировать усилие при изометрическом сокращении), обусловлен различиями в мышечной массе. Причина этих различий гормональная: тестостерон (мужской гормон) эффективнее, чем эстроген (женский гормон), стимулирует синтез протеина, что ведет к росту мышц.

Некоторые наблюдения показывают, что величина мышечной силы не зависит от типа мышечных волокон или пола, а изменяется прямо пропорционально площади поперечного сечения при относительно постоянном удельном натяжении. Фактором, который может повлиять на это соотношение, является строение мышцы.

Если мы рассмотрим мышцу как простую структуру, в которой волокна расположены параллельно друг другу и продолжаются от одного конца мышцы к

другому (например, бицепс), то абсолютные усилия в каждой точке вдоль длины мышцы в основном идентичны. Соответственно усилие, создаваемое на одном конце мышцы, такое же, как посередине мышцы и на другом её конце. Поскольку мышцы имеют скорее веретенообразную, чем цилиндрическую форму, поперечное сечение изменяется вдоль длины мышцы. Если мышечное усилие постоянно вдоль всей ее длины, а площадь поперечного сечения изменяется, то удельное натяжение также должно изменяться; это означает, что удельное натяжение должно изменяться обратно пропорционально площади поперечного сечения. Хотя еще во многом остается неясным, как передается усилие из мест присоединения на сухожилия, все же можно предположить, что архитектура мышцы влияет на мышечную силу.

Кроме площади поперечного сечения для оценки величины мышечной силы могут быть использованы электромиограмма (ЭМГ) и внутримышечное давление. ЭМГ позволяет измерять в мышцах электрическую активность, которая является прямой реакцией на активирующие сигналы нервной системы. При изометрических условиях величина ЭМГ в большой мере коррелирует с мышечной силой. Хотя это соотношение менее выражено для неизометрических условий, существуют алгоритмы, с помощью которых можно определить величину мышечной силы на основе ЭМГ.

Измерение внутримышечного давления с помощью катетера дает более достоверные значения мышечной силы, чем ЭМГ. Недостатком измерения внутримышечного давления является то, что это требует введения преобразователя давления в мышцу. Как и ЭМГ, внутримышечное давление возрастает линейно вместе с вращающим моментом мышцы, но наклон соответствующих графиков различен для разных мышц.

**Направление мышечной силы.** Если включить мышечную силу в диаграмму свободного тела, то вначале нужно определить, какая группа мышц (например, сгибатели или разгибатели) создает усилие, а затем начертить вектор силы в направлении, противоположном силе реакции сустава. Рассмотрим диаграмму свободного тела, которая показывает усилие ахиллового сухожилия во время езды на велосипеде (Gregor et al., 1987).

Система (рис. 2.14) состоит из ноги (от голеностопного сустава до пальцев стопы) и взаимодействует с окружающей средой с помощью следующих сил:  $F_g$  – сила реакции земли – фактическая сила;  $P$  – вес (масса тала);  $F_j$  – сила реакции сустава;  $F_m$  – мышечная сила. Обратите внимание, что  $F_m$  направлена против силы реакции голеностопного сустава, примерно так же, как и ахиллово сухожилие.

двусуставных разгибателей (2) (полусухожильной, полуперепончатой и двуглавой мышцы бедра). Возникающие в них напряжения сгибают ногу в коленном суставе. Расслабившаяся в коленном суставе икроножная мышца позволяет передней большеберцовой мышце (3) за счет ее тонуса разогнуть голеностопный сустав, поднять носок вверх.

Так, в результате активной работы сгибателей тазобедренного сустава происходят сопутствующие движения в коленном и голеностопном суставах. В сопутствующих движениях длина многосуставных мышц, вызывающих эти движения, изменяется очень мало. Движения происходят при относительно небольшом напряжении мышц, плавно и согласованно. Это явление получило название *мышечная координация*.

Многосуставные мышцы как в открытых, так и в замкнутых кинематических цепях могут проявлять так называемую пассивную и активную недостаточность.

*Пассивная недостаточность* появляется в тех случаях, когда в суставах, через которые переходит многосуставная мышца, происходят движения, растягивающие мышцу: мышца оказывается слишком короткой, поэтому ограничивает размах движений во всех суставах.

Пассивная недостаточность многосуставных мышц хорошо заметна при медленном сгибании в тазобедренном суставе выпрямленной ноги. Двусуставные разгибатели тазобедренного сустава недостаточно длинны для того, чтобы, будучи растянутыми в коленном суставе, допустить полное сгибание в тазобедренном суставе. Если же при этом согнуть ногу в коленном суставе, расслабив двусуставные мышцы, то в тазобедренном суставе происходит полное сгибание до прикосновения бедра к груди.

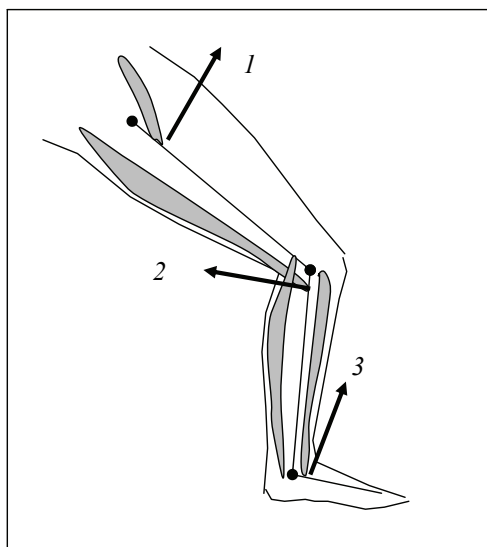
Примером использования пассивной недостаточности мышц может служить боевой прием разоружения, когда полное насильственное сгибание кисти заставляет разогнуть пальцы и выпустить оружие; пальцы в этом случае – разгибаются вследствие пассивной недостаточности разгибателей пальцев.

*Активная недостаточность* проявляется в тех случаях, когда один из суставов полностью согнут в сторону тяги многосуставной мышцы, которая оказывается все еще слишком длинной, чтобы согнуть и второй сустав. Это явление может сочетаться с пассивной недостаточностью мышц-антагонистов, как в примере с приемом разоружения. Когда полностью согнута кисть, сокращенные глубокий и поверхностный сгибатели пальцев оказываются еще слишком длинными, чтобы согнуть полностью и пальцы.

Некоторые многосуставные мышцы в особых условиях проявляют так называемое *парадоксальное* действие, вызывая движение в направлении,

растяжением мышц-антагонистов. Если эти антагонисты переходят через соседние суставы, то, изменяя свое напряжение при растяжении, они могут вызвать движение в этих соседних суставах. Примером может служить сгибание плечевой мышцей в локтевом суставе. В этом случае растягиваемая длинная головка трехглавой мышцы плеча напрягается и помогает разгибанию в плечевом суставе под действием возникающего момента сила тяжести (рис. 3.6).

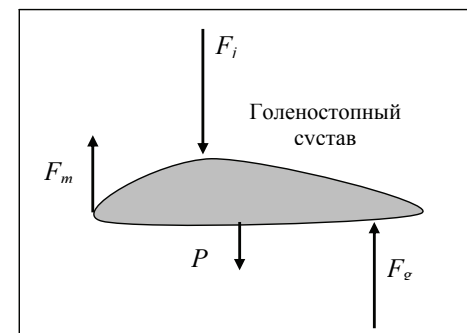
В замкнутых кинематических цепях бывают иногда очень своеобразные случаи передаточного действия мышц. Например, при положении в упоре на параллельных брусьях можно совершить пронацию в плечевых суставах, которая сопровождается супинацией в лучелоктевых суставах. В этот момент происходит поворот поперечной оси локтевого сустава в передне-заднем направлении. Если в этом положении начнется сгибание в локтевых суставах, то оно будет сопровождаться отведением плеч в плечевых суставах. А это позволит напряжением приводящих мышц плечевых суставов удерживать локтевые суставы от сгибания под влиянием веса тела гимнаста.



**Рис. 3.7.** Сопутствующие движения при сгибании бедра

Многосуставные мышцы в открытых кинематических цепях, действуя совместно, могут проявить передаточное действие в виде так называемых *сопутствующих движений*. Например (рис. 3.7), сгибание в тазобедренном суставе при помощи сгибателей бедра (1) влечет за собой растягивание антагонистов –

Хотя, как правило, угол натяжения мышц обычно невелик, он изменяется и в ходе ряда движений может достигать значительных величин.



**Рис. 2.14.** Распределение сил, приложенных к стопе во время езды на велосипеде

## Глава 3. КИНЕМАТИЧЕСКИЕ ВЗАИМОДЕЙСТВИЯ В ДВИГАТЕЛЬНОЙ СИСТЕМЕ

### 3.1. Кинематические системы

Большинство костей в скелете человека соединяются через суставы. Две кости, соединенные суставом, образуют *кинематическую пару*. Таким образом создается возможность их движения относительно друг друга. В механике известно множество кинематических пар. В скелете человека больше всего вращательных пар, винтовые пары имеются только в голеностопных суставах, поступательных пар вовсе нет.

Несколько кинематических пар, соединенных последовательно, образуют сложную *кинематическую цепь*. Например, рука содержит множество кинематических пар, образованных суставами.

Кинематическая цепь может быть открытой и закрытой (замкнутой). Понимание того, с какой кинематической цепью мы имеем дело, очень важно при изучении движения.

В *открытых* кинематических цепях последнее (концевое) звено цепи свободно, оно соединено только с одним соседним звеном. В каждом сочленении открытой цепи, когда любое из них закреплено, возможны движения, независимые от других сочленений. Так, например, рука может свободно двигаться в пространстве в плечевом, локтевом и других суставах, а также во всех вместе.

Кинематическая цепь называется *замкнутой*, если она замыкается «сама на себя» и у нее нет свободного последнего звена. В замкнутых кинематических цепях движения одних звеньев, как правило, вызывают движения некоторого количества других звеньев. Так, например, при сгибании колена левой ноги в выпаде изменяются углы обоих тазобедренных, коленных и голеностопных суставов.

Открытая цепь, расчлененная в любом месте, распадается на две части, а замкнутая цепь при расчленении в одном месте превращается в открытую цепь.

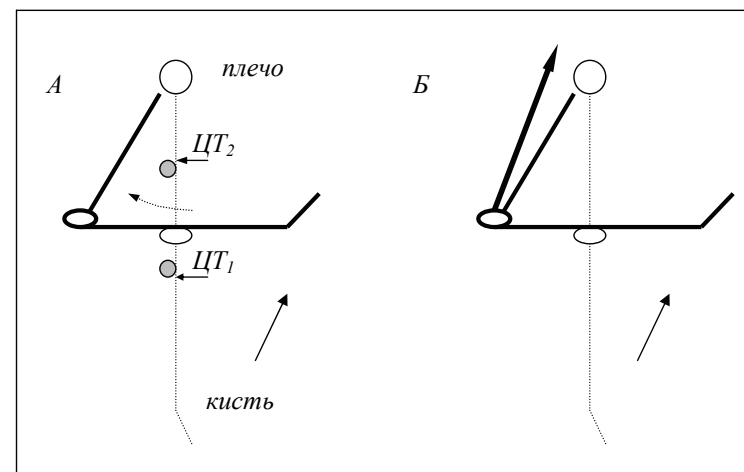
В человеческом теле свободные конечности, если они не имеют периферической опоры, – это пример открытых цепей. Соединения ребер с позвоночником и грудиной – это типичная замкнутая кинематическая цепь. Однако открытые цепи могут превращаться в замкнутые, если, например, две конечности получают связь через общую опору.

**Степени свободы кинематических цепей.** Каждая кинематическая пара имеет одну или несколько возможностей движения. Если часть тела в суставе

### 3.3. Действие мышц в кинематической цепи

Как было сказано выше, в естественных условиях деятельности человека мышцы проявляют свою силу не в одиночных парах, а в кинематических цепях. Действие мышцы в кинематической цепи может вызвать новые силы. Вновь появившиеся силы обуславливают такие движения, которые на первый взгляд не имеют никакой связи с действием данной мышцы. К таким силам относятся прежде всего *сила тяжести* и *напряжение мышцы-антагониста*.

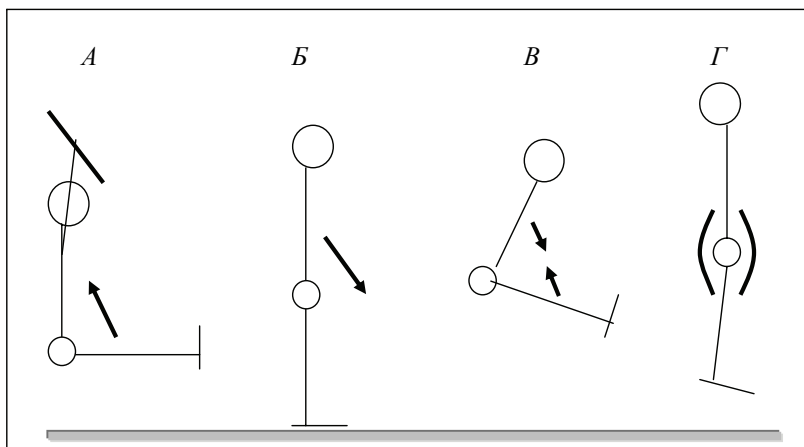
Односуставная мышца за счет этих сил может проявить *передаточное действие*, косвенно вызвать движение в отдаленном суставе. Так, например, плечевая мышца (двуглавая плеча), сгибая предплечье в локтевом суставе, перемещает центр тяжести всей руки вперед; возникающий момент силы тяжести всей руки заставляет её качнуться одновременно назад, совершить разгибание в плечевом суставе. Происходит компенсаторное движение, в результате которого сохраняется равновесие всей руки, свободно подвешенной в плечевом суставе (рис. 3.6).



**Рис. 3.6.** Движение в отдаленном суставе под действием силы тяжести (А) и мышцы антагониста (Б)

Такие *компенсаторные движения*, сохраняющие равновесие за счет действия силы тяжести частей тела, могут происходить в различных суставах цепи; действие мышцы здесь передается на расстояние по цепи.

Движения в отдаленных суставах могут возникать и в результате изменения напряжения мышц-антагонистов. Сокращение каждой мышцы сопровождается



**Рис. 3.5.** Зависимость движений (верхней и нижней половины тела под влиянием преодолевающей работы сгибателей и разгибателей тазобедренных суставов) от опоры мышц и фиксации суставов:  
 А – при верхней опоре; Б – при нижней опоре; В – в полете;  
 Г – при фиксации сустава

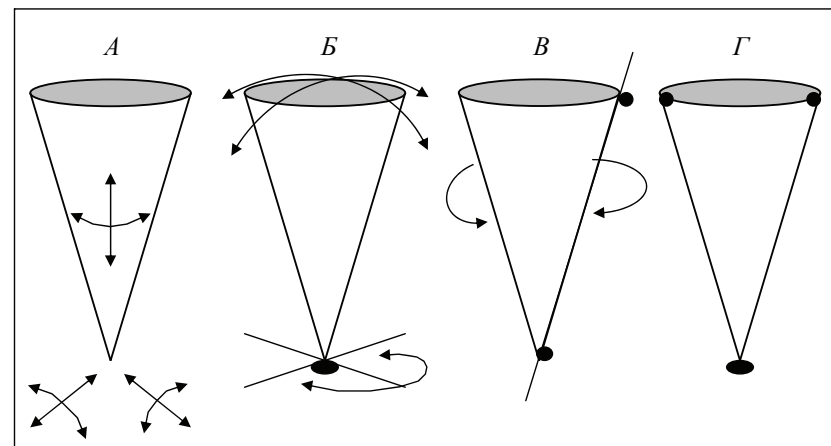
Учитывая возможность создания опоры путем закрепления как одного, так и другого конца мышцы, с функциональной точки зрения следует говорить о подвижном и неподвижном концах мышцы. В большинстве случаев, при движении подвижны оба конца мышцы.

Двусуставная мышца – переходящая через два сустава – имеет при одном и том же напряжении (но при различных комбинациях) намного больше возможных вариантов движений, чем односуставная мышца.

Сила тяги мышцы проявляется в тесной зависимости от других сил, приложенных к тому же звену как рычагу. Так, в случаях, когда момент силы мышцы больше, чем момент сил, сопротивляющихся ее тяге, мышца совершает *преодолевающую работу*; звено движется в сторону тяги мышцы, и последняя сокращается. Если же момент силы сопротивления больше момента силы мышцы, то звено движется в противоположную сторону; мышца, растягиваясь, совершает *уступающую работу*. Оба эти вида работы мышцы называются *динамическими*. Когда момент силы мышцы и сопротивления равны друг другу, они взаимно уравниваются, звено остается неподвижным. Мышца в этом случае совершает *удерживающую работу* (*статическую*).

может двигаться только по одному пути, то у нее одна степень свободы движения (например, одноосные суставы – межфаланговые).

Совершенно *свободное тело*, которое может перемещаться куда угодно, имеет *шесть степеней свободы*. Оно может вращаться вокруг трех основных взаимно перпендикулярных осей, а также двигаться без всяких ограничений вдоль каждой из этих осей (рис. 3.1, А).



**Рис. 3.1.** Подвижность тела в зависимости от связей:  
 А – свободное тело; Б – закреплена одна точка; В – закреплены две точки;  
 Г – закреплены три точки

Если закрепить свободное тело в одной точке (рис. 3.1, Б), то у него остается только три степени свободы: оно может вращаться вокруг этой точки в трех основных направлениях (плоскостях), но не может отдаляться от точки закрепления. Закрепляя еще одну точку (рис. 3.1, В), мы имеем некоторую ось, только вокруг которой тело и может вращаться. В этом случае сохраняется лишь одна степень свободы движения. Если же закрепить тело в трех точках (рис. 3.1, Г), не лежащих на одной прямой с остальными двумя точками, то оно потеряет последнюю степень свободы, будет закреплено неподвижно.

Возможности движения отдельных точек тела при закреплении тела несколько иные. При одной закрепленной точке тела любая другая точка этого тела имеет только две степени свободы, т. е. может двигаться только в двух направлениях по шаровой поверхности. При двух закрепленных точках тела у любой его точки имеется лишь одна степень свободы, т. е. возможна лишь одна

траектория движения. Разумеется, что при фиксации трех точек тела нет ни одной степени свободы. У совершенно свободного тела любая точка имеет всего три степени свободы, т. е. может двигаться в любом из трех направлений трехмерного пространства.

В теле человека закрепление части тела в одной точке имеет место в шаровидных суставах. Например, плечо в плечевом суставе не может оторваться от лопатки, но может вращаться вокруг трех основных осей, т. е. имеет три степени свободы движения.

Закрепление части тела в двух точках (на одной оси) имеет место в одноосных суставах (локтевая кость в плечелоктевом сочленении имеет только одну степень свободы).

В *открытых кинематических цепях* степени свободы суммируются. Так, у бедра относительно таза три степени свободы; у голени относительно бедра – две степени. Значит у голени относительно таза уже пять степеней свободы. У конечных звеньев открытой цепи наибольшее число степеней свободы. Например, кисть имеет относительно лопатки семь степеней свободы (плечевой сустав – 3, плюс локтевой – 2, плюс лучезапястный – 2).

Закрепление одного звена в открытых кинематических цепях не уменьшает количество степеней свободы в каждом из остальных сочленений. Однако пределы перемещения каждого звена в пространстве этим закреплением уменьшаются.

В *замкнутых кинематических цепях* не может быть изолированного движения в одном единственном сочленении. Движение в одном сочленении вызывает движение некоторого количества других звеньев.

Если в одном месте соединяется не два, а три и более звеньев (сложные суставы), то образуется *кинематическая система*. Условия подвижности в ней более сложные, чем в цепи.

**Кости как рычаги.** Кости, соединенные подвижно в суставах, с точки зрения механики – рычаги. Сустав представляет собой точку опоры рычага. На рычаг действует две группы сил, которые стремятся повернуть его в противоположном направлении. Каждую из этих групп сил можно свести к одной равнодействующей: например, одна из них представляет силу тяги мышц, а другая – силу сопротивления ей, вроде силы тяжести.

Если действие силы мышц и силы сопротивления равны друг другу, то часть тела, как рычаг, останется в равновесии. Такое равновесие частей тела, как системы рычагов, бывает при неподвижных положениях тела. Следовательно, для равновесия кости как рычага необходимо, чтобы момент силы мышцы был равен моменту силы сопротивления.

всего они действуют под углом близким к  $90^\circ$  по отношению к рычагу, т. е. создаются благоприятные условия за счет большого рычага и оптимального угла приложения силы. У мышц-разгибателей позвоночного столба плечо рычага незначительное, они больше проигрывают в силе.

Каждая мышца, осуществляя тягу, создает момент силы, который может вызывать вращательное движение или изменить скорость этого движения.

Момент силы мышцы даже при наибольшем ее напряжении далеко не всегда бывает максимальным, потому что угол тяги мышцы редко равен прямому. При каждом отклонении угла тяги от прямого часть силы тяги в соответствии с правилом разложения сил, действует вдоль рычага. Поэтому и момент силы при тяге под углом, отличающимся от прямого, меньше возможного максимального.

Всякий вектор силы тяги, не перпендикулярный к звену, может быть разложен на тангенциальную (к направлению движения) составляющую, перпендикулярную к рычагу, и нормальную составляющую, действующую вдоль рычага. Из рисунка 3.4 (*Б, В*) видно, что нормальная составляющая при угле тяги мышцы меньше  $90^\circ$  прижимает кости в суставе, а при угле больше  $90^\circ$  – оттягивает кости друг от друга, увеличивая в обоих случаях давление костей друг на друга.

В ряде случаев одна и та же мышца с изменением исходного положения может изменить свою функцию. Это обуславливается изменением линии тяги относительно оси сустава. Например, в положении стоя линия тяги длинной приводящей мышцы проходит впереди оси тазобедренного сустава, а большой приводящей – сзади; первая действует как сгибатель бедра, а вторая – как разгибатель. Если бедро полностью разогнуть, то линии тяги обеих мышц пройдут впереди сустава и обе мышцы будут действовать как сгибатели. Из положения сгибания бедра обе эти мышцы действуют как разгибатели, так как линии тяги проходят сзади сустава.

На проявление силы мышц влияет также опора, которую получает тот или иной конец мышцы. Если мышца, соединяющая два звена, имеет верхнюю опору, то к нему приближается нижнее (рис. 3.5, *А*). Если мышца имеет нижнюю опору, то, сокращаясь, она притягивает к нижнему звену верхнее (рис. 3.5, *Б*). Когда оба звена находятся вне опоры, тогда при сокращении мышцы они движутся навстречу друг другу – *встречные движения* (рис. 3.5, *В*). Если в каком-либо суставе напряжены мышцы-антагонисты, препятствующие движению, то оба звена остаются неподвижными (рис. 3.5, *Г*).

при напряжении не может сблизить своих концов, а действует боковым давлением (например, при вдохе, при натуживании).

Поскольку в мышце почти всегда одновременно напрягается ряд мышечных волокон, возникает некоторая сумма этих сил, или *равнодействующая сила тяги мышцы*. Каждая мышца имеет свою форму, размеры, количество мышечных волокон, свой состав медленных и быстрых волокон, свое место и особенность крепления, последовательность вовлечения в сокращение мышечных волокон или двигательных единиц, их синхронизацию и др., что в целом определяет ее равнодействующую силу.

В зависимости от поперечника, массы, длины и особенностей крепления, мышцы могут различаться по функции: а) определяющие *тонкую* и *точную* структуру движения; б) *силовые* действия. Длинные параллельно-волокнистые мышцы обладают значительным размахом укорочения, но относительно малосильны. Именно эти мышцы обеспечивают тонкое управление движением. Они наиболее выгодны в отношении проявления силы тяги всей мышцы в одном направлении. Мышцы с большой площадью прикрепления к костям имеют больший физиологический поперечник, чем параллельно-волокнистые, и величина их укорочения значительно меньше, но сокращаются они быстрее. Такие мышцы часто встречаются на нижних конечностях, где обеспечивают большую силу и скорость сокращения.

Равнодействующая сила мышцы оказывает одинаковую тягу на оба конца прикрепления мышцы. Направление равнодействующей, или *линия тяги* мышцы, соединяет центры поверхностей прикрепления концов мышцы. Причем, если волокна распределены неравномерно, то точка приложения равнодействующей смещена в сторону прикрепления более сильной части мышцы.

В проявлении мышечной силы существенную роль играют механические условия её действия. К ним относятся: расстояние от точки приложения силы до оси вращения (плечо рычага); угол, под которым сила тяги мышцы приложена к кости. Оба эти условия соединяются в понятие о плече силы.

Чем больше плечо рычага, тем больше, при прочих равных условиях, плечо силы. Чем больше приближается угол тяги к  $90^\circ$ , тем ближе к максимуму плечо силы. В теле человека оба эти обстоятельства часто изменяются в различных направлениях – если плечо рычага больше, то плечо силы невелико. Например (рис. 3.4), двуглавая мышца плеча, действующая на предплечье относительно локтевого сустава, имеет малое плечо рычага (прикрепляется близко к оси сустава), зато может действовать под углом от  $10$  до  $160^\circ$ . Прямые и косые мышцы живота имеют большое плечо рычага относительно позвоночного столба и чаще

Для начала движения части тела необходимо, чтобы один из моментов силы был больше другого. Если момент одной из сил больше, то в сторону её действия и двинется рычаг. В двигательном аппарате человека встречаются рычаги первого и второго рода.

*Рычаги первого рода* – когда группы сил действуют в одном направлении. Например, на череп (рис. 3.2, А) действует сила тяжести ( $P$ ) и затылочные мышцы ( $M$ ); точка опоры – атлантозатылочное сочленение – расположено между точками приложения сил. На таз (рис. 3.2, В) действуют группы мышц – разгибателей ( $M$ ) и сгибателей ( $M_i$ ) тазобедренного сустава. При таких и подобных статических положениях тела возникает равенство сил, что и обеспечивает равновесие.

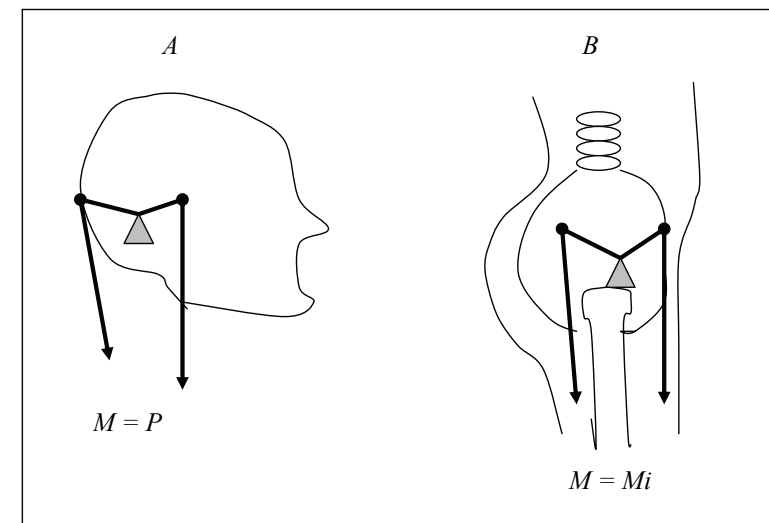
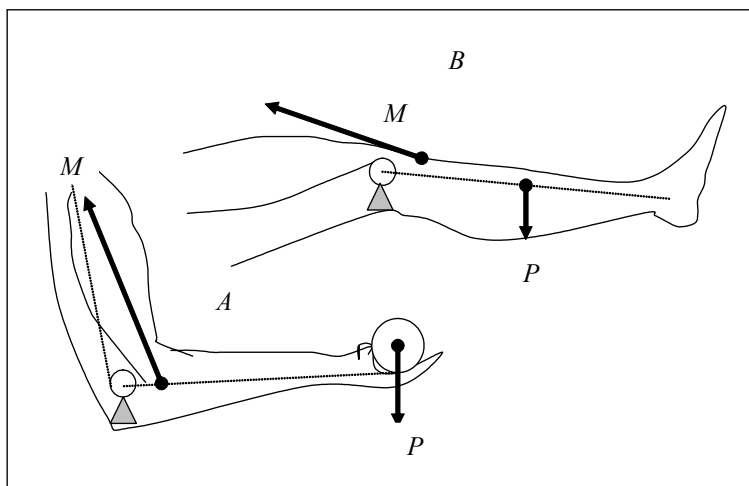


Рис. 3.2. Рычаги первого рода

Кости конечностей чаще представляют собою рычаги *второго рода*. Силы, приложенные к ним, направлены в разные стороны, а сустав (точка опоры) расположен по одну сторону от точек приложения сил. Например, при удержании на весу предплечья с грузом (рис. 3.3, А) или голени вытянутой ноги (рис. 3.3, В) силы мышц направлены вверх, силы тяжести – вниз, а точки опоры (локтевой и коленный суставы) расположены по одну сторону от противодействующих сил.



**Рис 3.3.** Рычаги второго рода

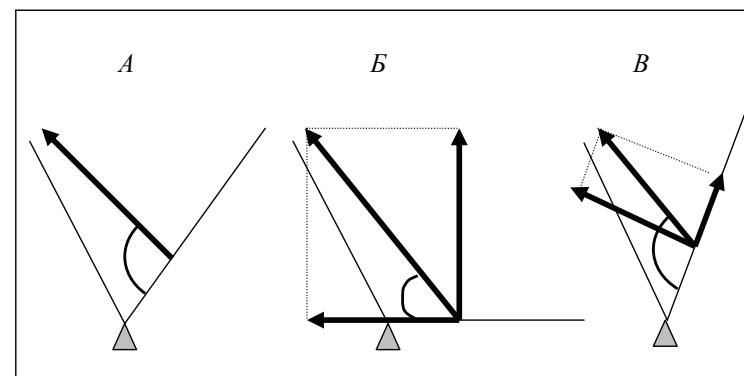
Очень часто силы мышц и сопротивлений приложены к кости под разными углами. Необходимо помнить, что плечо силы наибольшее, если угол её приложения равен  $90^\circ$ . В этом случае плечо силы и плечо рычага совпадают: они равны расстоянию от оси сустава до точки приложения силы (например, до места прикрепления мышцы). Следует пояснить: *плечо силы* – кратчайшее расстояние от оси вращения до направления силы; *плечо рычага* – расстояние от оси вращения до точки приложения силы.

В случаях приложения силы под острым или тупым углом плечо силы становится меньше, чем плечо рычага, значит и момент силы уменьшается. Это правило особенно наглядно, если разложить силу, приложенную под острым или тупым углом, на две составляющие. На рисунке 3.4 представлена схема действия силы (и ее составляющих) при сгибании предплечья в локтевом суставе. Как видно, одна составляющая (перпендикулярная к рычагу) создает вращающий момент силы, а другая (направленная вдоль рычага) – только изменяет давление суставных поверхностей друг на друга и остается безразличной для равновесия и движения рычага.

Известно, что изменение угла от прямого на одну и ту же величину одинаково уменьшает момент силы.

Сила мышцы человека чаще всего приложена к кости не под прямым углом; во время движения этот угол непрерывно изменяется. Значит, при одной и той же силе тяги мышцы момент её силы изменяется и в большей части случаев будет

меньше максимального, т. е. значительная часть силы тяги мышцы часто расходуется непроизводительно, так как действует более или менее вдоль рычага (кости).



**Рис. 3.4.** Действие силы на рычаг под прямым (А), острым (Б) и тупым (В) углами

Когда плечи рычага равны, а это может быть только в рычагах первого рода, сила тяги мышцы может передаваться рычагом без потери, поскольку здесь равноплечные рычаги и обе силы параллельны. Если же рычаг первого рода имеет разные плечи, то будет либо выигрыш, либо проигрыш в силе. В случае действия силы мышцы на коротком плече (в рычагах I и II рода) будет проигрыш в силе, но зато выигрыш в скорости движения рычага. В двигательном аппарате человека все рычаги второго рода дают большой проигрыш в силе тяги мышц и за счет него выигрыш в скорости. Даже если мышца приложена на более длинном плече рычага (например, плечелучевая мышца), то её угол приложения настолько мал, что и плечо силы мало, поэтому здесь потери силы очень велики.

Таким образом, двигательный аппарат человека приспособлен к очень разнообразным движениям с большим размахом и выигрышем в скорости за счет приложения большой силы мышц.

### 3.2. Условия проявления силы мышц

Действие мышцы проявляется в виде силы тяги, которая стремится сблизить концы мышцы. Только лишь в некоторых случаях мышца, имеющая в исходном состоянии изогнутую форму (например, поперечная мышца живота и диафрагма),



пояса во время поднятия тяжестей способствует увеличению внутрибрюшного давления, обеспечивая повышение результативности.

Несмотря на зависимость между различными движениями и изменениями внутрибрюшного давления, существуют определенные противоречия относительно роли этого механического эффекта. Например, высказывалось мнение, что единственным эффектом внутрибрюшного давления является уменьшение сжимающих усилий, которые действуют на межпозвоночные диски. Тем не менее есть данные о том, что при тяжелом упражнении, когда спортсмены наклонялись вперед до  $0,53 \text{ рад}$ , держа на вытянутых руках груз  $8 \text{ кг}$ , маневр Вальсальвы (произвольное регулирование давления в брюшной полости) увеличивал внутрибрюшное давление с  $4,35$  до  $8,25 \text{ кПа}$ , уменьшая давление между позвоночными дисками с  $1,625$  до  $1,488 \text{ кПа}$ .

Как и давление в замкнутом объеме, внутрибрюшное давление действует на всю площадь поверхности брюшной полости. Усилие, которое внутрибрюшное давление оказывает на торс, обычно оценивается как произведение давления и площади поверхности диафрагмы, которая составляет около  $0,0465 \text{ м}^2$  для взрослого человека. Если сопоставить это значение с пиковым внутрибрюшным давлением  $25 \text{ кПа}$ , то усилие на диафрагму составит во время приседания с грузом около  $1,163 \text{ кН}$ . Очевидно, что такой силой нельзя пренебречь при оценке движения человека.

**Энергетические характеристики.** При движении человека силы, приложенные к его телу, совершают работу и, соответственно, изменяют запас энергии. Энергетические характеристики показывают, как меняются виды энергии при движениях и как протекает сам процесс изменения энергии.

Сила, действующая динамически, преодолевает на пути своего приложения сопротивление (сил инерции, трения и др.). Это преодоление называется работой силы. Следовательно, *работа силы* ( $A_d$ ) – это мера действия силы на тело при некотором его перемещении. Она определяется произведением силы ( $F$ ) на путь её приложения ( $L$ ):

$$A_d = F \cdot L \text{ (Дж, Н, кгм)}.$$

В свою очередь *работа силы тяжести тела* ( $A_p$ ) равна произведению его веса ( $P$ ) на разность высот ( $\Delta h$ ) начального и конечного положений:

$$A_p = P \cdot \Delta h.$$

*Работа силы упругости* ( $A_e$ ) измеряется половиной произведения коэффициента жесткости тела ( $k$ ) на квадрат абсолютного его удлинения, или деформации ( $\varepsilon$ ):

$$A_e = \frac{-k \cdot \varepsilon^2}{2}.$$

может увеличить массу туловища; после разминки или соревнований прилив крови в расширенные сосуды мышц может увеличить массу конечностей. Относительные массы частей тела человека в конкретных случаях могут отличаться от точно вычисленных средних данных, поэтому нет необходимости в очень большой точности при расчетах, проводимых с практической целью. Вполне достаточно округлять средние значения в процентах, так как индивидуальные отклонения от них могут быть не намного больше, чем на сотые и десятые доли процента.

Таблица 4.1

**Относительная масса частей тела человека**

Части тела	Относительный вес частей тела человека			Относительный вес звеньев тела
	по Фишеру	по Бернштейну		
		мужчины	женщины	
Голова	0,0706	0,0672	0,0812	7
Туловище	0,4270	0,4630	0,4390	43
Бедро	0,1158	0,1221	0,1289	12
Голень	0,0527	0,0465	0,0434	5
Стопа	0,0179	0,0146	0,0129	2
Плечо	0,0336	0,0265	0,0260	3
Предплечье	0,0228	0,0182	0,0182	2
Кисть	0,0084	0,0070	0,0055	1
Вес тела	1,0	1,0	1,0	100

Показателями распределения масс в каждой части тела служат центры тяжести частей (сегментов) тела. Центры тяжести длинных частей тела лежат приблизительно на их продольной оси, ближе к проксимальному сочленению (табл. 4.2).

Таблица 4.2

**Относительное расстояние до частных центров тяжести**

Части тела	Относительное расстояние от проксимального конца до центра тяжести звена
Голова	-
Туловище	0,44
Бедро	0,44
Голень	0,42
Стопа	0,44
Плечо	0,47
Предплечье	0,42
Кисть	-

Такое положение частных центров тяжести обусловлено большой массой мышц, окружающих проксимальные сочленения, особенно бедра, голени и предплечья. Центр тяжести выпрямленного туловища в положении стоя располагается примерно на линии, соединяющей середины поперечных осей, проведенных через центры плечевых и тазобедренных суставов. Центр тяжести туловища перемещается, когда при вдохе внутренние органы брюшной полости оттесняются вниз, грудная клетка, наполненная воздухом, имеет меньший удельный вес. При некоторых положениях (головой вниз) отдельные органы брюшной полости могут смещаться на значительное расстояние (до 10-20 см). У головы центр тяжести располагается более постоянно сзади турецкого седла клиновидной кости (над верхним краем наружного слухового отверстия).

Центр тяжести кисти при полусогнутых пальцах располагается в области головки третьей пястной кости (пястнофаланговый сустав 3-го пальца). Центр тяжести стопы – на прямой, соединяющей пяточный бугор и кончик 2-го пальца на расстоянии 0,44 её длины от пяточного бугра.

После оценки массы и положения центра тяжести каждого сегмента тела прибегают к определению положения общего центра тяжести всего тела. Для этих процедур обычно применяется один из расчетных методов (*графический* или *аналитический*). Массу отдельных сегментов тела и положение ОЦТ тела также можно определить по уравнениям множественной регрессии (см. прилож. 3, табл. 1, 2).

**Графический метод** определения центра тяжести тела. Предварительно на фотокарточках (кинограммах) отмечаются точками центры суставов, которые соединяются прямой линией. Каждая такая линия в отдельности будет представлять то или иное звено (сегмент). Прежде чем приступить к определению ОЦТ, необходимо найти центр тяжести отдельных звеньев тела.

Алгоритм этих расчетов следующий.

*Например*, определение ЦТ бедра:

- определяем длину бедра по кинограмме. Длина от тазобедренного до коленного сустава составила 30 мм;
- определяем относительное расстояние от проксимального конца бедра до центра тяжести бедра. Судя по таблице 4.2, оно составляет 0,44;
- длину бедра (30 мм) принимаем за единицу (1);
- определяем, сколько мм содержится в 0,44 по пропорции:

$$\begin{aligned} &1 - 30 \text{ мм}; \\ &0,44 - x; \\ \text{отсюда } x &= \frac{0,44 \cdot 30}{1} = 13,2 \text{ мм}; \end{aligned}$$

силы упругости имеет существенное влияние на движение. Это свойство учитывается при протезировании. Например, протезы ноги, конструируемые для имитации нормальной конечности, способны накапливать и возвращать упругую энергию во время опорной фазы походки.

Во-вторых, растяжение в зоне пластичности частично изменяет структуру ткани, вызывая некоторое ослабление тонуса. Если мышцу растянуть в зоне пластичности и затем отпустить, то конечная её длина будет больше первоначальной. Это свойство используется при выполнении упражнений на гибкость, которые вносят пластические изменения в биологические ткани, позволяя увеличивать диапазон движений относительно сустава.

**Внутрибрюшное давление.** Поскольку в брюшной полости много жидкости и волокнистых веществ, её можно рассматривать как несжимаемый элемент, который способен передавать усилия от мышц, охватывающих полость, на поддержание структуры торса. Мышцы, окружающие брюшную полость, включают в себя: брюшные мышцы спереди, диафрагму сверху и мышцы тазового дна снизу. Внутрибрюшное давление может быть увеличено путем закрывания надгортанника и активизации различных мышц торса и брюшной полости. Этот эффект получил название *маневр Вальсальвы*.

При активизации торса кроме внутрибрюшного возрастает и внутригрудное давление. Во время поднятия тяжестей и прыжков внутригрудное и внутрибрюшное давление имеют тенденцию изменяться однонаправленно; внутрибрюшное давление при этом обычно больше.

Известно, например, что увеличение внутрибрюшного давления приводит к уменьшению нагрузки на мышцы спины во время упражнений по поднятию тяжестей (штанги). В данном случае система состоит из верхней части туловища выше поясничного отдела. Она взаимодействует со своим окружением с помощью трех векторов – веса шеи-головы-рук, веса торса и веса штанги (которые действуют вертикально вниз), результирующего мышечного усилия мышц-разгибателей спины и верхней части бедра, силы реакции сустава и силы разгибания под действием внутрибрюшного давления. Если внутрибрюшное давление не учитывается (например, при поднятии штанги весом 91 кг), мышцы спины и бедер должны создавать усилие ( $F_m$ ) 8223 Н, а сила реакции сустава ( $F_j$ ) должна составлять 9216 Н, чтобы только поддерживать груз. Однако если в расчеты включается внутрибрюшное давление 19,7 кПа (сила 810 Н), то  $F_m$  уменьшается до 6403 Н, а  $F_j$  становится 6599 Н.

Изменение внутрибрюшного давления значимо с изменением нагрузки на мышцы торса больше 2200 Н. Есть работы, указывающие на то, что применение

функциональное состояние и определяется его молекулярной структурой. Деформация, испытываемая волокном при растяжении за пределами упругости, постоянна, в отличие от временной деформации при растяжении в пределах упругости, которая исчезает при снятии нагрузки. В области пластической деформации (см. гл. 2) будут иметь место долговременные изменения в структуре ткани; за пределами этой области ткань волокна разрушается.

Для сравнения кривых «сила-деформация» в различных условиях их значения должны быть нормированы, т. е. выражены в виде зависимости «напряжение-деформация». *Напряжение* – это сила, приложенная к единице площади ткани, измеренной в плоскости, перпендикулярной вектору силы. *Относительная деформация (%)* – отношение длины ткани к ее первоначальной длине. Верхний предел физиологических деформаций в связках и сухожилиях составляет 2-5%, причем сухожилия разрываются примерно при показателе 8%. Поскольку пиковое усилие в ахиллесовом сухожилии у человека весом 70 кг, бегущего с умеренной скоростью, составляет около 4700 Н, а поперечное сечение сухожилия примерно 89 мм<sup>2</sup>, пиковое напряжение составляет 53 МПа. Упругая зона соотношения «напряжение-деформация» характеризуется *модулем упругости (E)*, который определяется как отношение напряжения ( $\sigma$ ) к деформации ( $\varepsilon$ ):

$$E = \frac{\sigma}{\varepsilon}.$$

Для биомеханики важны, по меньшей мере, две особенности зависимости «сила-деформация».

Во-первых, степень, до которой «сила-деформация» ткани напоминает характеристику идеальной пружины. Эта особенность определяет потенциальные возможности, которые имеет ткань для накопления *энергии упругости* (энергии деформации) во время растяжения и для последующего использования этой энергии с целью выполнения работы в окружающей среде. На пике растяжения биологическая ткань обладает определенным количеством энергии деформации благодаря силам, генерируемым молекулярной структурой ткани. Этот эффект называется *силой упругости*; она представляет собой потенциал, которым обладает ткань для возврата к своей первоначальной длине. Например, когда прыгун подпрыгивает на трамплине, величина прогиба доски зависит от усилия отталкивания. На последней стадии прыжка сила отталкивания вниз преодолевается действующей вверх силой упругости доски, и прыгун ускоряется вверх. Аналогичная закономерность наблюдается при прыжках с шестом.

Способность биологической ткани, особенно мышц и сухожилий, накапливать энергию деформации и впоследствии использовать ее для создания

- далее, по осевой линии бедра отмеряем 13,2 мм от проксимального конца и ставим точку; это и есть центр тяжести бедра;

- поскольку деление на единицу бессмысленно, то в дальнейшем выполняем лишь действие в числителе.

Следующая операция – это определение ЦТ двух соседних звеньев тела. Из физики известно, что частный ЦТ находится на линии, соединяющей точки двух центров тяжести. Место его на линии зависит от соотношения веса этих звеньев тела.

*Например*, частный ЦТ для бедра и голени (общий ЦТ этих двух звеньев будет находиться на линии, соединяющей их):

- по аналогии с ЦТ бедра определяем ЦТ голени;

- обе точки ЦТ соединяются прямой линией;

- очевидно, что масса двух сегментов, заключенная в прямой линии между центрами тяжести, составляет 17% от массы всего тела, т. к., судя по таблице 4.1, масса бедра составляет 12%, а голени – 5%;

- определяем, какое расстояние будет занято одной частью, или одним процентом массы тела. Для этого длина линии, соединяющей два ЦТ, делится на 17 частей;

- теперь этот результат умножаем, сначала на 12, а затем на 5. Таким образом получаем расстояние, занимаемое каждой частью массы бедра и голени на прямой линии;

- естественно, что ЦТ этих звеньев расположен ближе к тяжелому звену, поэтому перемноженные результаты откладываем на линии, сначала умноженные на 5 от ЦТ бедра, затем – умноженные на 12 от ЦТ голени. Обе эти точки должны совпасть, что и будет соответствовать ЦТ двух звеньев тела (при последующих расчетах можно отмечать только одну точку).

Для определения ЦТ всей ноги осталось к найденному частному ЦТ бедра и голени «подсоединить» ЦТ стопы:

- к 17 частям массы нужно еще прибавить 2% массы стопы, получим 19 частей массы всей ноги от всего тела;

- далее все расчеты те же;

- теперь задача, откуда отложить полученный после умножения на 2 результат? Рассуждение прежнее: ЦТ расположен ближе к более тяжелой части тела, т. к. получается некоторое отягощение частного ЦТ двух звеньев 2-мя процентами стопы, то и отсчет (произведения на 2) осуществляется от проксимального ЦТ; частный ЦТ трех звеньев ноги будет несколько смещен в сторону стопы.

Таким же образом определяется ЦТ другой ноги, обеих ног и других сегментов тела. «Подсоединяя» все новые и новые ЦТ сегментов, можно определить местоположение ОЦТ всего тела в данной позе человека.

**Аналитический метод** определения центра тяжести тела основан на теореме Вариньона. Она гласит, что «сумма моментов силы тяжести звеньев системы относительно какого-либо центра равна моменту суммы силы тяжести этой системы относительно того же центра».

В упрощенном варианте теорему можно записать в виде:

$$\sum P_i x_i = P x_{голова} + P x_{туловище} + 2 \cdot P x_{плечо} + 2 \cdot P x_{предплечье} + 2 \cdot P x_{кисть} + 2 \cdot P x_{бедро} + 2 \cdot P x_{голень} + 2 \cdot P x_{стопа},$$

где  $\sum P_i x_i$  – сумма моментов сил звеньев тела относительно оси абсцисс ( $x$ );

$P$  – масса звена, кг;  $x$  – абсцисса ЦТ звена в системе координат, мм.

Поскольку речь идет о центре двумерной системы координат на плоскости, то по аналогии определяется  $\sum P_i y_i$  относительно оси ординат.

Точка пересечения двух моментов сил ( $\sum P_i x_i$ ,  $\sum P_i y_i$ ) в системе координат будет соответствовать ОЦТ тела человека.

*Например*, по кинограмме стойки на руках нужно определить в заданном моменте движения ОЦТ тела. Для этого, по аналогии с графическим методом, на объекте исследования (фотокарточка) обозначаем линии сегментов тела, находим и проставляем частные центры тяжести (см. выше). Далее в системе координат ( $x$  и  $y$ ) выполняем следующие операции (для удобства можно воспользоваться табл. 3, прилож.3):

- например, вес (масса) всего тела ( $m$ ) составляет 60 кг, или 100%;
- определяем сколько приходится на массу головы ( $m_g$ ), если ее относительный вес (табл. 4.1) составляет 7% от всей массы тела; решение показало – масса головы равна 4,2 кг;
- согласно теореме рассчитываем частный момент силы головы ( $P x_{голова}$ ) относительно оси абсцисс, предварительно измерив расстояние ( $L$ ) до ЦТ головы относительно оси  $x$ :

$$P x_{голова} = m_g \cdot L_g = 4,2 \text{ кг} \cdot 50 \text{ мм} = 210 \text{ кг} \cdot \text{мм};$$

- то же выполняется относительно оси ординат ( $y$ ):

$$P y_{голова} = m_g \cdot L_g = 4,2 \text{ кг} \cdot 67 \text{ мм} = 281,4 \text{ кг} \cdot \text{мм};$$

- по аналогии с этим определяются моменты сил всех звеньев тела;
- следующее действие – определение суммы моментов сил всех звеньев тела относительно оси абсцисс ( $\sum P_i x_i$ ), а затем – относительно оси ординат ( $\sum P_i y_i$ );
- теперь остается разделить каждое значение ( $\sum P_i x_i$ ,  $\sum P_i y_i$ ) на массу всего тела, и мы получим точки координат ОЦТ тела человека.

Как видно, влияние попутного и встречного ветра не будет симметричным для скоростей 3 и 5 м·с<sup>-1</sup> (т. е. потеря и выигрыш неодинаковы), поскольку суть дела заключается не в силе, связанной с ветром, а скорее в работе, выполняемой против него. Подобным образом 80% энергии, образуемой велосипедистом, едущим по ровной поверхности со скоростью 8,05 м·с<sup>-1</sup>, затрачивается на преодоление сопротивления воздуха. Можно уменьшить затраты энергии примерно на 30% и все же сохранить такую же скорость при следовании за другим велосипедистом.

В целом все силы, приложенные извне к телу человека, можно разделить на *центральные* (приложенные к ОЦТ) и *внецентральные* (приложенные на плече силы относительно ОЦТ). Все эти силы в сумме дают *равнодействующую*, под действием которой общий центр тяжести тела движется по определенной траектории. Все внецентральные силы имеют моменты вращения относительно центра тяжести тела; сумма всех моментов вращения есть *главный момент*, под действием которого масса тела вращается вокруг ОЦТ в соответствующую сторону.

*Сила упругой деформации* ( $F_\epsilon$ ). Растягивающее усилие может увеличить длину материала или ткани. Растяжение возможно благодаря молекулярному составу и структуре материала. Степень растяжения зависит от его природы и величины растягивающей силы. Для идеальной пружины соотношение между приложенной силой и величиной растяжения имеет простое выражение:

$$F_\epsilon = k \cdot \epsilon,$$

где  $F_\epsilon$  – растягивающее усилие;  $k$  – коэффициент жесткости пружины (тела);  $\epsilon$  – величина растяжения или деформации.

*Коэффициент жесткости тела* определяется по формуле:

$$k = \frac{P}{\epsilon},$$

где  $P$  – вес тела.

При увеличении  $k$  жесткость пружины возрастает и необходимо приложить большее растягивающее усилие, чтобы осуществить такую же деформацию ( $\epsilon$ ). Константа  $k$  представляет собой наклон графика зависимости между  $F_\epsilon$  и  $\epsilon$ . Чем жестче пружина, тем круче наклон, чем более податлива пружина, тем ниже наклон.

Если сила, приложенная к пружине, возрастает неограниченно, пружина будет все время удлиняться и в конце концов разрушится. Биологические волокна (например, кости, мышцы, сухожилия, кожа) ведут себя подобным образом. Если волокно растягивается в пределах своей зоны упругости, а затем отпускается, она возвращается к своей первоначальной длине благодаря упругим свойствам. Упругость волокна при этом зависит от таких факторов, как тип волокна, возраст,

может оказаться важным при высоких скоростях, связанных с соревновательным плаванием. Эффект волнового сопротивления, вероятно, обусловлен неравномерной плотностью среды (воды или воздуха), с которой сталкивается пловец. Наличие волн уменьшает в среднем относительную часть тела пловца, которая находится вне воды и тем самым увеличивает эффективную плотность среды. Современная практика конструирования бассейнов заключается в сведении к минимуму волновой турбулентности путем тщательного проектирования водоотводов и разделителей дорожек.

Сила лобового сопротивления ( $F_d$ ), также как и подъемная сила ( $F_l$ ), рассчитывается по формуле:

$$F_d = S_m \cdot C_x \cdot \rho \cdot v^2.$$

где  $S_m$  – Миделево сечение (площадь фронтальной проекции объекта) ( $\text{см}^2$ ,  $\text{м}^2$ );  $C_x$  – коэффициент (0,5 для лобового сопротивления с учетом эффектов ламинарного и турбулентного потоков; 0,5 для подъемной силы, приблизительно пропорционален углу между потоком среды и ориентацией объекта, называемому *углом атаки*);  $\rho$  – плотность среды ( $\text{г/см}^3$ ,  $\text{кг/см}^3$ );  $v^2$  – скорость среды относительно объекта ( $\text{см/с}$ ,  $\text{м/с}$ ).

С уменьшением лобовой поверхности объекта уменьшается сопротивление среды. Особенно сильно на сопротивление среды влияют изменения скорости движения, плотности среды (например, плотность воды в 820 раз больше, чем воздуха).

Согласно расчетам, при скоростях бегунов на средние дистанции (примерно  $6 \text{ м} \cdot \text{с}^{-1}$ ) до 8% энергии, расходуемой бегуном, тратится на преодоление сопротивления воздуха, тогда как у спринтеров эта величина может составлять до 16% общего расхода энергии. Наличие впереди бегущего лидера может уменьшить эти энергозатраты на 20%; так, при беге со скоростью  $6,0 \text{ м} \cdot \text{с}^{-1}$  следование за другим бегуном эквивалентно уменьшению скорости примерно на  $0,1 \text{ м} \cdot \text{с}^{-1}$ .

Имеются также данные о зависимости результативности в беге на 100 м от направления ветра:

Скорость ветра, $\text{м} \cdot \text{с}^{-1}$	Встречный ветер, с	Попутный ветер, с
1	+ 0,09	- 0,10
3	+ 0,26	- 0,34
5	+ 0,38	- 0,62

## 4.2. Центр объема и центр поверхности тела

При разных положениях частей и всего тела изменяется его форма. Во время движений человека в водной или воздушной (с большой скоростью) среде давление среды на тело зависит от формы тела. Чтобы определить действие среды на тело в этих случаях, определяют расположение центра объема (ЦО) и центра поверхности (ЦП) тела человека.

Тело, находящееся в любой неподвижной среде, например в воде, испытывает со всех сторон давление этой среды. Точка приложения равнодействующей всех сил давления среды на поверхность тела называется *центром объема тела*. ЦО можно определить как ОЦТ объема воды, которая имеет форму тела. Центр объема расположен в точке пересечения плоскостей, каждая из которых делит тело на две равные по объему половины.

У человека ЦО расположен несколько выше его ОЦТ. Это объясняется тем, что содержащийся в грудной клетке воздух делает верхнюю половину тела более легкой, поэтому ОЦТ несколько смещен в сторону ног. По данным Иваницкого, центр объема расположен выше ОЦТ на 2-6 см, в зависимости от особенностей телосложения. Естественно, что с изменением позы изменяется и расположение ЦО.

Кроме сил давления воды в водной среде на тело действуют силы тяжести, равнодействующая которых приложена к ОЦТ. Когда ЦО и ОЦТ расположены на одной вертикали, тогда в зависимости от соотношения величин сил тяжести и давления воды тело всплывает либо тонет, либо остается неподвижным в воде. Если ЦО и ОЦТ находятся не на одной вертикали, то возникает еще пара сил, вызывающих вращение тела. В связи с этим человек при покойном положении на воде во время вдоха начинает поворачиваться, опускаясь ногами вниз. Если руки сместить в сторону головы, то можно совместить ЦО и линию тяжести, тогда тело уравновесится.

Во время движения человека со значительной скоростью через воздушную среду силы сопротивления зависят от площади лобовой поверхности тела. Равнодействующая всех сил сопротивления среды приложена к *центру поверхности* (ЦП). Границы поверхности сопротивления определяются по проекции границ тела на плоскость, перпендикулярную направлению движения тела относительно среды.

У тела человека, стоящего в выпрямленном положении, ЦП тела при движении в передне-заднем направлении располагается выше ОЦТ.

В безопорном положении при движении в воздухе, например, при прыжках на лыжах с трамплина, изменение позы вызывает изменения и лобовой поверхности тела (вместе с лыжами), а следовательно, и ЦП. Когда ЦП ниже ОЦТ,

тогда лыжник вращается головой вперед. Если ЦП оказывается выше ОЦТ, то тело получает вращение головой назад. При расположении ОЦТ и ЦП на одной линии, параллельной направлению полета, вращение не возникает.

### 4.3. Момент инерции тела

Поскольку движение человека основывается на повороте сегментов тела относительно друг друга, распределение массы в сегменте так же важно знать, как и его массу. Параметром распределения массы тела в уравнениях механики является момент инерции. *Момент инерции* – это эквивалент массы как меры инерции и представляет собой величину сопротивления, которую оказывает объект изменению его движения относительно оси вращения. Иначе говоря, момент инерции – мера инертности или ускорения тела при вращательном движении. Момент инерции ( $I$ ) вычисляется по формуле:

$$I = \sum m_i \cdot r_i^2,$$

где  $m_i$  – масса каждого элемента (сегмента) в системе;  $r_i^2$  – расстояние от оси вращения до центра масс каждого элемента.

Таблица 4.3

#### Момент инерции всего тела относительно осей сальто, пируэта и винта ( $\text{кгм}^2$ )

Положение	Сальто	Пируэт	Винт
Прогнувшись (руки в стороны)	12,55	15,09	3,83
Согнувшись (руки касаются концов ног)	8,38	8,98	4,79
В группировке	4,07	4,42	2,97

Момент инерции обычно определяется по отношению к трем ортогональным (перпендикулярным) осям, которые называются основными осями вращения. При анализе движения человека эти оси обычно имеют названия: сальто (из стороны в сторону), пируэт (спереди назад) и винт (продольная ось). В таблице 4.3 приведены моменты инерции сегментов относительно трех основных осей для тела человека в различном положении. Обращает внимание то, что момент инерции уменьшается, если масса тела приближается к оси вращения, например, для каждого положения тела момент инерции наименьший вокруг оси винта.

Кроме оценки массы и положения ОЦТ, исследования на трупах позволили определить моменты инерции сегментов тела. На основании экспериментальных данных были выведены уравнения регрессии и рассчитаны средние значения моментов инерции сегментов тела относительно трех основных осей (табл. 4.4).

Когда давление на верхней поверхности крыла самолета или другого обтекаемого объекта (например, прыгуна с трамплина в полете) меньше из-за того, что скорость потока больше, чем на нижней поверхности, сила давления толкает крыло вверх; возникающая при этом *подъемная сила* ( $F_l$ ) представляет собой силу взаимодействия крыла и среды. Эта сила действует перпендикулярно направлению потока.

Когда линии потока огибают объект, их форма может сохраняться упорядоченной. Такой поток называется *ламинарным*. Если движение частиц становится хаотическим, поток называется *турбулентным*. Основными факторами, влияющими на поток среды и его характер, является форма и текстура объекта. Если объект (например, шлем велосипедиста) имеет обтекаемую форму, это способствует сохранению ламинарности течения при больших скоростях движения. Если поток становится турбулентным, увеличивается сопротивление среды, возрастает *лобовое сопротивление* ( $F_d$ ). Направление вектора лобового сопротивления параллельно направлению потока среды.

В принципе, лобовое сопротивление препятствует движению объекта вперед, тогда как подъемная сила создает вертикальное перемещение (вверх или вниз). Однако так бывает не всегда: например, в плавании подъемная сила, создаваемая руками и ногами, способствует движению вперед. Фактически для успешного продвижения в плавании необходимо перемещать руки в воде таким образом, чтобы обе составляющие – лобовое сопротивление и подъемная сила – способствовали движению пловца вперед.

Важно различать факторы, которые могут влиять на лобовое сопротивление среды. Два из них уже упоминались выше: характер течения жидкости или газа вокруг объекта (сопротивление давления) и степень трения между пограничным слоем среды и объектом (сопротивление трения). Поскольку сопротивление давления увеличивается при переходе потока от ламинарного к турбулентному, конструкторы часто делают объект обтекаемым, чтобы минимизировать тенденцию потока среды стать турбулентным.

Необходимость снижения поверхностного сопротивления очевидна во многих видах спорта, например, в плавании, велосипедном спорте, гребле, прыжках с трамплина и др. Поэтому многие пловцы бреют волосы на теле, носят шапочки, одевают специальные «гидрокостюмы», а велосипедисты экспериментируют с экзотическими материалами и конструкциями в своей одежде.

Кроме поверхностного трения и сопротивления давления, третьим фактором, влияющим на лобовое сопротивление среды, является *волновое сопротивление*. Этот эффект устанавливает верхний предел для скорости надводных судов и

**Моменты инерции сегментов относительно осей сальто, пируэта и винта (кгм<sup>2</sup>)**

Сегмент	Сальто	Пируэт	Винт
Голова	0,0164	0,0171	0,0201
Туловище	1,0876	1,6194	0,3785
Плечо	0,0133	0,0133	0,0022
Предплечье	0,0065	0,0067	0,0009
Кисть	0,0008	0,0006	0,0002
Бедро	0,1157	0,1137	0,0224
Голень	0,0392	0,0391	0,0029
Стопа	0,0030	0,0034	0,0007

По некоторым данным, имеются три диапазона действия трения: 1) перед началом соскальзывания одного тела по другому, когда  $F_s$  равна  $\mu_s N_F$  (максимальное трение); 2) когда тело скользит по опоре и  $F_s$  равна  $\mu_d N_F$  (меньше максимальной силы трения); 3) когда сила трения неподвижной части тела по отношению к опоре возрастает еще не достигая максимума ( $F_{s,max}$ ). Эти характеристики указывают на то, что для данных условий – тело-опора – трение возрастает пропорционально нормальному давлению ( $N_F$ ) и, соответственно, зависит от веса тела.

Трение качения возникает, когда тело не скользит, а катится по опоре. Здесь сила трения сопротивляется вращательному движению, поэтому приходится говорить не о силе трения, а о моменте трения. Момент силы трения качения ( $M_{FS}$ ) – произведение силы трения на радиус перекатываемого тела – зависит от коэффициента трения качения ( $\mu$ ) и нормального давления ( $N_F$ ):

$$M_{FS} = \mu \cdot N_F.$$

Коэффициент трения качения измеряется в единицах длины. Трение при качении обычно меньше, чем при скольжении. От применения соответствующих средств (например, смазки для гоночного велосипеда) трение качения значительно уменьшается.

*Сопротивление среды ( $F_f$ ).* На движение человека (прыжки с трамплина, велосипедный спорт, плавание, воздушная акробатика и др.), как и на движение снаряда (полет диска или копья), значительное влияние может оказывать среда (газообразная или жидкая), в которой эти явления происходят. Когда объект перемещается в жидкой или газообразной среде, он вовлекает в движение её частицы, передавая им при этом часть своей энергии. Это приводит к возникновению сопротивления среды движению объекта. По сути, эта передача зависит от степени возмущения среды объектом. Соответственно, сопротивление среды возрастает при увеличении скорости объекта.

Если поместить в среду (жидкость) краситель, станет видно, что слои (линии тока жидкости) могут двигаться с различными скоростями. Как правило, у слоя, касающегося объекта, – наименьшая скорость, поскольку она замедляется трением между слоем частиц и объектом; этот эффект известен под названием *торможения трения*.

Если форма объекта асимметрична, как, например, несимметричный кривой профиль, или когда он вращается, частицы среды, проходящие большее расстояние вокруг объекта, движутся с большей скоростью, и давление среды с этой стороны объекта меньше, чем с другой. Этот эффект известен как принцип Бернулли, согласно которому давление среды уменьшается при увеличении её скорости.

Серьезным дополнением данных о сегментах тела, полученных на трупах, служат современные методы математического моделирования. При таком подходе человеческое тело представляется как набор геометрических компонентов, таких как: сферы, цилиндры и конусы. Имеющиеся модели включают разделение тела человека на 14-17 простых и более сложных геометрических фигур однородной плотности. Исследования на таких моделях требуют измерения множества антропометрических признаков.

Современные модели позволяют детально моделировать форму и вариации плотности сегментов, учитывать особенности строения мужского и женского тела, вносить коррективы в связи с плотностью некоторых частей тела в соответствии с содержанием подкожного жира, беременностью, а также имитировать особенности строения тела детей. Компьютерные технологии расширили перспективы биомеханического анализа, прогнозирования и моделирования в спорте, трудовой и специальной деятельности человека.

Другой способ определения параметров сегментов тела состоит в использовании компьютерной томографии или составлении изображения с помощью магнитного резонанса. Примером такого подхода является использование радиоизотопов. При этом различные свойства сегментов тела определяются на основе измерений интенсивности гамма-лучей до и после прохождения через сегмент. В. М. Зациорский и В. Н. Селуянов провели такие исследования на большой выборке молодых мужчин и вывели уравнения регрессии (см. прилож. 3, табл. 1, 2, 3), с помощью которых можно определить параметры (масса, положение ЦТ) сегментов тела для других субъектов.

В открытых кинематических цепях массы концевых звеньев тела, будучи наиболее отдаленными от проксимальных суставов, отличаются большими моментами инерции; они оказывают большое сопротивление при ускорении.

Чтобы вызвать ускорение концевых звеньев (ускорить, замедлить движение или изменить его направление), необходимы значительные напряжения мышц, окружающих проксимальные суставы.

Для более точной характеристики инертного сопротивления при вращении определяют *радиус инерции* ( $r$ ) который можно рассчитать по формуле:

$$r = \sqrt{\frac{I}{m}},$$

где  $I$  – момент инерции;  $m$  – масса тела.

Представим себе, что вся масса тела, вращающегося вокруг оси, расположена на таком расстоянии от этой оси, что ее момент инерции равен моменту инерции данного тела относительно этой же оси. Это расстояние и есть радиус инерции.

Для длинных частей конечностей радиусы инерции при приближенных подсчетах имеют следующие значения (табл. 4.5).

Таблица 4.5

**Радиусы инерции относительно ЦТ и проксимального сустава**

Сегмент	Радиус инерции относительно центра тяжести	Радиус инерции относительно проксимального сустава
Плечо	0,29	0,55
Предплечье	0,28	0,50
Бедро	0,29	0,53
Голень	0,28	0,50

Как видно, радиусы инерции отличаются от радиусов центра тяжести соответствующих сегментов тела. Дело в следующем: когда часть тела поворачивается вокруг одного своего конца (точка  $A$ ) (рис. 4.1), мы предполагаем, что вся масса его сосредоточена в центре тяжести. Тогда момент инерции определяется  $m \cdot r^2$ . Но мы упускает из виду то, что при вращении части тела вся масса тела поворачивается вокруг своего центра тяжести. Когда ее центр тяжести перемещается из точки  $O$  в точку  $O_1$ , масса части тела в то же время совершила поворот вокруг центра тяжести на угол  $\alpha$ . В этом случае следует учесть также момент инерции  $m \cdot r_1^2$ , где  $r_1$  – радиус центра тяжести каждой половины части тела при повороте на угол  $\alpha$ .

Таким образом, радиус инерции относительно конца части тела и радиус центра тяжести не равны. Радиус инерции тела относительно его конца больше, чем радиус центра тяжести.

Если давление направлено к опоре не перпендикулярно, то и сила реакции опоры наклонена к поверхности опоры. В этом случае её можно разложить на *нормальную* (перпендикулярную) и *тангенциальную* (касательную) составляющие. Если поверхность горизонтальна, то нормальная составляющая служит подпором против веса тела, а тангенциальная составляющая препятствует перемещению тела назад по поверхности опоры. Эта тангенциальная составляющая реакции опоры хорошо известна как сила трения (см. ниже).

Биомеханический анализ показал, что график силы реакции опоры (земли) имеет четыре фазы: 1) первоначальную фазу, когда сила реакции земли меньше веса тела (отрицательное ускорение); 2) фазу, в которой сила реакции земли больше веса тела (положительное ускорение); 3) фазу полета, в которой реакция земли равна нулю (ускорение  $-9,81 \text{ м} \cdot \text{с}^{-2}$ ); 4) фазу удара, когда объект возвращается на землю.

*Сила трения.* Результирующая двух горизонтальных составляющих силы реакции опоры представляют собой трение, или силу сдвига между двумя контактирующими телами. Различают трение скольжения и трение качения. Сила трения проявляется и при покое, и при движении одного тела по другому.

Трение скольжения возникает, когда тело скользит по опоре, не отрываясь от неё. *Сила трения скольжения* ( $F_s$ ) определяется произведением коэффициента трения ( $\mu$ ), характеризующего контакт (гладкая или шероховатая поверхность, сухая или смазанная, статический или динамический контакт), на нормальное давление ( $N_F$ ):

$$F_s = \mu \cdot N_F.$$

Так, например, при контакте обуви с землей коэффициент трения изменяется в зависимости от того, находится ли обувь в стационарном положении по отношению к опоре (статический  $\mu_s$ ) или перемещается (динамический  $\mu_d$ ). Поскольку коэффициент трения при статическом давлении больше, чем при динамическом, сила трения достигает больших значений, когда обувь не движется или не скользит по опоре. Это объясняет, почему труднее сделать крутой поворот, когда, например, ботинок начал скользить по опорной поверхности. Коэффициент трения между обувью и поверхностью определяется экспериментально путем расчета отношения  $F_s$  и  $N_F$ . При таком подходе установлено, что коэффициент трения изменяется в пределах 0,3-2,0 со значением 0,6 для гариевой дорожки и 1,5 для травы, а при беге на коньках – от 0,003 до 0,007. Однако когда сила трения меньше максимума, трение просто равно результирующей силе в горизонтальной плоскости.



центробежной силой. Поскольку центробежная сила есть противодействие массы тела при центростремительном ускорении, она является по своей природе силой инерции. Она не вызывает ускорения из-за наличия связи, а создает лишь статическую тягу.

При вращательном движении человека центробежные силы частей его тела оттягивают их по радиусу от оси вращения. Например, когда гимнаст делает оборот на перекладине, на всё его тело в качестве центростремительной силы действует сопротивление перекладины (опорная реакция перекладины), а центробежная сила всего тела как сила инерции тела гимнаста оказывает давление на перекладину.

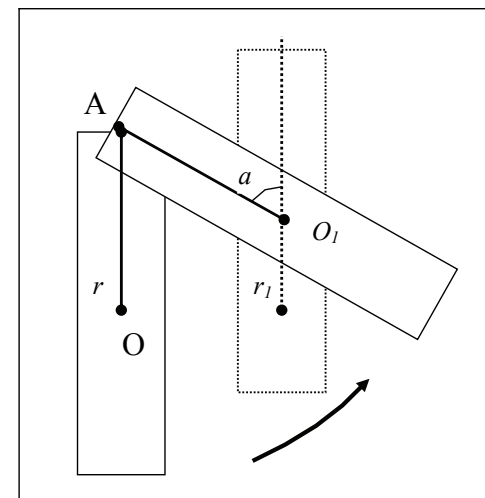
Отдельная часть тела, например стопа, своей силой инерции (центробежной силой) оттягивает голень, бедро и другие части тела от перекладины. В это время связки и мышцы голеностопного сустава препятствуют движению стопы по касательной. Стопа и голень совместно действуют на бедро, вместе с бедром – на туловище и т. д.

*Сила реакции опоры ( $F_g$ ).* Сила реакции опоры определяется согласно закону Ньютона о равенстве действия и противодействия. Она может быть измерена с помощью силовой тензометрической платформы.

Результирующая реакции опоры может быть разложена на три составляющие по трем направлениям: вверх-вниз, вперед-назад, и из стороны в сторону. Сила реакции опоры зависит от массы выделенного сегмента и ускорения его общего центра тяжести.

В случае давления на опору неподвижного тела наблюдается статическая реакция опоры. Если тело давит на опору вертикально, то статическая реакция опоры равна весу тела. Если давление на опору совершает тело, имеющее ускорение, то к весу тела присоединяется сила инерции; в этом случае наблюдается динамическая реакция опоры.

Когда ускорение тела направлено в сторону опоры, часть силы тяжести как бы тратится на это ускорение, тогда давление на опору (динамический вес) и опорная реакция по величине окажутся меньше силы тяжести. Здесь сила инерции, будучи направлена от опоры, уменьшает действие силы тяжести на опору. Так бывает, например, в случаях, когда в начале быстрого приседания тело опускается с ускорением, направленным к опоре. То же самое наблюдается в конце быстрого выпрямления ног, когда вес тела уже замедляет движение тела вверх: отрицательное ускорение (замедление скорости подъёма) уже направлено в это время вниз. Этим уменьшением давления на опору пользуются в слаломе, чтобы легче сместить лыжи под углом при входе в поворот.



**Рис. 4.1.** Момент инерции тела, когда ось вращения не проходит через центр тяжести

Понятие о радиусе инерции позволяет правильнее учесть инертное сопротивление части тела человека при ее вращательном движении.

## Глава 5. БИОМЕХАНИЧЕСКИЕ ХАРАКТЕРИСТИКИ И СТРУКТУРА ДВИЖЕНИЯ

Как известно, движения человека различаются по ряду особенностей. Эти отличительные свойства движений называются их характеристиками. К основным свойствам движений в биомеханике относят: кинематические и динамические характеристики.

*Кинематические* (двигательные) характеристики включают в себя длину, время и их производные – скорость и ускорение.

*Динамические* (силовые) характеристики раскрывают причины различия видов движения. К ним относятся: масса, сила и их производные, которые образуются с участием и кинематических характеристик (момент силы, работа силы, энергия тела и другие).

Сложность двигательного акта в биомеханике раскрывается в понятии о структуре движения. *Структура* (строение, устройство) движений – это внутренние связи между отдельными элементами (частями) движений, а также их характеристиками. Изучая это связи, мы понимаем движение человека не как механическую сумму отдельных частей, сторон, особенностей и характеристик, а как единое целое, обусловленное механизмами управления движением.

### 5.1. Кинематические характеристики

Кинематические характеристики тела человека и его движений – это мера положения и движения человека в пространстве и во времени. Различают *пространственные, временные и пространственно-временные* кинематические характеристики, они дают возможность сравнить размеры тела и его звеньев, особенности движений, их геометрической форме, пути и форме движения.

Знание этих характеристик во многом определяет индивидуализацию техники, поиск оптимальных особенностей движений.

**Пространственные характеристики.** Во время выполнения физических упражнений происходят движения отдельных частей тела и перемещение всего тела в пространстве. Наблюдая движения точек тела, можно заметить случаи, когда все точки тела имеют одинаковые пути, что называется *поступательным движением* тела (рис. 5.1, А). При этом направление движения может быть либо постоянным (прямолинейное движение), либо непрерывно изменяться (криволинейное движение). *Величину пути* ( $L$ ) в поступательном движении измеряют в прямолинейных единицах ( $мм, см, м, км$ ).

Мерой импульса силы служит количество движения, полученное массой тела. *Количество движения* ( $K$ ) – мера поступательного движения тела, характеризующая способность передаваться другому телу в виде механического движения. Количество движения тела измеряется произведением массы тела на прирост скорости за время приложения силы:

$$K = m \cdot (v_1 - v_0) \text{ (кгм/с)}.$$

Количество движения тела может быть определено, например по тому, как долго оно движется до остановки под действием измеренной тормозящей силы.

Импульс силы, приложенной к части тела как к рычагу, действует на плече силы и зависит от него. Значит, здесь речь идет уже о *моменте импульса силы* ( $M_s$ ) (при вращательном движении), о действии силы ( $F$ ), приложенной на плече ( $r$ ) в течение времени ( $t$ ), что выражается формулой:

$$M_s = F \cdot t \cdot r.$$

Мерой момента импульса (при вращательном движении) служит *момент количества движения* ( $K_M$ ):

$$K_M = \sum m \cdot r^2 \cdot \omega,$$

где  $\sum m \cdot r^2 = I$  – это момент инерции;  $\omega$  – угловая скорость.

Вследствие импульса силы и момента силы возникают изменения движения, зависящие от инерционных свойств тела и проявляющиеся в изменении скорости.

Во вращательном движении имеется центростремительное ускорение, направленное перпендикулярно направлению движения. Оно обусловлено нейтральной силой, которая называется центростремительной. *Центростремительная сила* ( $F_N$ ) определяется по формуле:

$$F_N = m \cdot a_N = m \cdot \omega^2 \cdot r = \frac{m \cdot v^2}{r},$$

где  $m$  – масса тела;  $a_N$  – центростремительное ускорение;  $\omega$  – угловая скорость;  $v$  – линейная скорость;  $r$  – радиус вращения.

В свою очередь *центростремительное ускорение* ( $a_N$ ) определяется:

$$a_N = \omega^2 \cdot r = \frac{v^2}{r}.$$

Например, при метании диска сила давления пальцев на диск есть центростремительная сила. Когда пальцы выпускают диск, центростремительная сила прекращает свое действие, исчезает центростремительное ускорение и диск продолжает движение по касательной. Центростремительной силе, как и всякому действию, существует противодействие – сопротивление массы самого диска центростремительному ускорению, в виде давления диска на пальцы. Это сопротивление, направленное по радиусу в противоположную сторону, называется

Момент силы ( $M_F$ ) – это мера вращательного действия силы на тело; он равен произведению силы ( $F$ ) на её плечо ( $r$ ):

$$M_F = F \cdot r.$$

Момент силы, вызывающий вращение по часовой стрелке, принято называть *положительным*, а против часовой стрелки – *отрицательным*. Разные по величине и противоположные по знаку моменты взаимно уравниваются. Угловые ускорения частей тела вызываются моментами сил, т. е. силами, приложенными на плече силы. Так, тяга каждой мышцы образует момент силы относительно оси соответствующего сустава. Силы, извне приложенные к телу во время движения, обычно не проходят через его центр масс, так что возникают моменты сил относительно ЦМ тела.

Понятно, что каждая сила приложена в течение какого-то промежутка времени. Действие силы за время её приложения называется импульсом силы.

Импульс силы ( $S$ ) – это мера воздействия силы на тело за данный промежуток времени (в поступательном движении). За конечный промежуток времени он равен определенному интегралу от элементарного импульса силы, где пределами интегрирования являются моменты начала и конца промежутка времени действия силы:

$$S = \int F \cdot \Delta t.$$

Если импульс силы приложен к покоящемуся телу ( $v_0 = 0$ ), то формула приобретает вид:

$$S = F \cdot t = m \cdot v.$$

От импульса силы зависит прирост скорости тела. Чем дольше приложена сила, тем больше будет прирост скорости. Поэтому в начале движения скорость не может нарасти мгновенно, на это затрачивается необходимое время приложения сил, необходимых для «преодоления инерции».

В упрощенном виде импульс силы можно просчитать по кривой тензограммы усилия, например, при отталкивании в прыжках в высоту или длину, с помощью интегратора или простого планиметра (рис. 5.6).

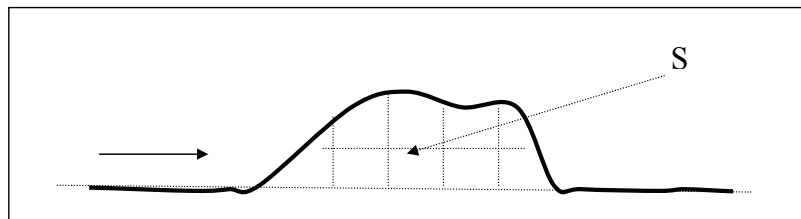


Рис. 5.6. Кривая тензограммы усилия

Так как части тела человека совершают движения в суставах, в большей части случаев траектории разных точек тела неодинаковы. Прежде всего, части тела, вращаясь в суставах вокруг осей, совершают *вращательные движения* (рис. 5.1, Б). Величина перемещения в таких движениях измеряется в угловых единицах (угол поворота). Для всей части тела угол поворота один и тот же, а отдельные точки проходят по дугам разные пути. Путь каждой точки во вращательном движении может быть определен как в угловых (*град, рад*), так и в линейных (*см, м, км*) единицах измерения.

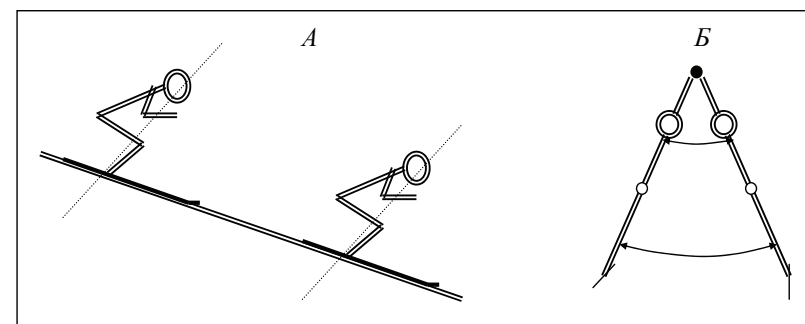
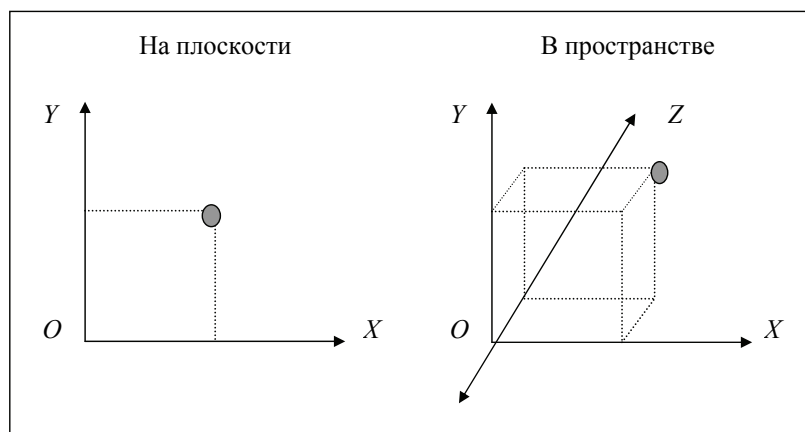


Рис. 5.1. Схема движения лыжника по склону (А) и гимнаста на перекладине (Б)

Кроме того, у тела в целом может быть вращательное движение вокруг закрепленной или свободной оси. Чаще всего во время поступательного или вращательного движения основной массы тела его части совершают еще вращательные движения в отдаленных суставах, поэтому обычно траектории точек тела человека различны.

Всякое движение какого-либо тела всегда наблюдают как относительное движение, как перемещение относительно другого тела (тело отсчета). Например, при метании копья движение его относительно туловища складывается с движением туловища относительно дорожки разбега; в сумме будет движение копья относительно дорожки. Для удобства анализа путь движения может быть разложен на составляющие по выбранным направлениям. Так, движение копья в полете по восходящей части траектории можно разложить на составляющие – *вертикальную* (высота полета) и *горизонтальную* (дальность полета).

Направление отсчета обычно выбирается по системе прямоугольных координат, на плоскости и в пространстве (рис. 5.2).



**Рис. 5.2.** Система прямоугольных координат

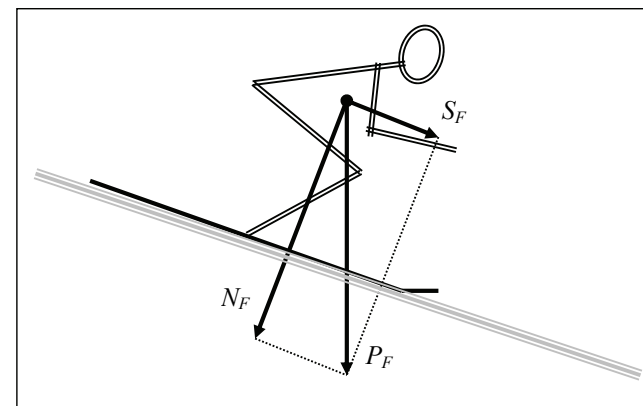
Точкой отсчета является «0», перемещение по горизонтали (вперед, назад) определяется по оси абсцисс ( $X$ ), по вертикали (вверх, вниз) – по оси ординат ( $Y$ ); по оси аппликат ( $Z$ ) – перемещение в поперечном направлении (например, вправо по ходу вперед). Так, голова метателя при разбеге движется не только вперед, вверх и вниз, но и вправо и влево, т. е. по всем осям –  $X$ ,  $Y$ ,  $Z$ .

Во вращательном движении вокруг какой-либо оси направление отсчета выбирается произвольно (по ходу или против часовой стрелки), а началом отсчета может служить начальный радиус относительно линии отвеса и т. п.

При естественном способе положения тела дуговую координату пути ( $L$ ) отсчитывают от начала отсчета « $O$ », выбранного на заранее известной траектории (рис 5.3,  $A$ ). При векторном способе положения точки определяют радиус-вектором ( $r$ ), проведенным из центра « $O$ » данной системы координат к интересующей точке (рис. 5.3,  $B$ ).

Таким образом, к основным пространственным характеристикам движений человека относят координаты и траектории. *Координаты точки* – это пространственная мера местоположения точки относительно системы отсчета. *Траектория точки* – это пространственная характеристика движения: геометрическое место положений движущейся точки в рассматриваемой системе отсчета.

Следовательно, изучая движение, нужно определить: 1) исходное положение, из которого движение начинается; 2) конечное положение, в котором движение заканчивается; 3) ряд мгновенных (непрерывно сменяющихся) промежуточных положений, которые принимает тело при движении.



**Рис. 5.5.** Схема действия силы тяжести ( $P_F$ ) на наклонной плоскости и её составляющие: нормальная ( $N_F$ ) и горизонтальная ( $S_F$ )

С изменением положения части тела человека в пространстве, при котором изменяется угол приложения силы тяжести, её величина не изменяется; однако вращающий момент, т. е. момент силы тяжести, изменяется.

Итак, на тело человека при движении действует ряд сил. Силы, приложенные к телу, действуя динамически, вызывают изменения движения тела, а в соответствующих условиях – перемещения всего тела с ускорением, которое зависит от приложенной силы и массы.

Если ускорение положительно, то сила направлена по ходу движения; её называют *движущей* силой. Когда ускорение отрицательное, то сила направлена против движения; её называют *тормозящей* силой, и, наконец, сила, направленная перпендикулярно движению, обуславливающая нормальное ускорение, называется *нейтральной*. При этом движущие силы увеличивают скорость движения, тормозящие – уменьшают, а нейтральные, не изменяя непосредственно величины скорости, изменяют ее направление.

Движущие силы могут быть приложены не обязательно в течение всего времени движения. Так, при беге на коньках во время скольжения на одном коньке после отталкивания нет движущей силы. Однако движение продолжается в силу действия закона инерции.

Все силы, приложенные к частям тела как к рычагам, имеют плечо силы и поэтому обладают моментами сил или вращающими моментами относительно оси вращения.

Сила ( $F$ ) – это мера механического действия одного тела на другое. Численно она определяется произведением массы тела ( $m$ ) на его ускорение ( $a$ ), вызванное данной силой:

$$F = m \cdot a.$$

Сила тяжести тела ( $P_F$ ) определяется законом всемирного тяготения Ньютона (законом гравитации) и является мерой притяжения тела к Земле:

$$P_F = m \cdot g,$$

где  $m$  – масса тела;  $g$  – ускорение свободного падения тела, равное в пустоте  $981,9 \text{ см/с}^2$  на широте Санкт-Петербурга и  $981,6 \text{ см/с}^2$  на широте Москвы.

По величине сила тяжести равна равнодействующей сил тяжести всех частиц тела человека. Силами притяжения между различными объектами обычно пренебрегают при изучении движения человека, за исключением притяжения к Земле.

Вес тела ( $P$ ) – количественная мера гравитационного взаимодействия объекта с Землей. Вес изменяется пропорционально массе: чем больше масса, тем больше притяжение; но это две различные величины. Вес является силой (производной величиной), тогда как масса (основная единица в системе СИ) – мера количества вещества. Вес представляет взаимодействие между телом и Землей, и величина взаимодействия зависит от взаимодействующих масс и расстояния между ними, поэтому сила тяжести уменьшается по мере увеличения высоты над уровнем моря. На экваторе вследствие суточного вращения земного шара сила тяжести меньше; на полюсах по этой же причине она больше. С опусканием в глубокую шахту сила тяжести становится меньше: с приближением тела к центру Земли вверху остается все большая масса земного шара, которая также притягивает тело в свою сторону. В центре Земли сила тяжести была бы равна нулю. Эти свойства проявляются при разных видах деятельности человека в особых условиях. Например, в космонавтике уменьшение тяжести в условиях микрогравитации имеет свои следствия для управления движением.

Сила тяжести всегда направлена отвесно вниз к центру Земли. Точкой приложения силы тяжести (равнодействующей) служит общий центр тяжести тела.

На наклонной плоскости сила тяжести ( $P_F$ ) может быть разложена на составляющие: нормальную, перпендикулярную к склону ( $N_F$ ) (сила давления), и горизонтальную, параллельную склону ( $S_F$ ) (сила соскальзывания) (рис. 5.5).

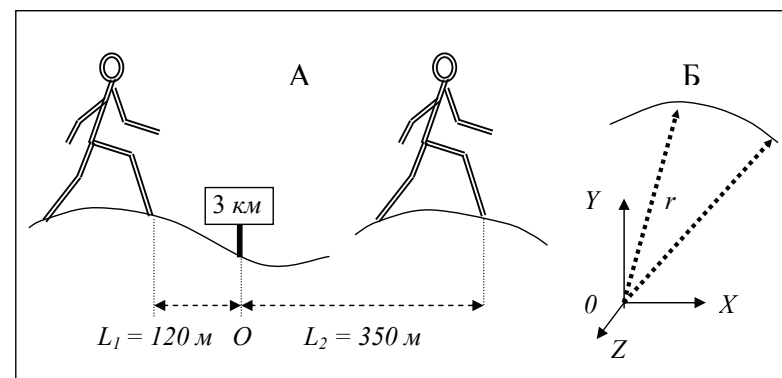


Рис. 5.3. Схема определения пути при естественном (А) и векторном (Б) способах

Для определения траектории движения надо знать, относительно какого тела, в каком направлении, от какого начала отсчета и в каких единицах определяется путь.

**Временные характеристики** – дополняют пространственные данными о затраченном времени. В биомеханике за начало отсчета времени обычно принимается либо момент начала всего движения или его части, либо момент начала наблюдения за движением. В течение одного наблюдения пользуются только одной системой отсчета времени. Единицы измерения могут быть разными (час, мин., с и др.). Направление течения времени может быть выбрано произвольно – от прошлого к будущему или наоборот.

В спорте широко применяется оценка движения по его общей длительности. Однако для понимания частных особенностей движений определяют: длительность отдельных частей движения, движений частей тела, их соотношения во времени.

К временным характеристикам движений относят: момент времени, длительность движения, темп и ритм движений.

**Момент времени ( $t$ )** – это временная мера положения точки тела или системы; например, отрыв стопы от опоры в беге – это момент окончания фазы отталкивания и начала фазы полета. Момент времени выражается формулой:

$$(t) = T.$$

**Длительность движения ( $\Delta t$ )** – это его временная мера, которая измеряется разностью моментов времени между окончанием ( $t_{\text{кон}}$ ) и началом движения ( $t_{\text{нач}}$ ):

$$\Delta t = t_{\text{кон.}} - t_{\text{нач.}}$$

*Темп (или частота) движений (N)* – временная мера их повторности, измеряется количеством движений, повторяющихся в единицу времени:

$$N = \frac{1}{\Delta t}.$$

Темп – величина обратная длительности части движения. По мере утомления темп движений обычно изменяется; вначале в некоторых движениях может наступать учащение за счет уменьшения размаха движений. При сильном утомлении движения становятся реже, их темп снижается, частота уменьшается. При разной степени владения техникой темп движений раскрывает особенности совершенства действий; это более убедительно, когда одновременно изучаются и другие характеристики. Количественные изменения темпа часто отражают существенные изменения структуры движения, поэтому в ряде случаев он может служить одним из показателей степени совершенства движений.

*Ритм движений (R)* – это временная мера соотношения частей движений. Он определяется по соотношению длительности частей движения:

$$R = \Delta t_1 : \Delta t_2 : \Delta t_3 \dots$$

Даже в самом однообразном движении можно выделить различающиеся его части и определить ритм. Когда в ряде повторяющихся движений ритм каждого из них остается одинаковым, говорят о постоянном ритме движений, а если он изменяется, то значит это движения с непостоянным ритмом. Ритм можно наблюдать и в одном движении, например, ритм метания диска; у разных метателей длительность частей движения часто различается, тогда будет различным и ритм.

Ритм движений характеризует, например, отношение времени опоры к времени полета в беге или времени амортизации (сгибания колена) к времени отталкивания (выпрямление ноги) при опоре.

С точки зрения биомеханики, нет ритмичных и неритмичных (аритмичных) движений. В каждом случае есть ритм, т. е. есть различающиеся части движений, имеющие определенную длительность. Ритм в повторяющихся движениях может быть постоянным (это и называют ритмичными движениями) или непостоянным, меняющимся (аритмичным). Ритм может быть благоприятным, правильным, способствующим высокому результату, и неправильным, ошибочным, снижающим результат.

**Пространственно-временные характеристики** показывают как изменяются положения (*скорость*) и движения (*ускорение*) человека во времени.

Наиболее общая скоростная характеристика – *средняя скорость* точки, тела или системы – это весь путь, деленный на всё затраченное время. *Скорость (V)*

Сила инерции как реактивная сила возникает при динамическом действии другой силы.

Важным параметром, представляющим распределение массы тела в уравнениях механики, является момент инерции.

*Момент инерции тела (I)* – это мера инертности или ускорения тела при вращательном движении. Момент инерции тела относительно оси равен сумме произведений масс всех материальных точек тела ( $m_i$ ) на квадраты их расстояний от оси вращения ( $r$ ):

$$I = \sum m_i \cdot r^2 \text{ (г} \cdot \text{см}^2 \text{)}.$$

Изменение расположения масс относительно осей вращения приводит к изменению инертного сопротивления масс тела, а следовательно, и угловых ускорений.

Момент инерции всего тела зависит от позы тела и оси вращения (гл. 4). Изменением позы можно значительно изменить момент инерции. Например, группировка при выполнении сальто уменьшает момент инерции по сравнению с прямым положением тела примерно в три раза.

К одной из важных инерционных характеристик относится и цетростремительное ускорение (см. ниже).

**Силовые характеристики.** К основным силовым характеристикам относятся: сила и момент силы, импульс силы и импульс момента силы.

Движение тела может происходить как под действием приложенной к нему движущей силы, так и без её участия (по инерции), когда приложена только тормозящая сила. В этом и заключается смысл второй части первого закона Ньютона об изменении движения под действием приложенных сил. Иначе говоря, сила не причина движения, а причина изменения движения; силовые характеристики раскрывают связь действия силы с изменением движений.

Если источник возникновения сил – внутри организма, то силы называются внутренними, если извне – внешними. К внутренним силам относятся: активная тяга мышц, силы пассивного сопротивления органов и тканей, внутренние реактивные силы. К внешним силам относят: силу тяжести, вес, силу реакции опоры, силу действия среды (сила лобового сопротивления и подъемная сила), силу инерции, силу упругой деформации, силу тяготения и силу трения. В отдельных случаях какая-либо внутренняя сила может рассматриваться как внешняя, например, действующие силы на одно кинематическое звено могут вызывать силы инерции (противодействующие силы) на другое звено. Также, например, сила мышцы разгибателя голени для всего тела человека – внутренняя сила, но относительно костей голени эта сила внешняя.

Нередко здесь возникает недоумение: почему силы действия и противодействия не уничтожают друг друга? Тут необходимо пояснить, что они приложены не к одной, а к разным точкам и каждая вызывает соответствующее действие. Так, например, сила давления руки придает ускорение ядру, а сила инерции ядра замедляет движение кисти.

Следует сделать еще одно важное замечание относительно приложения силы инерции. Сила инерции ядра как действительная реальная сила приложена не к самому ядру, а к телу, вызывающему ускорение ядра, т. е. к руке. Сила инерции ядра – это мера сопротивления массы ядра при ускорении, и это сопротивление действует на руку, а не на ядро.

Среди динамических характеристик выделяют три основных: инерционные, силовые, энергетические.

**Инерционные характеристики:** масса тела, инерция тела. *Инертность* является свойством любого физического тела, проявляющимся в постепенном изменении скорости с течением времени под действием сил.

*Масса тела* ( $m$ ) – это мера инертности тела при поступательном движении. Она измеряется отношением величины приложенной силы ( $F$ ) к вызываемому ею ускорению ( $a$ ):

$$m = \frac{F}{a}.$$

Одна и та же сила вызовет большее ускорение у тела меньшей массы, чем у тела с большой массой.

В исследованиях движения часто бывает необходимо учитывать не только величину массы, но и ее распределение в теле. На распределение материальных точек в теле указывает местоположение центра масс тела (см. гл. 4).

При ускорениях частей тела возникают сопротивления масс этих частей тела; эти сопротивления проявляются в виде сил инерции масс. Сила инерции передается через те органы и ткани, которые вызвали эти ускорения как *реактивные* (отраженные) силы – в виде рывков, толчков, тяги, напора. Такие реактивные силы передаются не только соседним частям тела. Они по цепи звеньев могут передаваться и к отдельным частям тела, вызывая новые, постепенно затухающие реактивные силы (например, реактивные силы маха).

Таким образом, противодействие массы тела при ускорении и есть сила инерции – как реальная сила, действующая в соответствии с принципами Ньютона. *Сила инерции* ( $F_i$ ) есть мера действия сил на тело, вынуждающая изменить его состояние. Она определяется по формуле:

$$F_i = -m \cdot a.$$

равна первой производной по времени от расстояния в рассматриваемой системе отсчета:

$$V = \frac{\Delta L}{\Delta t} \text{ (см/с, м/с, км/час)}.$$

Для изучения движения человека особенно важно знать, как именно изменяется скорость в процессе движения, какова она в разные моменты времени, в разных местах пути. Так как скорость движений чаще всего не постоянная, а переменная (движение неравномерное), то при анализе упражнений прибегают к определению мгновенной скорости.

*Мгновенная скорость* – это скорость в данный момент времени или в данной точке траектории движения. Она определяется как бесконечно малое изменение пути за соответствующий бесконечно малый промежуток времени.

В равномерном прямолинейном движении мгновенная скорость постоянна; она равна по величине и направлению средней скорости. В каждой точке криволинейного пути эта скорость направлена по касательной к данной кривой. Направление мгновенной скорости в криволинейном пути непрерывно изменяется.

Отношение пути в угловых единицах ко времени есть *угловая скорость* ( $\omega$ ):

$$\omega = \frac{\Delta \varphi}{\Delta t} \text{ (град/с)}.$$

Если рассматривать скорость как изменение положения точки по окружности во времени в линейных единицах, то получится *линейная скорость* ( $V$ ):

$$V = \omega \cdot r.$$

Следовательно, линейную скорость определяют в поступательных движениях точек частей тела и всего тела, а также во вращательных движениях точек тела. Угловую скорость определяют только во вращательных движениях части тела или всего тела.

К скоростным характеристикам относится и *ускорение* ( $a$ ), которое определяется быстротой изменения скорости в единицу времени:

$$a = \frac{\Delta v}{\Delta t} \text{ (м/с}^2\text{)}.$$

Скорость точек или тела в движениях может изменяться, увеличиваясь, уменьшаясь или меняя направление. Поэтому и ускорение различают соответственно *положительное* (при увеличении скорости), *отрицательное* (при уменьшении скорости) и *нормальное*, или *центростремительное* (при изменении только направления скорости).

Если направления движения и скорости всегда совпадают, то направления скорости и ускорения совпадают лишь при положительном ускорении. При



отрицательном ускорении направление его противоположно направлению скорости. Нормальное ускорение всегда перпендикулярно направлению скорости.

Если изучаются изменения линейной скорости и в поступательном и во вращательном движениях, то от деления величины изменения скорости на время её изменения получают *линейное ускорение*. Его определяют и при перемещении по отношению к земле, и в движениях частей тела в суставах. *Угловое ускорение* как отношение изменения угловой скорости ко времени изменения имеется только во вращательном движении.

И линейное, и угловое ускорения можно, как и скорости, получить для всего времени движения как среднее ускорение. Однако эта величина несет мало полезной информации, намного интереснее ускорение в данный момент времени, т. е. *мгновенное ускорение*. Его определяют как бесконечно малое изменение скорости за бесконечно малый промежуток времени.

Известно, что ускорения вызываются приложенными силами, поэтому по ускорению, скорости и другим характеристикам (масса, момент инерции, количество движений и др.) можно определить силы, обуславливающие движения. По кривым скорости, и особенно ускорению, можно достаточно точно определить момент времени какого-либо изменения направления процесса или действия сил на плавно изменяющейся динамической кривой движения тела, звена или точки.

## 5.2. Динамические характеристики

При анализе движений человека обычно рассматривают восемь сил: вес, силу реакции опоры (земли), силу реакции сустава, силу мышц, внутрибрюшное давление, сопротивление среды, силу упругости и силу инерции.

Все движения человека и движимых им тел под действием сил изменяются. К основным динамическим характеристикам относятся *сила* и *масса*. Сила в механике – это мера взаимодействия тел. Результат взаимодействия тел зависит от их масс, сил и кинематических характеристик движения. Чтобы раскрыть механизм движений (причины их возникновения и ход их изменений), исследуют динамические характеристики.

Понятия о статическом и динамическом действии силы, движущих, тормозящих и нейтральных силах, моменте силы и моменте инерции, импульсе силы, количестве движения, моменте импульса и моменте количества движения более глубоко раскрывают действительную динамическую картину.

Тело человека всегда находится под действием множества сил. Источником механических сил служит взаимодействие тел. Если одно тело действует на другое

с какой-то силой, то и другое тело действует на первое с такой же силой, но в противоположном направлении. Всегда есть только двустороннее взаимодействие тел; односторонне действующих сил в природе нет.

Когда бегун стоит на дорожке, сила тяжести его тела (вес) давит на дорожку; на подошвы его обуви с такой же силой давит реакция опоры. Обе силы равны друг другу и противоположны по направлению. В результате такого взаимодействия оба тела (земля и бегун) остаются в относительном покое. В этом случае сила тяжести действует *статически*, изменение движения не происходит.

Если же от приложения силы происходит ускорение, то сила действует *динамически*. Например, при толкании ядра сила давления руки на ядро вызывает его ускорение (рис. 5.4). Здесь сила действия руки на ядро ( $Q$ ) равна и противоположна противодействию ядра, его силе инерции ( $F_i$ ). И при статическом, и при динамическом действии силы возникает равное им противодействие, только при динамическом действии обязательно противодействует также и сила инерции тела, имеющая ускорение от приложения силы.

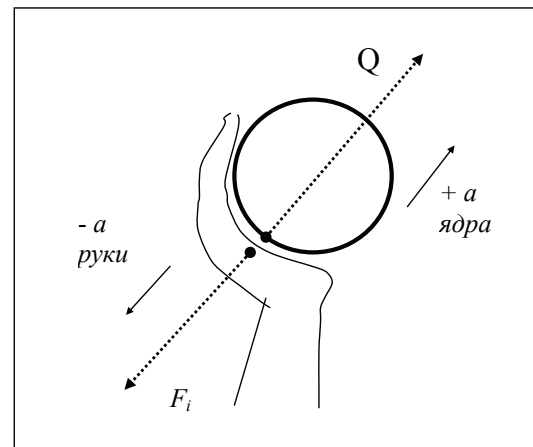


Рис. 5.4. Сила действия руки ( $Q$ ) и сила инерции ядра ( $F_i$ )



**Болезненность и повреждение мышц.** Энергичная физическая активность может оказывать на мышцу различное влияние в пределах от внутриклеточного повреждения мышечных волокон до индуцируемых растяжением мышечных травм (деформаций). Внутриклеточное повреждение часто обуславливает воспалительную реакцию и связано с болезненностью мышц, которая начинается через несколько часов после выполнения упражнения. В противоположность этому деформационная травма обычно проявляется в виде острой болезненной травмы во время выполнения задач, требующих высокого напряжения, и обуславливает необходимость клинического вмешательства.

Поскольку болезненность, связанная с внутриклеточным повреждением, не проявляется до истечения 24-48 часов после выполнения упражнения, она была описана как мышечная болезненность с задержкой проявления. Этот термин отличает болезненность после выполнения упражнения от боли вследствие напряжения, которая может проявиться во время выполнения упражнения. Клинические симптомы, связанные с мышечной болезненностью с задержкой проявления, включают повышение содержания в плазме ферментов, миоглобина и белковых метаболитов, структурное повреждение внутриклеточных компонентов мышечных волокон и временное усиление мышечной слабости.

Существует мнение, что болезненность с задержкой проявления чаще возникает при эксцентрических сокращениях, чем при других режимах работы мышц. Почему это происходит? Вспомним, что при эксцентрическом сокращении активная мышца удлиняется, так как вращающий момент превышает таковой, создаваемый самой мышцей. По этой схеме циклическое изменение поперечных мостиков может включать изменение фазы разъединения, во время которой механически разрушается акто-миозиновая связь, и может иметь место избирательное возбуждение более крупных двигательных единиц.

Как известно, физическая активность усиливает *метаболические* и *механические* факторы, которые могут повредить мышцу и обусловить болезненность.

Метаболические факторы включают: а) высокую температуру, которая может разрушать белковые структуры; б) недостаточное митохондриальное дыхание, которое может снижать уровни аденозинтрифосфата и, следовательно, энергии, необходимой для удаления кальция из цитоплазмы; в) пониженный pH, обуславливаемый повышенным содержанием молочной кислоты; г) образование свободных радикалов  $O_2$  и перекисное окисление липидов, которые могут инициировать мышечную травму. Поскольку эксцентрические сокращения связаны с большими усилиями, можно предположить, что механическим

*Работа силы трения* ( $A_s$ ) определяется произведением коэффициента трения ( $\mu$ ) на силу нормального давления ( $N_F$ ) и путь его приложения ( $L$ ):

$$A_s = -\mu \cdot N_F \cdot L.$$

Как видно, работа силы тяжести и силы упругости не зависят от формы траектории тела; работа же силы трения зависит от длины пути и, следовательно, траектории.

При энергетических расчетах для оценки роли силы определяют мощность силы, характеризующей важную сторону её эффекта – быстроту совершения работы, количество работы в единицу времени как меру работоспособности.

*Мощность работы силы* ( $N$ ) в поступательном движении равна отношению произведения силы ( $F$ ) на путь ее приложения ( $L$ ) ко времени ( $t$ ) или скорости ( $v$ ):

$$N = \frac{F \cdot L}{t} = \frac{\Delta A}{\Delta t} = F \cdot v \text{ (Вт, кгм/с)}.$$

В приложении 2 приводится множество частных формул для определения мощности той или иной механической работы.

В движениях человека можно измерить внешнюю механическую работу, энергию тела, мощность работы сил, что дает представление о работе сил мышц. Однако не существует способа точно определить работу статически напряженных мышц и часть физиологической работы мышц, не переходящую в механическую энергию. Исключение составляют острые эксперименты на изолированной мышце.

Когда сила совершает работу, изменяется запас *энергии тела*. В биомеханике различают кинетическую и потенциальную энергию тела. Если под действием силы тело увеличивает скорость, то увеличивается его кинетическая энергия.

*Кинетическая энергия тела* ( $E_k$ ) – это энергия его механического движения, определяющая возможность совершать работу.

При поступательном движении кинетическая энергия ( $E_{k(ном)}$ ) определяется половиной произведения массы тела ( $m$ ) на квадрат его скорости ( $v^2$ ):

$$E_{k(ном)} = \frac{m \cdot v^2}{2} \text{ (эрг, Дж, кгм)}.$$

При вращательном движении кинетическая энергия ( $E_{k(вр)}$ ) равна половине произведения момента инерции ( $I$ ) вращающегося тела на квадрат его угловой скорости ( $\omega^2$ ):

$$E_{k(вр)} = \frac{I \cdot \omega^2}{2} \text{ (г} \cdot \text{см}^2 \cdot \text{град}^2/\text{с}^2; \text{кг} \cdot \text{м}^2 \cdot \text{град}^2/\text{с}^2 \text{)}.$$

Иначе говоря, кинетическая энергия системы при поступательном движении равна сумме кинетической энергии её масс, а при вращательном – сумме энергии движения относительно центра массы тела.

Если под действием силы тело поднялось вверх, то скорость его к концу движения упадет до нуля, кинетическая энергия полностью израсходуется, зато накопится потенциальная энергия. Когда сила прекратит свое действие, тело может продолжать движение по инерции, пока не израсходуется вся его кинетическая энергия на преодоление тормозящих сил.

*Потенциальная энергия* ( $E_p$ ) – это запас механической энергии в покое. В биомеханике принято различать потенциальную энергию силы тяжести и силы упругости.

*Потенциальная энергия силы тяжести* ( $E_{p(PF)}$ ) равна произведению силы тяжести ( $P_F$ ) на разность уровней начального и конечного положения тела над Землей ( $\Delta h$ ):

$$E_{p(PF)} = P_F \cdot \Delta h \text{ (эрг, Дж, кгм)}.$$

*Потенциальная энергия упругодеформированного тела* ( $E_{p(E\varepsilon)}$ ) равна половине произведения модуля упругости ( $E$ ) на деформацию тела ( $\varepsilon$ ):

$$F_{p(E\varepsilon)} = \frac{E \cdot \varepsilon^2}{2}.$$

Потенциальная энергия возникает за счет кинетической энергии (подъем тела, растягивание мышцы) и при изменении положения (падение тела, ускорение мышцы) переходит в кинетическую.

*Полная механическая энергия системы* равна сумме кинетической и потенциальной энергии.

В движениях человека одни виды движения переходят в другие. При этом энергия как мера движения материи также переходит из одного вида в другой. Так, например, химическая энергия в мышцах превращается в механическую. Сила тяги мышц совершает работу и преобразует потенциальную энергию в кинетическую энергию движущихся звеньев тела и внешних тел. Механическая энергия внешних тел (кинетическая) передается при их действии на тело человека, преобразуется в потенциальную энергию растягиваемых мышц-антагонистов и в рассеивающуюся тепловую энергию.

Одной из важных задач биомеханики является определение эффективности выполнения мышечной работы.

Эффективность приложения сил принято оценивать по *коэффициенту полезного действия (КПД)* – отношению полезной работы ( $A_n$ ) ко всей затраченной работе ( $A$ ) движущих сил:

$$КПД = \frac{A_n}{A} \cdot 100\%.$$

вероятно, в наименьшей степени вызывает обусловливаемое растяжением возбуждение мышцы.

Логическим обоснованием методики сокращения агониста является возбуждение рефлекса реципрокного торможения в отношении антагониста (мышца, которая должна быть растянута) в результате сокращения агониста. По-видимому, механизм сокращения агониста предполагает включение его возбуждения и посредством реципрокного торможения релаксацию антагониста.

Результаты исследования показывают, что улучшение гибкости при статическом растяжении подобно тому, которое достигается при баллистическом растягивании, но последнее обуславливает болезненность мышц.

С точки зрения реабилитационных мероприятий интересны факты, что при отсутствии неврального входного сигнала последовательные пассивные растягивания могут увеличивать длину мышечно-сухожильной единицы. Причем нагрузка на мышечно-сухожильную единицу, обуславливаемая её пассивными свойствами (соединительная ткань), будет уменьшаться при растягиваниях до предписываемой длины.

Несмотря на неопределенность вклада невральной бессимптомности в изменения гибкости, соединительная ткань, очевидно, играет важную роль в ограничении диапазона движения. Поэтому упражнения на гибкость должны быть направлены на изменение длины структур соединительной ткани. Для достижения этой цели упражнения на гибкость должны вызывать пластичные, а не упругие изменения соединительной ткани, так как пластичные изменения обуславливают более постоянные изменения длины тканей. Относительные соотношения упругости и пластичности в пределах растягивания определяются прилагаемым усилием и продолжительностью его приложения, а также температурой тканей. Продолжительное растягивание при малом усилии оптимизирует пластичные изменения. Существует компромисс между удлинением и ослаблением: пластичные изменения, индуцируемые в ткани, обуславливают молекулярную перестройку и ослабление ткани. Тем не менее, это напряжение стимулирует адаптацию ткани, и ослабление является лишь кратковременным при условии, что напряжение не слишком большое. Ткань наиболее растяжима при более высокой температуре, например, в конце тренировки, а долговременное удлинение наибольшее, если растягивание осуществляется после охлаждения ткани. В некоторых случаях предлагается во время растягивания даже применение пузырей со льдом для содействия эффекту охлаждения. Следовательно, эффективное растягивание для улучшения гибкости должно предусматривать продолжительные растяжения в условиях малого усилия и выполняться в конце тренировки.

отличие заключается в продолжительности эффекта. Преимущества разминки должны сохраняться во время последующей физической деятельности, в то время как задача упражнений для повышения гибкости – индуцирование более продолжительного изменения диапазона (размаха) движения.

Цель упражнений для повышения гибкости – увеличение диапазона движения путем *пассивного* (статического) растягивания мышц конечностей либо путем *активного* растягивания (динамического) одной или нескольких мышц. Типичным примером статического растягивания является попытка увеличить диапазон сгибания тазобедренных суставов и выпрямления коленных суставов в результате наклона вперед из вертикального прямого положения тела, удерживая колени выпрямленными и пытаясь коснуться пальцами кисти пальцев стопы. Человеку дается указание сохранять мышцы ног пассивными и удерживать позицию растяжения в течение 15-30 с. Один из вариантов этого упражнения заключается в разгибании и наклонах с попыткой коснуться пальцев стопы, а не в удерживании непрерывного растяжения; вариант разгибания и сгибания называется *баллистическим растяжением*.

Статическое растяжение хотя и является наиболее распространенным упражнением, улучшающим гибкость, в реабилитационных целях отдается предпочтение упражнениям, в которых растягивание сочетается с возбуждением мышц-агонистов или мышц-антагонистов. Эти методики упражнений, применяемые в реабилитации, направлены прежде всего на улучшение нервно-мышечной передачи проприорецептивных импульсов. *Фиксационно-релаксационное растяжение* включает первоначальное (произвольное) максимальное изометрическое сокращение мышцы, подлежащей растягиванию (антагонист), с последующими релаксацией и растяжением мышцы (пассивное) до предела диапазона движения. Упражнения такого типа выполняются при содействии партнера или методиста. Растягивание с сокращением агониста требует содействия партнера, который перемещает конечность участника таким образом, чтобы сустав находился на пределе вращения. Участник сокращает мышцу-агонист (например, квадрицепс феморис), в то время как партнер прилагает усилие к конечности для растягивания мышцы-антагониста (например, сухожилий, ограничивающих с боков подколенную ямку). Фиксационно-релаксационная методика с сокращением агониста является комбинацией методик фиксационно-релаксационного растяжения и растягивания с сокращением агониста.

*Фиксационно-релаксационная методика* предназначена для растягивания мышцы, когда двигательные альфа-нейроны наименее возбудимы, в результате чего афферентный входной сигнал от детекторов длины (мышечных веретен),

Более детально с методами определения энергетических характеристик можно ознакомиться в приложении 2 настоящей книги.

### 5.3. Структура движений

После аналитического разбора характеристик движения необходимо синтетическое изучение его структуры как целого.

*Структура движений* – это определенная взаимосвязь его составных частей. Эта взаимосвязь обуславливает выполнение всех частей движения как единого целого в пространстве и во времени в результате взаимодействия внутренних и внешних сил.

**Структура как проявление взаимодействия.** Между множеством элементов, объединенных в систему движений, имеются очень сложные закономерности взаимодействия и взаимосвязи. С одной стороны, элементы, будучи взаимно связанными, помогают друг другу, способствуют совершенствованию системы, порождают саму систему и ее особенности. Такие связи называются системообразующие. С другой стороны, неизбежны и внутренние взаимные помехи.

Наиболее частые помехи, возникающие внутри системы, можно разделить на две группы.

Во-первых, это рассогласования тяги мышц. Невозможно идеально точно согласовать время начала и окончания мышечных усилий, их величину, быстроту их нарастания и спада. В двигательном действии принимают участие большое множество мышц, и неизбежно возникают в них те или иные отклонения в точности взаимодействия.

Во-вторых, в сложных кинематических цепях при движении с ускорением возникает множество внутренних сил (инерционные, упругие, реактивные и др.), которые передаются по биокинематическим цепям, отражаются, сталкиваются. Все это также создает существенные помехи, предусмотреть которые невозможно.

Очень важно понять, что закономерности взаимодействий представляют собой сложную структуру всей системы движений, включающую структуры её подсистем. *Структура системы движений* – это не сами движения, не механическая сумма элементов, а способ их организации в систему, где каждая часть подчинена целому движению, зависит от него и сама, в свою очередь, влияет на него. С изменением одной части, одного элемента движения изменяются и его взаимосвязь с другими элементами и сами эти элементы. Так, возникновение

одной какой-либо ошибки в элементе движения отражается на всем движении в целом.

Один и тот же элемент движения может вызвать разный эффект в зависимости от его места и времени выполнения в двигательном действии. Под влиянием предшествующих фаз движений такой элемент может измениться по значению в сравнении с его изолированным выполнением и далее будет иначе влиять на последующие фазы движения. Иначе говоря, соединение элементов двигательной деятельности, частей движений в целостную структуру приводит к новым чертам, новым особенностям.

Взаимозависимость частей движения играет большую роль в физиологическом обосновании чередования и сочетания различных видов статической и динамической работы мышц. Одна и та же работа в разных условиях может давать различный эффект. Так, статическое напряжение мышц, в одних условиях ведущее к быстрому утомлению, в определенных случаях способствует повышению работоспособности других мышц, совершающих динамическую работу.

Таким образом, структура системы движений определяет качество самой системы, ее совершенство. От структуры зависит возникновение новых свойств системы, а значит, и возможности ее развития. С развитием системы повышается полезный эффект структуры, снижаются внутренние помехи. Вследствие внутренних взаимодействий в подсистемах у целостной системы движений возникают новые системные свойства. Эти свойства отсутствуют у каждого из отдельно взятых ее элементов.

От того, насколько прочны или податливы установившиеся взаимодействия в системе, зависит развитие системы: как закреплено достигнутое, насколько возможно его изменение, прогрессивное совершенствование системы.

Различают двигательную, информационную и обобщенную структуры движений.

**Двигательная структура** – это закономерности взаимосвязи движений в пространстве и во времени, а также закономерности силовых и энергетических взаимодействий в системе движений. Если *кинематическая структура* воссоздает всю внешнюю картину движения в целом, его форму и характер, то *динамическая* раскрывает взаимодействие сил, обуславливающих кинематическую структуру. Лишь все вместе они раскрывают внешнюю и внутреннюю картину движения в целом и позволяют объяснить механизмы его возникновения.

Движения человека всегда происходят в условиях окружающей среды, с которой он неразрывно связан, находится в непрерывном взаимодействии. Одна из

*гипотонус*, появляются у лиц с нарушениями функций полушарий мозжечка, со спинномозговыми травмами (рассечениями).

Повышение мышечного тонуса, называемое *гипертонусом*, обуславливается устойчивым состоянием повышенной активности двигательных нейронов. Двумя наиболее общими формами гипертонуса являются мышечная спастичность и ригидность.

*Мышечная спастичность* – патологически индицируемое состояние повышенной возбудимости рефлекса растяжения мышцы. Рефлекс растяжения спастической мышцы более сильный, чем рефлекс нормальной мышцы. Более того, этот повышенный рефлекс растяжения мышцы увеличивается со скоростью растяжения. В основе мышечной спастичности лежат многие механизмы, включая изменения возбудимости двигательных нейронов, постсинаптическую повышенную чувствительность к нейромедиатору и повышение пассивных тиксотропных свойств мышцы. Симптомы, связанные с мышечной спастичностью, включают: повышенное пассивное сопротивление движению в одном направлении; повышенную активность сухожильного рефлекса, вызываемого легким ударом; принятие характерного положения соответствующей конечностью; явную неспособность расслаблять соответствующую мышцу и неспособность приводить в движение соответствующий сустав быстро или в чередующихся направлениях. Неправильное представление, связанное с мышечной спастичностью, заключается в том, что изменения мышечного тонуса ухудшают способность осуществлять движение. Это неправильно. Спастичность мышцы-антагониста не является основным фактором, ухудшающим ее способность осуществлять движение. Это ухудшение обуславливается неспособностью мышцы-агониста использовать достаточное количество двигательных единиц.

Другой формой гипертонуса является *ригидность*. Симптомы ригидности и мышечной спастичности заметно отличаются. Симптомы, связанные с ригидностью, включают двунаправленное сопротивление движению, не зависящее от его скорости, которое наблюдается при отсутствии повышенного сухожильного рефлекса, вызываемого легким ударом. Наиболее общий пример ригидности наблюдается при болезни Паркинсона и включает постоянное сокращение мышц, которое может проявляться при пассивной манипуляции в виде ряда прерывистых резких движений (шестеренная ригидность).

**Гибкость.** Часто нельзя различить разминочные упражнения и упражнения, предназначенные для повышения гибкости. Одна из функций разминки – снижение жесткости мышц связанной с тиксотропностью, которое отличается от увеличения диапазона движения или гибкости относительно сустава. Основное

использовании внешнего источника тепла) изменении температуры мышц. Как показывают исследования, лучший эффект аэробного обеспечения мышечной работы дает активная разминка. Причем продолжительность разминки должна превышать пять минут, с интенсивностью, достаточной для возникновения потоотделения и повышения активности кардиореспираторной системы. Повысившаяся в результате таких действий температура мышц снижается примерно через 15 мин после разминки; следовательно, время между разминкой и событием не должно превышать этого периода времени. К тому же разминка, выполняемая для повышения внутренней температуры, организуется с учетом характера предстоящей деятельности и температуры окружающей среды.

Одна из целей разминки заключается также в минимизации *жесткости мышц* посредством приведения в действие большинства основных групп мышц во всем диапазоне движения. Разминка разрушает актин-миозиновые связи и снижает пассивную жесткость мышцы. Поскольку мы предпочитаем начинать действие или движение с разминки, это означает предпочтение нервной системы управлять мышцей, когда она находится в состоянии минимальной жесткости. В противоположность этому повышение жесткости вследствие бездействия снижает чувствительность мышцы к возмущениям и может облегчать управление положением тела.

Показано, что повышение жесткости мышц можно исключить с помощью активных или пассивных движений, но не посредством изометрических сокращений. Этот эффект был отнесен к тиксотропному свойству мышцы. *Тиксотропия* – свойство, которым характеризуются различные гели, например, мышца. Гели становятся жидкими при встряхивании, перемешивании или ином возмущении и снова застывают при отстаивании. Представляется, что повышение жесткости мышцы в состоянии покоя обусловлено качественно подобным механизмом.

Тиксотропное свойство мышцы обуславливает её пассивную жесткость, которая противодействует изменениям ее длины. Это сопротивление релаксационной мышцы растягиванию клиницисты называют *мышечным тонусом*. Сопротивление растягиванию, конечно, может дополняться рефлексом растяжения мышцы, но это не происходит у ослабленного субъекта, когда скорость растягивания характеризуется амплитудой в пределах от малой до средней величин.

Изменения мышечного тонуса могут быть использованы для идентификации пред- и патологических состояний. Понижения мышечного тонуса, известные как

простейших сторон этого взаимодействия – механическое взаимодействие тела человека с окружающей физической средой при движении.

Внутренние и внешние силы неразрывно связаны между собой, находятся в единстве друг с другом. При всем качественном многообразии внутренних и внешних сил все они являются материальными силами, обуславливающими неисчерпаемое богатство возможностей движений человека. Единство всех сил позволяет при изучении движений оперировать с ними, как с векторами: складывать их, делать разложение, переносить и т. д., при условии, что правильно учитываются свойства двигательной системы.

Движения человека, их результат зависит от внутренних и от внешних сил, от того, как они совместно складываются в динамическую структуру в едином целостном двигательном акте. Все это используется при становлении, формировании, совершенствовании двигательных навыков и реабилитации двигательной системы.

Сложнейшее взаимодействие процессов реализации движений с условиями окружающей среды можно правильно понять только с позиций *принципа нервизма*. В основе изучения движений всегда лежат закономерности высшей нервной деятельности человека, от которых зависят возможности приспособительных реакций к изменяющимся условиям среды.

В этом контексте убедительно гласит *принцип детерминизма* (причинности) И. П. Павлова – «нет действия без повода, причины, толчка». Этот принцип позволяет установить зависимость двигательных актов от многочисленных факторов внешней среды и состояния самого организма. Движения человека управляются нервной системой, деятельность которой обусловлена воздействием внешней и внутренней среды организма. Так называемые произвольные движения человека причинно обусловлены множеством факторов. К ним относятся действия внешних сил, обстановка, в которой совершается движение и др. Вместе с тем произвольные движения – следствие психической деятельности мозга человека. Последняя же в свою очередь причинно обусловлена как внешними, так и внутренними (физиологические процессы) факторами среды.

Важно подчеркнуть, что каждое движение представляет собой завершающее звено сложнейших нервных процессов.

Если детально рассматривать любой вид биологической работы организма человека, в том числе и мышечную активность, то очевидно, что она совершается благодаря передаче нервных импульсов от рецепторов к центральным механизмам управления, от них к эффекторам и обратно к центрам, при наличии передачи

некоторой информации. Более подробно теория управления движением представлена в гл. 8.

**Информационная структура движения** – это закономерности взаимосвязей между элементами информации, без которых невозможно управление движениями.

Существуют сенсорные структуры осведомительной информации (зрительной, звуковой, тактильной, проприорецептивной). Множество подобной информации (нервных импульсов) объединяются, анализируются, синтезируются на уровне центральных механизмов управления, образуя так называемые «чувства» (например, «чувство равновесия», «чувство осанки», «чувство дистанции» и др.). Эта информация перерабатывается, обобщается, корректируется и служит основанием для правильного отражения действительности и принятия решения на уровне центральных механизмов управления движением.

Воздействия, связанные с исполнением движения, отражаются в сознании в виде памяти. Это проявляется, в частности, в формировании так называемого *динамического стереотипа*.

Формируется еще один вид информационных структур – психологический. Это то, что человек знает о движениях, об общих и частных требованиях к ним, о своих движениях и технике других спортсменов. Именно формирование этих структур позволяет спортсмену давать себе задания, активно действовать. Создается своего рода модель (образец) предстоящего действия.

Различают и эффекторные структуры командной информации, т. е. совокупность команд к мышцам и другим органам для управления самим движением, его энергетическим и вегетативным обеспечением.

Среди информационных структур движения также различают произвольные и автономные команды. Осознавание цели и хода действий, и произвольное управление движениями не снижает роли автоматического управления; наоборот, это обеспечивает лучшее использование автоматизмов. Как известно, автоматизация движения обусловлена упрочением временных связей в центральной нервной системе на основе четко организованного циклического взаимодействия между рецепторными и эффекторными процессами.

**Обобщенные структуры** – это закономерности взаимосвязей разных сторон действия, обусловленных сочетанием разных видов структур.

Среди множества возможных обобщенных структур чаще всего изучают ритмические, фазовые и координационные.

*Ритмические структуры* – это закономерности взаимосвязей движений во времени, соотношение длительностей частей всего двигательного акта или

## Глава 7. ПРИСПОСОБЛЯЕМОСТЬ ДВИГАТЕЛЬНОЙ СИСТЕМЫ

Подвергаясь кратковременному или длительному напряжению, двигательная система может приспосабливаться к изменяющимся потребностям. Эти адаптивные или приспособительные изменения могут быть экстенсивными, оказывающими влияние на большинство как морфологических, так и функциональных характеристик двигательной системы.

### 7.1. Кратковременные адаптации

**Разминка.** Эффекты разминки заключаются в ряде физиологических сдвигов, обеспечивающих готовность организма, и в частности, мышечной системы к предстоящей деятельности. Разминка оказывает значительное влияние на зависящие от температуры физиологические процессы. Повышение внутренней температуры в результате разминки увеличивает диссоциацию кислорода из оксигемоглобина и миоглобина, мышечный кровоток, интенсивность метаболических реакций, понижает вязкость мышц, повышает растяжимость соединительной ткани и повышает скорость передачи нервного импульса к мышце.

Одним из примеров разминки является повышение результативности в прыжке в высоту. Это происходит в результате повышения температуры мышц, обуславливающих скорость её сокращения. Так, повышение температуры мышц на 3,1°C уменьшает продолжительность сокращения и время полурелаксации соответственно на 7 и 22%, но не влияет на одиночное или тетаническое напряжение. В противоположность этому снижение температуры мышц приводит к увеличению продолжительности сокращения и время полурелаксации. Наблюдения показывают, что релаксация в большей степени зависит от температуры мышц, чем от создания усилия.

Если изменение температуры существенно, она может повлиять на максимальное изометрическое усилие. Экспериментально установлено, что максимальное изометрическое усилие мышцы кисти остается относительно постоянным при охлаждении до 25°C, но уменьшается примерно на 30% при охлаждении в диапазоне 12-15°C.

Существует предположение, что наилучшей стратегией обеспечения изменений температуры мышц при измерении максимального усилия является разминка, связанная с предстоящим видом деятельности. В этой связи интересны факты об *активном* (связанном с работой мышц) и *пассивном* (например, при

Более эффективное приближение к перекладине достигается за счет движений плечевого пояса со всем телом, относительно плечевых суставов, что может давать приближение к оси вращения до 10 см.

Если тело движется вниз, то происходит его отдаление от оси вращения – снаряда (часто это делается сознательно, чтобы увеличить скорость движения), что увеличивает запас потенциальной энергии. Важное значение в механизмах наращивания скорости вращения тела имеют маховые движения.

**Вращения в безопорных фазах движения.** При отсутствии опоры, в полете, вращательные движения происходят вокруг осей, проходящих через общий центр тяжести. В большинстве случаев имеет место начальное вращение, когда тело человека еще не оставило опоры. Далее в полете решающую роль играет изменение момента инерции. Изменяя форму тела – сгибаясь и разгибаясь, отводя и приводя конечности, – человек изменяет момент инерции тела, а это изменяет угловую скорость вращения. Например, она увеличивается посредством группировки, когда массы звеньев тела приближаются к оси вращения, и уменьшается разгруппировкой, когда массы тела отдаляются от оси вращения.

Изменением позы тела и отдельными движениями можно изменить ось вращения тела. Например, в прыжках в воду в течение полета, меняются оси вращения тела (продольная или поперечная). Изменение момента вращения обеспечивает своевременное начало ускорения вращения и его прекращение.

В отдельных случаях используется сопротивление среды (газообразной или жидкой), которое создает неравенство давления на разные участки поверхности тела, расположенные по обеим сторонам от оси вращения. Например, мышечными усилиями можно изменить положение тела в пространстве и его форму (в прыжках с парашютом, в прыжках с трамплина в воду, на батуте и т. п.).

Таким образом, изменяя лобовое сопротивление среды, можно изменить скорость вращения, падения, траекторию движения.

действия. Здесь учитывается и то, как распределены во времени акценты усилий, как от них зависит скорость и длительность последующих движений.

**Фазовая структура** – это основные закономерности взаимодействия, взаимосвязи фаз по их различным кинематическим и динамическим характеристикам. Изучение фазовой структуры позволяет не только глубже понять, но и определить роль каждой фазы в целом упражнении.

**Координационная структура** представляет собой совокупность всех основных внутренних взаимосвязей в системе движений, а также взаимодействий человека с его внешним окружением во время выполнения упражнения. Это понятие более широкое. Если общая структура рассматривает в основном только внутреннюю организацию системы движений, то координационная охватывает саму систему движений и ее взаимодействие с окружением.

## Глава 6. РАЗНОВИДНОСТИ ДВИЖЕНИЙ И ИХ БИОМЕХАНИЧЕСКИЕ ОСОБЕННОСТИ

Движения человека при физических упражнениях отличаются огромным разнообразием. При изучении закономерностей движений становится возможным объединить их в группы, характеризующиеся общими особенностями. Классификация движений по тем или иным сходным признакам отражает действительную их близость. В то же время классификация облегчает дальнейшее изучение сходных и различных движений.

Задача классификации физических упражнений по биомеханическому признаку достаточно сложна, поскольку их можно насчитать большое количество. Принято условно различать три группы движений: 1-я – локомоторные движения, преимущественно поступательные перемещения; 2-я – вращательные движения, происходящие вокруг закрепленных или свободных осей; 3-я – сложные пространственные движения, включающие в себя как поступательные, так и вращательные движения.

Внутри каждой группы различают также движения циклические и ациклические. *Циклические* состоят из ряда повторяющихся движений. *Ациклические* движения имеют характерное начало, и окончание и по своему смыслу в целом не повторяются.

*Локомоторные движения* – это перемещения всего тела человека в пространстве за счет собственных активных сил, за счет мышечной работы. Локомоторные движения могут иметь разные проявления: по способу отталкивания от опоры или среды; притягивания к опоре; по смешанному типу. Эти движения не длительные, на относительно небольшие расстояния, чаще бывают ациклическими. Более длительные перемещения представляют собой циклические движения с многократным повторением рабочих движений. Многие локомоции определяют основу техники в отдельных видах спорта, в некоторых из них (спортивные игры, единоборства, гимнастика и др.) локомоторные движения играют вспомогательную роль.

Разберем некоторые биомеханические закономерности локомоторных движений.

**Движущие и тормозящие силы.** Как было показано раньше, перемещение тела не бывает ни без движущих, ни без тормозящих сил. Для переместительных движений характерна активная работа мышц, которые вызывают и используют внешние силы для перемещения тела в пространстве.

При уже имеющемся вращении возможно его поддержание и ускорение, для чего могут использоваться и внешние и внутренние силы (например, при встречных движениях частей тела).

С приближением масс тела к оси вращения момент инерции уменьшается (см. гл. 4). Однако, поскольку момент количества движения ( $\sum m \cdot r^2 \cdot \omega$ ), при постоянной силе действия, измениться не может, то приближение масс тела к оси вращения увеличивает угловую скорость. Соответственно, увеличение радиуса вращения приводит к уменьшению угловой скорости.

Таким образом, изменением радиуса вращения, момента инерции, смещением центра тяжести от оси вращения, использованием внешних сил (сопротивление среды при изменении лобовой поверхности) можно изменять угловую скорость и, следовательно, увеличивать или уменьшать вращения, вплоть до его остановки.

**Вращение вокруг закрепленных осей.** При вращении вокруг закрепленной внешней оси реакция оси действует на тело человека как центробежная сила, которая обуславливает ускорение. Она не дает телу двигаться по инерции прямолинейно, а создает криволинейное движение, как, например, при оборотах на перекладине в гимнастике.

При центробежном ускорении имеется сопротивление массы тела этому ускорению в виде центробежной силы, которая по своей природе есть сила инерции. Например, если при движении гимнаста (обороты на перекладине) вниз момент силы тяжести увеличивает скорость вращения, то во время движения тела по дуге вверх момент силы тяжести играет тормозящую роль.

Тело, поднятое на известную высоту, обладает запасом энергии в виде потенциальной энергии. В результате падения вниз, это тело может совершить работу за счет силы тяжести, равную запасу потенциальной энергии. Потенциальная энергия измеряется произведением веса тела на высоту возможного падения (см. гл. 5).

Поскольку на преодоление внешнего сопротивления (воздуха, трения рук по перекладине) тратится часть потенциальной и кинетической энергии, её необходимо восполнять для последующего движения. Этим механизмом служат внутренние силы гимнаста, силы напряжения мышц (когда при подъеме некоторое подтягивание тела к оси вращения уменьшает момент инерции, а при движении вниз энергия, затраченная на приближение тела к оси, переходит в потенциальную энергию). Приближение центра тяжести массы тела к оси вращения достигается (исходя из жестких правил соревнований в гимнастике) за счет движений в поясничной части позвоночного столба, тазобедренных и коленных суставах.



к снижению скорости вылета мяча. Это может быть связано с нарушением техники или координации движения. К примеру когда выполняется удар расслабленной кистью, то с мячом будет взаимодействовать только масса ракетки и кисти. Если же ударяющее звено представляет собой как бы единое твердое тело, то эффективность удара будет высокая. При одной и той же скорости нанесения удара скорость тела может быть разной, что определяется неодинаковой ударной массой, величина которой может использоваться как критерий эффективности техники удара. Определить ударную массу можно косвенно по отношению: скорость мяча после удара к скорости ударяющего сегмента до удара. Например, в футболе эффективность ударного взаимодействия изменяется от 1,2 до 1,65 усл. ед.

Можно не обладать большой мышечной силой, но владеть очень сильным ударом (в боксе, волейболе, футболе и др.) за счет способности сообщать движению большую скорость.

Таким образом, координация движений при максимально сильных ударах подчиняется двум требованиям: 1) сообщение наибольшей скорости ударяющему звену к моменту соприкосновения с ударяемым телом; 2) увеличение ударной массы в момент удара. Второе часто достигается «закреплением» отдельных звеньев ударяющего сегмента и увеличением радиуса вращения, что особенно широко используется в ударах в боксе.

Наконец, точность удара в решающей мере обеспечивается правильными действиями при замахе и ударном движении, чего не хватает у начинающих спортсменов. Известно, например, что в футболе место постановки опорной ноги определяет целевую точность удара примерно на 60-80%.

#### Биодинамика вращательных движений.

**Изменение скорости вращательных движений.** Вращательное движение не возникает, если силы, действующие на тело, взаимно уравновешиваются. Его не будет также при прохождении действующей силы через общий центр тяжести тела. Только наличие плеча силы обуславливает вращающий момент.

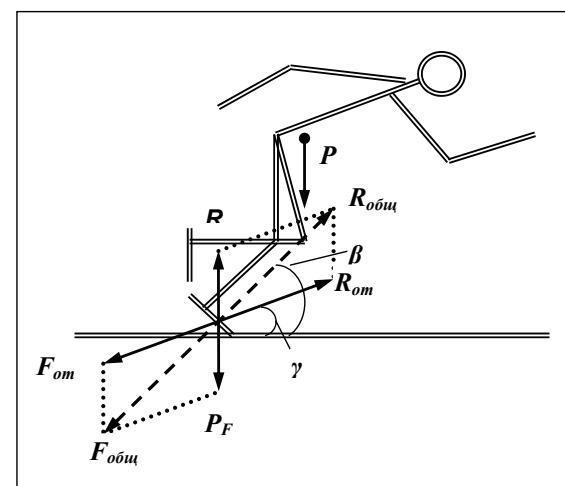
Во многих случаях вращающий момент создается за счет силы тяжести тела и реакции опоры, когда сила тяжести не проходит через опору, а вертикальная составляющая опорной реакции не проходит через ОЦТ.

Начальное вращение тела может быть создано и вне опоры, за счет внешних сил. Например, в прыжках с трамплина в фазу полета действие сил сопротивления воздуха или поднимание носков лыж приводит к опусканию их задних концов, что смещает ОЦТ всей системы и создает вращающий момент.

Увеличение мышечных сил при отталкивании и притягивании вызывает увеличение внешних сил. При наземных естественных локомоциях основная движущая сила отталкивания создается в результате так называемого заднего толчка. Поскольку при таких перемещениях тело всегда располагается над опорой, то её реакция направлена под углом вперед и вверх относительно опоры.

Принимая различные исходные положения, можно изменять угол отталкивания. В этом важную роль играют как исходное положение в суставах, так и напряжение групп мышц. Напряжение мышц-разгибателей тазобедренного сустава в случае опоры стопы может вызвать целый ряд передаточных действий, перемещающих тело вперед. Это движение может происходить еще до завершения переката, т. е. до выхода тела вперед относительно точки опоры. В этом случае перекат выполняется активно. Общая опорная реакция ( $R_{общ}$ ) образуется в результате сложения реакции опоры ( $R_{оп}$ ) от действия силы тяжести ( $P_F$ ) и реакции отталкивания ( $R_{от}$ ) от действия силы отталкивания.

Угол между горизонтом и линией действия силы отталкивания называют *углом отталкивания* ( $\gamma$ ). Угол между горизонтом и линией общей реакции опоры называют *углом реакции опоры* ( $\beta$ ). В зависимости от угла и силы отталкивания изменяется и угол опорной реакции (рис. 6.1).



**Рис. 6.1.** Углы отталкивания и реакции опоры при низком старте:

$P$  – вес тела;  $F_{от}$  и  $R_{от}$  – сила и реакция отталкивания;

$R_{оп}$  – реакция опоры от действия силы тяжести;

$F_{общ}$  – сила общего давления на опору;  $R_{общ}$  – общая опорная реакция

Для силы отталкивания важна подготовительная его часть, которая реализуется путем подседа на толчковой ноге. Когда скорость опускания тела при подседе большая, тогда возникают значительные тормозящие ускорения за счет напряжения мышц и силы инерции. Следовательно, при быстром подседе сильно напрягаются мышцы, которые преодолевающей работой произведут вслед за ним отталкивание, при этом еще больше увеличивается опорная реакция и давление в конце подседа. Большая опорная реакция, увеличенная в результате торможения подседания, необходима для эффективного отталкивания.

Мышцы, выпрямляющие ногу, во время отталкивания передают на опору и на туловище давление, а также равные по величине и противоположные по направлению силы ( $F_{m1}$  и  $F_{m2}$ ). Давление на опору ( $F_{m2}$ ) уравнивается опорной реакцией ( $R_{on}$ ), а сила действия на туловище ( $F_{m1}$ ) вызывает его соответствующее ускорение ( $+a$ ), порождает движение отталкивания туловища и увеличивает скорость его движения (рис. 6.2).

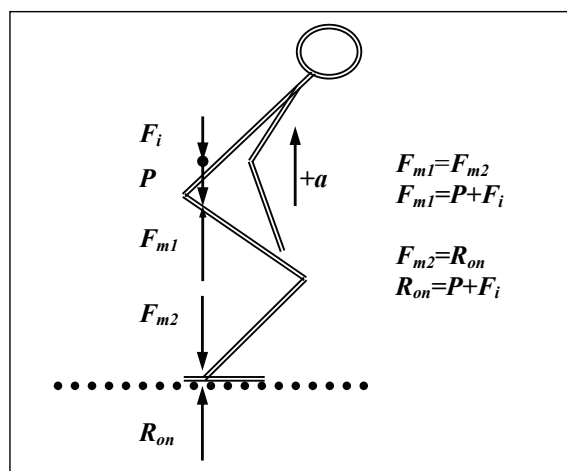


Рис. 6.2. Взаимодействие сил при отталкивании:

$F_{m1}$  и  $F_{m2}$  – силы действия мышц на тазобедренный и голеностопный суставы;  
 $P$  – вес тела;  $F_i$  – сила инерции;  $R_{on}$  – реакция опоры

Сила отталкивания может быть увеличена, если все тело человека падает на опору с известной скоростью. Кинетическая энергия падающего тела затрачивается на работу по растягиванию мышц и деформации опоры. Если опора обладает упругими свойствами, то возникающие упругие силы как опорные динамические реакции, увеличиваясь до максимума, обусловят большую силу отталкивания. Так,

пропорционально массе тела. Другими словами, ударный импульс равен изменению количества движения тела.

В зависимости от того, какая часть потенциальной энергии переходит в кинетическую, а какая часть рассеивается в виде тепла, различают три вида удара:

- вполне упругий удар – вся механическая энергия сохраняется, что в природе не встречается (удар бильярдных шаров, близок к вполне упругому удару);
- неупругий удар – энергия деформации почти полностью переходит в тепло (например, приземление в прыжках и соскоках);
- не вполне упругий удар – лишь часть энергии упругой деформации переходит в кинетическую энергию движения.

Ньютон предложил характеризовать не вполне упругий удар так называемым коэффициентом восстановления ( $k$ ). Он равен отношению скоростей взаимодействующих тел после и до удара.

Например, коэффициент восстановления ( $k$ ) для волейбольного мяча можно определить следующим образом. Сбросить мяч на жесткую горизонтальную поверхность, измерить высоту его падения и высоту, на которую он отскакивает, а дальше рассчитать простое отношение:

$$k = \sqrt{\frac{h_2}{h_1}} = \sqrt{\frac{v_2}{v_1}},$$

где  $k$  – коэффициент восстановления;  $h_2$  – высота отскока;  $h_1$  – высота падения мяча;  $v_2$  и  $v_1$  – скорость после и до удара.

Коэффициент восстановления зависит от упругих свойств соударяемых тел, а также от скорости ударного взаимодействия (с увеличением скорости он уменьшается). Например, по международным стандартам теннисный мяч, сброшенный на твердую поверхность с высоты 2 м 54 см (100 дюймов), должен отскакивать на высоту 1,35-1,47 м (должный коэффициент восстановления 0,73-0,76 усл. ед.). Однако, если это сделать с высоты в 20 раз больше, то отскок возрастет меньше, чем в 20 раз.

Принципиально важное значение для некоторых игровых видов спорта (волейбол, футбол и др.) имеют различия ударов по мячу: *прямой* и *косой* (в зависимости от направления движения мяча до удара); *центральный* и *касательный* (в зависимости от направления ударного импульса, когда в первом случае он проходит через ЦТ мяча и он летит не вращаясь, а во втором – не проходит через ЦТ мяча и летит с вращением).

Скорость тела после удара зависит от скорости и массы ударяющего тела (*ударная масса*). Однако эта закономерность относительна. Например, увеличение выше оптимальной скорости движения ракетки (в теннисе) иногда может привести

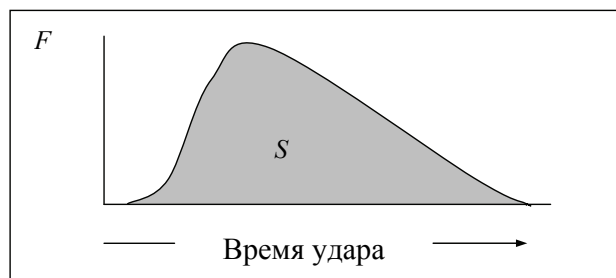
после мощных гребковых усилий. Для «кроля» на груди характерна большая непрерывность действия движущих сил, практически без пассивных периодов.

Соотношение частоты гребков и скорости передвижения обусловлено физиологическими особенностями. Замечено, что у пловцов с низким уровнем подготовленности при малой силе гребка и короткой проводке частота бывает больше, чем у квалифицированных пловцов. По мере наступления утомления к концу дистанции частота гребков увеличивается, далеко не всегда сопровождаясь повышением скорости.

**Ударные действия.** Ударом в механике называется кратковременное взаимодействие тел, в результате которого резко изменяются их скорости. При таких взаимодействиях возникают столь большие силы, что действием всех остальных сил можно пренебречь.

В ударных действиях различают: замах, ударное движение, ударное взаимодействие (или собственно удар), послеударное движение.

Примерами ударных действий являются: удары по мячу, шайбе; приземление после прыжков и соскоков; удары в боксе и др.



**Рис. 6.5.** Кривая изменения силы при ударном действии

Изменение ударных сил во времени происходит по некоторой кривой. Сначала сила может быстро возрастать до наибольшего значения, затем падать до нуля. Основной мерой ударного взаимодействия является не сила, а *ударный импульс* ( $S$ ), численно равный площади под кривой силы (рис. 6.5) за время её приложения:

$$S = \int F(t) \cdot \Delta t,$$

где  $F(t)$  – зависимость ударной силы от времени;  $\Delta t$  – период приложения силы.

За время удара скорость тела, например мяча, изменяется на определенную величину. Это изменение прямо пропорционально ударному импульсу и обратно

чтобы увеличить опорную реакцию мостика или трамплина, гимнаст или прыгун в воду напрыгивает на упругую опору. Таков же механизм использования упругих сил шеста при прыжке в высоту с шестом. В этом случае центробежная сила тела прыгуна и сила тяжести его тела сначала сгибают шест, который, затем выпрямляясь, придает телу прыгуна необходимое ускорение (см. гл. 5).

К числу движущих сил для отдельных частей тела следует отнести и реактивную силу маха. Во время махового движения увеличиваются давление всего тела на опору и её реакция, которая нарастает лишь при ускоренном движении. Во время торможения махового движения силы инерции масс уменьшают давление на опору и саму реакцию. Необходимым условием для создания ускорения частей тела служит наличие внешних сил – реакции опоры. Маховые движения без опоры будут иметь характер встречных движений и никакого ускорения общего центра тяжести тела не вызовут.

Чтобы ОЦТ изменил движение, необходимо наличие внешней силы, приложенной к системе. Реакция опоры и является такой внешней силой, возникающей в результате действия силы тяги мышц. Из закона сохранения кинетической энергии следует, что «если сумма всех внешних и внутренних сил, приложенных к системе тел, равна нулю, то кинетическая энергия системы сохраняется неизменной». Если учесть, что точка приложения реакции опоры при отталкивании не отрывается от опоры и путь ее равен нулю, то работа реакции опоры также будет равна нулю. Ни реакция опоры, ни ее составляющие (сила трения) сами по себе движения не вызывают. Следовательно, именно мышцы изменяют кинетическую энергию тела человека при отталкивании.

К числу тормозящих сил следует отнести силы тяжести, в результате которых тело, продвигающееся с ускорением вперед и вверх после толчка, раньше или позже опустится на землю в направлении вперед и вниз. После момента соприкосновения тела с опорой наступит фаза амортизации, в результате которой уступающая работа мышц поглощает энергию движения тела вниз и отчасти вперед, прекращая его дальнейшее опускание.

Направлением опорной реакции при переднем толчке всегда определяется тормозящее действие опоры. Чем ближе к проекции общего центра тяжести тела на опору располагается точка приземления, тем меньше горизонтальная составляющая опорной реакции. Если точка приземления лежит на линии движения ОЦТ в момент приземления, то сила инерции тела и силы реакции опоры расположены на одной линии; опорная реакция здесь проходит через ОЦТ. Когда точка приземления лежит не на направлении движения ОЦТ и опорная реакция не проходит через него, то возникают силы, вызывающие вращающий момент.

В зависимости от активных движений приземляющейся ноги опорная реакция может пройти дальше или ближе позади общего центра тяжести. Тогда возникает соответствующий вращающий момент, опрокидывающий вперед. Приземление со «стопопящим» передним толчком сразу отклоняет опорную реакцию назад. Во всех случаях, даже при «подгребавшем» движении ноги, опорная реакция вначале наклонена больше вперед, в фазе амортизации опора тормозит продвижение тела вперед. Иначе говоря, всегда, за исключением стартового разгона, имеет место передний толчок. Если было бы возможно приземление без переднего толчка, то ряд задних толчков в последовательных шагах позволил бы наращивать скорость беспрестанно. Однако даже в самых выгодных условиях наращивания скорости с низкого старта она перестает увеличиваться после определенного отрезка разгона, когда тело бегуна перестает выпрямляться. Это значит, что сумма горизонтальных составляющих ряда задних толчков (движущие силы) стала равна сумме горизонтальных составляющих передних толчков в этих же циклах шагов и силы сопротивления среды (тормозящие силы).

Предположение, что реакция опоры всегда проходит через ОЦТ, породило неверное представление о том, что при приземлении строго в точку опоры под ОЦТ никогда не возникает горизонтальной составляющей реакции опоры. Отсюда возникло и неверное предположение о возможности бега без тормозящего эффекта передних толчков.

**Траектории движений.** По траектории движения общего центра тяжести тела можно судить о внешних силах, действующих на тело при перемещении. Например, в результате заднего толчка траектория ОЦТ искривляется кверху; под действием силы тяжести – книзу; при смене опоры на правую или на левую ногу ОЦТ соответственно перемещается в поперечном направлении; во время перемещения тела без опоры (в полете), если движущая сила действовала ранее под острым углом к горизонту, траектория ОЦТ в безвоздушной среде имеет форму параболы; эта траектория под действием сопротивления воздуха изменяет свою форму.

По изменениям траектории ОЦТ тела можно судить о величине, направлении и длительности действия внешних сил.

Каждая точка тела человека во время локомоции описывает свой путь. Эти пути для разных точек обычно различны и отражают особенности движений каждой части тела. В циклических локомоциях вследствие автоматизации движений закрепляются их структуры; траектории одних и тех же точек в одинаковые фазы циклов движений очень схожи.

возможность за счет выпрямления ноги отталкиваться от льда. Сила отталкивания в беге на коньках относительно невелика, но она действует в течение более длительного времени, и это обеспечивает значительный импульс силы.

Горизонтальное положение туловища конькобежца резко уменьшает силу сопротивления воздуха. Вместе с тем линия тяжести туловища и головы с руками перемещается вперед. Это уменьшает момент силы тяжести относительно коленного сустава опорной ноги, т. е. облегчает работу разгибателей коленного сустава при низкой посадке конькобежца.

В лыжных ходах и беге на коньках имеют место также закономерности, связанные со встречным движением плечевого и тазобедренного поясов, с частотой и длиной шагов.

**Биодинамика плавания.** Во взаимодействии пловца с водной средой есть также свои закономерности. Давление воды уравнивает вес тела тем больше, чем полнее оно погружено в воду. С приподниманием над водой частей тела уменьшается подъемная сила воды, действующая на него. В способах плавания без выноса рук над водой эта особенность не проявляется, зато возникает тормозящее действие вода при переносе руки вперед под водой. Опускание лица в воду на все время, кроме момента вдоха, повышает плавучесть тела. Сопротивление воды пропорционально квадрату скорости. На этом основано использование реакции опоры при гребке.

Гребущие конечности движутся в рабочей фазе со скоростью большей, чем скорость продвижения пловца в воде. Создается разница сил движущих и тормозящих продвижение вперед. Обе эти силы есть реакции воды. Эта разница и обуславливает ускорение тела пловца, направленное вперед в каждом гребке.

Различают активные движения пловца в воде: *продуктивные* – направленные спереди назад, вызывающие увеличение скорости поступательного движения тела в целом; *тормозные* – направленные сзади вперед, вызывающие сопротивление воды, которое направлено назад и снижает скорость поступательного движения; *движения для сохранения положения* – направленные по вертикали вниз и вызывающие сопротивление воды, которое направлено вверх (против силы тяжести).

С целью уменьшения сопротивления воды пловец принимает горизонтальное положение. В ряде способов плавания руки проносятся над водой по воздуху. Это исключает сопротивление воды при проносе рук и позволяет выполнять эти движения быстрее.

Ритмы работы неодинаковы в различных способах плавания. Так, в «брассе» на груди и плавании на боку более отчетливо выражено пассивное скольжение

объясняется уменьшением тормозящего действия силы трения как горизонтальной составляющей реакции опоры.

Динамический коэффициент трения лыж по снегу и особенно коньков по льду очень мал. Поэтому в переднем толчке во много раз значительнее вертикальная составляющая опорной реакции, а тормозящее действие опорной реакции растягивается на все время скольжения.

Сопротивление силы трения при передвижении на лыжах и коньках создает опрокидывающий вперед момент, который способствует перекату за время скольжения.

В лыжном ходе в начале одиночного скольжения линия тяжести тела проходит сзади опорной поверхности ноги и опрокидывающий момент перемещает линию тяжести тела вперед. Поскольку лыжи скользят в направлении движения, силы трения направлены назад и во время скольжения нет внешней силы для получения ускорения вперед. Чтобы создать условия для отталкивания вперед, необходимо лыжу толковой ноги остановить и вызвать ее сцепление со снегом. Тогда может возникнуть горизонтальная составляющая опорной реакции, которая будет направлена вперед и вверх. При активном «ударе» опорной ноги назад производится маховый вынос свободной ноги встречным движением вперед. Опорная нога выпрямляется, что увеличивает давление на снег, а также статическую силу трения после остановки лыжи.

Для облегчения тормозящих сил лыжники-гонщики в начале одноопорного скольжения применяют своеобразное «облегчение», когда тело плавно опускается вниз в тазобедренном суставе опорной ноги. Общий центр тяжести тела совершает определенный путь амортизации вниз, что уменьшает нормальное (вертикальное) давление на скользящую лыжу, а следовательно, и силу трения. Подобное облегчение имеет место и в беге на коньках. В обоих случаях замедляется нарастание нормального давления на опору в период наибольшей скорости скольжения.

В лыжных ходах дополнительным источником движущих сил служит отталкивание палками. При любом ходе за счет наклона туловища (бокового, прямого) достигается уменьшение угла отталкивания, а следовательно, и увеличение горизонтальной составляющей реакции опоры.

В беге на коньках существуют две принципиально различные схемы отталкивания. В первом случае отталкивание происходит при неподвижном сцеплении конька со льдом (упор носка в лед). В другом – одновременное движение обоих коньков по расходящимся направлениям. Опорные реакции имеют нормальные по отношению к лезвию коньков составляющие. Это обуславливает

Если траектория движения тела направлена не прямо вперед, а в целом имеет криволинейную форму, то это значит, что на тело действует центростремительная сила, направленная под углом к движению. Такой силой бывает опорная реакция, когда тело наклоняется в сторону поворота (на треке, в конькобежном спорте). При движении по кривой действует горизонтальная составляющая опорной реакции, которая играет роль внешней центростремительной силы (см. гл. 5).

**Стартовые действия** направлены на быстрейший переход от покоя к наибольшей скорости движения. Для начала передвижения тела вперед необходимо наличие стартовой силы. В положении стоя сила тяжести тела человека обычно проходит впереди голеностопных суставов. Если при этом расслабить мышцы-сгибатели голеностопных суставов, то момент силы тяжести тела вызовет движение тела в этих суставах вперед. Однако такое ускорение, вызываемое моментом силы тяжести, слишком мало для быстрого старта. Поэтому момент силы тяжести не является обязательным для стартового движения. Здесь действуют в основном другие механизмы.

Стартовое положение с первым движением обеспечивает ускорение общего центра тяжести тела человека в заданном направлении. Для этого проекция ОЦТ на горизонтальную поверхность приближена к передней границе площади опоры. При прочих равных условиях выдвижение ОЦТ вперед и более низкое его положение увеличивает горизонтальную составляющую начальной скорости.

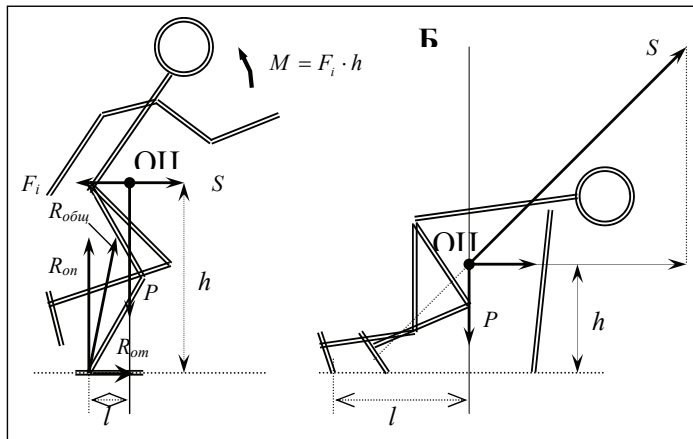
Источником горизонтальной стартовой силы служит, главным образом, выпрямление ноги, согнутой в коленном суставе. Наклоненная вперед опорная реакция ( $R_{общ}$ ) может быть разложена на вертикальную ( $R_{он}$ ) и горизонтальную ( $R_{ом}$ ) составляющие (рис. 6.3, А).

Для объяснений действий сил перенесем горизонтальную составляющую опорной реакции ( $R_{ом}$ ) в ОЦТ тела (рис. 6, А). Назовем ее условно силой ( $S$ ). Чтобы не изменилось действие сил, нужно одновременно приложить к этой же точке равную по величине и противоположную по направлению силу ( $F_i$ ). Из схемы видно, что стартовая сила ( $S$ ) придает поступательное ускорение ОЦТ тела, а пара сил  $F_i$  и  $R_{ом}$ , действуя на плече  $h$ , вызывает опрокидывающий стартовый момент ( $M$ ) относительно опоры. При всех наземных стартах с горизонтальной поверхности возникает опрокидывающий (назад) стартовый момент.

Горизонтальная стартовая сила ( $S$ ) при вертикальной составляющей опорной реакции ( $R_{он}$ ), равной весу тела ( $P$ ), зависит от отношения расстояний от проекций ОЦТ тела до задней границы ( $l$ ) к высоте расположения ОЦТ ( $h$ ). В этом случае, когда опорная реакция проходит через ОЦТ стартовая сила определяется выражением:

$$S = \frac{R_{on} \cdot l}{h}.$$

В низком старте положение бегуна таково, что вынос ОЦТ вперед от задней опоры ( $l$ ) увеличен, а высота его расположения ( $h$ ) уменьшена (рис. 6.3, Б). В связи с необходимостью перехода во время разбега в более высокое положение обеспечивается максимальное использование всей силы мышц-разгибателей толчковой ноги, что дает еще большую стартовую силу ( $S$ ), почти в четыре раза превышающую вес тела. Возникающий при этом опрокидывающий момент способствует постепенному выпрямлению тела в течение разгона со старта.



**Рис. 6.3.** Возникновение стартовой силы:  
А – при высоком старте; Б – при низком старте

Маховый вынос свободной ноги при первом шаге в ходьбе и беге усиливает горизонтальную составляющую опорной реакции. Это можно наблюдать при энергичном выносе ноги, стоя на легкой тележке с минимальным трением – она покатится назад. Сила давления опорной ноги назад вызвала ускорение тележки назад. При сцеплении стопы с опорой во время подобного движения увеличивается горизонтальная опорная реакция.

Так как сила трения относительно мала, то приходится использовать отталкивание от опоры не только вперед, а вперед и вверх. С увеличением давления на опору увеличивается сила трения, что обеспечивает большую стартовую силу, которую можно увеличить, используя стартовые колодки, отталкивание ребром конька и т. п. Каждый задний толчок на дистанции в ходьбе, беге и других локомоциях имеет много сходных черт со стартовыми движениями.

В силу относительной криволинейности траектории движения, ОЦТ при ходьбе и беге перемещается в двух плоскостях – в продольной и поперечной. Колебания ОЦТ меньше и менее резки при более совершенной технике передвижения.

Инертность массы тела сглаживает кривую колебания скорости. Придавая массе необходимое ускорение, сила действует в течение определенного времени. Чем больше сила и вызываемое ею ускорение, тем больше и сопротивление массы тела. В случаях, когда достигается необходимый уровень скорости, ускорение и сопротивление массы тела уменьшаются. Регулирующая роль инертности массы тела сказывается и при ускорении и при замедлении движения тела.

В ходьбе и беге имеется перекрестная координация движений рук и ног. Она отражает филогенетически более древнюю четвероногую ходьбу далеких предков человека и имеет большое значение для эффективности организации циклических движений.

Скорость передвижения зависит от длины и частоты шагов. В ходьбе с увеличением скорости нарастает длина и частота шагов. Далее с увеличением длины шагов уменьшается их частота. При частоте около 190-200 шагов в минуту сила отталкивания увеличивается настолько, что появляются периоды полета, и ходьба переходит в бег.

В беге также может нарастать скорость передвижения с одновременным увеличением и длины и частоты шагов. С увеличением скорости бега до ее предела решающую роль начинают играть частота шагов, т. к. с увеличением силы отталкивания удлиняется шаг, но уменьшается число шагов в секунду. В беге с меньшей скоростью на длинные дистанции решающую роль играет длина шага.

С физиологической точки зрения высокая частота шагов менее экономична. При учащении шагов изменяется ритм каждого шага; происходит более значительное уменьшение полетных периодов, чем опорных. Следовательно, в сократившееся время переноса маховая нога вынуждена в короткий срок получить большее ускорение и быстро замедлить движение переноса к концу его. На разгон маховой ноги и ее торможение необходимы очень большие мышечные усилия. С учащением шагов они увеличиваются особенно быстро.

Каждому виду бега свойственна своя оптимальная фазовая структура движений и энергетическая эффективность. По мере увеличения скорости бега становится острее угол отталкивания, приземление совершается под углом, более близким к прямому, увеличивается размах и скорость движений конечностей.

**Перемещения со скольжением.** Взаимодействие тела спортсмена и опоры при передвижении на лыжах и коньках меньше, чем при ходьбе или беге. Это



Особенно широко в прыжках в высоту используется мах руками и свободной ногой. Во время ускоренного махового движения конечностей вверх возрастает опорная реакция, что увеличивает напряжение мышц толчковой ноги. К концу маховых движений опорная реакция уменьшается, что способствует быстрому выпрямлению толчковой ноги. Считается, что в прыжках в высоту до 75% подъёма тела происходит за счет разгибания толчковой ноги.

**Биодинамика ходьбы и бега.** Цикл движений в ходьбе и беге состоит из двойного шага. После выполнения цикла движений все части тела принимают такое же положение, как и в начале цикла. В ходьбе всегда имеется опора. В беге различают опорные периоды и периоды полета.

В ходьбе опорные периоды каждой ноги длиннее, чем безопорные. Поэтому не бывает безопорных положений тела. В беге периоды переноса ноги длиннее, чем опорные, в результате чего появляются фазы полета; двойной опоры, как в ходьбе, не бывает совсем.

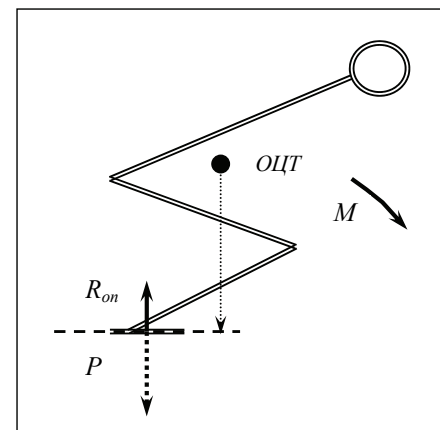
Движения каждой ноги в ходьбе и беге состоят из четырех основных фаз: задний толчок – отталкивание опорной ногой, имеющей опору сзади тела; задний шаг – перенос маховой ноги сзади тела; передний шаг – перенос маховой ноги впереди тела; передний толчок – амортизация движения тела опорной ногой, имеющей опору впереди тела.

Последовательность фаз движений ноги одинакова в ходьбе и беге, но ритм, соотношение длительности этих фаз, их взаимное согласование различно. В ходьбе сначала возникает задний толчок одной ноги и вслед за ним передний толчок другой ногой. Значит, вслед за отталкиванием происходит амортизация движения. В беге после заднего толчка одной ноги наступает полет и затем – передний толчок другой ноги. После отталкивания имеется безопорный период полета, без торможения со стороны опоры, далее за передним толчком следует задний толчок этой же ногой. Следовательно, при беге возникает большая инерция движения, которая эффективней используется, чем при ходьбе.

Траектория общего центра тяжести отражает динамику взаимодействия тела с опорой. Наиболее возвышенное положение ОЦТ в ходьбе занимает в момент вертикали при одиночной опоре, когда давление тела на опору максимально. В беге наивысшее положение ОЦТ приходится на фазу полета. Самое низкое положение ОЦТ в ходьбе приходится на максимальное разведение ног во время двойной опоры: в этом случае суммарное давление обеих ног на опору наибольшее. В беге ОЦТ расположен ниже всего в момент вертикали, в результате амортизации при постановке ноги. Давление на опору здесь не самое большое, оно максимально в период заднего толчка.

Особенно помогают использовать стартовую силу шипы на специальной обуви, лыжная мазь, дающая хорошее сцепление со снегом и т. п.

Когда вертикальная составляющая реакции отталкивания меньше статического веса, тогда стартовая сила направлена вперед и вниз, как это бывает при старте в плавании (рис. 6.4).



**Рис. 6.4.** Вес тела, реакция опоры и момент силы при старте в плавании

В стартовых положениях стремятся приблизить линию тяжести к передней границе площади опоры, чтобы увеличить вынос общего центра тяжести тела от задней опоры и этим увеличить стартовую силу.

**Биодинамика прыжковых действий.** В прыжках расстояние преодолевается полетом, когда достигается либо наибольшая длина прыжка, либо высота. Траектория ОЦТ тела человека в полете определяется формулой:

$$L = \frac{v^2 \cdot \sin^2 \cdot \omega^2}{g} ; h = \frac{v \cdot \sin^2 \cdot \omega}{2g},$$

где  $L$  – длина, а  $h$  – высота траектории ОЦТ (без учета его высоты в момент вылета и приземления);  $v$  – начальная скорость ОЦТ в полете;  $\omega$  – угол наклона вектора скорости к горизонтالي в момент вылета;  $g$  – ускорение свободного падения тела.

Как видно, особенно важную роль играют величины начальной скорости ОЦТ и угол его вылета.

В спортивных прыжках различают такие фазы как: подготовка к отталкиванию, само отталкивание от опоры, полет, амортизация или приземление. В подготовку входит разбег и подготовительные движения на месте отталкивания.

*В прыжке в длину с места* отталкивание выполняется не из неподвижного стартового положения, а как непрерывное продолжение подготовительного движения. Предварительное поднимание рук вверх и подъем на носки стоп увеличивают размах последующего подседания, скорость выполнения этого движения и отведения рук на замах для последующего махового движения ими. Все это создает условия для эффективного «взрывного» напряжения мышц и, соответственно, отталкивания.

Отталкивание выполняется симметрично обеими ногами с выпрямлением их во всех суставах. Начало разгибания в тазобедренных суставах продвигает тело вперед, а разгибание в коленных суставах увеличивает силу отталкивания, направленную вперед и вверх. К моменту отрыва стоп от опоры сила отталкивания падает до нуля. Это значит, что в заключительные мгновения усилия отталкивания далеко не наибольшие. Однако это вовсе не означает, что они бесполезны.

Как мы уже отмечали раньше, если опорная реакция при движении ОЦТ вверх по величине меньше статического веса, но больше нуля, то это значит, что опорная реакция в это время не обуславливает ускорения всего тела в направлении толчка. Вместе с тем, опорная реакция своей вертикальной составляющей все-таки уменьшает действие силы тяжести тела, уменьшает её тормозящее действие, препятствующее перемещению вверх.

Даже малая опорная реакция (меньше статического веса, но больше нуля) при большой скорости разгибания стоп обуславливает их ускорение. Когда тело отрывается от земли, оно увлекает за собою стопы, придает им ускорение, снижает скорость частей тела, находящихся выше. Заключительное отталкивание стопами не придает существенного ускорения всему телу, но, придавая ускорение стопам, уменьшает их тормозящее действие.

В прыжке в длину с места сила отталкивания максимальна. Отталкивание происходит под углом, близким к  $45^\circ$  (самый оптимальный угол для дальности полета).

*В прыжке в длину с разбега* решаются следующие основные задачи: создание необходимой скорости к моменту прихода на место отталкивания и создание оптимальных условий для опорного взаимодействия.

Скорость отталкивания зависит от скорости разбега. Теоретически наиболее выгодный угол вылета в  $45^\circ$ , что требует равенства как горизонтальной (разбега), так и вертикальной (отталкивание) составляющих скорости движения тела.

Согласно расчетам максимальная вертикальная скорость может быть до  $4,5 \text{ м} \cdot \text{с}^{-1}$ , а горизонтальная – до  $10 \text{ м} \cdot \text{с}^{-1}$  за 40-50 м пути или 19-24 беговых шага. В результате возможны углы вылета в пределах  $25-30^\circ$ .

Перед постановкой толчковой ноги на место отталкивания последние шаги изменяются: несколько шагов удлиняются, что снижает положение ОЦТ, а последний шаг делается быстрее и короче.

Фаза подседа на толчковой ноге очень мала. Она ставится на опору жестко, малосогнутой ногой и испытывает за короткий промежуток времени чрезвычайно большие нагрузки, которые могут превышать статический вес прыгуна в 6-8 и более раз.

Отталкивание от опоры в прыжках совершается за счет выпрямления толчковой ноги, маховых движений рук и туловища. Во время ускоренного махового движения конечностей вверх возрастает опорная реакция, что увеличивает напряжение мышц толчковой ноги. Выпрямление толчковой ноги и маховые движения, создавая ускорения звеньев тела вверх и вперед, вызывают их силы инерции, действующие вниз и назад. Опорные взаимодействия направлены на оптимальное укорачивание вертикальной и увеличение горизонтальной составляющих реакции отталкивания.

В прыжках в длину существенно важно продвижение тела вперед после приземления. Это достигается в конечную фазу полета поднятием выдвинутых вперед ног и отведением рук назад, что обуславливает возможность после приземления рывком рук вперед с последующим разгибанием продвинуться вперед от места касания опоры.

*В прыжках в высоту с разбега* не нужна большая горизонтальная скорость, разбег составляет 7-9 беговых шага. На место отталкивания нога ставится стопорящим движением, почти выпрямленной на пятку. Это уменьшает горизонтальную и увеличивает вертикальную скорость. Сила давления опорной ноги вызывает опорную реакцию, значительно наклоненную назад. Ее горизонтальная составляющая тормозит продвижение тела вперед. В результате опорная нога несколько сгибается в коленном суставе, что позволяет ей в основной части отталкивания резко и мощно выпрямиться. Благодаря стопорящей опоре горизонтальное движение разбега переводится в подъем тела вверх.

Углы постановки толчковой ноги и углы её отрыва в различных видах прыжков не одинаковы. Однако во всех прыжках, кроме прыжков в высоту, угол отрыва меньше  $90^\circ$ , иначе говоря, отталкивание направлено не только вверх, но и вперед.



создании моторных программ принимают участие многие нейроны коры, мозжечка, таламуса, подкорковых ядер и ствола мозга (рис. 8.1). Обширное вовлечение множества мозговых элементов необходимо для поиска наиболее нужных из них. Этот процесс обеспечивается широкой иррадиацией возбуждения по различным зонам мозга и сопровождается обобщенным характером периферических реакций – их генерализацией.

Именно поэтому стадия генерализации характеризуется напряжением большого числа активированных мышечных волокон, мышц, групп мышц, их продолжительным сокращением, одновременным вовлечением в движения мышц-антагонистов, поддержанием высокой тонической активности мышц в фазу их расслабления. Все это обуславливается тем, что высшие уровни управления движениями исполняют не свойственные им функции (берут на себя функции уровней низшего порядка) (рис. 8.1), что в целом не обеспечивает высокой координации движений, делает их закрепощенными, приводит к значительным энерготратам и, соответственно, излишне выраженным вегетативным реакциям.

Массированный поток афферентных импульсов от проприорецепторов многих мышц затрудняет дифференциацию основных рабочих мышечных групп от «посторонних». Анализ мышечного чувства еще более осложняется обильным притоком интерцептивных сигналов – в первую очередь от рецепторов дыхательной и сердечно-сосудистой систем. Требуется многократное повторение разучиваемого упражнения для постепенного совершенствования моторной программы и приближения её к заданному эталону.

На второй стадии (концентрации) формирования двигательного навыка происходит концентрация возбуждения в необходимых для его осуществления корковых и подкорковых зонах. В посторонних же зонах головного мозга активность подавляется одним из видов условного внутреннего торможения – дифференцировочным торможением. В коре и подкорковых структурах создается временная мозаика из возбужденных и заторможенных нейронных объединений, что обеспечивает координированное выполнение двигательного акта. Включаются лишь необходимые мышечные группы и только в нужные моменты движения. В результате снижаются рабочие энерготраты и вегетативные реакции организма.

Навык на этой стадии уже сформирован, но еще очень непрочен и нарушается при любых новых раздражениях (условия среды, психологическое влияние соперника и т. п.). Эти воздействия разрушают неокрепшую еще рабочую доминанту, едва установившиеся межцентральные взаимосвязи в мозгу и вновь приводят к иррадиации возбуждения и потере координации.

фактором, вызывающим мышечную болезненность, является высокое напряжение мышцы, которое приводит к разрушению сарколеммных, саркоплазматических сетчатых и миофибриллярных структур. Однако есть работы, указывающие на то, что более важным механическим фактором является величина деформации, а не напряжения. При этом общим для данных метаболических и механических событий, провоцирующих болезненность мышц, служит нарушение клеточного кальциевого гомеостаза. Высокая концентрация внутриклеточного кальция возбуждает протеолитические и липолитические структуры, которые могут запускать процесс разрушения клеточных структур.

Мышечная болезненность с задержкой проявления наиболее резко выражена в течение 24-28 часов после тренировки (рис. 7.1). Хотя и имеют место структурные повреждения непосредственно после напряженной тренировки, значительные изменения происходят в течение нескольких дней после неё. В период от 4 часов до 4 суток повышается фагоцитарная активность, что указывает на наличие воспалительной реакции. В связи с таким развитием событий во времени было выдвинуто предположение, что мышечная болезненность с задержкой проявления – следствие воспалительной реакции.



**Рис. 7.1.** Изменение воспринимаемой мышечной болезненности в течение 72 часов после 40-минутного бега под углом

**Влияние типа волокон.** Мышечные волокна типа IIb наиболее повреждаются вследствие тренировки. Анализ ультраструктуры мышц показал, что через 2 часа после повторяющихся забегов на короткую дистанцию 36%

мышечных волокон (вастус латералис) характеризовались значительными изменениями, которые оказывали влияние, в основном, на Z-линию. Около 80% этих отклонений происходили в волокнах типа IIb. Напомним, что волокна этого типа имеют узкие Z-линии и характеризуются низкой окислительной способностью. Основываясь на этих наблюдениях, J. Friden, R. L. Lieber (1992) предложили следующую схему повреждения мышц: утомление волокон типа IIb обуславливает неспособность восстановления аденозинтрифосфата и развитие состояния мышечной ригидности (высокой жесткости), вследствие чего последующее растягивание приводит к механическому повреждению миофибриллярных и цитоскелетных структур.

Повреждение мышечных волокон не ограничивается сократительными белками и внутримышечным цитоскелетом. Несмотря на высокую пластичность, соединительная ткань также может подвергаться повреждению. Влияние тренировки на соединительную ткань часто оценивается по результатам измерения уровня выделяемого с мочой оксипролина – компонента созревшего коллагена. Выделение оксипролина увеличивается после эксцентричных мышечных тренировок.

**Деформация мышц.** Кроме микротравм, которые часто сопровождают эксцентрические сокращения, мышца может подвергаться кратковременным и болезненным воздействиям, например, судорогам и деформациям.

**Мышечная судорога** – болезненное непроизвольное сокращение мышцы, запускаемое, очевидно, периферическими стимулами.

**Мышечная деформация** – это существенное повреждение, которое сразу же распознается в качестве травмы.

Мышечные деформации называют также растяжениями и разрывами. Согласно клиническим данным, эти деформации постоянно происходят в соединении мышцы и сухожилия. Наиболее подвержены такой травме двусуставные мышцы (так как они могут больше растягиваться), мышцы, которые ограничивают диапазон движения относительно сустава, и мышцы, характеризующиеся большим относительным содержанием мышечных волокон типа II. Более того, травмирование наиболее часто происходит во время энергичных эксцентрических сокращений, когда усилие в несколько раз превышает максимальное изометрическое усилие.

Экспериментальные исследования характеристик деформационной травмы показали, что разрыв происходит вблизи соединения мышцы и сухожилия, несмотря на различия в архитектурных особенностях испытуемых мышц и направления деформации. При пассивном растягивании различных мышечно-

двигательных навыков так важно использовать зрительные ориентиры и звуковые сигналы для облегчения процесса обучения. По мере освоения навыка внутренний контур регуляции движений приобретает все большее значение, обеспечивая автоматизацию навыка, а роль внешнего контура снижается.

**Этапы формирования двигательного навыка.** Процесс обучения навыку начинается с определенного *побуждения к действию*, которое задается подкорковыми и корковыми мотивационными зонами. Оптимальный уровень мотиваций и эмоций способствует успешному усвоению двигательной задачи и её решению. Различают два основных этапа формирования двигательного навыка.

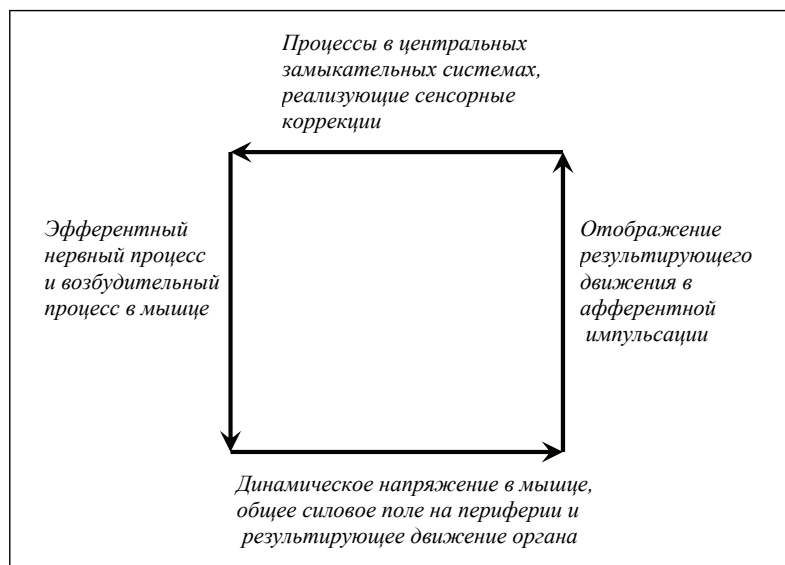
**На первом этапе** формирования двигательного навыка возникает *замысел действия*, осуществляемый ассоциативными зонами коры больших полушарий (переднелобным и нижнетеменными). Они формируют общий план осуществления движения. Вначале это лишь общее представление о двигательной задаче, возникающее при показе, словесной инструкции, самоинструкции, речевого описания. В сознании человека создается определенный эталон требуемого действия («модель будущего»). Имея представление о требуемой модели движения, человек может осуществить её разными мышечными группами.

Особое значение имеют в этом процессе восприятие и переработка зрительной (при показе) и слуховой (при рассказе) информации. Опытные спортсмены быстрее формируют зрительный образ движения, так как у них лучше выражена поисковая функция глаза, и они способны эффективно выделять наиболее важные элементы движения. У них богаче кладовая «моторной памяти» – хранящиеся в ней образы освоенных движений, быстрее происходит извлечение нужных моторных следов.

**На втором этапе** обучения начинается непосредственное выполнение разучиваемого действия (упражнения), который включает три основных стадии.

**На первой стадии (генерализации)** созданная модель становится основой для перевода внешнего образа во внутренние процессы формирования программы собственных действий. Физиологические механизмы этого процесса во многом неясны. На ранних этапах онтогенеза, когда речевая регуляция движений еще не развита, особое значение имеет подражание (как общие механизмы у человека и животных). Наблюдая за действиями другого лица и имея некоторый опыт управления своими мышцами, ребенок превращает свои наблюдения в программы собственных движений.

Организация движений во времени, оценка ситуации, построение последовательности двигательных актов, их сознательная целенаправленность осуществляются передне-лобной ассоциативной корой головного мозга. В

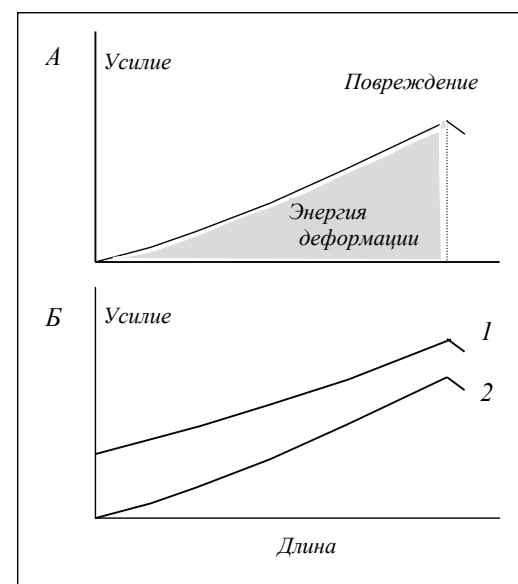


**Рис. 8.2.** Схема рефлекторного кольца двигательного нервного процесса (по Н. А. Бернштейну)

Информация, поступающая в нервные центры по ходу движения, служит для сравнения полученного результата с имеющимся эталоном. При их несовпадении в центральных механизмах сравнения (лобных долях, подкорковом хвостовом ядре) возникают импульсы рассогласования, и в программу вносятся поправки — *сенсорные коррекции*. При кратковременных движениях (прыжках, бросках, метаниях, ударах) рабочие фазы настолько малы (сотые и тысячные доли секунды), что сенсорные коррекции по ходу движения вносить невозможно. В этих случаях вся программа действия должна быть готова до начала двигательного акта, а поправки могут вноситься лишь при его повторениях.

В системе обратных связей различают «*внутренний контур*» регуляции движений, передающий информацию от двигательного аппарата и внутренних органов (в первую очередь от рецепторов мышц, сухожилий и суставных сумок), и «*внешний контур*», несущий сигналы от экстерорецепторов (главным образом, зрительных и слуховых). При первых попытках выполнения движений, благодаря множественному и неопределенному характеру мышечной афферентации, основную роль в системе обратных связей играют сигналы внешнего контура — зрительный и слуховой контроль. Поэтому на начальных этапах освоения

сухожильных единиц (мышца не сокращается) деформационная травма не имеет места после постоянной деформации волокон. Тем не менее не наблюдается каких-либо отличий в общей деформации до повреждения при растягивании данной мышечно-сухожильной единицы, когда оно было пассивным, по сравнению с возбуждением (сокращение мышцы при электростимуляции). Однако сокращение мышцы может удвоить энергию деформации, которая накапливается мышечно-сухожильной единицей во время растягивания (эксцентрическое сокращение).



**Рис. 7.2.** Энергия деформации, накапливаемая мышечно-сухожильной единицей во время растягивания до повреждения:  
1 — активная мышца; 2 — пассивная мышца

На рисунке 7.2, А энергия деформации показана в виде площади ниже кривой зависимости усилия от длины с повреждением индуцируемым растягиванием при пиковом усилии. Энергия деформации (площадь ниже кривой), накапливаемая активной мышцей, примерно в два раза больше энергии, накапливаемой пассивной мышцей, хотя пиковое усилие при повреждении лишь примерно на 15% больше в активной мышце (рис. 7.2, Б). Любой фактор, например, усталость или ослабление, который провоцирует снижение

сократительной способности мышцы, может предрасположить мышечно-сухожильную единицу к деформации мышцы.

**Мышечное утомление.** Мышечное утомление сопряжено с кратковременными эффектами, понижающими работоспособность. Они включают как двигательные, так и сенсорные процессы. Поскольку эти процессы влияют на рабочие характеристики, значительное внимание исследователей было сосредоточено на идентификации звена, которое обуславливает утомление. Тем не менее исследования, проведенные в течение 50 последних лет, четко продемонстрировали, что утомление обуславливается не ухудшением отдельного процесса, а механизмами, которые вызывают утомление и изменяются от одного состояния к другому. Этот эффект был назван *зависимостью утомления мышц от задачи*.

Когда человек выполняет какую-либо двигательную задачу, требования к ней (например, величина усилия, участвующие мышцы, продолжительность действия) усиливают различные физиологические процессы адекватно действию. При изменении этих требований имеют место процессы, которые значительно усиливаются. К числу таких процессов можно отнести: уровень мотивации субъекта, невральную стратегию (систему возбуждения мышц и двигательной команды), интенсивность и продолжительность действия, скорость сокращения и степень, с которой поддерживается непрерывность действия. Эти физиологические процессы включают: возбуждение двигательных нейронов ЦНС, мышц и двигательных единиц, нервно-мышечное преобразование, сочетание возбуждения с сокращением, наличие метаболических субстратов, внутриклеточную среду и мышечный кровоток.

**Центральное возбуждение.** Исследования показывают, что невральное возбуждение мышцы, обеспечиваемое ЦНС, при утомлении не всегда максимально, и понижение центрального возбуждения может быть фактором, способствующим уменьшению усилия. В литературе существует, по меньшей мере, три примера неспособности людей генерировать надлежащее центральное возбуждение во время работы на утомление.

Во-первых, субъекты, которые не мотивируются максимально, не характеризуются параллельным уменьшением произвольного и искусственного (электрический стимул) усилий. Отсутствие мотивации, вероятно, обуславливает неадекватность центрального возбуждения соответствующих двигательных нейронов.

Во-вторых, известно, что некоторые мышцы возбудить гораздо труднее, чем другие.

В процессе формирования двигательного навыка порядок возбуждения в доминирующих нервных центрах закрепляется в виде определенной системы (*временных связей*) условных и безусловных рефлексов и сопровождающих их вегетативных реакций, образуя *двигательный динамический стереотип* (Павлов И. П., Крестовников А. Н.). Каждый предшествующий двигательный акт в этой системе запускает следующий. Это облегчает выполнение целостного упражнения и освобождает сознание человека от «мелочного» контроля за каждым его элементом. Роль условно-рефлекторного механизма образования двигательных навыков доказывается, в частности, тем, что выработанные навыки во многом утрачиваются при перерывах в тренировке (при отсутствии повторения). Однако двигательные навыки отличаются, например, от классических слюнных условных рефлексов, описанных И. П. Павловым (рефлексы 1 рода). Двигательные навыки, в основном, представляют условные рефлексы 2 рода – *оперантные* или *инструментальные* условные рефлексы (Конорский Ю. М.). В них новым отделом рефлекторной дуги является её эффекторная часть, т. е. создается новая форма движения или новая комбинация из ранее освоенных действий. Построение новой формы движений на основе имеющихся элементов Н. В. Зимкин отнес к явлениям *экстраполяции* (использования предшествующего опыта).

Многоканальная регистрация биоэлектрической активности различных мышц при выполнении физических упражнений показала, что в одних и тех же освоенных движениях значительно варьирует состав активных мышечных групп. Одни мышцы включаются в движения постоянно, а другие – лишь периодически. Варьируют длительность фаз, мышечные усилия, последовательность включения мышц. Это позволяет говорить о закономерной *вариативности внешних и внутренних компонентов двигательного навыка* (Зимкин Н. В.). Наличие вариаций позволяет отбирать оптимальные и отбрасывать неадекватные моторные программы, учитывать не только внешние изменения ситуации, но и сократительные возможности мышц. Вариативность особенно выражена в периоды вработывания, перед отказом от работы и в восстановительном периоде. Регистрация активности отдельных нейронов головного мозга показала значительную вариативность их включения в одни и те же освоенные действия. При этом между ними образуются как «*жесткие*» (стабильные), так и «*гибкие*» (вариативные) *связи* (Бехтерева Н. П.).

**Обратные связи.** Особое значение в обработке моторных программ имеют обратные связи. Еще Н. А. Бернштейн в свое время отобразил протекание двигательного нервного процесса в виде схематического четырехугольника, определив его как *рефлекторное кольцо* (рис. 8.2).

изучение и описание которых представляет еще не раскрытую, но увлекательную область исследований и последующих совершенствований человека.

## 8.2. Физиологические механизмы и закономерности формирования двигательных навыков

Основу технического мастерства спортсменов составляют двигательные умения и навыки, формирующиеся в процессе тренировки и существенно влияющие на спортивный результат.

**Двигательные умения** – способность на моторном уровне справиться с новыми задачами поведения. На практике, и в частности в спорте, двигательное умение проявляется в мгновенной оценке возникающей ситуации (быстрой и эффективной переработке поступающей информации), выборе (в условиях дефицита времени) адекватной реакции и в формировании наиболее результативного действия. В случаях, когда повторяются одни и те же стандартные движения (на тренировках или в соревнованиях), двигательные умения закрепляются в виде специальных навыков.

**Двигательные навыки** – это освоенные и упроченные действия, которые могут осуществляться без участия сознания (автоматически) и обеспечивают оптимальное решение двигательной задачи.

**Фонд различных двигательных навыков** организма состоит, с одной стороны, из врожденных движений, с другой – из двигательных актов, складывающихся в результате специального обучения на протяжении индивидуальной жизни.

Человек рождается с весьма ограниченными по числу и сложности фондом готовых проявлений двигательной деятельности (сосание, глотание, мигание, сгибание и разгибание конечностей в ответ на болевые и другие раздражители). Наряду с этим по наследству передается чрезвычайно важное свойство – *пластичность нервной системы*, обеспечивающее высокую степень *тренируемости* (способность путем обучения овладевать новыми формами двигательных актов, адекватных изменившимся условиям жизнедеятельности). Это обеспечивает исключительно большие возможности совершенствования техники движений.

Двигательный навык, как правило, представляет собой не элементарный, а комплексный двигательный акт, состоящий из нескольких элементов (фаз), связанных в едином целостном двигательном акте.

В-третьих, утомляемость мышцы различна при концентрических (режим, при котором момент силы мышцы превышает момент силы нагрузки, длина мышцы укорачивается) и эксцентрических (режим, при котором вращающий момент нагрузки превышает момент силы мышцы, длина мышцы увеличивается) сокращениях.

**Нервно-мышечное преобразование.** В преобразовании аксонного потенциала действия в сарколеммный потенциал действия участвуют различные процессы, их совокупность называется *нервно-мышечным преобразованием*. Поддержание высокой активности ослабляет некоторые из процессов, участвующих в нервно-мышечном преобразовании, что может обуславливать уменьшение усилия, связанного с утомлением. Возможные ослабления включают: неспособность аксонного потенциала действия оказывать влияние на все ветки аксона, уменьшение выделения и истощение нейромедиатора, снижение чувствительности постсинаптической мембраны.

Наиболее общий путь проверки ухудшения нервно-мышечного преобразования у людей заключается в исследовании М-ответа перед утомляющим сокращением, во время и после него. Напомним, что М-ответ измеряется путем электрической стимуляции нерва для генерирования потенциала действия в аксонах альфа-мотонейронов. Оценка осуществляется по ЭМГ реакции мышцы. Уменьшение амплитуды М-ответа свидетельствует об ослаблении одного или нескольких процессов, участвующих в преобразовании аксонного потенциала в мышечный (сарколеммный) потенциал действия. Установлено, что непосредственно после утомляющего сокращения и последующего восстановления формы волны после отдыха в течение 10 мин наблюдается уменьшение М-ответа. По мнению многих исследователей, уменьшение амплитуды М-ответа происходит в соответствии с тенденцией в процессе продолжительных сокращений низкой интенсивности и реже – в процессе кратковременных высокоинтенсивных сокращений. Согласно модельным исследованиям, ухудшение нервно-мышечного преобразования – один из механизмов, обуславливающих уменьшение усилия или развития утомления.

**Связь возбуждения с сокращением.** В нормальных условиях возбуждение нервной системы приводит к активации мышцы и соответствующему циклическому изменению поперечных мостиков.

Семь процессов обуславливают преобразование возбуждения в усиление активности мышечных волокон: 1) распространение потенциала действия вдоль сарколеммы; 2) распространение потенциала действия по поперечному каналу; 3) изменение обуславливаемой ионами  $\text{Ca}^{2+}$  проводимости саркоплазматической

сети; 4) перемещение ионов  $\text{Ca}^{2+}$  в соответствии с их градиентом концентрации в саркоплазму; 5) повторное поглощение ионов  $\text{Ca}^{2+}$  саркоплазматической сетью; 6) связывание ионов  $\text{Ca}^{2+}$  с тропонином; 7) взаимодействие миозина и актина, и выполнение работы поперечным мостиком.

Некоторые из этих процессов, как известно, подвержены влиянию внутриклеточных изменений, что может обуславливать уменьшение усилия (развития утомления).

Есть работы, указывающие на то, что ухудшение связи возбуждения с сокращением при утомлении может наблюдаться на фоне неизменных невралгических или метаболических (нормальное или незначительное изменение содержания мышечного лактата, АТФ, креатинфосфата, гликогена) факторов.

Также показано, что для утомляющих сокращений (большой продолжительности при малом усилии) тетаническое усилие восстанавливается быстро (2 мин.), восстановление после ухудшения нервно-мышечного преобразования длится несколько больше (4-6 мин.), а ухудшение связи возбуждения с сокращением может продолжаться часами.

Следовательно, связь возбуждения с сокращением у людей ухудшается вследствие продолжительных мышечных сокращений. Некоторое исключение составляют двигательные единицы типа FF, у которых после длительной электростимуляции нарушение связи возбуждения с сокращением длится лишь несколько минут.

**Метаболические субстраты.** Критическими факторами сокращения мышцы являются нервная система и метаболическая энергия. Хотя способность поддерживать сокращение мышцы не всегда зависит от наличия метаболических субстратов, для некоторых двигательных задач их истощение определяет снижение производительности. Например, при выполнении работы, соответствующей 70-80% максимальной аэробной производительности, способность поддерживать усилия совпадает с истощением гликогена в работающих мышцах. Аналогично, когда субъекты потребляют глюкозу или получают ее внутривенно, они способны к большей производительности. Следовательно, наличие углеводов определяет объем работы субмаксимальной мощности.

Как известно, на мышечное утомление также влияют: концентрация ионов  $\text{H}^+$ , которые могут ингибировать гликолиз; снижение внутриклеточного pH из-за повышения содержания  $\text{CO}_2$  во внеклеточной среде; продукты гидролиза АТФ и др. Условия выполнения задачи, в которых эти вещества могли бы иметь значение пока изучены недостаточно.

Одну группу составляют движения с малым количеством автоматических действий: ощупывание, сравнение и выбор предмета (орудия труда или игры), любые смысловые действия новичка, обучающегося, например, слесарному делу, изображению на бумаге значков и схем у всех, кто не умеет рисовать.

К другим группам относятся действия, значительно подкрепленные фоном предыдущего уровня С (пространственного поля). Гравировка по металлу и работа хирурга, часовое дело и скрупулезные действия химика или фармацевта точно смешивающего растворы, наконец, движения сцепщика поездов и бритье собственного подбородка. Всюду, где смысловые действия протекают в пространстве.

Затем действия с участием уровня В (уровня штампов или ГОСТов). Это работа косца, конвейерные операции, вязание на спицах, мотание ниток. В спорте – борьба самбо и дзюдо. В цирке – фокусы (ловкость рук).

Следующая группа объединяет действия всех предыдущих разделов. Прежде всего это письмо и речь – движения губ и языка. Кроме того, действия людей сложных двигательных профессий – моряка на парусном судне, рабочего-прокатчика, виртуоза-токаря или пилота самолета. В спорте – это фехтование, стрельба из лука, спуск на горных лыжах. В искусстве – действия «ассистента» в балете.

И, наконец, преобладание самого древнего уровня А – движения рук массажиста, катание пиюль, обмахивание веером, вибратор левой руки скрипача.

Поистине почти нет таких осмысленных действий, которыми бы не руководил уровень D.

Наконец, существует еще один уровень, уровень Е, лежащий еще выше предыдущего. Этот уровень создает мотив для двигательного акта и осуществляет его основную смысловую коррекцию. Он окончательно приводит результат движения в соответствие с намерением, с той самой моделью «желаемого будущего», которую человек создал мысленно перед началом своего действия. В спорте – это определение целенаправленности движения, его смысла (например, преодолеть планку в прыжке в высоту).

Особенно четко и ярко этот уровень проявляет себя при всех разновидностях речи и письменности: и обычная наша устная речь, и сигнализация флажками на флоте, и передача с помощью азбуки Морзе, и даже жесты глухонемых, все это руководство уровня Е.

Помимо речи и письма, этот уровень руководит и богатейшим арсеналом музыкальных, театральных, спортивных и хореографических смысловых действий,

завязывание узла – сугубо топологичные, а не метричные действия, их осуществление происходит лишь по единой схеме (снять, закурить, завязать), хотя и добрым десятком разных способов.

Здесь важна не только очередность каждого действия, но и определенное время, затрачиваемое на отдельную операцию. Получающийся таким образом цепной процесс и обеспечивает смысловое действие – надеть и застегнуть пальто, смазать лыжи мазью, очинить карандаш.

Именно уровень D обеспечивает не просто перемещение предмета, а смысловое использование его с целью изменить окружающую действительность, максимально приблизить её к той модели «желаемого будущего», которую человек создает мысленно перед началом каждого действия. Например, в спорте этот уровень определяет пространственные и временные последовательности необходимых действий (ритм и интенсивность бега, постановка ноги на планку, отталкивание, полет, фаза приземления и т. п.).

Характерное качество всех действий этого уровня – их высокий автоматизм, иначе говоря, они выполняются без активного контроля сознания, что, конечно, возможно лишь после многократных упражнений и тренировок. Вспомним пушкинские строки:

«Он подал руку ей. Печально (как говорится, машинально),  
Татьяна молча оперлась...».

Это «машинально» и есть автоматически, без активного контроля над действием.

Другая важная особенность этого уровня связана с различиями в действиях правой и левой руки. Во всех уже перечисленных, ниже лежащих уровнях эта разница была практически незаметна. И во время ходьбы, и при захватах любого предмета, и даже в фортепианной игре обе руки действуют одинаково, и левая рука легко заменяет правую.

И только на уровне смысловых действий (D) эта разница становится решающей: письмо пишется правой рукой, резцом вырезаются фигуры, да и просто точится карандаш – правой рукой, ложка тянется в рот правой рукой. Переучиться на работу левой рукой возможно, но очень не просто и уж заведомо не быстро (у человека-левши наоборот).

Теперь остается лишь перечислить основные группы действий, определяемые столь высоким уровнем. Следует заметить, что нелегко дать убедительную классификацию столь обширных действий. Поэтому в каждой группе даны ведущие признаки и примеры действий из трех основных областей – трудовые действия, бытовые, спортивно-игровые и танцевальные.

**Кровоток.** Хорошо известно, что ограничение кровотока в мышце приводит к ее более быстрому утомлению. Увеличение мышечного кровотока в процессе двигательной активности необходимо для доставки энергетических субстратов, удаления продуктов метаболизма и рассеивания тепла. Однако когда мышца активна, повышается внутримышечное давление, которое сжимает кровеносные сосуды и ограничивает кровоток. Например, известно, что с увеличением времени изометрического сокращения кровотока в мышце уменьшается. Тем не менее невозможно идентифицировать конкретный уровень усилия, при котором кровоток перекрывается, так как внутримышечное давление может заметно изменяться в пределах группы мышц-антагонистов или отдельной мышцы для данной интенсивности сокращения.

Таким образом, уменьшение кровотока (ишемия) влияет на механическую производительность, вне зависимости от пониженного содержания кислорода в крови (гипоксия). Увеличение кровотока, связанное с гиперперфузией, может улучшать удаление метаболитов и в результате этого ограничивать наступление утомления.

## 7.2. Долговременные приспособительные реакции

**Принципы тренировки.** В результате исследований нервно-механических основ мышечной силы были разработаны принципы тренировки. Один из таких принципов – *принцип перегрузки*, согласно которому возникновение адаптационной реакции возможно только при преодолении определенной пороговой точки. Обычно эта точка выражается как процент от максимального значения. Например, адаптационная реакция будет иметь место только в том случае, если сила сокращения мышцы превышает 40% от максимума. Поскольку максимальный вращающий момент, образуемый мышцей, со временем изменяется в результате колебаний уровня активности (тренировки и detrенировки), точно так же изменяется абсолютная нагрузка, превышающая пороговые изменения. Это наблюдается у регулярно тренировавшихся испытуемых, которые затем прерывали тренировки (по разным причинам), а также после их восстановления уже не могли возобновить процесс тренировок на прежнем уровне активности.

Кроме того, физические тренировки для обеспечения требуемого эффекта должны соответствовать режиму мышечной активности. Это так называемый *принцип специфичности*: адаптационные реакции специфичны для клеток, их структурных и функциональных элементов, которые подвергаются физическим нагрузкам. Согласно этому принципу, изменение специфично величине нагрузки.

Если, например, спортсмен занимается по программе занятий силовой направленности, то только для этого качества (силы), а не какого-то другого (например, выносливости) характерны адаптационные реакции.

Вместе с тем некоторые исследования показывают, что занятия силовой направленности вызывают адаптационные реакции, специфичные для задания длины и скорости мышцы, характерных для этой тренировки. В то же время другие исследования установили отсутствие специфичности для концентрических и эксцентрических сокращений, а также быстрых и изометрических сокращений.

Важным моментом принципа специфичности является то, что эффект тренировочных занятий зависит также от начального уровня подготовленности субъекта. Если проследить за величиной прироста результата в силовом движении в период микроцикла (4-8 недель), то обнаруживается, что у неспортсменов в результате силовых тренировок будет больший прирост результативности, чем у спортсменов, занимающихся культуризмом или пауэрлифтингом. Это различие обусловлено более высоким начальным уровнем силы, а также «знакомством» с выполняемым движением у спортсменов. Начальное быстрое увеличение силы у неспортсменов отражает нервные адаптационные реакции на силовую программу занятий.

Наконец, отметим *принцип обратимости*, согласно которому прекращение тренировочных занятий приводит к адаптации системы к новым (пониженным) требованиям. Это так называемая *детренированность*. Один из примеров детренированности – адаптационные реакции организма астронавтов во время пребывания в условиях невесомости.

**Сила.** Согласно теории поперечных мостиков мышечного сокращения, после того как  $\text{Ca}^{2+}$  ингибировал тормозной эффект комплекса тропонин-тропомиозин, миофиламенты поперечные мостики прикрепляются к участкам на актине и подвергаются изменению, вследствие которого образуется сила. Несмотря на то, что мышечная активация обусловлена всего одним механизмом, в литературе, посвященной тренировочным занятиям силовой направленности, рассматриваются различные типы мышечных сокращений. Думается, не лишено смысла обратить внимание на изменения взаимосвязи вращающего момента мышцы и вращающего момента нагрузки, рассмотрев изометрические, концентрические и эксцентрические условия.

**Изометрический метод тренировки.** Изометрическое сокращение (*изо* – постоянная, *метрик* – длина всей мышцы) определяли как условие, при котором вращающий момент, обусловленный нагрузкой, соответствует вращающему моменту мышцы такой же величины, но действующему в другом направлении. Хотя длина всей мышцы при изометрическом сокращении не изменяется, длина

Появление коры, а это произошло сравнительно недавно – около 500 тысяч лет назад, – открыло человеку совершенно новые возможности во всех областях его жизни. Благодаря коре мозг возглавил и повел вверх по эволюционной лестнице всю жизнедеятельность человека. Идея нервизма, идея главенствующей роли мозга, разрабатываемая многими учеными, прочно завоевала ведущее место в физиологии. Вот как писал об этом Н. А. Бернштейн: «... все эти возможности открылись для мозга благодаря коре с её совершенно особой структурой. Как знать, к чему это приведет в ближайшие миллионы лет?».

Уровень D почти монополюсально принадлежит человеку. У других высших животных имеются только зачатки его. Сложность действия этого уровня так велика, а наши физиологические знания о нем еще так малы, что ученым пока не удалось четко и полно выяснить все его функции, все подробности его проявления.

Известно, что при поражении определенных высших участков мозга опухолью или травмой человек разучается делать многие, даже самые простые действия – застегивать пуговицы, есть ложкой и др. При этом у него не нарушились координация, сила и точность движений – все прежнее. Произошло нарушение в системе распознавания образа, предмета. Отсюда человек, находящийся в таком состоянии, забыл и не знает, что нужно делать с тем или иным предметом. Это сопряжено с нарушением информационной системы уровня D.

Очень важно отметить, что в этом случае информация, идущая от предмета, определяется не его геометрической формой, массой, консистенцией – это все второстепенно; главное – смысловая сторона действий с предметом: для чего он и как им действовать? Наши органы чувств (зрение, осязание и т. п.) получают и передают в мозг все сведения о предмете и помогают определить, что именно и в какой последовательности можно и нужно делать с этим предметом.

При этом следует подчеркнуть, что уровнем D оценивается не метрика предмета (т. е. его размер, вес, строгая форма, цвет), а его топология – схема, объясняющая качественные соотношения отдельных частей предмета. Например, топология буквы означает замкнутость или незамкнутость линий, пересекаемость их в разных направлениях. Букву А можно изобразить и печатным шрифтом, и славянской вязью, и прописью – всё равно топологические качества буквы будут означать именно эту букву и никакую другую. То же самое можно сказать о любом смысловом предмете – карандаш может быть круглым или граненым, маленьким или большим, тонким, толстым, остро очиненным, притупившимся – всё равно он будет нести единую смысловую нагрузку: им можно писать.

Принцип топологичности относится не только к самим предметам, но и к действиям, совершаемым на уровне D: снятие шляпы, закуривание папиросы,



- так называемые нелокомоторные передвижения всего тела в пространстве как различные упражнения на гимнастических снарядах, акробатика;
- манипулирование с пространством – отдельных частей тела, чаще всего рук: движения рук музыкантов, машинистки (сюда же относятся однократные движения – прикосновения, указывающие жесты);
- перемещение вещей в пространстве – схватывание, ловля движущегося предмета, перекладывание его, перенос, наматывание, подъем тяжести и т. д.;
- все баллистические движения – метание гранаты и диска, рывок штанги, игра в теннис и городки, работа жонглера;
- движения прицеливания – наводка зрительной трубы, прицеливание в стрельбе, при игре на бильярде. Кстати, установочно-выжидательные движения вратаря в футболе и хоккее также относятся к этой группе;
- подражательные и копирующие движения – срисовывание, изображение предметов или действия жестами, т. е. изобразительная пантомима.

Обращает на себя внимание то, что среди этих движений почти нет действий, связанных с предметом и орудием (кроме простейших их перемещений), потому здесь мало производственных и трудовых движений, но много спортивных, акробатических. Дело в том, что осмысленный труд, как правило, имеет дело с предметом и редко – только с пространством и его силовым полем. С процессом труда и орудием труда будет иметь дело более высокий по иерархии уровень D.

Почти не существует движений при участии высших уровней – D и E, которые бы могли обойтись без фоновой роли уровня C, потому что любое смысловое обращение с предметом или орудием труда требует умения владеть пространством.

Итак, уровень C – это связывающее звено между действиями, движениями «внутри нас» и тем пространством, в котором мы живем и действуем.

Вот так постепенно и неуклонно вырастают этажи-уровни, создающие сложнейшие конструкции наших движений. И мы горды стройностью, сложностью, многообразием системы построения наших движений. Но стоит ли так гордиться? Н. А. Бернштейн предупреждает нас, что все перечисленные ранее классы движений доступны не только человеку, но и многим животным. Более того, животные гораздо совершеннее выполняют эти движения: дольше и быстрее бегут, лучше лазают и прыгают, они точнее и координированнее нас во многих действиях.

Теперь о целой группе действий, которые присущи почти исключительно человеку. Эти действия обеспечиваются корой больших полушарий мозга.

волокон уменьшается. В 50-е годы XX в. отдавалось предпочтение физическим упражнениям изометрического характера как наиболее подходящим для поддержания высокого уровня физической подготовленности. Эти упражнения, как считалось, вызывали благоприятные гипертрофические реакции мышц, занимали немного времени, были удобными и не требовали никаких материальных затрат. Схема тренировки характеризовалась учетом пороговых точек, уровней интенсивности и систематизацией программы физических упражнений. Например, отмечалось, что ежедневные упражнения для сгибателей локтевого сустава порядка 40-50% от максимальной интенсивности обеспечивают увеличение силы. Также как одно и кратковременные сокращения (4-6 с) с интенсивностью 40-50% от максимальной мощности приводит к нарастанию силы (например, на 2% в неделю для мышц-сгибателей локтевого сустава).

Популярность изометрических упражнений в последнее время уменьшилась, тем не менее их и теперь включают в программы физических тренировок силовой направленности. Например, рекомендуют следующий режим изометрических сокращений: а) для нетренированных – ежедневные тренировки по 5-8 повторений для каждой мышечной группы, в которой активные мышцы образуют 40-50% максимальной силы; б) для спортсменов высокого уровня – выполнение упражнений при различных углах сустава при силе 80-100% от максимума, с продолжительностью каждого упражнения 5-10 с, а также 2-5 повторений для мышечных групп с интервалом отдыха от 30 с до нескольких минут.

С упражнениями изометрической направленности связаны, как минимум, две проблемы.

Во-первых, при выполнении движений преобладают концентрические и эксцентрические сокращения, при которых длина мышцы изменяется (разные режимы сокращения и удлинения мышцы), что противоречит принципу специфичности. Например, Т. А. Kitai и D. G. Sale (1989) обнаружили, что увеличение силы в результате программы тренировок с использованием изометрических упражнений было характерно только для диапазона движения  $0,17 \text{ рад}$  ( $10^\circ$ ) относительно угла голеностопного сустава, при котором выполнялись упражнения.

Во-вторых, когда сила, образуемая мышцей, превышает приблизительно 15% от максимальной, происходит окклюзия кровеносных сосудов и значительно увеличивается периферическое сопротивление кровотоку, что приводит к значительному усилению деятельности сердечно-сосудистой системы и, как было показано в разделе 7.1, интенсифицирует утомление мышц.

**Динамический метод тренировки.** Когда вращающий момент мышцы не равен вращающему моменту, обусловленному нагрузкой, сокращения мышцы называют *динамическими*, поскольку её длина изменяется. Это понятие используют как для характеристики концентрических и эксцентрических условий. Наряду с этим изометрическое сокращение можно назвать *статическим*, поскольку система находится в равновесии, т. е. вращающий момент мышцы и вращающий момент нагрузки одинаковы. Понятие «изокинетический» характеризует сокращения, обеспечивающие постоянную угловую скорость конечности; обычно это достигается с помощью какого-либо приспособления (тренажера).

Один из распространенных методов силовой тренировки с использованием динамических упражнений предполагает выполнение циклов по 10 повторений с постепенным увеличением нагрузки в каждом цикле. Максимальную нагрузку определяют методом проб и ошибок, т. е. спортсмен, используя различный вес, подбирает такую нагрузку, которую он может поднять точно 10 раз. Ее называют нагрузкой 10 МП (МП – максимальное повторение). Первый цикл – 10 повторений – выполняется с нагрузкой равной  $1/2$  10 МП, второй – с нагрузкой  $3/4$  МП и заключительный – с нагрузкой 10 МП. Первые два цикла служат в этом случае разминкой перед максимальным усилием в третьем цикле.

Существует также метод, в котором второй цикл выполняется с 75% 10 МП, а третий – 50% МП. Эти два метода часто называют *восходящей* и *нисходящей пирамидальной нагрузкой*. Существует множество систем, характеризующихся различной величиной нагрузок, используемых в программе занятий силовой направленности; это – отдельный цикл, «от небольшой к значительной», «от значительной к небольшой», «суперцикл», программа «блиц» и многие другие.

Поскольку динамические упражнения включают как концентрические, так и эксцентрические сокращения, было бы неправильно предположить, что нагрузка 10 МП является максимальной для всех фаз каждого повторения. На основании взаимосвязи «момент-скорость» мы знаем, что вращающий момент мышцы при эксцентрическом сокращении больше, чем при концентрическом.

Так как при эксцентрических сокращениях мышца образует большую силу, считается, что такого характера упражнения должны обеспечить более значительный тренировочный эффект в отношении увеличения силовых возможностей. Принцип увеличения нагрузки гласит, что количество стимула определяется не абсолютной, а относительной (от максимума) величиной силы. Поэтому, очевидно, эксцентрические сокращения должны вызывать более значительные адаптационные реакции, чем концентрические.

Многие знают одну из легенд о фантастическом скрипаче Никколо Паганини: недруги подрезали струны на его скрипке, и в разгаре концерта эти струны по очереди начали лопаться, приводя в волнение слушателей, импресарио, самих недругов – всех, кроме скрипача. Он продолжал играть на трех струнах, потом на двух и наконец, на одной последней (её не стали подпиливать, думали и трех достаточно для провала) и закончил с триумфом свой концерт. Это пример исключительной гибкости уровня пространственного поля, которая позволила скрипачу приспособиться даже к резко изменившимся условиям.

Вот еще пример. Сидя на подоконнике или стоя в мчащемся трамвае, лежа на пляжном песке или скорчившись в телефонной будке и прижимая плечом к уху трубку, – всюду мы сможем написать любой текст. Более того, большим карандашом «Великан» или мельчайшим кусочком грифеля мы напишем слова одним почерком, который присущ только нам и никому другому и по которому специалисты узнают нас из тысячи людей.

Известно, что лишенный правой руки инвалид, учится писать другой рукой, протезом (известны случаи, когда, лишившись обеих рук, люди начинали писать ногой). При этом почерк человека существенно не менялся.

Подобная приспособляемость движений, которую многие ученые называют пластичностью нервной системы, обеспечивается именно гибкостью (специалисты говорят вариативностью) уровня пространственного поля – уровня С. Точнее было бы называть эту вариативность взаимозаменяемостью двигательных компонентов, а также переключаемостью с одного органа на другой (вспомним письмо левой рукой).

Интересно, что такое переключение возможно не только с одного органа на другой, могут переключаться и сами приемы движений: до определенной точки человек может пройти, пробежать, проплыть, допрыгать на одной или на двух ногах и т. д.

Уровню С присуще еще одно очень важное качество. Это способность к модификации своих движений, т. е. поиск новых путей и возможностей в осуществлении незнакомых действий. Это качество незаменимо в процессе обучения, в процессе создания нового двигательного навыка, нового умения.

Какие же самостоятельные движения ведутся на уровне С? Количество их настолько велико, что перечислить невозможно. Н. А. Бернштейн выделяет лишь основные группы этих движений:

- перемещение, передвижение всего тела в пространстве – ходьба, бег, лазание, ползание, плавание, ходьба по канату, на лыжах, бег на коньках, езда на велосипеде, гребля, прыжки вверх, в длину, в глубину, джигитовка;

Пространственное поле – одновременно и не периодически, иначе говоря движения, совершаемые под его руководством, не содержат элементов повторяемости или чередования, так характерных для более низкого уровня В.

Наконец, еще одним важным свойством пространственного поля является его метричность и геометричность. Тщательная оценка расстояний, размеров и форм предметов определяет важнейшие качества наших действий, а именно: меткость и точность, без чего немногие наши действия достигли бы цели.

Благодаря всем этим качествам уровень С руководит особо важными движениями нашего тела. Эти движения всегда «ведут откуда-то, куда-то и зачем-то». Если целесообразные движения уровня В не ведут к конечному результату (например, мы делаем подряд 12 приседаний), то движения уровня С дают определенный конечный эффект: гвоздь забит, вещь переломлена и т. п.

«Движения уровня С несут, дают, тянут, берут, рвут, перебрасывают». Очень точно сказано о переместительном характере движения этого уровня.

В свою очередь, все эти перемещения обязательно приспособляются к пространству, в котором они протекают. Это качество – одно из важнейших для движения такого уровня, который потому и называется пространственным.

«Так, например, – пишет Н. А. Бернштейн, – предыдущий уровень (более низко лежащий) конструирует ходьбу – сложный двигательный акт, в котором принимают участие десятки мышц и сочленений. Но эта ходьба остается отвлеченным как бы «выставочным» макетом, с которым можно познакомиться и даже полюбоваться (вспомним, что младенец, стуча ножками, уже воспроизводит почти точную копию рисунка ходьбы). Целесообразным действием ходьба станет только после того, когда в её осуществление включится наш уровень С. Тогда нога, шагающая по земле, «учтет» и приспособится ко всем неровностям и сложностям дороги, определится оптимальная длина шага и частота движений, которые будут наиболее экономичны для пешехода. Если это будет ходьба по лестнице, то стопа будет наступать на край или середину ступеньки, а длина шага приспособится точно к расстоянию между двумя ступеньками. Если ступеньки будут неровными, выщербленными, то нога «постарается» обойти эти неровности или приспособится к ним с наименьшим ущербом для шагающего человека».

Следует заметить, что в описании уровня С появились слова: «учтет», «приспособится», «обойдет». При рассмотрении уровня В – уровня штампов, таких обозначений не было. Это объясняется тем, что уровню С принадлежит исключительная возможность варьировать действия, это протекает без ущерба для точности движений, и конечный результат обязательно достигается.

Однако, как показывают исследования, при использовании только концентрических или эксцентрических упражнений увеличение силы идентично. В то же время установлено более значительное увеличение силовых способностей, которое достигается при сочетании обоих видов упражнений. Например, 12-недельная программа тренировок для мышц-разгибателей коленного сустава (3 раза в неделю) приводит к увеличению пика вращающего момента на 18% у испытуемых, выполняющих концентрические упражнения, и на 36% – при сочетании концентрических и эксцентрических упражнений.

Как уже отмечалось, между концентрическими и эксцентрическими сокращениями существуют большие различия:

1. Субмаксимальные концентрические и эксцентрические сокращения характеризуются активацией различных двигательных единиц.

2. Значительные нагрузки вследствие эксцентрических сокращений, по-видимому, влияют на поведение отдельных поперечных мостиков и саркомеров. Открепление поперечного мостика при эксцентрическом сокращении, очевидно, вызывает механический разрыв химической связи, в отличие от более упорядоченного присоединения АТФ и отсоединения поперечного мостика, которое наблюдается при нормальном цикле поперечного мостика. Ввиду различий в количестве сократительных белков и степени взаимного перекрывания саркомеров максимальная сила, образуемая каждым саркомером, значительно колеблется вдоль длины мышцы.

3. Хотя при эксцентрическом сокращении сила больше, ЭМГ значительно меньше, чем во время концентрического сокращения. Это свидетельствует о том, что индивидуумы не способны максимально активировать мышцы при эксцентрическом сокращении.

4. Отсроченное возникновение болезненных ощущений в области мышц чаще всего отмечается при эксцентрических сокращениях.

5. Стационарный бег с субмаксимальной интенсивностью на тротуаре связан с поддержанием постоянного уровня потребления кислорода. Бег же по наклонной вниз (10% наклон) с такой же интенсивностью сопровождается постепенным увеличением потребления кислорода и ЭМГ мышц ног. При беге по наклонной вниз происходит значительное использование эксцентрических сокращений мышц.

6. При беге по ровной поверхности с субмаксимальной интенсивностью на тротуаре в течение 20 мин. на 9% снижается амплитуда Н-рефлекса камбаловидной мышцы. В то же время бег по наклонной вниз (под углом 10°) при такой же интенсивности приводит к уменьшению амплитуды Н-рефлекса на 25%.

7. Эксцентрические упражнения обеспечивают более эффективное стимулирование гипертрофии мышц.

**Плиометрический метод тренировки.** Плиометрические упражнения используются для тренировки определенной структуры движения – эксцентрическо-концентрической последовательности мышечной деятельности, большинству движений человека присуща именно эта последовательность. Преимущество метода в том, что первоначальное эксцентрическое сокращение позволяет мышце выполнить большее количество положительной работы при последующем концентрическом сокращении. Взаимосвязь «работа-энергия» показывает, что для выполнения большой работы требуется дополнительное количество энергии.

Хорошо известно, что накопление и использование упругой энергии, а также предварительная нагрузка обеспечивают дополнительное количество энергии. Упругая энергия во время эксцентрического сокращения содержится в эластичных компонентах и используется во время концентрического сокращения по мере сокращения сократительного и эластичного компонентов. При предварительной нагрузке эксцентрическое сокращение вызывает увеличение мышечной силы в начале концентрического сокращения, поэтому область под графиком «сила-расстояние» (работа) больше.

Таким образом, плиометрические упражнения оказывают тренировочный эффект. Например, обнаружено, что прыжковые тренировки приводят к незначительному увеличению максимальной изометрической силы мышц-разгибателей коленного сустава, однако значительно повышают интенсивность развития силы, а также увеличивают площадь быстросокращающихся волокон.

**Техника нагрузки.** При выборе изменения нагрузки для обеспечения прироста силы следует учитывать ряд факторов.

**Метод постепенного увеличения нагрузки.** Самым распространенным методом развития силы является метод постепенного увеличения нагрузки. В общепринятой программе занятий силовой направленности это означает увеличение веса штанги в каждом новом тренировочном цикле. Однако вращающий момент мышцы зависит от плеча пары (сил) и скорости движения дополнительно к величине внешней нагрузки (вес штанги). Такие упражнения можно выполнять, не изменяя нагрузку (вес штанги), а изменяя длину плеча пары или скорости движения, что будет приводить к увеличению вращающего момента мышцы.

**Величина нагрузки.** В большинстве программ физических тренировок силовой направленности цикл включает 1-8 повторений. Когда спортсмен

Полосатому телу многие ученые уже давно приписывали «реализацию» координированных движений в пространстве. Пирамидная же система ответственна за многие качества двигательной сферы. При этом она преимущественно руководит произвольными действиями в пространстве, а полосатое тело – непроизвольными.

Чрезвычайно сложна и система информации, обслуживающая данный уровень. Это отнюдь не простая сумма, складывающаяся из различных видов чувствительности. И зрительные ощущения, и суставно-мышечное чувство, и информация от органов равновесия проходят сложнейший путь, объединяются, качественно преобразуются в соответствующих центрах мозга и уже в измененном виде, образуя чувствительный синтез, обеспечивают действия пространственного поля.

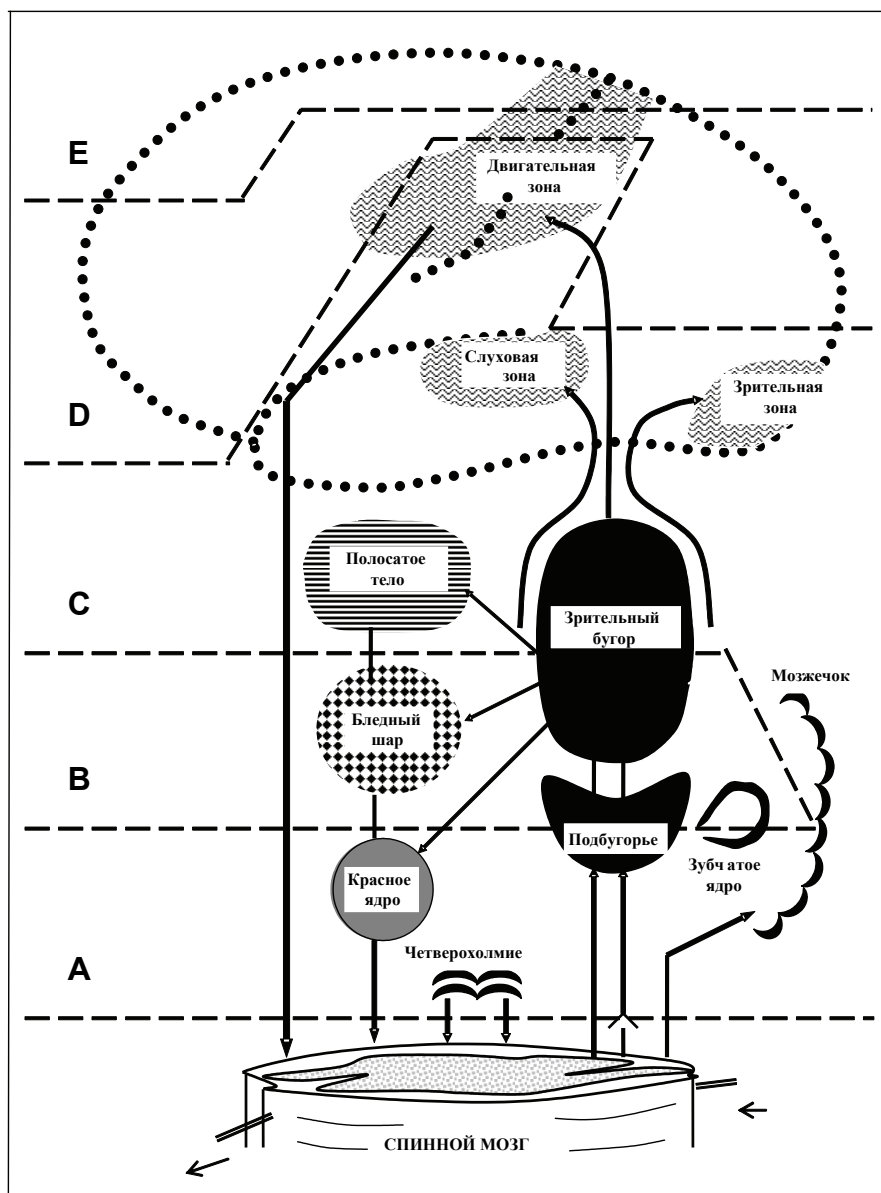
В отличие от предыдущих уровней (А, В) пространственное поле имеет ряд важнейших отчетливых черт.

Во-первых, оно «привязано» к окружающему внешнему миру. Связь с внешним миром, теснейшие взаимодействия с ним – вот важнейшее качество уровня С.

Вторая его отличительная черта – в том, что оно весьма обширно: на него уже работают телерецепторы, и в первую очередь зрение, которое безгранично расширяет и увеличивает объем и качество поступающей в центральные механизмы регуляции информации.

Следующая особенность уровня С – несдвигаемость поля. Когда мы идем, прыгаем, поворачиваемся, то четко ощущаем, что именно мы перемещаемся, а окружающий нас мир остается неподвижным (относительно, конечно), несдвигаемым. Но ведь многие рецепторы-информаторы говорят нам обратное! Например, зрение. Мы видим, что деревья движутся нам навстречу и мимо нас, когда мы бежим по лесу, земля несется нам навстречу, когда мы прыгаем вниз с трамплина, предметы и люди вращаются вокруг нас, когда мы танцуем вальс. И только благодаря качественно переработанной информации, в которой отражается наш прошлый опыт (а мы начали приобретать его еще в колыбели), мы не сомневаемся, что окружающий мир неподвижен.

Н. А. Бернштейн писал об этом так: «Каждый человек еще с раннего детства преодолевает для себя эксцентрическую птолемеевскую систему мировосприятия, заменяя ее коперниковской». Более того, если мы начинаем чувствовать, что пространство вокруг нас кружится или несется, то эти неприятные ощущения мы называем «головокружением».



**Рис. 8.1.** Схема основных центров и проводящих путей мозга с распределением их по уровням А, В, С, D, Е, обеспечивающим управление движением

поднимает более тяжелую штангу, результирующий вращающий момент возрастает прямо пропорционально увеличению веса и только в том случае, если кинематика движения остается постоянной. Во время тренировочного занятия тяжелоатлетов, а также в процессе реабилитации необходимо обращать внимание на форму движения, следя, чтобы нагрузка на нужные мышцы увеличивалась прямо пропорционально. Поскольку максимальные нагрузки, как правило, изменяют кинематику движения, в занятиях силовой направленности используют нагрузки, составляющие около 4-6 максимальных повторений, выполняемые за 4 цикла (3-6) для каждого упражнения. Согласно некоторым данным, нагрузка 5-6 максимальных повторений соответствует 85-90% максимальной нагрузки.

MJ. N. McDonagh и C. T. M. Davies (1984) на основании исследований с участием нетренированных испытуемых, пришли к следующему заключению. Нагрузки менее 66% от максимальной не приводят к увеличению силы даже при выполнении 150 сокращений в день; нагрузки выше 66% – обеспечивают прирост силы порядка 0,5-1,0% после каждого тренировочного занятия; нагрузки выше 66% – при выполнении 10 повторений на каждом занятии, приводят к более существенному увеличению силовых возможностей. Существует мнение, что начинающим следует использовать нагрузки 60-80% от максимальной, выполняя 8-10 повторений в каждом цикле, а сильнейшим спортсменам следует использовать нагрузки 80-100% от максимальной, выполняя за цикл 2-5 повторений.

Другой способ заключается в изменении скорости движения. Некоторые исследователи сравнивали показатели прироста силы при выполнении обычных упражнений с отягощениями, а также «взрывного» характера (т. е. с высокой скоростью). Поскольку максимальная сила, образуемая мышцей, уменьшается с увеличением скорости укорачивания (взаимосвязь «сила-скорость»), вряд ли можно ожидать, что быстрые движения обеспечат высокий тренировочный эффект. Установлено, что программа занятий силовой направленности (20 недель) приводит к увеличению силы, тогда как «взрывные» упражнения в течение такого же периода времени этого эффекта не дают. Хотя есть факты, указывающие на то, что в результате тренировки мышц-сгибателей локтевого сустава с помощью значительных нагрузок (90% 1 МП), а также быстрых движений (10% 1 МП) достигается сопоставимое увеличение силы мышц и площади поперечного сечения мышечных волокон.

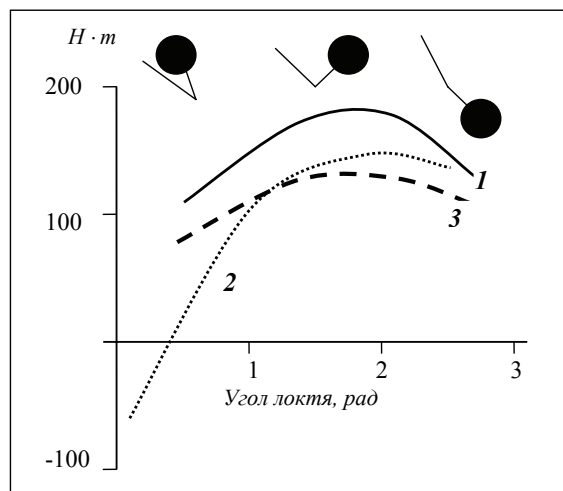
*Постоянная и переменная нагрузки.* Физическая тренировка силовой направленности кроме изометрических упражнений включает изменение длины активной мышцы в данном диапазоне движения. Поскольку вращающий момент

мышцы изменяется при изменении угла сустава, необходимо обращать внимание не только на величину нагрузки, но и на то, как она изменяется в данном диапазоне движения.

Рассмотрим упражнение сгибания предплечья, включающее чередование сгибания-разгибания руки в локтевом суставе с нагрузкой. При использовании отягощений (штанга) нагрузка, которую удерживает спортсмен, остается постоянной в течение всего упражнения и действует вертикально вниз. Однако при использовании некоторых тренажеров подобная нагрузка, которую перемещает спортсмен, изменяется в диапазоне движения.

Другое различие между постоянной и переменной нагрузками состоит в том, что при использовании отягощений система действует на силу (вес штанги), тогда как тренажер – против вращающего момента (нагрузка изменяется). Наиболее типичная взаимосвязь (промежуточная) показывает, что максимальный вращающий момент имеет место на середине диапазона движения.

Различия в степени воздействия на мышцу при постоянной и переменной нагрузках показаны на рисунке 7.3.



**Рис. 7.3.** Результирующий вращающий момент мышцы относительно локтевого сустава при выполнении сгибания предплечья со штангой и на тренажере «Наutilus» в сравнении с максимальным вращающим моментом, который возникает в диапазоне движения

Кривая 1 отражает взаимосвязь максимальный изометрический вращающий момент-угол для группы мышц-сгибателей локтевого сустава. Две другие кривые показывают вращающий момент сгибателей локтя, необходимый для перемещения

## Глава 8. ОСНОВЫ УПРАВЛЕНИЯ ДВИЖЕНИЕМ

### 8.1. Теория Н. А. Бернштейна об управлении движением

**Управление движениями** – это сложный многоуровневый процесс. Согласно определениям Н. А. Бернштейна, каждый из уровней управления имеет свою функцию, локализацию и афферентацию. Высшие уровни управления выполняют роль ведущих, регулирующих двигательный акт в целом; низшие – осуществляют роль фоновых, т. е. обеспечивают решение отдельных элементарных задач построения движения. Н. А. Бернштейн определил пять основных уровней управления (рис. 8.1) – А, В, С, D, E; детально описал их работу и функциональное значение в обеспечении построения, координации основных движений и действий человека.

Согласно выдвинутой теории, к наиболее древним с точки зрения эволюции относятся низшие уровни А и В управления движением. Здесь реализуются главным образом управления элементарными рефлекторными двигательными действиями. Уровень А управляет такими характеристиками отдельных мышц, как тонус, уровень сократительной активности, расслабления. Уровень В управляет мышечными координациями, согласуя работу мышц-синергистов и антагонистов. Оба эти уровня изначально были замкнуты в мире собственных внутренних ощущений (ощущений тела) и никак не реагировали на объективную внешнюю среду, были как бы вещью в себе.

Уровень С Н. А. Бернштейн называл уровнем пространственного поля и считал одним из самых ответственных в построении движений. И анатомически, и физиологически он стоит как бы на границе между древними и новейшими образованиями человеческого мозга. Это своеобразный рубеж между 100-миллионными по возрасту подкорковыми ядрами и молодой – всего 1-2 миллионлетней – корой головного мозга. Поэтому этот уровень несет черты, присущие как рыбам и птицам – древним обитателям нашей планеты, так и всем млекопитающим и высшему из них – человеку. Такое пограничное расположение уровня С обуславливает и двойной характер действий, которыми он управляет – более древними содружественными и произвольными движениями и более новыми – сложными произвольными действиями.

Уровень С анатомически состоит из двух образований: более нового – гигантопирамидного поля коры больших полушарий – и более старого – подкоркового ядра, называемого «полосатым телом».

как мощность, развиваемая двигательной системой, соответствует участку скорости, не равному нулю.

Многие исследователи традиционно определяли количественные способности мышечной деятельности на основании статической и динамической силы. Эти оба понятия отражают меру результирующего вращающего момента, а различие между ними – изменение или не изменение мышечной длины. Согласно взаимозависимости вращающий момент-скорость, максимальный вращающий момент, образуемый мышцей, снижается с увеличением скорости укорачивания мышцы. Это означает, что изменения динамической силы в большой степени зависят от интенсивности, с которой изменяется длина мышцы. Кроме того, тщательное определение динамической силы требует, чтобы максимальный вращающий момент измеряли при различной скорости. Более простой метод предполагает измерение пика мощности, развиваемой системой, представляющей собой сочетание силы и скорости и оказывающей максимальный механический эффект.

Какие свойства двигательной системы влияют на ее способность развивать мощность? В главе 5 мы определили, что мощность – результат силы и скорости. Следовательно, факторы, влияющие на мышечную силу либо на скорость сокращения мышечной длины, определяют развиваемую мощность. При условии адекватного нервного импульса основными детерминантами образования мощности являются количество параллельно активированных мышечных волокон и интенсивность, с которой миофиламенты превращают энергию в механическую работу.

Величина силы, которую может образовать мышца, прямо пропорциональна количеству образующих силу расположенных параллельно единиц. Мощность максимальна, когда мышечная сила равна приблизительно  $1/3$  от максимальной; с увеличением силы мышцы (увеличение площади поперечного сечения) мощность повышается и, следовательно, показатель  $1/3$  возрастает. Это же относится к влиянию скорости мышцы на образование мощности. Максимальная скорость, с которой уменьшается длина мышцы ( $V_{max}$ ), определяется ферментом миозин АТФазой, контролирующим скорость взаимодействия между актином и миозином и, следовательно, интенсивность циклов поперечного мостика. Активность миозин АТФазы изменяется при изменении уровня мышечной активности. Максимальная мощность наблюдается, когда скорость сокращения длины мышцы равна  $1/4 V_{max}$ .

средней нагрузки (веса) в указанном диапазоне движения с постоянной (штанга – 2) и переменной (тренажер «Наутилус» – 3) нагрузкой. Величина нагрузки (веса) в обоих случаях была одинаковой – 60% от максимальной. По мнению некоторых специалистов, использование тренажеров предпочтительнее, поскольку на мышцу оказывается более равномерное воздействие на всем диапазоне движения.

**Адаптивные реакции мышц.** Изменения силы могут быть обусловлены увеличением размера мышц, которое связано с *гипертрофией* – увеличением площади поперечного сечения отдельных мышечных волокон – или *гиперплазией* – увеличением количества мышечных волокон. Согласно результатам исследований, наиболее типичная адаптационная реакция мышц на тренировку силовой направленности – гипертрофия; в то же время в определенных условиях может наблюдаться гиперплазия.

Степень увеличения площади поперечного сечения (ППС) зависит от ряда факторов, включая начальный уровень силы, продолжительность и метод тренировочных занятий (изометрический, динамический, эксцентрический). Показано, например, что у начинающих спортсменов в результате 6 недель тренировочных занятий изометрической направленности ППС мышц-сгибателей локтевого сустава увеличилась на 5%; через 8 недель занятий ППС четырехглавой мышцы бедра увеличилась на 15%; после 60 дней занятий (изокинетических –  $2,1 \text{ рад} \cdot \text{с}^{-1}$ ) приводят к увеличению ППС четырехглавой бедра на 9%. Более того, в результате эксцентрически-концентрических упражнений для мышц-разгибателей коленного сустава (в течение 19 недель) ППС увеличилась более значительно, чем после упражнений, включающих только концентрические сокращения. В то же время 24 недели занятий в динамическом режиме не приводят к увеличению ППС мышечных волокон двуглавой мышцы у опытных культуристов.

Занятия силовой направленности могут по-разному влиять на различные волокна. Например, 16-недельные тренировки (изометрические) трехглавой мышцы икры не оказали никакого влияния на состав волокон камбаловидной и латеральной икроножной мышц. Приблизительно за такой же период (19 недель) упражнений для мышц-разгибателей коленного сустава увеличилась доля волокон типа Па и уменьшилась – волокон типа Пб в латеральной широкой мышце бедра. После 16-недельной программы изометрических тренировок увеличилась ППС волокон типа I (20%) и типа II (27%) в камбаловидной, а также типа II (50%), но не типа I в латеральной икроножной мышце. Эти результаты свидетельствуют о том, что не все мышечные волокна в активной группе мышц-синергистов подвергаются одинаковому тренировочному воздействию. Более того, увеличение площади поперечного сечения мышечных волокон оказывается большим при

эксцентрически-концентрических сокращениях (тип I – 14%; тип II – 32%) по сравнению с концентрическими (тип II – 27%).

Хотя тренировки силовой направленности могут вызвать гипертрофию, различия в размере мышц обуславливают не более 50% отличий силы между испытуемыми. В этой связи возникает вопрос, имеют ли место другие изменения в мышце, обуславливающие различия в силовых показателях. Одна из возможностей касается различий в специфическом напряжении. Вспомним, что специфическое напряжение характеризует врожденную силу мышцы и измеряется как сила, образуемая мышцей относительно единицы площади поперечного сечения ( $H \cdot \text{см}^2$ ). Поскольку усилие, которое может развивать мышца, равно ППС и специфическому напряжению, то различия в последнем могут определять индивидуальную силу.

По мнению некоторых ученых, специфическое напряжение в мышечных волокнах значительно колеблется: более высокое напряжение характерно для волокон типа II. Действительно, наиболее высокое специфическое напряжение отмечено в двигательных единицах типа FF, а самое низкое – в ДЕ типа S. Специфическое напряжение в изолированных медленно и быстросокращающихся мышечных волокнах не отличается. Следовательно, различие в специфическом напряжении в различных типах двигательных единиц, по-видимому, связано со способом передачи силы из мышечного волокна в мышечное сухожилие.

Считается, что для осуществления мышечной гипертрофии необходимо изменение коэффициента белкового синтеза. Механизм, регулирующий этот коэффициент, в настоящее время не выяснен. Потенциальными стимулами мышечной гипертрофии могут быть гормональные, метаболические и механические факторы. Гормональные стимулы (инсулин, гормон роста, тестостерон) вряд ли являются ключевыми для гипертрофии. В частности, введение гормона роста не стимулирует увеличение силы и размера мышц, а также содержание белков вследствие тренировок силовой направленности. Тем не менее, гормоны могут влиять на другие факторы. Так, тиреоидный гормон оказывает значительное влияние на экспрессию тяжелых цепей миозина типа I и типа IIa. Мышечная деятельность, влияющая на метаболические факторы, как правило, приводит к повышению выносливости, а не силы. Кроме того, затраты энергии при эксцентрических сокращениях меньше, чем при концентрических, в то же время эксцентрические сокращения в большей мере стимулируют мышечную гипертрофию.

Как показывают наблюдения, механические стимулы играют особую роль в гипертрофии мышц. Механизм действия включает приложение механического

стимула (например, растяжение, сокращение), который вызывает выделение второго, «посыльного», и последующую модуляцию интенсивности синтеза и расщепления белков. Например, прерывистое растяжение клеток скелетной мышцы в культуре приводит к повышению синтеза различных простагландинов, модулирующих синтез и расщепление белков (Vandeburgh H. H. et al., 1990).

Существуют два класса вторых «посыльных»: 1) молекулы внеклеточного матрикса (протеогликаны, коллаген, ламинин, фибронектин), которые окружают клетки, передают механический стимул к её поверхности и влияют на ядерные процессы и рост клеток; 2) вызванные растяжением изменения в плазме мембраносвязанных молекул ( $\text{Na}^+ = \text{K}^+$  АТФазы, ионные каналы, фосфолипазы, G-белки) и связанные цитоплазматические вторые «посыльные» простагландины, ЦАМФ, внутриклеточный  $\text{Ca}^{2+}$ , протеинкиназа С.

Механические стимулы влияют не только на количество, но и на качество мышечной ткани (белок), которая синтезируется. Это осуществляется за счет регуляции выражения генов, определяющих фенотип мышечных волокон, который зависит от транскрибирующихся протеинизомных генов. Данный эффект был изучен путем определения последствий механических стимулов в генах миозина тяжелой цепочки. Оказалось, что эти гены кодируют миозиновый поперечный мостик в разной мере в медленно- и быстросокращающихся мышцах. Ученые пришли к заключению, что ген быстрого миозина тяжелой цепочки является дефектным и экспрессия медленного миозина тяжелой цепочки зависит от внешних механических воздействий.

Адаптационные реакции мышц определяются также эволюционным фактором. Клетки, подвергающиеся миогенезу при отсутствии нервного импульса, развивают субпопуляции миотрубочек (которые впоследствии становятся зрелыми мышечными волокнами) с ограниченной способностью изменять фенотип. Кроме того, такая дифференциация типов волокон образует мышечные волокна, реагирующие на определенные физиологические пертурбации (мышечная деятельность силовой направленности, денервация) и не реагирующие. Таким образом, данный тренировочный стимул вряд ли вызывает одинаковую гипертрофическую реакцию во всех мышцах.

**Мышечная мощность.** Известно, что сила и мощность – мера производительности двигательной системы. Чтобы различить эти два параметра, рассмотрим взаимоотношение сила-скорость мышцы. Эта взаимосвязь включает четыре момента: скорость равна 0; сила равна 0; скорость  $> 0$  и скорость  $< 0$ . Мы определили силу как точку на кривой сила-скорость, где скорость равна 0, тогда



## СПРАВОЧНИК ФОРМУЛ

Изучение движений направлено на оценку эффективности и совершенствование способов двигательных действий. Очевидно, что эта проблема может быть решена лишь в том случае, если её практическая реализация опирается на точное количественное описание объекта исследования.

Настоящий справочник содержит четыре раздела: *биокинематика*, где представлены методы, описывающие пространственно-временную форму движения тела, т. е. внешнюю картину его проявления; *биодинамика* – содержит методы, раскрывающие механизмы движений, причины их возникновения, ход изменения; *биоэнергетика* – приведены способы оценки энерготрат и экономичности двигательных действий на основе биомеханических характеристик; *биомеханическое моделирование и прогнозирование* – содержит формулы и уравнения для количественной оценки двигательных действий при тестированиях в видах спорта.

Этот справочник может быть полезным при выполнении лабораторных, курсовых, дипломных работ и научных проектов, для более точного решения той или иной задачи в области биомеханики человека.

## 1. БИОКИНЕМАТИКА

Кинематические характеристики: пространственные, временные, пространственно-временные.

1.1. **Пространственные характеристики:** положение тела или точки траектории, путь, перемещение.

1.1.1. **Положение тела** задается естественным, координатным и векторным способами. Если тело принять за материальную точку, то положение ее определится координатами линейной, прямоугольной или угловой системы координат.

1.1.2. **Траектория ( $L$ )** – непрерывная линия, воображаемый след движущейся точки:

$$L = \frac{1}{r},$$

где  $L$  – кривизна траектории ( $см^{-1}$ ,  $м^{-1}$ );  $r$  – радиус кривизны ( $см$ ,  $м$ ).

**Формула траектории ОЦТ тела в полете:**

На третьей стадии (стабилизации и автоматизации) в результате многократного повторения навыка в разнообразных условиях помехоустойчивость рабочей доминанты повышается. Появляется *стабильность* и *надежность* навыка, снижается сознательный контроль за его элементами, т. е. возникает *автоматизация навыка*. Внешние раздражители на этой стадии лишь подкрепляют рабочую доминанту, не разрушая её. Большая же часть посторонних афферентных потоков не пропускается в спинной и головной мозг: специальные команды из вышележащих центров вызывают пресинаптическое торможение импульсов от периферических рецепторов, препятствуя их доступу в центральные механизмы управления движением. Этим обеспечивается защита сформированных программ от случайных влияний и повышается надежность навыков.

**Устойчивость навыка и длительность его сохранения.** Двигательные навыки, как и другие проявления временных связей, недостаточно стабильные в начале образования, в дальнейшем становятся все более и более стойкими. При этом, чем проще они по своей структуре, тем более стойки. Вследствие этого даже высококвалифицированному спортсмену трудно при повторениях сложных движений каждый раз показывать свои лучшие результаты. Если хотя бы один какой-то фактор, от которого зависит качественное выполнение упражнения, становится менее полноценным, результат снижается. К факторам, снижающим устойчивость навыка, относятся: ухудшение общего состояния нервной системы, развитие гипоксии, недостаточная адаптация при значительном изменении поясного времени, неуверенность в себе при сильных противниках и др. Существенное значение имеет тип нервной системы.

После прекращения систематической тренировки навык начинает утрачиваться. Но это имеет различное выражение для разных его компонентов. Наиболее сложные двигательные компоненты могут ухудшаться даже при перерывах в несколько дней. Еще больше они страдают при длительных перерывах (недели, месяцы). Поэтому для достижения высоких результатов тренировка должна быть систематической. Несложные компоненты навыка могут сохраняться месяцами, годами и десятилетиями. Например, человек, научившийся плавать, кататься на коньках или ездить на велосипеде, сохраняет эти навыки в упрощенном виде даже после весьма больших перерывов.

Важно, что *моторные* и *вегетативные* компоненты двигательного навыка формируются и утрачиваются не одновременно. При относительно простых движениях (бег, ходьба на лыжах и т. п.) раньше формируется двигательный компонент, затем вегетативный (связанный с регуляцией функции кровообращения, дыхания и др.), а утрачивается в обратном порядке. При

сложных движениях (борьба, гимнастика, спортивные и т. п.) наблюдается обратная зависимость формирования моторного и вегетативного компонентов двигательного навыка в отличие от простых движений.

После образования навыка вегетативные компоненты могут стать более инертными, чем моторные. Например, при кратковременной смене одного вида деятельности другим (переход с непрерывной работы на работу с переменной интенсивностью) вегетативные компоненты перестраиваются медленнее, чем двигательные. При длительных перерывах (месяцы и в особенности годы) вегетативные компоненты навыка, в отличие от двигательных, могут угасать полностью.

1 километр/час ( $км \cdot час^{-1}$ )	= 0,2778 метр/секунда ( $м \cdot с^{-1}$ )
1 узел	= 1,8532 километр/час ( $км \cdot ч^{-1}$ )
1 узел	= 51,48 сантиметр/секунда ( $см \cdot с^{-1}$ )
1 узел	= 0,5155 метр/секунда ( $м \cdot с^{-1}$ )
1 метр/минута ( $м \cdot мин^{-1}$ )	= 1,667 сантиметр/секунда ( $см \cdot с^{-1}$ )
1 метр/минута ( $м \cdot мин^{-1}$ )	= 0,06 километр/час ( $км \cdot ч^{-1}$ )
1 метр/секунда ( $м \cdot с^{-1}$ )	= 3,6 километр/час ( $км \cdot ч^{-1}$ )
1 метр/секунда ( $м \cdot с^{-1}$ )	= 0,06 километр/минута ( $км \cdot мин^{-1}$ )
1 миля/час ( $миля \cdot ч^{-1}$ )	= 44,7 сантиметр/секунда ( $см \cdot с^{-1}$ )
1 миля/час ( $миля \cdot ч^{-1}$ )	= 1,6093 километр/час ( $км \cdot ч^{-1}$ )
1 миля/час ( $миля \cdot ч^{-1}$ )	= 0,447 метр/секунда ( $м \cdot с^{-1}$ )
1 миля/минута ( $миля \cdot мин^{-1}$ )	= 2 682 сантиметр/секунда ( $см \cdot с^{-1}$ )
1 миля/минута ( $миля \cdot мин^{-1}$ )	= 1,6093 километр/минута ( $км \cdot мин^{-1}$ )
1 оборот/минута ( $об \cdot мин^{-1}$ )	= 0,1047 радиан/секунда ( $рад \cdot с^{-1}$ )
1 оборот/секунда ( $об \cdot с^{-1}$ )	= 6,283 радиан/секунда ( $рад \cdot с^{-1}$ )

#### Объем

1 баррель (Великобритания)	= 0,1637 кубических метров ( $м^3$ )
1 баррель (США)	= 0,11921 кубических метров ( $м^3$ )
1 бушель (Великобритания)	= 0,03637 кубических метров ( $м^3$ )
1 бушель (США)	= 0,3524 кубических метров ( $м^3$ )
1 бушель (США)	= 35,24 литров ( $л$ )
1 кубический сантиметр ( $см^3$ )	= 0,001 литров ( $л$ )
1 кубический фут ( $фут^3$ )	= 0,02832 кубических метров ( $м^3$ )
1 кубический фут ( $фут^3$ )	= 28,32 литра ( $л$ )
1 кубический дюйм ( $дюйм^3$ )	= 16,387 кубических сантиметров ( $см^3$ )
1 кубический дюйм ( $дюйм^3$ )	= 0,0164 литров ( $л$ )
1 кубический метр ( $м^3$ )	= 1000 литров ( $л$ )
1 кубический ярд ( $ярд^3$ )	= 0,7646 кубических метров ( $м^3$ )
1 кубический ярд ( $ярд^3$ )	= 764,6 литров ( $л$ )
1 драхма	= 3,6967 кубических сантиметров ( $см^3$ )
1 таллон	= 3,785 литров ( $л$ )
1 литр ( $л$ )	= 1000 кубических сантиметров ( $см^3$ )
1 унция (жидкая, США)	= 29,573 кубических сантиметров ( $см^3$ )
1 кванта	= 946,4 кубических сантиметров ( $см^3$ )
1 кванта	= 0,9463 литров ( $л$ )

## Продолжение прилож. 1

1 эрг/секунда	= 10 000 000 мегаватт ( <i>MВт</i> )
1 фут-фунт/секунда	= 1,356 ватт ( <i>Вт</i> )
1 грамм-калория	= 0,001162 ватт-час ( <i>Вт·ч</i> )
1 лошадиная сила (Великобритания)	= 745,7 ватт ( <i>Вт</i> )
1 лошадиная сила (метрическая)	= 735,5 ватт ( <i>Вт</i> )
1 килокалория/минута ( <i>ккал/мин</i> )	= 69,767 ватт ( <i>Вт</i> )
1 килограмм-метр/секунда ( <i>кгм/с<sup>-1</sup></i> )	= 9,807 ватт ( <i>Вт</i> )
1 килопонд-метр/минута ( <i>кпм/мин</i> )	= 0,1634 ( <i>Вт</i> )

### Давление

1 атмосфера	= 760 миллиметров ртути ( <i>мм. рт. ст.</i> при $0^{\circ}\text{C}$ )
1 атмосфера	= 101,340 паскалей ( <i>Па</i> )
1 бар	= 100,031 паскалей ( <i>Па</i> )
1 сантиметр ртути	= 1 333,224 паскалей ( <i>Па</i> )
1 сантиметр воды	= 0,738 миллиметров ртути ( <i>мм. рт. ст.</i> )
1 сантиметр воды	= 98,3919 паскалей ( <i>Па</i> )
1 дина/квадратный сантиметр	= 0,10 паскаля ( <i>Па</i> )
1 фут воды	= 2 989 паскалей ( <i>Па</i> )
1 дюйм ртути	= 3 386 паскалей ( <i>Па</i> )
1 дюйм воды	= 249 паскалей ( <i>Па</i> )
1 килограмм-сила/квадратный метр	= 9,807 паскалей ( <i>Па</i> )
1 миллибар	= 100 паскалей ( <i>Па</i> )
1 миллиметр ртути ( <i>1 тор</i> )	= 133,322387 паскалей ( <i>Па</i> )
1 фунт-сила/квадратный фут	= 47,88026 паскалей ( <i>Па</i> )
1 фунт-сила/квадратный дюйм	= 6,8948 килопаскалей ( <i>кПа</i> )
1 паундаль/квадратный фут	= 1,488 паскалей ( <i>Па</i> )

### Температура

1 градус Цельсия ( $^{\circ}\text{C}$ )	= ( $^{\circ}\text{C} \cdot 9/5$ ) + 32 по шкале Фаренгейта ( $^{\circ}\text{F}$ )
1 градус Цельсия ( $^{\circ}\text{C}$ )	= $^{\circ}\text{C} + 273,18$ Кельвина ( $^{\circ}\text{K}$ )

### Вращающий момент

1 фут-фунт	= 1,356 ньютон-метр ( <i>Н·м</i> )
1 килопонд-метр	= 9,807 ньютон-метр ( <i>Н·м</i> )

### Скорость

1 сантиметр/секунда ( <i>см·с<sup>-1</sup></i> )	= 0,036 километр/час ( <i>км·ч<sup>-1</sup></i> )
1 сантиметр/секунда ( <i>см·с<sup>-1</sup></i> )	= 0,6 метр/минута ( <i>м·мин.<sup>-1</sup></i> )
1 фут/минута ( <i>фут·мин.<sup>-1</sup></i> )	= 0,508 сантиметр/секунда ( <i>см·с<sup>-1</sup></i> )
1 фут/минута ( <i>фут·мин.<sup>-1</sup></i> )	= 0,3048 метр/минута ( <i>м·мин.<sup>-1</sup></i> )
1 фут/секунда ( <i>фут·с<sup>-1</sup></i> )	= 30,48 сантиметр/секунда ( <i>см·с<sup>-1</sup></i> )
1 фут/секунда ( <i>фут·с<sup>-1</sup></i> )	= 1,097 километр/час ( <i>км·ч<sup>-1</sup></i> )
1 фут/секунда ( <i>фут·с<sup>-1</sup></i> )	= 18,29 метр/минута ( <i>м·мин.<sup>-1</sup></i> )
1 фут/секунда ( <i>фут·с<sup>-1</sup></i> )	= 0,3048 метр/секунда ( <i>м·с<sup>-1</sup></i> )
1 километр/час ( <i>км·час<sup>-1</sup></i> )	= 16,67 метр/минута ( <i>м·мин.<sup>-1</sup></i> )

## Глава 9. ДВИГАТЕЛЬНЫЕ ФУНКЦИИ И ВОЗРАСТ

### 9.1. Вопросы эволюции движений

Эволюционная биомеханика как одно из относительно новых направлений изучения моторики человека опирается на традиции анализа эволюции движений, методические основы которого были заложены еще Н. А. Бернштейном.

Развитие движений человека, как известно, осуществляется в онтогенезе под влиянием естественных и социально организованных стимулов и поэтому несёт в себе отпечаток как чисто биологических, так и социальных детерминант. И те и другие фокусируются в трех главных факторах развития движений Бальсевич В. К., 1996):

- 1) генетически обусловленной «программе» развития двигательной функции и обеспечивающих её реализацию морфологических и функциональных систем;
- 2) спонтанной двигательной активности, стихийно реализуемой в жизненно необходимых локомоциях, а также трудовой, учебной и игровой деятельности;
- 3) организованных и самостоятельных формах физического воспитания и спортивной подготовки.

Фундаментальной проблемой эволюционной биомеханики является познание естественных законов развития двигательного потенциала человека и обоснование путей, средств и методов использования этих законов в педагогической и медицинской практике управления процессом становления, развития и восстановления движений.

Установка на познание законов эволюции движений через изучение моделей её естественного развития является центральным звеном и главным инструментом в методологическом арсенале эволюционной биомеханики. Это определяется прежде всего тем обстоятельством, что естественная сущность законов развития физического потенциала человека сформировалась еще в филогенезе и в связи с эти не может не иметь фундаментального характера. В то же время сравнительное исследование естественного и интенсивно стимулируемого развития двигательной функции человека позволяет найти подходы к разработке оптимальных и экспериментальных режимов её реализации, дать оценку мощности воздействия различных детерминант ее развития.

В результате многолетних исследований естественного и стимулируемого развития моторики человека было установлено (Бальсевич В. К., 1983, 1988, 1995, 1996), что для спортсменов и для лиц, не занимающихся спортом, общими

являются следующие отличительные черты возрастной эволюции физического потенциала:

- 1) неравномерный характер развития элементов и структур моторики и обеспечивающих её морфологических и функциональных систем;
- 2) синфазность периодов интенсивного роста элементов систем движений и их несовпадение с периодами ускоренного развития их структур;
- 3) многоуровневая ритмичность развития движений;
- 4) высокая степень индивидуальности двигательных проявлений;
- 5) детерминированность абсолютных результатов развития двигательных способностей человека характером и интенсивностью физической активности.

Принципиальный факт наличия периодов ускоренного и замедленного развития систем моторики, её структурной и элементарной основы у лиц, не занимающихся спортом, и спортсменов может свидетельствовать о наследственной детерминации ритма развития моторики человека в норме. В то же время выявленные временные сдвиги в развитии некоторых биомеханических и морфологических параметров у спортсменов разных специализаций делают допустимыми выводы о возможности частичной экзогенной коррекции генетической программы развития (Азаров И. В., 1983; Бальсевич В. К., 1992; Balsevich V. K., 1995).

Следует заметить, что отсрочки или опережения ритмических всплесков в развитии отдельных параметров моторики, вызванные интенсивной спортивной деятельностью, всё же не редуцируют (определяют) эти всплески, а лишь несколько сдвигают их во времени.

Биологическое значение относительности генетической детерминации ритмов развития моторики, по мнению В. К. Бальсевича (1996), обусловлено разноуровневым характером ритма возрастных преобразований морфофункциональных систем, обеспечивающих локомоторные акты. Это в частности наблюдается в гетерохронном изменении развития сердечно-сосудистой, дыхательной, нейрогуморальной систем, костно-мышечного аппарата человека в периоды эмбриогенеза, созревания, половой зрелости. Предполагается, что указанная последовательность онтогенетических преобразований прежде всего связана с биологической подготовкой организма к полноценному функционированию в окружающей среде и осуществлению детородной функции.

Происходящие морфологические и функциональные перестройки организма в онтогенезе, несмотря на всю свою многоплановость и стохастичность, демонстрируют гармонию развития самого высокого порядка. Внешние и

1 килограмм-сила ( <i>кг-сила</i> )	= 9,807 ньютонов ( <i>H</i> )
1 килопонд	= 9,807 ньютонов ( <i>H</i> )
1 паундаль	= 0,138255 ньютонов ( <i>H</i> )
1 фунт-сила ( <i>фунт-сила</i> )	= 4,448222 ньютонов ( <i>H</i> )
1 стоун ( <i>вес</i> )	= 62,275 ньютонов ( <i>H</i> )
1 длинная тонна	= 9 964 ньютонов ( <i>H</i> )
1 метрическая тонна	= 9 807 ньютонов ( <i>H</i> )
<b>Длина (угол)</b>	
1 ангстрем ( <i>А</i> )	= 0,0001 микрометр ( <i>мкм</i> )
1 болт	= 36,576 метров ( <i>м</i> )
1 сантиметр ( <i>см</i> )	= 0,00001 ( <i>км</i> )
1 сантиметр ( <i>см</i> )	= 0,01 метр ( <i>м</i> )
1 сантиметр ( <i>см</i> )	= 10 миллиметров ( <i>мм</i> )
1 чейн	= 20,12 метров ( <i>м</i> )
1 обхват	= 6,283 радиана ( <i>рад</i> )
1 градус	= 0,001745 радианов ( <i>рад</i> )
1 фатон	= 1,8288 метров ( <i>м</i> )
1 фут	= 30,48 сантиметров ( <i>см</i> )
1 фут	= 0,3048 метров ( <i>м</i> )
1 фарлонг	= 201,17 метров ( <i>м</i> )
1 хенд	= 10,16 сантиметров ( <i>см</i> )
1 дюйм	= 2,54 сантиметра ( <i>см</i> )
1 дюйм	= 0,0254 метра ( <i>м</i> )
1 световой год	= 9 460 910 000 000 километров ( <i>км</i> )
1 миля (морская)	= 1,853 километра ( <i>км</i> )
1 миля (статутная)	= 1,609 километра ( <i>км</i> )
1 минута (угол)	= 0,0002909 радиана ( <i>рад</i> )
1 оборот	= 6,283 радиана ( <i>рад</i> )
1 род	= 5,029 метров ( <i>м</i> )
1 сфера	= 12,57 стерadianов ( <i>стер</i> )
1 ярд	= 91,44 сантиметров ( <i>см</i> )
<b>Момент инерции</b>	
1 слаг-квадратный фут	= 1,35582 килограмм-квадратный метр ( $\text{кг} \cdot \text{м}^2$ )
1 фунт-квадратный фут	= 0,04214 килограмм-квадратный метр ( $\text{кг} \cdot \text{м}^2$ )
<b>Масса</b>	
1 центнер	= 50,8 килограмма ( <i>кг</i> )
1 унция	= 28,3495 грамм ( <i>г</i> )
1 фунт	= 0,453592 килограмма ( <i>кг</i> )
1 слаг	= 14,59 килограмм ( <i>кг</i> )
1 тонна	= 1 016 килограмма ( <i>кг</i> )
<b>Мощность</b>	
1 британская тепловая единица/час	= 0,2931 ватт ( <i>Вт</i> )
1 британская тепловая единица/минута	= 17,57 ватт ( <i>Вт</i> )
1 калория/секунда	= 4,187 ватт ( <i>Вт</i> )

## КОЭФФИЦИЕНТЫ ПРЕОБРАЗОВАНИЯ

### Ускорение

1 сантиметр/секунда/секунда ( $см \cdot с^{-2}$ )	=	0,01 метр/секунда/секунда ( $м \cdot с^{-2}$ )
1 фут/секунда/секунда ( $фут \cdot с^{-2}$ )	=	30,48 сантиметров/секунда/секунда ( $см \cdot с^{-2}$ )
1 километр/час/секунда ( $км \cdot ч^{-1} \cdot с^{-1}$ )	=	27,78 сантиметров/секунда/секунда ( $см \cdot с^{-2}$ )
1 метр/секунда/секунда ( $м \cdot с^{-2}$ )	=	100 сантиметров/секунда/секунда ( $см \cdot с^{-2}$ )
1 миля/час/секунда	=	0,447 метр/секунда/секунда ( $м \cdot с^{-2}$ )
1 оборот/секунда/секунда	=	6,283 радианов/секунда/секунда ( $рад \cdot с^{-2}$ )

### Площадь

1 акр	=	4,047 квадратных метров ( $м^2$ )
1 ар	=	100 квадратных метров ( $м^2$ )
1 цента	=	1 квадратный метр ( $м^2$ )
1 гектар	=	10 000 квадратных метров ( $м^2$ )
1 квадратный сантиметр ( $см^2$ )	=	100 квадратных миллиметров ( $мм^2$ )
1 квадратный дюйм ( $дюйм^2$ )	=	6,4516 квадратных сантиметров ( $см^2$ )
1 квадратный метр ( $м^2$ )	=	10 000 квадратных сантиметров ( $см^2$ )
1 квадратный миллиметр ( $мм^2$ )	=	0,01 квадратный сантиметр ( $см^2$ )
1 квадратный ярд ( $ярд^2$ )	=	8,361 квадратный сантиметром ( $см^2$ )

### Плотность

1 фунт/кубический фут ( $фунт/фут^3$ )	=	16,018 килограмм/кубический метр ( $кг \cdot м^{-1}$ )
1 слаг/кубический фут ( $слаг/фут^3$ )	=	515,37 килограмм/кубический метр ( $кг \cdot м^{-1}$ )
1 фунт/галлон (Великобритания)	=	99,776 килограмм/кубический метр ( $кг \cdot м^{-1}$ )
1 фунт/галлон (США)	=	199,82 килограмм/кубический метр ( $кг \cdot м^{-1}$ )

### Энергия и работа

1 британская тепловая единица	=	1 055 джоуль ( $Дж$ )
1 британская тепловая единица	=	0,0002928 киловатт-час ( $кВт \cdot ч$ )
1 эрг	=	0,0001 миллиджоуль ( $мДж$ )
1 фут = паундаля	=	0,04214 джоулей ( $Дж$ )
1 грамм-сантиметр	=	0,09807 миллиджоуль ( $мДж$ )
1 лошадиная сила-час	=	2 684 килоджоулей ( $кДж$ )
1 лошадиная сила-час	=	0,7457 киловатт-час ( $кВт \cdot ч$ )
1 килокалория (международная)	=	4,1868 килоджоулей ( $кДж$ )
1 килопонд-метр	=	9,807 джоулей ( $Дж$ )
1 киловатт-час	=	3 600 килоджоулей ( $кДж$ )

### Сила

1 дина	=	0,01 миллиньютон ( $мН$ )
1 фут-фунт	=	1,356 джоулей ( $Дж$ )
1 грамм (г)	=	9,807 миллиньютонов ( $мН$ )

внутренние стимулы развития в этом случае взаимно дополняют друг друга, обеспечивая в целом рациональный путь достижения цели развития: накопление потенциала, необходимого для нормального функционирования в среде.

Предполагается (Бальсевич В. К., 1996), что именно в относительности генетической детерминации заложены самые глубокие потенциальные механизмы необычайно плодотворного процесса совершенствования человека, в том числе и его физических способностей, реализуемых в двигательной деятельности.

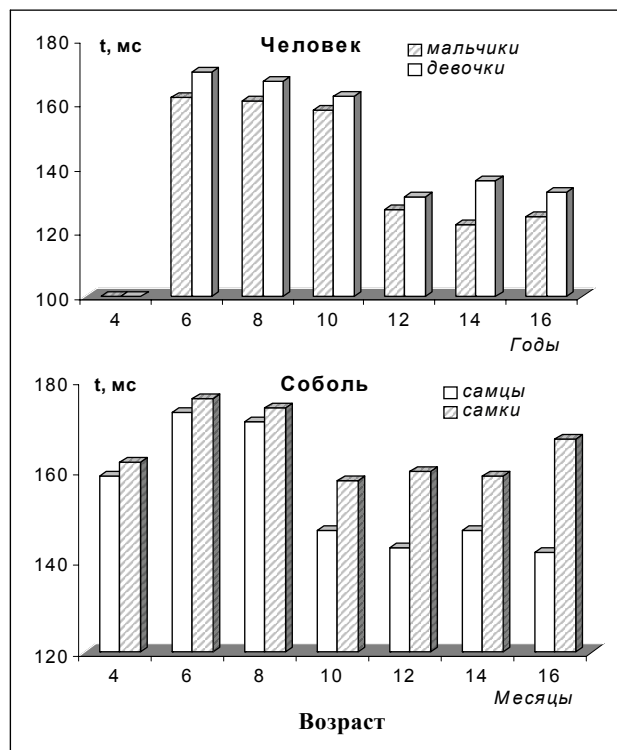
Для управления развитием биомеханических систем локомоций человека, важное значение имеет установление степени консервативности отдельных характеристик онтогенеза движений. Действительно, уточнение представлений о степени жесткости генетических и средовых детерминант развития позволяет решать важные практические проблемы, например, при выборе стратегии и тактики управляющих воздействий для формирования, развития и совершенствования двигательных функций человека.

В связи с этим особый интерес представляют сравнительные исследования онтогенеза локомоций человека и животных с целью выяснения общих характеристик этого процесса, в наименьшей степени детерминированного средой, внешними факторами, а в большей степени зависящего от генотипа. Подобное сопоставление онтогенеза биодинамических характеристик человека и животного позволяет выявить те общие закономерности индивидуальной эволюции, которые могут указывать на особо консервативные элементы процесса развития движений.

Так, в исследованиях В. К. Бальсевича (1996) сравнение проводилось по одному из основных параметров движений, обуславливающему результативность локомоций. В качестве такого параметра был определен *период времени опорного интервала при беге*. Для сопоставления развития биодинамических элементов у человека и животного (соболь) во времени было принято во внимание продолжительность жизни и время наступления половой зрелости у данных объектов (рис. 9.1). Используя эти критерии, представлялось возможным рассмотреть в едином масштабе времени онтогенез человека и животных, где за главную точку отсчета принималась зона периода завершения полового созревания.

Анализ возрастных изменений элементов биодинамики у лиц женского и мужского пола и у соболей показал, что в процессе развития отмечается параллелизм колебаний значений биомеханических элементов движений. Это позволяет предполагать, что глубинные основания сенситивности (чувствительности) отдельных периодов развития моторики человека

детерминируются не только генетическими, но и филогенетическими предпосылками.



**Рис. 9.1.** Возрастная динамика временного периода опорной реакции в быстром беге человека и животного (соболь)

Результаты исследования онтогенеза моторики человека, выполненные с позиций эволюционного подхода, позволяют сформулировать закон *системно-структурной гетерохронии развития движений человека*. Этот закон следует рассматривать как отражение комплекса филогенетически детерминированных свойств процесса индивидуального развития моторики, определяющих гармонию ритма возрастных преобразований физического потенциала человека и её огромную роль в индивидуальной эволюции двигательных способностей человека.

По существу, эволюция движений представляет собой «разработанное» самой природой, хорошо сбалансированное и чрезвычайно умное «расписание» развития всех элементов и структур моторики человека, обеспечивающих

Важное значение в настоящей работе придается механизмам и роли многоуровневой системы управления движением, формированию двигательных навыков и техники спортивных упражнений, а также результирующему действию мышц, как основного определителя движения. При этом особое внимание уделяется факторам, определяющим адаптивные возможности двигательной системы в связи с мышечными тренировками, условиями выполнения двигательных задач, возрастными особенностями организма.

Предлагая читателю настоящую книгу, автор не склонен считать её энциклопедией биомеханики человека, но выражает надежду, что она в определенной степени будет способствовать изучению движения.

## ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Движение всегда было предметом исследований специалистов многих областей знаний. По мере того как границы науки расширялись, стало очевидным, что в основе движения в живой природе лежит сложный комплекс биологических и механических взаимодействий. Многие из тех, кто следил за этим развитием, подошли к изучению движения с позиций нейрофизиологии и биомеханики. Биомеханика – наука, использующая принципы механики при изучении биологических систем, нейромеханических подходов, опирается на методологию биологии и физики.

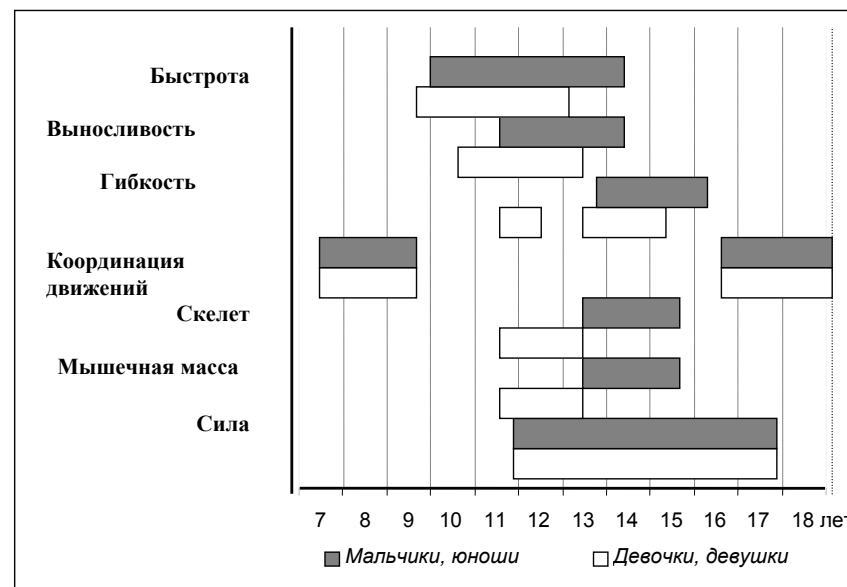
В данной книге изложены принципы биомеханики – науки о движении человека и животных, основанной на понимании целенаправленного движения как результата сложнейшего взаимодействия элементов многозвенного объекта (каким является тело человека) с окружающей средой, управляемого необычайно гибкой системой, способной в реальном масштабе времени собирать информацию о текущем состоянии всего объекта и его активных элементов, оценивать её и формировать управляющие сигналы.

Главная задача подготовки настоящей книги заключалась в том, чтобы на основе строго определенных терминов и понятий биомеханики попытаться уточнить представления о характере движения как заключительного этапа последовательного включения сложных нейрофизиологических механизмов.

Широко представленные в книге кинематические и динамические характеристики двигательных действий являются важным инструментом для точного количественного описания и изучения движения, расширяют пределы понимания его особенностей. Без четкого знания этих принципов трудно перейти к следующим уровням изучения движения человека.

Поскольку тело человека – весьма сложный механизм, в отдельных случаях использовалась упрощенная модель компонентов двигательной системы, необходимых для выполнения движения. Именно такой подход позволяет, на наш взгляд, в комплексе рассматривать морфофизиологические и механические характеристики компонентов системы движения, а также их адаптивные способности в зависимости от потребностей. Примерами этому могут служить увеличение размера мышц в результате тренировок силовой направленности; понижение прочности кости во время пребывания человека в космосе; повышение порога чувствительности нервных окончаний с возрастом и мн. др. Главным фактором этих преобразований является динамическая система, характеризующаяся постоянно изменяющимися свойствами.

функционирование её морфологических и функциональных систем. Это можно отчетливо проследить по сенситивным периодам развития основных физических качеств, костной и мышечной систем у детей в онтогенезе (рис. 9.2).



**Рис. 9.2.** Периоды ускоренного развития физических качеств, скелета и мышечной массы школьников (Бальсевич В. К., 1996)

Использование этого закона открывает широкие перспективы, например, для организации целенаправленного совершенствования систем физического воспитания детей и молодежи; физической активности различных возрастных групп населения; технической и физической подготовки спортсменов различной квалификации; выбора рациональных тактик реабилитационных мероприятий на разных этапах восстановления двигательных функций и др.

На основании закона о системно-структурной гетерохронности развития локомоций сформулированы принципы управления развитием физического потенциала человека в процессе его многолетней физической подготовки (Бальсевич В. К., 1996).

*Принцип адекватности педагогических воздействий* означает необходимость такой организации воздействий, которая учитывает готовность систем организма человека к восприятию обучающей и тренирующей информации определенного типа. В этом случае акценты тренирующих воздействий должны

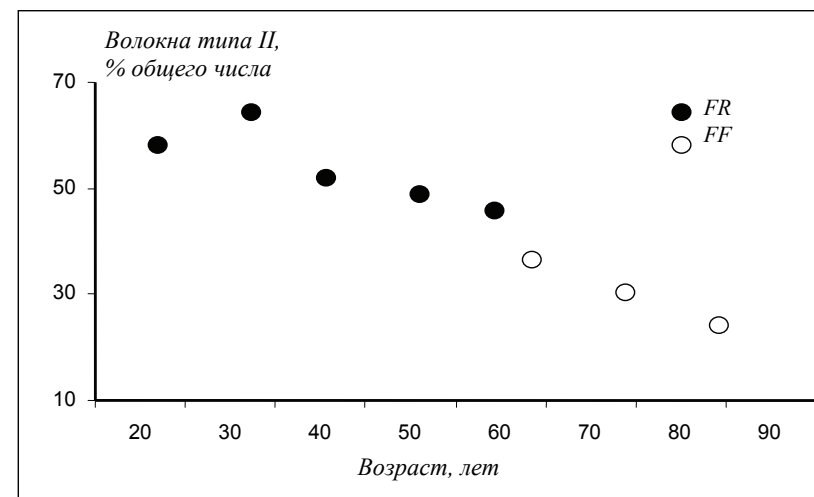
совпадать по характеру с естественными ускорениями в развитии отдельных элементов и структур моторики, хорошо обеспеченными созреванием соответствующих морфологических и функциональных элементов и систем.

*Принцип детерминации* означает необходимость учета в процессе физической подготовки консервативных и лабильных компонентов морфофункциональной организации организма и её развития в ходе реализации физической активности. *Консервативные* признаки морфофункционального комплекса моторики должны быть главными объектами нашего внимания при спортивной ориентации, при разработке многолетних программ физического совершенствования человека. *Лабильные* признаки должны оцениваться с точки зрения возможностей и оптимумов их развития, необходимости и достаточности уровня развития физического потенциала на разных этапах жизни, способности индивидуума надежно усваивать обучающую (тренирующую) информацию.

Принцип детерминации обуславливает полезность разработки типологии двигательных проявлений как базы для обоснованного выбора оптимальных значений биомеханических характеристик физических упражнений и реализуемых в них двигательных качеств. Это, в свою очередь, открывает новые возможности для детализации тренировочных программ на основе эффективного учета индивидуальных особенностей каждого человека и уточнения оптимальных параметров его функциональных кондиций.

*Принцип фазового акцента* опирается на закономерную фазовость и цикличность развития моторики. Руководствуясь этим принципом, представляется возможность обоснованно распределять во времени тренировочные нагрузки разной направленности. Этот принцип обуславливает целесообразность соблюдения строгой последовательности в стимулировании развития сначала элементной основы систем движений (отдельные физические качества, обеспечивающие их морфофункциональные компоненты, отдельные биомеханические элементы), а затем их структурной консолидации.

Методология эволюции движений и сформулированные на её основе законы и принципы управления развитием физического потенциала человека позволяют уже сегодня создать систему последовательных целей и программ разного уровня интеграции, а также обосновать оптимальные формы и методические подходы для многолетней физической подготовки человека (Бальсевич В. К. и др., 1987, 1988, 1996).



**Рис. 9.6.** Относительное количество мышечных волокон типа II широкой латеральной мышцы бедра человека как функция возраста (Larsson L., 1983)

Как показывают исследования, наибольшее значение для сохранения двигательных возможностей имеет тренировка в возрасте 40 лет, когда происходит постепенное снижение функциональных возможностей мышечной системы. Рациональные занятия физическими упражнениями могут затормозить процесс деструктивных изменений мышечной ткани примерно на 10-15 лет.



повышается. Вспомним из главы 2, что сила, образуемая двигательной единицей, зависит от коэффициента иннервации, средней площади поперечного сечения мышечных волокон и специфического напряжения. Вследствие увеличения коэффициента иннервации пик силы, образуемой отдельными двигательными единицами, увеличивается в зависимости от возраста. Это влияет на способность человека плавно дифференцировать мышечную силу двумя способами.

Во-первых, у пожилых людей по сравнению с молодыми значительно сокращается количество двигательных единиц небольшой силы, которые играют важную роль в тонко контролируемых движениях субмаксимальной силы.

Во-вторых, плавность (отсутствие колебаний) образования силы мышц зависит от силы, образуемой последними рекрутированными ДЕ. Поскольку ДЕ рекрутируются при низкой интенсивности разряда, ведущего к образованию прерывистого тетануса, рекрутирование двигательной единицы способствует колебаниям чистой силы. Увеличение силы ДЕ с возрастом приводит к более значительным колебаниям при рекрутировании каждой двигательной единицы.

По-видимому, отмирание двигательных нейронов с возрастом – неслучайный процесс, в большей мере это относится к большим двигательным нейронам. Такой вывод сделан на основании изменений распределения и доли типов мышечных волокон и двигательных единиц (рис. 9.6). Исходя из процесса денервации-реиннервации, отдельные авторы (Kanda K., Hashizume K., 1989) приходят к заключению, что с возрастом повышается плотность мышечных волокон и ДЕ типа S. Эти наблюдения позволяют исследователям предположить, что процесс старения связан с преимущественной денервацией двигательных единиц типа FF и FR и реиннервацией соседних мышечных волокон ДЕ типа S.

Программы силовых занятий показали прирост силы (четырёхглавых мышц бедра) у 90-летних добровольцев (Fiatarone V. F. et al., 1990). При этом также замечено значительное увеличение общей площади мышц и площади поперечного сечения волокон типа I и II мышц рук (двуглавая мышца плеча) и ног (широкая латеральная мышца бедра) (Brown A. B. et al., 1990; Keen D. A. et al., 1994). Эти исследования подтверждают возможность гипертрофии мышц, увеличения оборота миофибриллярного белка и активации клеток-сателлитов для «ремонта» поврежденных мышечных волокон.

## 9.2. Общие закономерности развития моторных функций в онтогенезе

Исходя из современных представлений, можно выделить следующие закономерности развития моторных функций и совершенствования механизмов управления движениями у детей:

- пренатальный период – формирование морфологической структуры сенсорной и двигательной функциональных систем;
- первый год жизни – формирование основных поз;
- до 3-х лет – создание основного фонда движений;
- возраст 3-6 лет – созревание механизма кольцевого рефлекторного регулирования с ведущей ролью зрительных обратных связей;
- возраст 7-9 лет – усовершенствование кольцевого рефлекторного механизма с ведущей ролью проприоцептивных обратных связей;
- возраст 10-11 лет – созревание механизма центральных команд (высших уровней программного управления движением);
- возраст 12-17 лет – сенситивный период развития физических качеств;
- возраст 18-30 лет – расцвет моторики и механизмов управления движением.

Большое значение в регуляции двигательной активности детей дошкольного и младшего школьного возраста имеет развитие межполушарных отношений. В первые годы жизни у детей доминирующим является правое полушарие. Еще не сформированы индивидуальные особенности функциональной асимметрии. Они формируются постепенно на протяжении дошкольного и младшего школьного возраста. Зачастую у детей многие функции перекладываются на неведущую конечность (например, левой часто обучают основные действия выполнять правой рукой – есть, писать и т. п.). Такое переучивание приводит к иннервационному конфликту, когда управление движениями осуществляется неадекватными для данного организма механизмами. В результате не только ухудшаются моторные реакции, но и могут развиваться стрессовые состояния, неврозы, заикания.

Недостаточная функциональная зрелость левого полушария головного мозга у детей и преобладание у них функций правого полушария требует использования в физическом воспитании преимущественно наглядных методов обучения, прочувствования движений, использования подражательных реакций, а высокая эмоциональность детей, обусловленная большой ролью подкорковых влияний (ретикулярной формации, лимбических структур), – широкого применения различных игровых средств.

Важно учитывать, что у маленьких детей в связи с поздним развитием лобных долей еще не налажена речевая регуляция движений. В 2-3 года ребенок не может выполнять двигательные действия не только под внешнюю команду, но даже под свою собственную команду: «Раз-два!». Эта способность формируется к 4-5 годам с развитием речевой функции и речедвигательных межцентральных взаимосвязей. Тогда не только внешняя речь посторонних лиц, но и собственная шепотная, а затем и внутренняя речь становится регулятором двигательного поведения. Налаживание речевой регуляции движений облегчает формирование двигательных навыков. Известно, что мы запоминаем из того, что читали 10%, из того, что слышали – 20%, что видели – 30%, что слышали и видели – 50%, что говорили – 70%, что говорили и делали – 90%.

### 9.3. Возрастные особенности развития моторики

**Развитие моторики до момента рождения** (в пренатальном периоде). Первые движения у плода человека наблюдаются уже на восьмой неделе развития. Затем интенсивность и количество их растет. Начиная с пятого месяца у плода формируются основные безусловные рефлексы, характерные для новорожденных. Развитие движений у плода (а затем и у новорожденного) идет по направлению от головы к нижним конечностям: сначала появляются движения в области головы; затем туловища и рук, а потом уже нижних конечностей. В пренатальном периоде моторика во многом определяется состоянием матери (утомление, эмоциональное возбуждение и др.).

Существует корреляция между двигательной активностью плода и ребенка в младенческом возрасте.

**Развитие моторики в младенческом возрасте** (до 1 года). У новорожденного существуют движения двух основных типов:

а) беспорядочные, хаотические движения (Н. А. Бернштейн называл их синкинезиями);

б) безусловные рефлексы, отличающиеся строгой координацией (например, сосательный рефлекс, хватательный или ладонный рефлекс, рефлекс переступания, а также моргательный рефлекс).

Примером безусловного рефлекса является также плавательный рефлекс, достигающий своего максимального проявления примерно к 40-му дню жизни: если положить ребенка этого возраста в воду, слегка поддерживая голову (мышцы шеи еще слишком слабы), он начинает выполнять плавательные движения. На этом основаны попытки обучать детей плаванию в младенческом возрасте.

быть обусловлено различными факторами, включая аномальный выбор сенсорной информации, продолжительную латентность быстрых реакций, слабость мышц, нарушенную способность координировать активность мышц-антагонистов.

**Контроль субмаксимальной силы.** Недостаточно хорошо изучены влияния процесса старения на более простые движения и поведение двигательных единиц, связанное с дифференциацией силы. Вместе с тем исследованы контроль изометрической силы, кинематика движений рук, контроль силы хвата. Например, когда испытуемым двух групп (средний возраст 28 и 67 лет) предлагали поддерживать постоянный субмаксимальный уровень силы в течение 20 с, наблюдали существенные колебания показателей (Galganski M. E. et al., 1993). Степень колебаний (стандартное отклонение) увеличилась при повышении заданного уровня силы (5, 20, 35 и 50% от максимальной), а также в связи с увеличением возраста. Это свидетельствует о том, что пожилые люди менее способны поддерживать постоянные субмаксимальные уровни силы.

### 9.5.2. Функциональные изменения мышцы с возрастом

Движение – весьма сложное явление. Контролировать процесс движения довольно трудно, поскольку необходимо интегрировать множество сенсорных и двигательных процессов. Многие из этих процессов изменяются с возрастом. Например, двигательный нейрон отмирает, а те, что остаются, могут реиннервировать дополнительные мышечные волокна. Другие возрастные изменения включают снижение интенсивности аксонного транспорта, изменение биофизических свойств двигательных нейронов, уменьшение амплитуды М-волн и т. д.

Из всех этих изменений представляет интерес отмирание двигательных нейронов и его последствия. Отмирание двигательных нейронов вызывает с возрастом снижение мышечной массы, а также прогрессирующую атрофию и дезинтеграцию денервированных мышечных волокон; оставшиеся двигательные единицы вовлекаются денервированными мышечными волокнами в выпускание коллатеральных отростков из внутримышечного аксона и реиннервацию мышечных волокон. Вследствие этих процессов сокращается количество двигательных единиц и увеличивается размер (коэффициент иннервации) оставшихся двигательных единиц. Уменьшение с возрастом числа двигательных единиц соответствует снижению мышечной силы.

Реиннервация денервированных мышечных волокон оставшимися двигательными единицами означает, что коэффициент иннервации этих единиц

обработке импульсов (стимулов). Известно, что сухожильный рефлекс включает возбуждение мышечных веретен, распространение афферентных импульсов по направлению к спинному мозгу, активацию альфа-двигательных нейронов и возбуждение мышечных волокон. Пока остается не ясным, какие из этих процессов изменяются, способствуя удлинению периода латентности с возрастом.

Особый интерес представляют другие исследования (Warabi T. et al., 1986), где испытуемым разных возрастных групп (20-29, 40-49 и 60-69 лет) предлагалось быстро реагировать на перемещения мишени (смещение на 0,17; 0,34; 0,70 рад). Испытуемые должны были реагировать либо глазами, либо рукой. Реакцию глаз (продолжительность реакции) измеряли с помощью электроокулограммы, реакцию руки – как движение рычага. Установлено, что продолжительность реакции с возрастом увеличивалась и была большей при более значительном смещении мишени; продолжительность реакции двух различных двигательных систем (глаза и руки) была одинаковой. Поскольку двигательные компоненты этих движений (пик скорости, продолжительность, амплитуда) с возрастом не изменялись, ученые сделали вывод, что основным влиянием процесса старения на быструю реакцию было нарушение сенсорной обработки данных. Этот вывод соответствует результатам ряда других исследований, в которых отмечали снижение сенсорных способностей с возрастом.

**Сохранение позы.** Процесс старения обычно сопровождается пониженной способностью контролировать позу и походку. Чаще всего это проявляется в уменьшении количества ходьбы и снижении уровня повседневной деятельности у пожилых людей. Ослабление контроля позы влияет на поддержание равновесия тела человека.

Сохранение вертикальной позы требует, чтобы направление вектора веса находилось в пределах основания опоры. В этом участвует несколько процессов: а) сенсорная информация для выявления ориентации и движения индивида; б) выбор соответствующей стратегии реагирования для сохранения устойчивости; в) активация мышц, способствующих преодолению постурального дисбаланса.

Сенсорную информацию обеспечивают визуальные, соматосенсорные и вестибулярные источники. Требуется не вся информация, поэтому индивид может выбирать нужный сенсорный сигнал. Кроме того, при нарушении одной из сенсорных систем могут использовать две другие. Тем не менее с возрастом у человека снижается способность «выбирать» нужную сенсорную информацию. В известной степени это связано с уменьшением способности контролировать постуральные движения (перемещения центра тяжести вперед-назад). Есть предположение, что возрастное снижение способности контролировать позу может

Известны случаи, когда дети в 10-месячном возрасте могли держаться на воде 15 мин. В дальнейшем как плавательный, так и многие другие безусловные двигательные рефлексы угасают.

В возрасте 1-4 месяцев ребенок не способен к организации произвольных движений из-за высокого мышечного тонуса и отсутствия зрительно-двигательных взаимосвязей. Лишь с 4-х месяцев движения глаз сочетаются с движениями рук, и эти связи закрепляются в ЦНС. Это обуславливается возрастной периодикой формирования и детерминацией уровней управления движениями (табл. 9.1).

В возрасте от 5 месяцев до года осуществляется формирование зрительно-двигательной системы и становление вертикальной позы, но еще слишком мала координация произвольных движений.

Таблица 9.1

Моторное развитие ребенка

Возраст	Движение или действие	Уровни управления движением			
		A	B	C	D
3 месяца	Направление руки или предмета в рот	+	+		
	Бинокулярная координация	+			
	Обращение глаз к предмету в боковом поле зрения	+			
	Моргание при предмете, угрожающем глазу	+			
6 месяцев	Держание головы	+			
	Сидит прямо	-	-	+	
	Поворачивание головы	+	-	+	
	Оппозиция большого пальца при схватывании	+	+		
	Удержание предмета, положенного в руку	+			
	Тянется к видимому предмету	-	+	+	
1 год	Сидит и стоит	-	-	+	
	Речь (подражание: «мама», «дя» и т. п.)	-	-	+	+
	Подражание движениям	-	-	+	
	Марание карандашом (подражание)	-	-	+	
	Узнавание предметов (предпочтение)	-	-	+	
1,5 года	Пьет из стакана (несколько глотков)	-	-	-	+
	Ест ложкой или вилкой	-	-	-	+
	Речь («папа», «мама», «да», «нет»)	-	-	-	+
2 года	Показывание предметов на картинках	-	-	+	
	Подражание простым действиям (хлопанье в ладони)	-	-	+	+
	Грубое копирование круга	-	-	+	+
	Удаление обертки с предмета, прежде чем съесть его	-	-	-	+

У детей, воспитывающихся в обычных условиях, существует определенная последовательность овладения основными движениями (рис. 9.3). В отдельных случаях эта последовательность нарушается. Значительная двигательная ретардация должна быть предметом беспокойства и обращения к врачу.


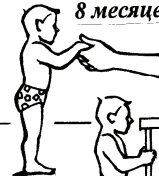





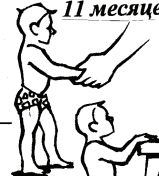



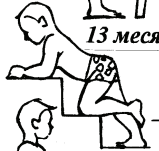
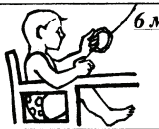

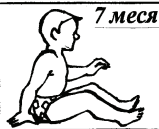

1 день 	Поза новорожденного	8 месяцев 	Стоит с помощью
1 месяц 	Поднимает подбородок	9 месяцев 	Стоит, держась за мебель
2 месяца 	Поднимает грудь	10 месяцев 	Ползает
3 месяца 	Пытается брать предметы	11 месяцев 	Ходит с помощью
4 месяца 	Сидит с поддержкой	12 месяцев 	Встает сам, держась за мебель
5 месяцев 	Сидит, играя предметами	13 месяцев 	Ползает по ступенькам
6 месяцев 	Сидит, играя подвешенными предметами	14 месяцев 	Стоит самостоятельно
7 месяцев 	Сидит один	15 месяцев 	Ходит самостоятельно

Рис 9.3. Последовательность овладения основными движениями у детей до 15-ти месяцев жизни

занятий, причем это увеличение частично обусловлено гипертрофией мышечных волокон типа II (Keen D. A. et al., 1994).

**Утомление.** В ряде исследований показано, что при выполнении субмаксимальных и максимальных произвольных сокращений (изометрические и динамические сокращения) мышц ног и рук не обнаружено изменений степени утомляемости с возрастом (Hicks A L. et al., 1992). В исследованиях с применением электростимуляции результаты были противоречивыми. Например, стимулирование в течение 30 с локтевого нерва с частотой 20 Гц приводило к повышению утомляемости пожилых мужчин – 67 лет, но не пожилых женщин – 63 года (Lenmarken C. et al., 1985), тогда как при стимуляции 30 Гц наблюдалось снижение степени утомляемости с возрастом (70 мужчин в возрасте 20-91 года) (Narici M. V. et al., 1991).

**Сократительная активность мышц.** Как известно о состоянии мотонейронного пула можно судить по Н-рефлексу и М-ответу. Н-рефлекс характеризует активацию рефлексов двигательных нейронов в спинном мозгу, тогда как М-ответ отражает непосредственную активацию мышцы, являясь показателем возбудимости мышечных волокон.

Как показывают исследования, с возрастом пик амплитуды Н-рефлекса электромиограммы снижается. Так, амплитуда Н-рефлекса камбаловидной мышцы у группы пожилых женщин (82 года) составляла всего 43% от показателя молодых женщин (26 лет); пик амплитуды – соответственно 2,4 и 5,6 мВ (Vandervoort A. A., Hayes K. C., 1989). Эти различия амплитуды Н-рефлекса объясняются снижением возбудимости двигательных нейронов в спинном мозгу с возрастом. В другой серии экспериментов, у группы пожилых испытуемых стимуляция Н-рефлекса приводило к активации 55% мышечных волокон, тогда как в группе молодых этот показатель был немного выше – 60%. Следовательно, количество активированных электростимулированием моносинаптического рефлекса двигательных единиц данного мотонейронного пула с возрастом изменяется незначительно.

Другие исследователи (Burke J. E. et al., 1989) наблюдали различия в сухожильном рефлексе четырехглавых мышц бедра у испытуемых двух возрастных групп – 27 и 75 лет. Установлено, что амплитуда рефлекторного ответа была больше у молодых испытуемых (30 по сравнению с 18 Н) и характеризовалась менее продолжительной латентностью (60 по сравнению с 79 мс). Различия в амплитуде реакции главным образом объясняются разницей в уровне силы у испытуемых двух групп, в то время как различия в латентности свидетельствуют об обусловленных возрастом различиях в выявлении, передаче и

В период полового созревания девочки почти сравниваются с мальчиками в выполнении двигательных заданий, требующих предельных проявлений скоростно-силовых качеств и выносливости, но после этого периода различия между полами достигают максимальных величин. Наиболее существенная разница в развитии моторики у мужчин и женщин состоит в том, что после периода полового созревания двигательные достижения юношей продолжают расти еще несколько лет даже без специальной тренировки, а у девушек, если они не тренируются, рост результатов прекращается. Например, 20-летние юноши бегут дистанцию 100 м в среднем быстрее, чем 15-летние или 17-летние. Девушки же в 20 лет показывают худшие результаты, чем в 15 лет (разумеется, если они в этот промежуток времени не тренировались).

Во всех возрастных периодах девочки не уступают мальчикам по координационным возможностям, а по гибкости превосходят их. Как правило, девушки лучше выполняют движения выразительного характера (например, в художественной гимнастике).

Прирост результатов в силовых упражнениях у женщин происходит медленнее, чем у мужчин, то же касается результатов в упражнениях на выносливость.

В сопоставляемых видах спорта результаты женщин (например, мировые рекорды) ниже, чем у мужчин, в среднем на 11-15%.

## **9.5. Двигательные функции при старении организма**

### **9.5.1. Двигательные способности**

Процесс старения вызывает значительные изменения свойств мышечной системы и сопровождается снижением большинства двигательных способностей. Эти изменения включают уменьшение силовых возможностей рефлекторных реакций, замедление быстрых реакций и т. д.

**Сила.** Одно из значительных воздействий процесса старения на двигательную систему – неизбежное уменьшение мышечной массы и снижение силы. Во многих исследованиях обнаружено, что снижение силовых возможностей человека начинается в возрасте около 60 лет и степень снижения значительно колеблется у разных индивидуумов. Колебание силы свидетельствует о том, что механизм или механизмы, регулирующие снижение силы у разных людей активируются в различной степени и, вероятно, могут быть приостановлены. Пожилые люди могут увеличивать силовые способности посредством соответствующих тренировочных

Примерно до полуторалетнего возраста двигательное и психическое развитие ребенка идет параллельно. Развитие движений имеет в это время исключительное значение для психического развития. Основы знаний о пространстве, времени, причинности закладываются именно в этом возрасте благодаря двигательному опыту ребенка. Поэтому нужно создавать условия, способствующие развитию активных движений у детей (одежда, не стесняющая движений, достаточная площадь для свободного передвижения, игрушки, внимание взрослых к развитию движений и т. п.). Хотя в силу гетерохронности становления функций организма не всем движениям детей можно и нужно «обучить» (в том смысле, что обучение не ускоряет существенно сроков овладения этими движениями). Тем не менее расширение двигательного опыта ребенка в младенческом возрасте очень полезно.

В исследованиях на близнецах показано, что те из них, которым в младенческом и дошкольном возрасте создавали улучшенные условия для двигательного развития (например, специально обучали некоторым движениям), в дальнейшем превосходили по показателям моторики своих братьев и сестер, хотя непосредственный эффект обучения мог при этом отсутствовать: сроки овладения движениями (например, манипуляциями с игрушками) менялись незначительно.

**Преддошкольный возраст** (до 3 лет). Новый этап в развитии ребенка начинается с формирования примитивных актов – ходьбы и бега. Говоря словами И. М. Сеченова, «вооруженный умением смотреть, слушать, осязать, ходить и управлять движениями рук, ребенок перестает быть, так сказать, прикрепленным к месту и вступает в эпоху более свободного и самостоятельного общения с внешним миром». В возрасте 1-2 лет точность произвольных движений еще низка из-за отсутствия налаженной координации мышц-антагонистов. Локомоции включают элементарные спинальные рефлексы: миотатические, рефлексы опоры, ритмические, перекрестные на уровне симметричных сегментов спинного мозга, перекрестные сочетательные рефлексы верхних и нижних конечностей. Они управляются спинальными механизмами и запускаются локомоторным центром среднего мозга, который находится под контролем коры больших полушарий. Переломный момент перехода от отдельных шагов к сложному локомоторному акту ходьбы определяется включением в систему управления древних автоматизмов – циклоидных форм движений, регулируемых подкорковыми ядрами. Лишь после этого ходьба становится циклической целью двигательных актов, «мелодией» движения. Однако ходьба ребенка еще далека от совершенства, а бег малыша – семенящий, характеризуется отсутствием полезной фазы.

Первое время движения при ходьбе еще очень неуклюжи, что обуславливается биомеханическими причинами (высокое расположение центра тяжести тела над осями тазобедренных суставов, слабость мышц нижних конечностей). Ходьба и бег еще не отличаются друг от друга. Примерно к 2-м годам формирование акта ходьбы в общих чертах заканчивается (хотя некоторые тонкие биомеханические особенности в ходьбе детей по сравнению с ходьбой взрослых остаются вплоть до школьного возраста).

В этот период ребенок овладевает специфически человеческими движениями и формами поведения (еда из посуды, соблюдение опрятности и т. п.), правильными действиями с различными предметами (умение пользоваться столовыми приборами и др.). На основе предметных действий возникают игры, в которых ребенок пытается воспроизвести наблюдаемые им способы обращения с различными предметами: кормит куклу, возит коляску и т. п. Основным способом научения в этом возрасте является подражание.

**Дошкольный возраст** (3-7 лет). Моторику дошкольника Н. А. Бернштейн охарактеризовал как «грациозную неуклюжесть». Дети этого возраста овладевают большим количеством разных движений, но движения эти еще недостаточно ловки и координированны (рис. 9.4). В данный период ребенок впервые овладевает так называемыми орудийными движениями, когда желаемый результат достигается посредством орудия, инструмента (учится пользоваться ножницами, пищащими инструментами, молотком и т. п.).

У младших дошкольников (3-4 года) формируются навык бега, появляется фаза полета, «содружественные» движения рук при ходьбе и беге.

В возрасте 3-6 лет главным регулятором произвольных движений при их программировании и текущем контроле становятся *зрительные* обратные связи, формирующие единую зрительно-двигательную функциональную систему. Ведущим механизмом является *механизм рефлексорного кольцевого регулирования*. В процессе движения от нервных центров поступают по прямым связям моторные команды к работающим мышцам, а от зрительных, мышечных и других рецепторов тела по обратным связям передается информация о результатах движения и вносятся сенсорные поправки в моторные программы. При занятиях физическими упражнениями с детьми этого возраста важно использовать различные зрительные ориентиры, помогающие в освоении двигательных навыков.

Лишь после периода полового созревания отмечаются большие различия в моторике мальчиков и девочек.

**Возраст 18-30 лет.** Это возраст расцвета моторики человека. Именно в этом возрасте в подавляющем большинстве видов спорта демонстрируются самые высокие достижения.

В каждом виде спорта есть возрастной диапазон, в котором достигаются самые высокие спортивные результаты. Однако эта закономерность носит весьма относительный характер. Практика показывает, что победителями крупнейших соревнований становились и в 18 и в 36 лет.

В видах спорта, требующих большой выносливости, спортивных успехов достигают позже, чем в тех видах, где решающими являются скоростные качества. Например, в легкой атлетике существует четкая зависимость: средний возраст призеров олимпийских игр увеличивается с ростом дистанции. В беге на 100 м он равен 22,2 года, в беге на 1500 м – 26,1 года, а в марафонском беге – около 31 года. Исключением является плавание, где возраст чемпионов на коротких дистанциях (21-22 года) превосходит возраст сильнейших стайеров, чей возраст составляет 17-18 лет. Это объясняется своеобразием данного вида спорта (положение лежа, требования к гидродинамическому сопротивлению и т. п.).

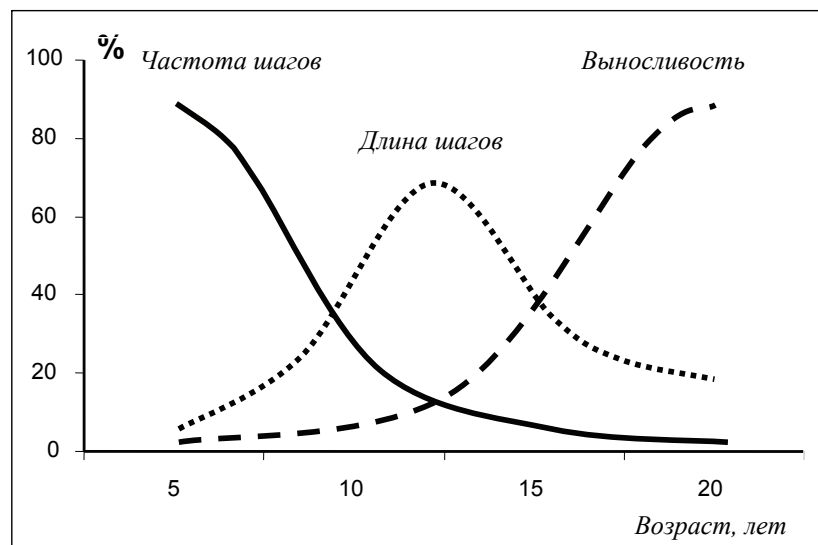
Современный спорт характеризуется омоложением сильнейших спортсменов: в среднем чемпионы сейчас моложе, чем в прежние годы.

#### 9.4. Особенности моторики женщин

Двигательные возможности (моторика) женщин и мужчин имеют определенные различия. Они вызваны как биологическими, так и социально-психологическими причинами.

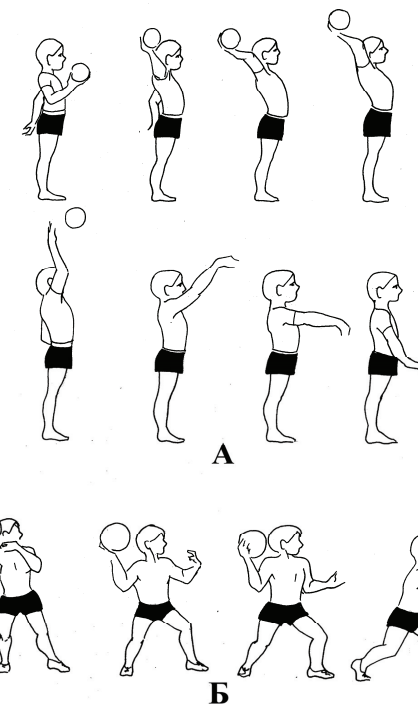
Различия в моторике девочек и мальчиков развиваются постепенно. Уже в 3-летнем возрасте мальчики в среднем превосходят своих сверстниц в двигательных заданиях, требующих проявления силовых и скоростных качеств (прыжках, беге на скорость и др.). У них раньше устанавливается навык метания. Есть, однако, основания думать, что эти различия вызваны в большей степени социально-психологическими, а не биологическими факторами: мальчики тяготеют к «мужским» играм, в большей степени способствующим развитию мышечной силы и скоростных качеств. Наоборот, девочки в дошкольном возрасте превосходят мальчиков в тех двигательных заданиях, которые типичны для игр (например, в прыжках со скакалкой).

В процессе дальнейшего развития организма двигательные качества (силовые, скоростные, выносливость) и результаты в двигательных заданиях продолжают нарастать. Эти изменения происходят неравномерно и для разных двигательных качеств по-разному (рис. 9.2). Кроме того, спортивные результаты изменяются в разные годы за счет разного соотношения их составляющих. Например, в отдельные периоды частота шагов может снижаться, а скорость бега расти за счет увеличения длины шагов. Если принять прирост результатов в каждом возрасте за 100%, то можно подсчитать, за счет каких составляющих в том или ином возрасте растут результаты. Схема, основанная на подобных расчетах, приведена на рис. 9.5.



**Рис. 9.5.** Вклад различных факторов в улучшение результатов бега в разном возрасте

Особенно значительные изменения в моторике детей связаны с периодом полового созревания (пубертатным периодом). У девочек он обычно приходится на 11-13, у мальчиков — на 13-15 лет. В этот период отмечается резкий скачок роста. При этом развитие отдельных систем и органов происходит неравномерно (быстро увеличивается длина тела, затем с отставанием примерно на три месяца мышечная масса и с отставанием около полугода — вес тела). Возникающая диспропорция в развитии отдельных систем и органов требует в этот период особенно внимательного отношения к подростку.



**Рис. 9.4.** Метание мяча мальчиком в возрасте 3 (А) и 5 (Б) лет

Дети впервые овладевают прыжками (сначала подпрыгиваниями на месте, затем на одной ноге), метаниями и действиями с мячом. Все эти навыки осваиваются постепенно. В возрасте после 4 лет начинают проявляться устойчивые двигательные предпочтения в использовании одной из сторон тела (право- или леворукость), активно используются туловище и ноги.

В этот период впервые появляется возможность проводить тестирование детей с установкой на лучший результат. Достижения детей в этом возрасте растут очень быстро. Например, в одном из исследований были получены следующие результаты (средняя величина и стандартное отклонение):

	3 года	7 лет
прыжок в длину с места, см	46±25	98±16
бег 10 м, с	4,0±2,1	1,9±0,8

Начиная с 5-6-летнего возраста по мере созревания двигательной сенсорной системы осуществляется переход к доминирующей роли проприоцептивных обратных связей. За период от 5 до 8 лет устанавливаются выраженные координационные взаимоотношения между мышцами-антагонистами, что резко улучшает качество двигательных актов.

В возрасте 6 лет формируется представление о схеме тела, связанное с важным этапом развития задних третичных полей (нижнетеменных зон коры). Приобретается адресная точность передачи моторных команд к различным звеньям тела, а сами команды становятся более тонкими и сложными.

Постепенно совершенствуется координация движений в ходьбе и беге. При ходьбе увеличивается амплитуда движений, угол разворота стоп, что повышает устойчивость тела, стабилизируются пространственные и временные параметры шагов. Правильная координация движений рук и ног при ходьбе у ребенка в 3 года наблюдается в 10%, в 4 года – в 50%, в 6-7 лет – в 80% случаев.

В дошкольном возрасте появляется возможность систематически обучать детей различным движениям. Опыт подготовки спортсменов показывает, что именно в этот период целесообразно осваивать основы техники многих спортивных движений. При правильно поставленном процессе физического воспитания дети к 7-летнему возрасту умеют кататься на конках, лыжах (по ровной поверхности и слабопересеченной местности), двухколесном велосипеде, держаться на воде, бросать и ловить мячи разных размеров, бегать, прыгать, выполнять простые гимнастические упражнения и т. п. В этот период начинает повышаться не только результативность, но и точность выполнения физических упражнений.

**Школьный возраст.** В возрасте 7-9 лет деятельность зрительно-двигательной системы начинает полностью контролироваться хорошо выраженными *проприоцептивными* обратными связями, которые приобретают значение ведущего механизма управления движениями. Механизм кольцевого рефлекторного регулирования достигает своего совершенства.

В 7-8 лет при беге хорошо выражена безопорная фаза. Это заметно повышает скорость бега. Однако опорные реакции еще отличаются от взрослого типа. Они «вялые» – характеризуются медленным развитием усилий. Координация при ходьбе и беге, оказалось, имеет генетически закрепленный индивидуальный характер. Биомеханические исследования показали, что только у однояйцовых (монозиготных) близнецов имеется сходство динамических кривых опорных реакций.

У детей младшего школьного возраста с ростом скоростно-силовых возможностей увеличивается высота вертикального прыжка. У мальчиков она на 2-4 см больше, чем у девочек.

К 9-летнему возрасту у детей завершается формирование представления о схеме пространства, что отражает очередной этап созревания заднего третичного поля коры. Ребенок хорошо ориентируется в пространстве, обладает достаточным глазомером. Однако в 7-9 лет еще недостаточно развиты процессы экстраполяции, планирования действий в предстоящие моменты. Это происходит из-за более медленного созревания передних третичных полей – ассоциативных лобных зон коры.

С 9-летнего возраста начинается развитие механизмов центральных команд, когда ребенок программирует предстоящие кратковременные движения, не имея обратной информации от периферических афферентов о результатах действия. При таком программном управлении всё движение должно быть точно запрограммировано еще до его начала, так как поправки в эти команды могут вноситься лишь при повторных выполнениях двигательных актов. Включение этих механизмов отражает созревание передних третичных полей коры больших полушарий, функцией которых является предвидение будущих событий, процессы предпрограммирования.

В возрасте 10-11 лет механизм центральных команд уже полностью включен в моторную деятельность ребенка. Это означает, что дети этого возраста используют все механизмы управления произвольными движениями, присущие взрослому человеку. Однако регуляция движений еще и в этом возрасте недостаточно совершенная. Так, при физических упражнениях можно наблюдать неточности в согласовании периодов сокращения и расслабления мышц, что приводит к лишним энерготратам, большему утомлению мышц, ухудшает координацию и эффективность движений.

Примерно к 12-13 годам завершается анатомо-физиологическое созревание двигательного анализатора. С этого возраста подростки могут выполнять движения с той же ловкостью, координацией и точностью, что и взрослые. Поскольку относительная сила подростков может быть достаточно велика, у них, по существу, нет препятствий к овладению самой сложной спортивной техникой. Многие обстоятельства (например, легкость страховки) даже помогают этому. Поэтому в современном спорте нередки случаи, когда высот спортивного мастерства в видах спорта со сложной координацией движений достигают очень юные спортсмены (в гимнастике, фигурном катании на коньках, прыжках в воду и т. п.). Препятствием здесь является не сам возраст, а необходимая длительность обучения.



**Билатеральный прирост** – одно-временная активация двух конечностей, ведущая к увеличению силы максимального произвольного сокращения каждой конечности.

**Биомеханика** – наука о движениях биологических систем.

**Биофизика** – использование физических принципов и методов относительно биологических систем.

**Вектор** – количество, выражающее как величину, так и направление (сила, путь, ускорение).

**Вес** – выражение количества гравитационного притяжения между объектом и Землей.

**Весовой коэффициент** – коэффициент, используемый для модуляции амплитуды переменной и определения её вклада в выражение.

**Внешние силы** – силы, приложенные к телу извне.

**Внутренние силы** – силы, возникающие внутри тела при взаимодействии его частей.

**Волновое сопротивление** – сопротивление волн движению пловца. Сопротивление, во всей видимости, обусловлено различиями в плотности воды и воздуха.

**Вращающий момент** – вращающее действие силы; произведение силы и плеча пары

**Вращение** – движение, при котором все части системы не смещаются в одинаковой мере.

**Время полурасслабления** – время снижения реакции сокращения от пика наполовину.

**Время реакции** – минимальный отрезок времени между началом действия стимула и реакцией на него.

**Время сокращения** – время от начала производства силы до ее пика во время сокращения.

**Встречное движение** – движение безопорных звеньев навстречу друг другу.

**Вязкость** – мера деформации сдвига. Изменяется в зависимости от температуры и сил сцепления между молекулами и обмена количеством движения между сталкивающимися молекулами.

**Гамма ( $\gamma$ )-мотонейрон** – двигательный нейрон, иннервирующий интрафузальные (мышечное веретено) мышечное волокно.

**Гетерохронизм** (гетерохронность) – неодновременное созревание отдельных функциональных систем организма в процессе онтогенеза; неравномерность темпов и выраженности возрастных изменений в клетках, тканях и различных системах организма.

**Гиперплазия** – увеличение мышечной массы вследствие увеличения числа мышечных волокон.

**Гипертрофия мышцы** – увеличение мышечной массы вследствие увеличения площади поперечного сечения мышечных волокон.

**Гипотонный** – снижение мышечного тонуса.

$$L = \frac{v^2 \cdot \sin^2 \cdot \omega^2}{g}; \quad h = \frac{v \cdot \sin^2 \cdot \omega}{2g},$$

где  $L$  – длина и  $h$  – высота траектории ОЦТ (без учета его высоты в момент вылета и приземления);  $v$  – начальная скорость ОЦТ в полете;  $\omega$  – угол наклона вектора скорости к горизонту в момент вылета;  $g$  – ускорение свободного падения тела.

1.1.3. **Путь ( $L$ )** – длина траектории.

**Формула пути прямолинейного движения:**

$$L = v \cdot \Delta t \quad (\text{см, м, км}),$$

где  $v$  – средняя линейная скорость ( $\text{см/с}^{-1}$ ,  $\text{м/с}^{-1}$ );  $\Delta t$  – длительность ( $\text{с}$ ).

**Формула пути равноускоренного движения:**

$$L = \frac{v_o \cdot \Delta t \pm a \cdot \Delta t^2}{2},$$

где  $v_o$  – начальная скорость ( $\text{см/с}^{-1}$ ,  $\text{м/с}^{-1}$ );  $a$  – ускорение ( $\text{см/с}^2$ ,  $\text{м/с}^2$ );  $\Delta t$  – длительность ( $\text{с}$ ).

**Формула пути углового движения по скорости:**

$$\varphi = \omega \cdot \Delta t \quad (\text{град, рад}),$$

где  $\omega$  – угловая скорость ( $\text{град/с}^{-1}$ ,  $\text{рад/с}^{-1}$ );  $\Delta t$  – длительность ( $\text{с}$ ).

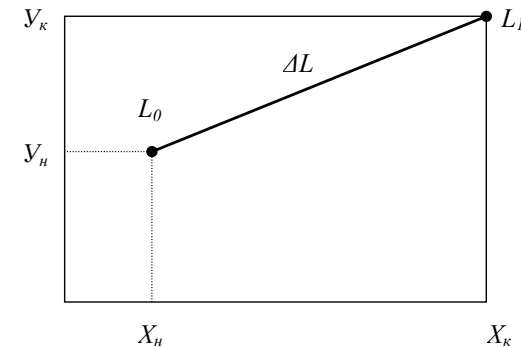
1.1.4. **Перемещение ( $\Delta L$ )** – не само движение, а лишь его окончательный результат, направленный отрезок от начального до конечного положения.

**Формула линейного перемещения:**

$$\Delta L = L_1 - L_0 \quad (\text{см, м, км}),$$

где  $L_1$  – конечный путь ( $\text{см, м, км}$ );  $L_0$  – начальный путь ( $\text{см, м, км}$ ).

**Проекция линейного перемещения:**



Проекция перемещения на ось  $X$ :

$$\Delta X = X_k - X_n \quad (см, м, км),$$

где  $X_k$  – конечная абсцисса;  $X_n$  – начальная абсцисса.

Проекция перемещения на ось  $Y$ :

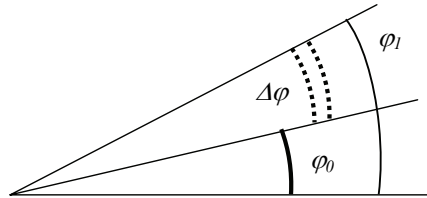
$$\Delta Y = Y_k - Y_n \quad (см, м, км),$$

где  $Y_k$  – конечная ордината;  $Y_n$  – начальная ордината.

**Формула углового перемещения:**

$$\Delta \varphi = \varphi_1 - \varphi_0 \quad (град, рад),$$

где  $\varphi_1$  – конечная угловая координата;  $\varphi_0$  – начальная угловая координата.



**1.2. Временные характеристики:** момент времени, длительность, темп и в некоторой степени ритм.

**1.2.1. Момент времени ( $t$ )** – временная мера положения точки тела и (или) системы.

**1.2.2. Длительность движения ( $\Delta t$ )** – промежуток времени, необходимый для выполнения упражнения в целом или его части.

**Универсальная формула длительности:**

$$\Delta t = t_1 - t_0 \quad (с, мин., ч),$$

где  $t_1$  – конечный момент времени;  $t_0$  – начальный момент времени.

**Формула длительности**, когда в качестве моментов времени используются кадры кинограммы:

$$\Delta t = \frac{\beta}{\gamma},$$

где  $\beta$  – число временных интервалов;  $\gamma$  – частота съемки ( $с^{-1}$ ).

**Формула длительности по динамограмме:**

$$\Delta t_{(с)} = \Delta t \cdot M_t,$$

**Аксон** – трубчатый отросток на соме нейрона, который способен передавать электрические импульсы, генерируемые нейроном.

**Активное прикосновение** – изучение условий окружающей среды на основании информации чувствительных нервных окончаний, связанной с движениями руки и их контролем.

**Активный компонент** – часть взаимосвязи длины-силы мышцы, обусловленный активностью поперечных мостиков.

**Актин** – основной белок тонкого филамента мышечного волокна.

**Альфа ( $\alpha$ )-мотонейрон** – двигательный нейрон, иннервирующий экстрафузальные (не являющиеся мышечными веретенами) мышечные волокна.

**Анализ Фурье** – выведение серии членов, содержащих синус и косинус, с целью характеристики частотного содержания сигнала.

**Антигравитационные мышцы** – мышцы, производящие вращающий момент, противодействующие силе тяжести, когда человек стоит выпрямившись.

**Антропометрия** – измерения тела человека.

**Аппликата ( $Z$  – зет)** – физическая величина, показывающая расстояние от начала координат, от центра, до избранной точки по направлению вперед и назад.

**Аппарат Гольджи** – веретенообразное тельце, напоминающее сухожильный орган, которое может воспринимать напряжение связки.

**Атрофия** – потеря мышечной силы.

**Аутогенез** – процесс разрушения клеточных структур. Наблюдается при повреждении мышцы вследствие физических нагрузок.

**Ацетилхолин** – нейромедиатор, используемый в различных участках, в частности, в нервно-мышечном соединении.

**Ацетилхолинэстераза** – фермент в нервно-мышечном соединении, который выполняет роль терминатора активности нейромедиатора ацетилхолина.

**Базальные ядра** – пять тесно связанных ядер, принимающих импульсы из коры головного мозга и посылающих свои импульсы через таламус назад в кору головного мозга.

**Баллистическое растяжение** – метод увеличения диапазона движения относительно сустава, предполагающий выполнение серии быстрых растяжений мышцы.

**Бета ( $\beta$ )-мотонейрон** – двигательный нейрон, иннервирующий как интрафузальные, так и экстрафузальные мышечные волокна.

**Билатеральный дефицит** – одно-временная активация двух конечностей, которая приводит к снижению силы максимального произвольного сокращения каждой конечности.

Таблица 9

Коэффициенты уравнения регрессии для вычисления отношения ( $V\%$ ) радиуса инерции относительно сагиттальной оси к длине сегмента по антропометрическим признакам:  $X_1$  – отношение обхвата плеча к обхвату бедра;  $X_2$  – отношение диаметра среднегрудного передне-заднего к тазогребневому;  $X_3$  – отношение тазогребневого диаметра к длине тела;  $X_4$  – отношение обхвата живота к обхвату груди

Сегменты	Коэффициенты				
	$B_0$	$B_1$	$B_2$	$B_3$	$B_4$
Стопа	33,32	-0,0272	-0,0137	-0,0436	-0,0515
Голень	27,96	0,04	-0,033	-0,062	0,016
Бедро	18,44	-0,023	0,018	0,12	0,068
Кисть	17,52	0,0096	0,032	0,328	0,0033
Предплечье	31,275	-0,0059	0,017	0,083	-0,015
Плечо	22,5	0,0117	0,0001	0,179	0,079
Голова	26,17	0,109	-0,0055	-0,087	0,003
Верхняя часть туловища	1,836	0,162	0,072	1,506	0,125
Средняя часть туловища	21,09	-0,001	0,165	1,584	-0,117
Нижняя часть туловища	27,8	0,0049	0,017	0,343	0,0049

Примечание:  $V = B_0 + B_1X_1 + B_2X_2 + B_3X_3 + B_4X_4$  (%)

Таблица 10

Коэффициенты уравнения регрессии для вычисления отношения ( $V\%$ ) радиуса инерции относительно продольной оси к длине сегмента по антропометрическим признакам:  $X_1$  – отношение обхвата плеча к обхвату бедра;  $X_2$  – отношение диаметра среднегрудного передне-заднего к тазогребневому;  $X_3$  – отношение тазогребневого диаметра к длине ноги;  $X_4$  – отношение обхвата живота к обхвату груди

Сегменты	Коэффициенты				
	$B_0$	$B_1$	$B_2$	$B_3$	$B_4$
Стопа	18,77	0,0019	-0,021	-0,0568	-0,045
Голень	5,0258	0,127	0,069	-0,008	-0,057
Бедро	3,592	-0,01	0,057	0,29	0,001
Кисть	14,17	-0,036	0,05	0,103	0,008
Предплечье	0,27	-0,0072	0,054	0,347	0,04
Плечо	-18,2	0,194	0,133	0,5	0,1
Голова	18,7	0,172	-0,02	0,041	-0,01
Верхняя часть туловища	-16,75	0,172	0,124	1,94	0,161
Средняя часть туловища	14,15	-0,02	0,245	2,0	-0,18
Нижняя часть туловища	14,58	0,024	0,081	0,45	0,048

Примечание:  $V = B_0 + B_1X_1 + B_2X_2 + B_3X_3 + B_4X_4$  (%)

где  $\Delta t$  – длительность (мм), измеренная по динамограмме;  $M_t$  – масштаб времени, который определяется по скорости лентопротяжки (если скорость лентопротяжки 100 мм/с, то  $M_t = 0,01$  с/мм).

**1.2.3. Темп ( $N$ )** – количество одинаковых движений, повторяющихся в единицу времени.

**Формула темпа по длительности:**

$$N = \frac{1}{\Delta t} \quad (c^{-1}, \text{мин.}^{-1}),$$

где  $\Delta t$  – длительность (с, мин.).

**Формула темпа по длине шага и скорости:**

$$N = \frac{v}{l},$$

где  $v$  – скорость (см/с, м/с),  $l$  – длина шага (см, м).

**1.2.4. Ритм ( $R$ )** – результат дозирования мышечных усилий во времени.

**Ритм оценивается по соотношению длительностей фаз движений:**

$$R = \Delta t_i : \Delta t_i : \Delta t_i \dots,$$

где  $\Delta t_i$  – длительность фаз;  $i$  – номера граничных поз (например 21, 32, 43).

**1.3. Пространственно-временные характеристики:** скорость, ускорение.

**1.3.1. Скорость ( $v$ )** – пространственно-временная мера движения точки (быстрота изменения ее положения). Различают линейную и угловую скорость.

**Формула средней линейной скорости:**

$$\bar{v} = \frac{\Delta L}{\Delta t} \quad (см/с^{-1}, м/с^{-1}, км/ч^{-1}),$$

где  $\Delta L$  – приращение пути (см, м, км);  $\Delta t$  – длительность (с, мин., ч).

**Формула скорости по горизонтальной ( $v_x$ ) и вертикальной ( $v_y$ ) ее составляющих на плоскости:**

$$v = \sqrt{v_x^2 + v_y^2},$$

где  $v_x$  – горизонтальная составляющая скорости (см/с<sup>-1</sup>, м/с<sup>-1</sup>);  $v_y$  – вертикальная составляющая скорости.

**Описание скорости в трехмерном пространстве:**

$$v = \sqrt{v_x^2 + v_y^2 + v_z^2}.$$

**Формула определения скорости по кинограмме:**

$$v = \Delta L \cdot \frac{l \cdot \gamma}{\beta_i},$$

где  $\Delta L$  – линейное перемещение (см, м);  $l$  – величина обратная масштабу;  
 $\gamma$  – частота съемки (кадр/с<sup>-1</sup>);  $\beta_i$  – число временных интервалов.

**Уравнение линейной скорости по окружности:**

$$v = \omega \cdot r \quad (\text{град/с}^{-1}, \text{рад/с}^{-1}),$$

где  $\omega$  – угловая скорость (град/с<sup>-1</sup>, рад/с<sup>-1</sup>);  $r$  – радиус окружности (см, м).

**Формула средней угловой скорости:**

$$\bar{\omega} = \frac{\Delta \varphi}{\Delta t},$$

где  $\Delta \varphi$  – угловое перемещение (град, рад);  $\Delta t$  – длительность (с).

**Формула угловой скорости по кинограмме:**

$$\omega = \Delta \varphi \cdot \frac{\gamma \cdot 0,01745}{\beta_i},$$

где  $\gamma$  – частота киносъемки (с<sup>-1</sup>);  $\beta_i$  – число интервалов.

**1.3.2. Ускорение (а)** – пространственно-временная мера изменения скорости точки (быстрота изменения скорости). Различают линейное и угловое ускорение.

**Формула среднего линейного ускорения:**

$$\bar{a} = \frac{\Delta v}{\Delta t} \quad (\text{см/с}^2, \text{м/с}^2),$$

где  $\Delta v$  – приращение скорости (см/с<sup>-1</sup>, м/с<sup>-1</sup>);  $\Delta t$  – длительность (с).

Формула центростремительного ускорения:

$$a_N = \omega^2 \cdot r = \frac{v^2}{r},$$

где  $v$  – скорость (см/с<sup>-1</sup>, м/с<sup>-1</sup>);  $r$  – радиус кривизны траектории (см, м).

**Формула линейного ускорения по кинограмме:**

$$a = \Delta v \cdot \frac{\gamma}{\beta_i},$$

где  $\gamma$  – частота киносъемки (с<sup>-1</sup>);  $\beta_i$  – число временных интервалов.

**Формула мгновенного углового ускорения:**

$$a = \frac{\Delta \omega}{\Delta t} \quad (\text{град/с}^2, \text{рад/с}^2),$$

где  $\Delta \omega / \Delta t$  – производная скорости по времени (град/с<sup>2</sup>, рад/с<sup>2</sup>).

Таблица 7

Коэффициенты уравнения регрессии для вычисления момента инерции сегмента ( $V$ ) относительно продольной оси по весу ( $X_1$ ) и длине ( $X_2$ ) тела при коэффициенте  $R$

Сегменты	Коэффициенты			
	$B_0$	$B_1$	$B_2$	$R$
Стопа	-15,48	0,144	0,088	0,55
Голень	-70,5	1,134	0,3	0,47
Бедро	-13,5	11,3	-2,28	0,89
Кисть	-6,26	0,0762	0,0347	0,42
Предплечье	5,66	0,3	-0,088	0,66
Плечо	-16,9	0,662	0,0435	0,44
Голова	61,6	1,72	0,0814	0,42
Верхняя часть туловища	561	36,03	-9,98	0,81
Средняя часть туловища	1501	43,15	-19,8	0,87
Нижняя часть туловища	-755	14,7	1,685	0,78

Примечание:  $V = B_0 + B_1 X_1 + B_2 X_2$  (кг · см<sup>2</sup>)

Таблица 8

Коэффициенты уравнения регрессии для вычисления отношения ( $U\%$ ) радиуса инерции относительно фронтальной оси к длине сегмента по антропометрическим признакам:  $X_1$  – отношение обхвата плеча к обхвату бедра;  $X_2$  – отношение диаметра среднегрудного передне-заднего к тазогребневому;  $X_3$  – отношение тазогребневого диаметра к длине тела;  $X_4$  – отношение обхвата живота к обхвату груди

Сегменты	Коэффициенты				
	$B_0$	$B_1$	$B_2$	$B_3$	$B_4$
Стопа	30,62	-0,038	-0,017	-0,061	-0,022
Голень	26,1	0,027	-0,03	-0,0049	0,026
Бедро	19,25	-0,03	0,017	0,119	0,064
Кисть	16,083	0,043	0,0001	0,251	0,01
Предплечье	32,7	-0,033	-0,0019	-0,033	-0,022
Плечо	26,6	0,0189	-0,013	0,134	0,024
Голова	26,5	0,06	-0,0039	0,036	0,016
Верхняя часть туловища	3,79	0,171	0,047	0,646	0,06
Средняя часть туловища	15,76	-0,012	0,12	0,71	0,032
Нижняя часть туловища	24	0,0001	0,052	0,249	0,005

Примечание:  $V = B_0 + B_1 X_1 + B_2 X_2 + B_3 X_3 + B_4 X_4$  (%)

Таблица 5

Коэффициенты уравнения регрессии для вычисления момента инерции сегмента ( $Y$ ) относительно фронтальной оси по весу ( $X_1$ ) и длине ( $X_2$ ) тела при коэффициенте  $R$

Сегменты	Коэффициенты			
	$B_0$	$B_1$	$B_2$	$R$
Стопа	-97,09	0,414	0,614	0,77
Голень	-1152	4,594	6,815	0,85
Бедро	-3690	32,02	19,24	0,85
Кисть	-13,68	0,088	0,092	0,43
Предплечье	-67,9	0,855	0,376	0,71
Плечо	-232	1,526	1,343	0,62
Голова	-112	1,43	1,73	0,49
Верхняя часть туловища	367	18,3	-5,73	0,66
Средняя часть туловища	263	26,7	-8,00	0,78
Нижняя часть туловища	-934	11,8	3,44	0,73

Примечание:  $Y = B_0 + B_1X_1 + B_2X_2$  ( $\text{кг} \cdot \text{см}^2$ )

Таблица 6

Коэффициенты уравнения регрессии для вычисления момента инерции сегмента ( $Y$ ) относительно сагиттальной оси по весу ( $X_1$ ) и длине ( $X_2$ ) тела при коэффициенте  $R$

Сегменты	Коэффициенты			
	$B_0$	$B_1$	$B_2$	$R$
Стопа	-100	0,48	0,626	0,75
Голень	-1105	4,59	6,63	0,85
Бедро	-3557	31,7	18,61	0,84
Кисть	-19,5	0,17	0,116	0,50
Предплечье	-64	0,95	0,34	0,71
Плечо	-250,7	1,56	1,512	0,623
Голова	78	1,171	1,519	0,40
Верхняя часть туловища	81,2	36,73	-5,97	0,73
Средняя часть туловища	618,5	39,8	-12,87	0,81
Нижняя часть туловища	-1568	12	7,741	0,69

Примечание:  $Y = B_0 + B_1X_1 + B_2X_2$  ( $\text{кг} \cdot \text{см}^2$ )

**Формула углового ускорения по кинограмме:**

$$a = \Delta\omega \cdot \frac{\gamma}{\beta_i},$$

где  $\Delta\omega$  – приращение угловой скорости ( $град/с^2$ ,  $рад/с^2$ );  $\gamma$  – частота кино съемки;  $\beta_i$  – число временных интервалов.

## 2. БИОДИНАМИКА

Для исследования причин и хода изменения двигательных действий используют динамические характеристики, к которым относятся: силовые и инерционные.

**2.1. Силовые характеристики:** сила, момент силы, импульс силы, импульс момента силы.

**Сила тяжести тела ( $P_F$ )** – мера его притяжения к Земле (с учетом влияния вращения Земли):

$$P_F = m \cdot g \quad (г, кг, дин, Н),$$

где  $m$  – масса тела ( $г, кг, Н$ );  $g$  – ускорение свободного падения ( $\text{см}/с^2, \text{м}/с^2$ ).

**Динамический вес (сила реакции опоры) ( $P_d$ )** – сумма статического веса ( $P$ ) и сил инерции подвижных биозвеньев ( $F_i$ ):

$$P_d = P + F_i,$$

где  $P$  – вес тела ( $г, кг, дин, Н$ );  $F_i$  – сила инерции.

**Сила действия среды ( $F_d$ )** – сила лобового сопротивления и подъемная сила:

$$F_d = S_m \cdot C_x \cdot \rho \cdot v^2,$$

где  $S_m$  – Миделево сечение ( $\text{см}^2, \text{м}^2$ );  $C_x$  – коэффициент лобового сопротивления, зависящий от формы тела;  $\rho$  – плотность среды ( $\text{г}/\text{см}^3, \text{кг}/\text{м}^3$ );  $v$  – скорость движения ( $\text{см}/с, \text{м}/с$ ).

**Сила инерции ( $F_i$ )** – мера действия на тело, вынуждающая изменить его состояние:

$$F_i = -m \cdot a \quad (г, кг, дин, Н),$$

где  $m$  – масса тела;  $a$  – ускорение ( $\text{см}/с^2, \text{м}/с^2, \text{км}/с^2$ ).

**Сила упругой деформации ( $F_\epsilon$ )** – мера действия деформированного тела на другие тела:

$$F_\epsilon = k \cdot \epsilon,$$

где  $\epsilon$  – деформация ( $\text{см}, \text{м}$ );  $k$  – коэффициент жесткости тела (модуль упругости, определяемый по формуле:

$$k = \frac{P}{\Delta \varepsilon} \quad (z/см, кг/см).$$

**Сила тяготения ( $F_{тяг}$ )** – мера притяжения тела к Земле:

$$F_{тяг} = \gamma \cdot \frac{m_1 \cdot m_2}{r^2},$$

где  $\gamma$  – гравитационная постоянная;  $m_1$  – масса Земли;  $m_2$  – масса тела, притягиваемого Землей;  $r$  – расстояние между центрами тяжести притягиваемых тел.

**Сила трения ( $F_s$ )** – мера противодействия движущемуся телу, направленная по касательной к соприкасающимся поверхностям:

$$F_s = \mu \cdot N_F \quad (z, кг, дин, Н),$$

где  $\mu$  – коэффициент трения;  $N_F$  – сила нормального давления ( $z, кг, дин, Н$ ).

**Формула силы трения на наклонной плоскости под углом к горизонту ( $F_m$ ):**

$$F_m = P \cdot \sin \varphi,$$

где  $P$  – вес тела;  $\varphi$  – угол наклона ( $град$ ).

**Формула момента силы трения качения ( $M_{FS}$ ):**

$$M_{FS} = \mu \cdot N_F,$$

где  $\mu$  – коэффициент трения качения;  $N_F$  – нормальное давление.

**Формула силы давления на наклонной плоскости ( $F_p$ ):**

$$F_p = P \cdot \cos \varphi,$$

где  $P$  – вес тела;  $\varphi$  – угол наклона ( $град, рад$ ).

**Скоростно-силовой индекс ( $F_v$ )** – скорость изменения силы:

$$F_v = \frac{F_{\max} - F_{\min}}{\Delta t} \quad (z/c, кг/c),$$

где  $F_{\max}$  и  $F_{\min}$  – экстремумы ( $z, кг$ );  $\Delta t$  – длительность ( $c$ ).

**Коэффициент реактивности ( $k_r$ )** – мера оценки скоростно-силовых качеств по преодолению силы тяжести:

$$k_r = \frac{\Delta F}{\Delta t \cdot P} \quad (c^{-1}),$$

где  $\Delta F$  – разность между экстремумами силы ( $z, кг, Н$ );  $\Delta t$  – длительность между экстремумами приложения силы ( $c$ );  $P$  – вес тела.

**Момент силы ( $M_F$ )** – мера действия силы на тело:

$$M_F = F \cdot r \quad (z \cdot см, кг \cdot м, дин \cdot см, Н \cdot м),$$

где  $F$  – модуль силы ( $z, кг, дин, Н$ );  $r$  – плечо силы ( $см, м$ ).

Таблица 3

Коэффициенты уравнения регрессии для расчета положения ЦТ ( $Y$ ) сегмента по весу ( $X_1$ ) и длине ( $X_2$ ) тела

Сегменты	Коэффициенты		
	$B_0$	$B_1$	$B_2$
Стопа	2,7670	0,0650	0,0330
Голень	-6,0500	-0,0390	0,1420
Бедро	-2,4200	0,0380	0,1350
Кисть	4,1100	0,0260	0,0330
Предплечье	0,1920	-0,0280	0,0930
Плечо	1,6700	0,0300	0,0540
Голова	8,3570	-0,0025	0,0230
Верхняя часть туловища	3,3200	0,0076	0,0470
Средняя часть туловища	1,3980	0,0058	0,0450
Нижняя часть туловища	1,1820	0,0018	0,0434

Примечание:  $Y = B_0 + B_1 X_1 + B_2 X_2$  (%)

Таблица 4

Форма таблицы для расчета ОЦТ тела аналитическим методом

Сегменты	$P$ %	$P_i$ кг	$h$ мм	$L$ усл. ед.	$X_i$ мм	$P_i X_i$ кг·мм	$Y_i$ мм	$P_i Y_i$ кг·мм
Голова	7			-				
Туловище	43			0,44				
Плечо правое	3			0,47				
левое	3			0,47				
Предплечье правое	2			0,42				
левое	2			0,42				
Кисть правая	1			-				
левая	1			-				
Бедро правое	12			0,44				
левое	12			0,44				
Голень правая	5			0,42				
левая	5			0,42				
Стопа правая	2			0,44				
левая	2			0,44				
	100%					$\sum P_i X_i$		$\sum P_i Y_i$

Примечание:  $P$  – относительный вес сегмента;  $P_i$  – абсолютный вес сегмента;  $h$  – длина звена;  $L$  – относительное расстояние от проксимального конца до ЦТ сегмента;  $X_i$  и  $Y_i$  – абсцисса и ордината ЦТ сегмента;  $P_i X_i$  и  $P_i Y_i$  – моменты силы ЦТ сегментов относительно осей абсцисс и ординат (момент силы равен произведению силы на плечо)

## РАСЧЕТНЫЕ ТАБЛИЦЫ

Таблица 1

Коэффициенты уравнения множественной регрессии для расчета массы сегмента ( $Y$ ) по весу ( $X_1$ ) и длине ( $X_2$ ) тела при коэффициенте  $R$

Сегменты	Коэффициенты			
	$B_0$	$B_1$	$B_2$	$R$
Стопа	-0,829	0,0077	0,0073	0,702
Голень	-1,592	0,0361	0,0121	0,872
Бедро	-2,649	0,1463	0,0137	0,891
Кисть	-0,1165	0,0036	0,0017	0,516
Предплечье	0,3185	0,0144	-0,0011	0,786
Плечо	0,2500	0,0301	-0,0027	0,834
Голова	1,2960	0,0171	0,0143	0,591
Верхняя часть туловища	8,2144	0,1862	-0,0584	0,798
Средняя часть туловища	7,1810	0,2234	-0,0663	0,828
Нижняя часть туловища	-7,4980	0,0976	0,0489	0,743

Примечание:  $Y = B_0 + B_1X_1 + B_2X_2$  ( $\kappa\kappa$ )

Таблица 2

Коэффициенты уравнения регрессии для вычисления длины сегмента ( $Y$ ) по длине ноги ( $X_1$ ), длине тела ( $X_2$ ), длине руки ( $X_3$ )

Сегменты	Коэффициенты			
	$B_0$	$B_1$	$B_2$	$B_3$
Стопа	0,516	0,0036	0,109	0,069
Голень	1,05	0,282	0,049	0,033
Бедро	5,34	0,33	0,093	-0,012
Кисть	1,28	-0,072	0,02	0,256
Предплечье	7,19	0,134	0,00165	0,062
Плечо	1,79	0,309	-0,12	0,185
Голова	15,9	-0,046	0,094	-0,047
Верхняя часть туловища	3,78	-0,133	0,11	0,17
Средняя часть туловища	3,16	-0,219	0,241	-0,042
Нижняя часть туловища	-12,9	-0,16	0,19	0,26

Примечание:  $Y = B_0 + B_1X_1 + B_2X_2 + B_3X_3$  ( $\text{см}$ )

**Импульс силы ( $S$ )** – мера действия силы на тело в течение определенного промежутка времени:

$$S = \int F \cdot dt \quad (\text{г} \cdot \text{с}, \text{кг} \cdot \text{с}, \text{дин} \cdot \text{с}, \text{Н} \cdot \text{с}),$$

где  $F$  – сила ( $\text{г}$ ,  $\text{кг}$ ,  $\text{дин}$ ,  $\text{Н}$ );  $dt$  – длительность ( $\text{с}$ ,  $\text{мин.}$ ,  $\text{час}$ ).

**Количество движения ( $K$ )** – мера поступательного движения тела, характеризующая его способность передаваться другому телу в виде механического движения:

$$K = m \cdot (v_1 - v_0) \quad (\text{г} \cdot \text{м/с}, \text{кг} \cdot \text{м/с}),$$

где  $m$  – масса тела ( $\text{г}$ ,  $\text{кг}$ );  $v_0$  и  $v_1$  – начальная и конечная скорость ( $\text{см/с}$ ,  $\text{м/с}$ ).

**2.2. Инерционные характеристики двигательных действий:** масса, момент инерции.

**Масса** – мера инертности тела при поступательном движении. В биомеханике различают массу тяжелую и инертную. *Тяжелая масса* определяется путем взвешивания на рычажных весах, *инертная* – из формулы следствия второго закона Ньютона.

**Формула массы тела ( $m$ ):**

$$m = \frac{F}{a} \quad (\text{г}, \text{кг}),$$

где  $F$  – сила;  $a$  – ускорение ( $\text{см/с}^2$ ,  $\text{м/с}^2$ ).

**Момент инерции ( $I$ )** – мера инертности тела при вращательном движении:

$$I = \sum m_i \cdot r_i^2 \quad (\text{г} \cdot \text{см}^2, \text{кг} \cdot \text{м}^2),$$

где  $m_i$  – масса тела;  $r_i^2$  – радиус инерции ( $\text{см}$ ,  $\text{м}$ ).

**Формула радиуса инерции ( $r$ )** при оценке инертного сопротивления:

$$r = \sqrt{\frac{I}{m}}.$$

## 3. БИОЭНЕРГЕТИКА

К энергетическим характеристикам двигательных действий относятся: работа, мощность, энергия.

**3.1. Работа** – мера действия силы на тело при некотором его перемещении под действием этой силы.

**Формула работы силы ( $A$ ):**

$$A_d = F \cdot L \quad (\text{Дж}, \text{Н}, \text{кг} \cdot \text{м}),$$

где  $F$  – сила ( $\text{Дж}$ ,  $\text{Н}$ ,  $\text{кг}$ );  $L$  – перемещение ( $\text{см}$ ,  $\text{м}$ ).

**Формула работы по изменению полной механической энергии биоизвена –  $A_i$**  (например плеча, предплечья и т. п.):

$$A_i = E_i(t_2) - E_i(t_1),$$

где  $E_i$  – полная механическая энергия  $i$ -го биоизвена (Дж, Н, кг·м);  $t_2, t_1$  – конечный и начальный момент времени (с).

**Формула работы силы тяжести ( $A_p$ ):**

$$A_p = P \cdot \Delta h,$$

где  $P$  – вес тела (Н, кг);  $\Delta h$  – разность высот начального и конечного положений тела (см, м).

**Формула работы силы упругости ( $A_\varepsilon$ ):**

$$A_\varepsilon = \frac{-k \cdot \varepsilon^2}{2},$$

где  $k$  – коэффициент жесткости;  $\varepsilon$  – абсолютная деформация (см, м).

**Формула работы силы трения ( $A_s$ ):**

$$A_s = -\mu \cdot N_F \cdot L,$$

где  $\mu$  – коэффициент трения;  $N_F$  – сила давления (дин, Н, кг);  $L$  – перемещение (см, м).

При вращательном движении работа силы на конечном пути зависит от момента силы и углового перемещения ( $A_z$ ):

$$A_z = \int M_F \cdot \Delta \varphi \quad (\text{кг} \cdot \text{град}, \text{кг} \cdot \text{рад}),$$

где  $M_F$  – момент силы;  $\Delta \varphi$  – угловое перемещение (кг·град, кг·рад).

**3.2. Мощность** – мера быстроты изменения работы.

**Формула мощности ( $N$ ):**

$$N = \frac{F \cdot L}{t} = \frac{\Delta A}{\Delta t} \quad (\text{эрг/с}, \text{Вт}, \text{кг} \cdot \text{м/с}),$$

где  $\Delta A/\Delta t$  – производная работы по времени (эрг/с, Вт, кг·м/с).

**Формула мощности по скорости ( $N_v$ ):**

$$N_v = F \cdot v,$$

где  $F$  – сила (дин, Н, кг);  $v$  – скорость (см/с, м/с).

**3.3. Энергия** – способность тела совершать работу.

**3.3.1. Кинетическая энергия тела** – энергия движения тела ( $E_k$ ).

Различают кинетическую энергию при поступательном и вращательном движении тела.

## Плавание

**Индексы конечностей ( $J_k$ ) и туловища ( $J_m$ ) для отбора юных пловцов:**

$$J_k = L_p \cdot P_n + L_n \cdot P_\delta \quad (\text{Дж}^2); \quad J_m = \frac{h_n + h_m \cdot L_m}{2 \cdot m} \quad (\text{см}^2 / \text{кг}),$$

где  $L_p$  – длина руки;  $P_n$  – периметр плеча;  $L_n$  – длина ноги;  $P_\delta$  – периметр бедра;  $h_n$  – ширина плеча;  $h_m$  – ширина таза;  $L_m$  – длина тела;  $m$  – масса тела.

### 4.3.2. Ациклические упражнения

**Уравнение зависимости результата в толкании ядра от тестов: жим штанги лежа и приседание со штангой:**

$$Y = 7,455 + 0,01F_{\text{ж}} + 0,028F_{\text{пр}},$$

где  $F_{\text{ж}}$  – жим штанги лежа (кг);  $F_{\text{пр}}$  – приседание со штангой (кг).

**Уравнение зависимости спортивного результата в толкании ядра от достижений в тестах: результат в толкании ядра с места; высота прыжка вверх с места; результат в метании ядра спиной:**

$$Y = 0,252 + 0,953 \cdot X_1 + 0,023 \cdot h - 0,0001 \cdot X_2,$$

где  $X_1$  – результат в толкании ядра с места (м);  $h$  – высота прыжка вверх с места (см);  $X_2$  – результат в метании ядра спиной (м).

**Формула скорости вылета снаряда в метании:**

$$v = \frac{F \cdot \Delta t}{m},$$

где  $F$  – сила (кг, Н);  $\Delta t$  – время приложения силы (с);  $m$  – масса снаряда (кг).

**Зависимость результата в метаниях от скорости вылета снаряда и угла вылета:**

$$Z = \frac{v^2 \cdot \sin 2 \cdot \varphi}{g} \quad (\text{см}, \text{м}),$$

где  $v$  – начальная скорость вылета снаряда (см/с, м/с);  $\varphi$  – угол вылета (град, рад);  $g$  – ускорение свободного падения.

**Предсказание результата в метании диска с точностью до 3,74 м:**

$$Z = 39,24 + 47,73 \cdot \left( \frac{L_n}{L_{np} - 10,8} \right) + 541(P_n - 30,37) + 0,247 \cdot \left( \frac{L_\delta}{L_\varepsilon} \right) \cdot (P_\delta - 50,65) \quad (\text{м}),$$

где  $L_n$  – длина плеча (см);  $L_{np}$  – длина предплечья;  $L_\delta$  – длина бедра;  $L_\varepsilon$  – длина голени;  $P_n$  – периметр плеча;  $P_\delta$  – периметр бедра.



**Уравнение зависимости расстояния от места отталкивания до барьера от достижений в тестах:**

$$L = 2347,95 - 11,431\Delta t_1 - 4,669\Delta t_2 + 0,024\Delta t_1 \cdot \Delta t_2 \quad (\text{см}),$$

где  $\Delta t_1$  – результат гладкого бега на 9 м (с);  $\Delta t_2$  – результат гладкого бега на 35 м (с).

**Уравнение зависимости расстояния от барьера до постановки маховой ноги от достижений в тестах:**

$$L = 315,78 - 0,733\Delta t_1 + 9,886\Delta t_2 + 0,508\Delta t_3 + 0,027\Delta t_2^2 \quad (\text{см}),$$

где  $\Delta t_1$  – стартовая реакция при гладком беге (с);  $\Delta t_2$  – результат гладкого бега на 9 м (с);  $\Delta t_3$  – результат гладкого бега на 35 м (с).

### **Гребля**

**Формула оценки ритма гребка:**

$$R = \frac{\Delta t_1}{\Delta t_2},$$

где  $\Delta t_1$  – длительность паузы между гребками с одного и другого борта (с);  $\Delta t_2$  – длительность проводки (с).

**Формула работы гребка:**

$$A_{гп} = F \cdot l \quad (\text{кг} \cdot \text{м}),$$

где  $F_i$  – средняя сила гребка (кг);  $l$  – амплитуда гребка (м).

**Формула среднего усилия цикла в гребле:**

$$F = \frac{I}{\Delta t_1 + \Delta t_2} \quad (\text{кг}),$$

где  $I$  – импульс силы (кг·с);  $\Delta t_1$  – длительность проводки (с);  $\Delta t_2$  – длительность паузы между гребками с одного и другого борта (с).

**Формула мощности цикла гребка:**

$$N_{г} = \frac{F}{l \cdot \Delta t} \quad (\text{кгм} / \text{с}),$$

где  $F$  – средняя сила цикла гребка (кг);  $l$  – амплитуда гребка (м);  $\Delta t$  – длительность цикла гребка (с).

**Алгоритм вычисления работы гребца в академической гребле:**

$$A_i = \int F_i(t) \cdot v_x(t) \cdot \Delta t,$$

где  $A_i$  – работа за  $i$ -й цикл гребли;  $F_i$  – усилие на весле;  $v_x$  – скорость изменения горизонтальной координаты весла;  $\Delta t$  – длительность цикла гребли.

**Формула кинетической энергии тела при поступательном движении ( $E_{k(пост)}$ ):**

$$E_{k(пост)} = \frac{m \cdot v^2}{2} \quad (\text{эрг, Дж, кгм}),$$

где  $m$  – масса тела (г, кг);  $v$  – скорость движения тела (см/с, м/с).

**Формула кинетической энергии тела при вращательном движении ( $E_{k(вр)}$ ):**

$$E_{k(вр)} = \frac{I \cdot \omega^2}{2} \quad (\text{г} \cdot \text{см}^2 \cdot \text{град}^2 / \text{с}^2, \text{кг} \cdot \text{м}^2 \cdot \text{град}^2 / \text{с}^2),$$

где  $I$  – момент инерции, вращающегося тела (г·см<sup>2</sup>, кг·м<sup>2</sup>);  $\omega$  – угловая скорость (град/с, рад/с).

**3.3.2. Потенциальная энергия ( $E_p$ )** – запас механической энергии в покое. В биомеханике принято различать потенциальную энергию силы тяжести и силы упругости.

**Формула потенциальной энергии силы тяжести ( $E_{p(PF)}$ ):**

$$E_{p(PF)} = P_F \cdot \Delta h \quad (\text{эрг, Дж, кгм}),$$

где  $P_F$  – сила тяжести (дин, Н, кг);  $\Delta h$  – высота изменения положения тела (см, м).

**Формула потенциальной энергии силы упругости ( $E_{p(Eв)}$ ):**

$$E_{p(Eв)} = \frac{E \cdot \varepsilon^2}{2},$$

где  $E$  – модуль упругости;  $\varepsilon$  – деформация (см, м).

## **4. БИОМЕХАНИЧЕСКОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ И ПРОГНОЗИРОВАНИЕ (ОПЫТ ПРИМЕНЕНИЯ)**

**4.1. Некоторые биомеханические характеристики**

**Формула расчета площади поверхности тела человека ( $S$ ):**

$$S = k \cdot \sqrt{m \cdot h} \quad (\text{м}^2),$$

где  $k$  – коэффициент, равный для женщин – 0,162, для мужчин – 0,167;  $m$  – масса тела (кг);  $h$  – длина тела (м).

**Уравнение зависимости плеча силы мышц бедра от угла в голеностопном суставе ( $d_B$ ):**

$$d_B = 8,169 - 0,007\beta_1 - 2,5 \cdot 10^{-4} \beta_1^2 \quad (80-140^\circ) (\text{см}),$$

где  $\beta_1$  – угол в голеностопном суставе (град).

**Уравнение зависимости плеча силы камбаловидной мышцы от угла в голеностопном суставе ( $d_K$ ):**

$$d_K = 26,104 + 0,476\beta_1 - 1,8 \cdot 10^{-3} \beta_1^2 \quad (100-150^\circ) \text{ (см)},$$

где  $\beta_1$  – угол в голеностопном суставе (град).

**Уравнение зависимости плеча силы прямой мышцы бедра от угла в тазобедренном суставе ( $d_{ПБ}$ ):**

$$d_{ПБ} = -5,759 + 0,175\beta_1 - 6,9 \cdot 10^{-4} \beta_1^2 \quad (40-200^\circ) \text{ (см)},$$

где  $\beta_1$  – угол в тазобедренном суставе (град).

**Уравнение зависимости плеча силы задней поверхности бедра от угла в тазобедренном суставе ( $d_{ЗПБ}$ ):**

$$d_{ЗПБ} = -11,878 + 0,256\beta_1 - 9,2 \cdot 10^{-4} \beta_1^2 \quad (60-200^\circ) \text{ (см)},$$

где  $\beta_1$  – угол в тазобедренном суставе (град).

**Уравнение зависимости плеча силы задней поверхности бедра от угла в коленном суставе ( $d_{ЗП}$ ):**

$$d_{ЗП} = -10,955 + 0,227\beta_1 - 8,6 \cdot 10^{-4} \beta_1^2 \quad (90-175^\circ) \text{ (см)},$$

где  $\beta_1$  – угол в коленном суставе (град).

#### 4.2. Оценка двигательных действий

Формула мощности физической нагрузки при работе на механическом велоэргометре (N):

$$N = F \cdot 2\pi r \cdot n \cdot k \quad (\text{кгм} / \text{мин.}),$$

где  $F$  – сила трения, препятствующая вращению колеса (кг);  $2\pi r$  – длина окружности колеса (м);  $n$  – темп (частота) педалирования (об/мин.);  $k$  – коэффициент (3,7).

**Уравнение «внутренней» механической мощности, затрачиваемой на перемещение ног, в зависимости от частоты педалирования и веса тела ( $N_{вн}$ ):**

$$N = 5,08 \cdot 10^{-7} \cdot m \cdot f^3 \quad (\text{Вт}),$$

где  $m$  – масса тела (кг);  $f$  – частота педалирования в мин.

**Уравнение общей механической мощности при велоэргометрической пробе ( $N_{общ}$ ):**

$$N_{общ} = N + m \cdot (1,12 \cdot 10^{-3} \cdot f - 4,56 \cdot 10^{-5} \cdot f^2 + 7,64 \cdot 10^{-7} \cdot f^3) \quad (\text{Вт}),$$

где  $N$  – внешняя механическая мощность (кгм/мин);  $f$  – частота педалирования в мин.

**Формула мощности при шаговом тесте (N):**

$$N = m \cdot h \cdot n \cdot k \quad (\text{кгм} / \text{мин.}),$$

**Уравнение зависимости энерготрат от скорости движения и веса тела:**

$$E_v = 1,54 + 0,526 \cdot P + 0,049 \cdot P \cdot v^2 \quad (\text{кДж} / \text{мин.}),$$

где  $P$  – вес тела (кг);  $v$  – скорость движения тела (м/с).

**Уравнения энерготрат, зависящих от мощности работы спринтера ( $E_{сп}$ ) и стайера ( $E_{см}$ ):**

$$E_{сп} = 11,57 + 0,1812 \cdot N + 4,6 \cdot 10^{-4} \cdot N^2 \quad (\text{кДж} / \text{мин.}),$$

$$E_{см} = 11,74 + 0,1386 \cdot N + 6 \cdot 10^{-3} \cdot N^2 \quad (\text{кДж} / \text{мин.}),$$

где  $N$  – мощность нагрузки (Вт).

**Уравнение для определения общих энерготрат при беге со скоростью не менее 0,7 м/с:**

$$E = m [(2,7 + 3,2(v - 0,7)^{1,65}) + \varphi(0,32 + 0,29(v - 0,7))] \quad (\text{Вт}),$$

где  $m$  – масса тела (кг);  $v$  – скорость бега (м/с);  $\varphi$  – угол наклона плоскости (%).

**Уравнение внешней механической мощности, зависящей от скорости бега:**

$$N = 9,45 + 4,728 \cdot v \quad (\text{кал} / \text{кг} \cdot \text{мин.}),$$

где  $v$  – средняя скорость бега (км/час).

**Уравнение потенциальной энергии при беге:**

$$E_p = -6,5 \cdot v + 106,9 \quad (\text{Дж}),$$

где  $v$  – скорость бега (м/с).

**Уравнение кинетической энергии при беге:**

$$E_k = 1,2 \cdot v^2 - 19,1 \cdot v + 83,5 \quad (\text{Дж}),$$

где  $v$  – скорость бега (м/с).

**Уравнение вращательной энергии при беге:**

$$E_{вр} = 0,9 \cdot v^2 - 6,9 \cdot v + 68,0 \quad (\text{Дж}),$$

где  $v$  – скорость бега (м/с).

**Уравнение зависимости результата в барьерном беге на 9 м от достижения в тесте – результат гладкого бега:**

$$Y = 1478,64 - 5,7\Delta t + 0,006\Delta t^2 \quad (\text{с}),$$

где  $\Delta t$  – результат гладкого бега на 35 м (с).

**Уравнение зависимости результата в барьерном беге на 35 м от достижений в тестах:**

$$Y = 859 + 17,772\Delta t_1 - 8,78\Delta t_2 - 0,038\Delta t_1 \cdot \Delta t_2 + 0,017\Delta t_2^2 \quad (\text{с}),$$

где  $\Delta t_1$  – результат гладкого бега на 9 м (с);  $\Delta t_2$  – результат гладкого бега на 35 м (с).

**Уравнение средней длины шага в беге с постоянной скоростью:**

$$L_{ш} = -0,238 + 0,234 \cdot v,$$

где  $v$  – средняя скорость бега, не превышающая 5 м/с.

**Уравнение средней длины шага в беге с постоянной скоростью:**

$$L_{ш} = -0,043 + 0,252 \cdot v,$$

где  $v$  – средняя скорость бега (м/с).

**Уравнение темпа в беге:**

$$N = \frac{v}{L_{ш}} \quad (м^{-1}),$$

где  $v$  – средняя скорость бега (м/с);  $L_{ш}$  – средняя длина шага (м).

**Уравнение регрессии для определения длительности периода опоры:**

$$\Delta t_{оп} = -0,014 \cdot v + 0,238 \quad (с),$$

где  $v$  – средняя скорость бега (м/с).

**Уравнение регрессии для определения длительности периода полета:**

$$\Delta t_n = 8 \cdot 10^{-4} \cdot v^2 - 0,0314 \cdot v + 0,322 \quad (с),$$

где  $v$  – средняя скорость бега (м/с).

**Формула запаса скорости в циклических видах спорта:**

$$v = \frac{\Delta t_d}{n} - \Delta t \quad (с),$$

где  $\Delta t_d$  – длительность дистанции (с);  $\Delta t$  – лучшее время прохождения эталонного отрезка (с);  $n$  – число эталонных отрезков.

**Формула индекса выносливости по временным характеристикам:**

$$I_6 = \Delta t_d - \Delta t \cdot n \quad (с),$$

где  $\Delta t_d$  – длительность дистанции (с);  $\Delta t$  – лучшее время прохождения эталонного отрезка (с);  $n$  – число эталонных отрезков.

**Уравнение регрессии для определения полной механической работы при беге со скоростью 3,9-9,3 м/с :**

$$A = 1,7 \cdot v^2 - 0,7 \cdot v + 324,3 \quad (Дж),$$

где  $v$  – скорость бега (м/с).

**Уравнение энергетической стоимости метра пути при беге для спортсменов высокой квалификации:**

$$E_l = 14,0 + 0,0595 \cdot P + 0,0173 \cdot P \cdot v^2 - 0,49 \cdot v \cdot МПК \quad (Дж / м),$$

где  $P$  – вес тела (кг);  $v$  – скорость бега (м/с);  $МПК$  – максимальное потребление кислорода (л/мин).

где  $m$  – масса тела (кг);  $h$  – высота ступеньки (м);  $n$  – количество подъемов на ступеньку в мин.;  $k$  – коэффициент, учитывающий отрицательную работу (1,3).

**Уравнение мощности прыжка вверх:**

$$N = m \cdot \frac{h + h_1}{h_1} \cdot \sqrt{g \cdot \frac{h}{2}} \quad (кг \cdot м \cdot с^{-1}),$$

где  $m$  – масса тела (кг);  $h$  – высота прыжка (м);  $h_1$  – глубина приседа (м);  $g$  – ускорение силы тяжести (9,8 м/с).

**Формула мощности при переносе груза от 0 до 55 кг:**

$$N = m_1 + m_2 \cdot v \quad (кг \cdot м / мин.),$$

где  $m_1$  – масса тела (кг);  $m_2$  – масса груза (кг);  $v$  – скорость ходьбы (м/мин.).

**Формула механической мощности при подъеме и опускании штанги:**

$$N = k \cdot (m_1 \cdot g \cdot h + m_2 \cdot g \cdot 0,25 \cdot l) \quad (кг \cdot м / с),$$

где  $m_1$  – масса штанги (кг);  $m_2$  – масса штангиста (кг);  $h$  – высота, на которую поднимается снаряд (м);  $g$  – ускорение силы тяжести (9,8 м/с<sup>2</sup>);  $l$  – рост штангиста (м);  $k$  – коэффициент рассчитывается по формуле:

$$K = 5,1 + (1 - \frac{M_k}{120}),$$

где  $M_k$  – весовая категория спортсмена.

**Определение количества работы при переносе груза (А):**

$$A = \left( m \cdot h + m \cdot \frac{h_1}{2} + m \frac{L}{g} \right) \cdot 6,11 \quad (кг \cdot м),$$

где  $m$  – масса груза (кг);  $h$  – высота подъема груза от исходного положения (м);  $h_1$  – величина опускания груза (м);  $L$  – расстояние перемещения груза по горизонтали (м);  $g$  – ускорение силы тяжести (9,8 м/с); 6,11 – эквивалент перевода Вт в кгм.

**Формула количества статической работы (А<sub>с</sub>):**

$$A_s = H \cdot \Delta t \quad (кг \cdot с^{-1}),$$

где  $H$  – величина усилия, без перемещения (кг);  $\Delta t$  – период удержания усилия (с).

**Формула коэффициента полезного действия (механической экономичности) общей работы (КПД):**

$$КПД = \frac{A_n}{A} \cdot 100\%,$$

где  $A_n$  – полезная работа или энергия (Дж);  $A$  – затраченная работа или энергия (Дж).

**Формула коэффициента полезного действия «чистой» работы (КПД<sub>ч</sub>):**

$$КПД_{ч} = \frac{A_n}{E - e} \cdot 100\%,$$

где  $A_n$  – полезная работа;  $E$  – затраченная работа;  $e$  – энергия, затраченная в состоянии мышечного покоя (Джс).

**Формула коэффициента полезного действия «положительной» работы (КПД<sub>п</sub>):**

$$КПД_{п} = \frac{A_n}{E - E_0} \cdot 100\%,$$

где  $A_n$  – полезная работа;  $E$  – затраченная работа;  $E_0$  – энергия, затраченная при «отрицательной» (холостой) работе (Джс).

**Формула коэффициента полезного действия прироста работы (КПД<sub>Δ</sub>):**

$$КПД_{\Delta} = \frac{\Delta A_n}{\Delta E} \cdot 100\%,$$

где  $\Delta A_n$  – прирост полезной работы или энергии (Джс);  $\Delta E$  – прирост работы или энергии (Джс).

**Формула энергетической стоимости «чистой» работы по скорости (Э<sub>ч</sub>):**

$$\mathcal{E}_ч = \frac{E - e}{v},$$

где  $E$  – затраченная энергия на работу;  $e$  – энергия, затраченная в состоянии мышечного покоя (Вт, Джс);  $v$  – скорость (м/с).

### 4.3. Элементы моделирования и прогнозирования в спорте

#### 4.3.1. Циклические упражнения

##### Ходьба

**Уравнение средней длины шага при скорости ходьбы 0,88-2,2 м/с:**

$$L_{ш} = -0,714 + 0,0836 \cdot v + 0,971 \cdot L_n \quad (м),$$

где  $v$  – скорость ходьбы (км/ч);  $L_n$  – длина ноги (м).

**Уравнение темпа ходьбы (N):**

$$N = 63 \cdot v^{0,65} \quad (мин.^{-1}),$$

где  $v$  – средняя скорость (м/с).

**Уравнение темпа ходьбы босиком:**

$$N = 64,8 \cdot v^{0,57} \quad (мин.^{-1}),$$

где  $v$  – средняя скорость ходьбы (м/с).

**Внешняя работа, выполняемая во время ходьбы:**

$$N = 0,078 \cdot m \cdot v \cdot \varphi \quad (Вт),$$

где  $m$  – масса тела (кг);  $v$  – скорость ходьбы (м/с);  $\varphi$  – угол наклона плоскости (%).

**Уравнение мощности ходьбы:**

$$N = 14,362 \cdot \frac{v}{0,362 + 0,257 \cdot v} (0,136 \cdot v + 0,066 \cdot v) \quad (кал / кг \cdot мин.),$$

где  $v$  – средняя скорость ходьбы в пределах 3-9 км/час.

**Уравнение энерготрат при скорости ходьбы 0,4-1,7 м/с:**

$$E = 32 + 18 \cdot v^2 \quad (кал / кг \cdot мин.),$$

где  $v$  – скорость ходьбы (м/с).

**Потребление кислорода (VO<sub>2</sub>) при ходьбе по ровной местности со скоростью 3-6,5 км/час:**

$$VO_2 = 0,8 \cdot v + 0,5 \quad (O_2, мл / мин.),$$

где  $v$  – скорость ходьбы (км/ч); при скоростях, превышающих 6,5 км/ч потребление кислорода возрастает как квадрат скорости.

##### Езда на велосипеде

**Уравнение силы сопротивления среды при езде на велосипеде (F<sub>д</sub>):**

$$F_d = 0,043 \cdot S \cdot v^2 \quad (Н),$$

где  $S$  – площадь проекции на фронтальную плоскость (м<sup>2</sup>);  $v$  – скорость движения велосипедиста (км/ч).

**Уравнение средней длины шага (укладка) в велоспорте (L<sub>ш</sub>):**

$$L_{ш} = \frac{Z}{z} \cdot \pi \cdot d,$$

где  $Z$  – число зубьев передней зубчатки;  $z$  – число зубьев задней зубчатки;  $\pi$  – 3,14;  $d$  – диаметр заднего колеса (м).

##### Бег на коньках

**Уравнение зависимости силы сопротивления воздуха от скорости ветра, при беге на коньках:**

$$F_d = v_1^2 + v_2^2 - 2v_1 \cdot v_2 \cdot \cos \varphi \quad (кг, Н),$$

где  $v_1$  – скорость движения конькобежца (м/с);  $v_2$  – скорость ветра (м/с);  $\varphi$  – угол между направлением ветра и направлением движения спортсмена (град).

##### Бег (легкоатлетический)

**Уравнение силы сопротивления среды при беге:**

$$F_d = 0,55 \cdot (0,15 \cdot L^2) \cdot v^2 \quad (Н),$$

где  $L$  – длина тела (м);  $v$  – скорость движения бегуна (м/с).

**Двигательная единица** – соматическая клетка и дендриты двигательного нейрона, многочисленные ответвления аксона и мышечные волокна, которые он иннервирует.

**Двигательная единица типа FF** – быстросокращающаяся утомляемая двигательная единица.

**Двигательная единица типа FR** – быстросокращающаяся невосприимчивая к утомлению двигательная единица.

**Двигательная единица типа S** – медленносокращающаяся двигательная единица.

**Двигательная программа** – стереотипная последовательность команд, посылаемых из ЦНС к мышцам с целью вызвать определенную структуру поведения.

**Двигательный контроль** – контроль движения.

**Движение** – изменение положения ( $m$ ) в интервале времени.

**Движущая сила** – сила, направленная по направлению движения, вызванная положительным ускорением; увеличивает скорость движения.

**Деминерализация** – чрезмерные потери солей костью.

**Денервация** – состояние, наблюдаемое при пересечении нерва; мышца оказывается лишенной нервных импульсов.

**Деформация** – изменение длины относительно начальной длины.

**Диапазон (размах) движения** – максимальное угловое перемещение относительно сустава.

**Динамические (силовые) характеристики** – раскрывают причины различия видов движения. К ним относятся: масса тела, мышечная сила, работа силы, энергия тела и др.

**Динамический анализ** – механический анализ, при котором силы, действующие на систему, не сбалансированы и, следовательно, система ускоряется. Правая часть закона Ньютона об ускорении не равна нулю.

**Директриса** – фиксированная линия, от которой все точки параболы находятся на одинаковом расстоянии.

**Диск Меркеля** – кожный механорецептор, чувствительный к локальному вертикальному давлению.

**Длина мышцы в покое** – длина мышцы, при которой возникает пассивная сила.

**Жёсткость** – крутизна (наклон) графика силы-длины; изменение силы на единицу длины.

**Зависимые от движения взаимодействия** – взаимодействующие силы между сегментами тела во время движения.

**Закон Вольфа** – все изменения функции кости обусловлены изменениями внутренней структуры.

**Закон действия и противодействия** – для каждого действия существует равное по величине противодействие.

**Закон инерции** – сила, необходимая, чтобы прекратить, начать или изменить движение.

**Замкнутая кинематическая цепь** – когда система замыкается «сама на себя», имеет опору и у нее нет свободного последнего звена (соединение ребер с позвоночником и грудиной – это типичная замкнутая кинематическая цепь).

**Изокинетическое** – движение, при котором угловая скорость перемещаемого сегмента тела является постоянной.

**Изометрическое** – механическое условие, при котором вращающий момент мышцы равен вращающему моменту, обусловленному нагрузкой, вследствие чего длина всей мышцы не изменяется.

**Изотоническое** – состояние, при котором мышца сокращается и выполняет работу, преодолевая постоянную нагрузку.

**Иммобилизация конечности** – экспериментальный метод.

**Импульс** – площадь под графиком силы-времени; интеграл силы-времени. Импульс влияет на количество движения системы.

**Импульс силы** – действие силы за время приложения ( $F \cdot t$ ).

**Инерция** – сопротивление объекта любому изменению своего движения.

**Интегрирование** – математическая процедура измерения участка под кривой, например, взаимосвязи напряжения-времени или силы-времени.

**Интенсивность шагов** – частота, с которой выполняются шаги.

**Интернейрон** – нейрон, аксон которого ограничен пределами спинного мозга.

**Интерсегментальная динамика** – силы инерции, производимые движущимся сегментом тела по отношению к окружающей среде.

**Качественный** – характеризует тип или вид.

**Квазистатический** – механическое состояние, при котором ускорение, испытываемое системой, достаточно небольшое, чтобы можно было его считать равным нулю.

**Кинематика** – описание движения с точки зрения положения, скорости и ускорения.

**Кинематическая пара** – образуется двумя костями, соединенных суставом.

**Кинематическая характеристика** – отражает различие движений по их виду. Различают пространственные (длина, путь), временные (*с*, *мин.*, *час*) и пространственно-временные (скорость, ускорение).

**Кинематическая цепь** – несколько кинематических пар, соединенных последовательно.

**Кинематическая система** – образуется соединением более двух звеньев (сложные суставы). Условия подвижности в ней более сложные, чем в цепи.

**Кинетика** – описание движения.

*Научное издание*

Бочаров Михаил Иванович

## ЧАСТНАЯ БИОМЕХАНИКА С ФИЗИОЛОГИЕЙ ДВИЖЕНИЯ

Монография

Редактор Л. А. Кокшарова

Технический редактор Л. П. Коровкина

План 2010 г., позиция 7(н). Подписано в печать 31.05.2010 г.

Компьютерный набор. Гарнитура Times New Roman.

Формат 60 x 84 1/16. Бумага офсетная. Печать трафаретная.

Усл. печ. л. 13,7. Уч.-изд. л. 13,0. Тираж 300 экз. Заказ № 242.

Ухтинский государственный технический университет.

169300, Республика Коми, г. Ухта, ул. Первомайская, д. 13.

Отдел оперативной полиграфии УГТУ.

169300, Республика Коми, г. Ухта, ул. Октябрьская, д. 13.

9.5.2. Функциональные изменения мышцы с возрастом .....	183
ЗАКЛЮЧЕНИЕ .....	186
Приложение 1 .....	188
Приложение 2 .....	192
Приложение 3 .....	210
ГЛОССАРИЙ .....	215
БИБЛИОГРАФИЧЕСКИЙ СПИСОК .....	228

**Кинетическая энергия** – способность объекта выполнять работу вследствие своего движения.

**Коактивация** – одновременная активация мышц вокруг сустава: обычно характеризует активность мышц агонистов-антагонистов.

**Количество движения** – количество движения объекта; векторная величина. Мера импульса силы. Она равна произведению массы ( $m$ ) на прирост скорости ( $v_1 - v_0$ ) за время приложения силы.

**Коллатераль** – ответвление аксона.

**Конечная скорость** – скорость падающего объекта, когда силы, обусловленные притяжением и сопротивлением воздуха, равны.

**Концентрический** – механический режим (состояние), при котором вращающий момент мышцы превышает вращающий момент нагрузки, вследствие чего длина активной мышцы сокращается.

**Координация** – особая группа физиологических механизмов, создающих непрерывное организованное циклическое взаимодействие между рецепторным и эффекторным процессами (по Бернштейну).

**Коэффициент иннервации** – число мышечных волокон, иннервируемых отдельным двигательным нейроном.

**Кратковременная ригидность** – механическое свойство мышцы, высокая ригидность на первых нескольких миллиметрах растяжения и

последующее значительное ее снижение.

**Ламинарное течение** – однообразный поток жидкости вокруг объекта.

**Лимбическая система** – ряд структур передней части головного мозга, взаимосвязанных с гипоталамусом и частями среднего мозга; иногда называют эмоциональной двигательной системой.

**Линия обтекаемости** – схематизированная линия потока жидкости вокруг объекта.

**Линия тяги** – совпадающая с направлением равнодействующей силы.

**М-волна** – реакция ЭМГ и силы мышцы, обусловленная активацией альфа-аксонов путем электростимуляции. Используется для тестирования целостности нервно-мышечного распространения.

**Максимумы** – пики на графике.

**Масса** – мера ( $kg$ ) количества материи в объекте.

**Маховая фаза** – безопорная фаза во время, например, бега или ходьбы.

**Миозин** – основной белок толстого филамента мышечного волокна; включает поперечный мостик. В отдельном толстом филаменте содержится несколько сот молекул миозина.

**Миофибрилла** – единица в мышечном волокне, состоящая из последовательно расположенных саркомеров.

**Миофиламент** – тонкий и толстый филаменты мышечного во-

локна, содержащие сократительный аппарат.

**Многочлен** – сумма членов.

**Модуль упругости** – отношение нагрузки к деформации; выражается отношением напряжения к относительному приросту длины мышцы; зависит от условий, структуры и состава ткани.

**Мозжечок** – супрасегментная структура, участвующая в процессе контроля движения. Располагается кади от ствола мозга.

**Момент инерции** – мера инерции во вращательных движениях. Представляет собой распределение массы объекта относительно оси вращения. Он равен сумме произведений всех частиц массы ( $m$ ) на квадраты расстояний их до оси вращения тела ( $r$ ).

**Момент силы** – вращательный эффект силы; вращающий момент. Численно равен произведению силы на ее плечо, т. е. на расстояние от направления силы до оси вращения.

**Мощность** – интенсивность выполнения работы; интенсивность изменения количества энергии; произведение силы и скорости.

**Мышечная координация** – согласованные сокращения и расслабления мышц и мышечных групп; движения происходят при относительно небольшом напряжении мышц, плавно и согласованно.

**Мышечная механика** – изучение механических свойств, производящих силу единиц мышц.

**Мышечная сила** – величина вращающего момента, производимого мышцей при отдельном максимальном изометрическом сокращении неограниченной продолжительности.

**Мышечная сила** – сила, производимая структурными (пассивными) и активными (поперечный мостик) элементами мышцы.

**Мышечное веретено** – внутримышечное чувствительное нервное окончание, контролирующее непредвиденные изменения длины мышцы.

**Мышечное волокно типа I** – медленносокращающееся мышечное волокно.

**Мышечное волокно типа II** – быстросокращающееся мышечное волокно. Волокна этого типа можно подразделить на две группы (**IIa** и **IIb**) после препарации в ванной с рН 4,3 (**IIa**) или 4,6 (**IIb**).

**Мышечно-сухожильная единица** – сочетание мышцы и структур соединительной ткани, участвующих в сообщении силы, произведенной мышечными волокнами скелету.

**Мышца** – ткань, содержащая сократительные клетки, способные превращать химическую энергию в механическую.

**Мышцы агонисты** – мышцы одинакового действия.

**Мышцы синергисты** – мышцы совместного действия.

**Мышцы антагонисты** – мышцы противоположного действия.

## ОГЛАВЛЕНИЕ

ВВЕДЕНИЕ .....	3
Глава 1. КРАТКАЯ ИСТОРИЯ РАЗВИТИЯ БИОМЕХАНИКИ .....	6
Глава 2. ОБЩАЯ ХАРАКТЕРИСТИКА ДВИГАТЕЛЬНОЙ СИСТЕМЫ ...	12
2.1. Кость и ее свойства .....	13
2.2. Мягкие ткани и их свойства .....	18
2.3. Синовиальный сустав .....	21
2.4. Движения в суставе .....	23
2.5. Сила реакции сустава .....	28
2.6. Физиология мышцы .....	30
2.7. Мышечная механика .....	37
2.8. Мышечная сила .....	39
Глава 3. КИНЕМАТИЧЕСКИЕ ВЗАИМОДЕЙСТВИЯ В ДВИГАТЕЛЬНОЙ СИСТЕМЕ .....	44
3.1. Кинематические системы .....	44
3.2. Условия проявления силы мышц .....	49
3.3. Действие мышц в кинематической цепи .....	53
3.4. Групповое действие мышц .....	56
3.5. Понятие о двигательном механизме .....	61
Глава 4. РАСПРЕДЕЛЕНИЕ МАСС ТЕЛА .....	63
4.1. Общие и частные центры тяжести .....	63
4.2. Центр объема и центр поверхности тела .....	69
4.3. Момент инерции тела .....	70
Глава 5. БИОМЕХАНИЧЕСКИЕ ХАРАКТЕРИСТИКИ И СТРУКТУРА ДВИЖЕНИЯ .....	74
5.1. Кинематические характеристики .....	74
5.2. Динамические характеристики .....	80
5.3. Структура движений .....	99
Глава 6. РАЗНОВИДНОСТИ ДВИЖЕНИЙ И ИХ БИОМЕХАНИЧЕСКИЕ ОСОБЕННОСТИ .....	104
Глава 7. ПРИСПОСОБЛЯЕМОСТЬ ДВИГАТЕЛЬНОЙ СИСТЕМЫ .....	123
7.1. Кратковременные адаптации .....	123
7.2. Долговременные приспособительные реакции .....	135
Глава 8. ОСНОВЫ УПРАВЛЕНИЯ ДВИЖЕНИЕМ .....	147
8.1. Теория Н. А. Бернштейна об управлении движением .....	147
8.2. Физиологические механизмы и закономерности формирования двигательных навыков .....	156
Глава 9. ДВИГАТЕЛЬНЫЕ ФУНКЦИИ И ВОЗРАСТ .....	163
9.1. Вопросы эволюции движений .....	163
9.2. Общие закономерности развития моторных функций в онтогенезе .....	169
9.3. Возрастные особенности развития моторики .....	170
9.4. Особенности моторики женщин .....	179
9.5. Двигательные функции при старении организма .....	180
9.5.1. Двигательные способности .....	180



**Vandervoort, A. A.** Plantarflexor muscle function in young and elderly women [Text] / A. A. Vandervoort, K. C. Hayes // European J. of Applied Physiology. 1989. V. 58. P. 389-394.

**Walmsley, B.** Forces produced by medial gastrocnemius and soleus muscles during locomotion in freely moving cats [Text] / B. Walmsley, J. A. Hodgson, R. E. Burke // J. of Neurophysiology. 1978. V. 41. P. 1203-1216.

**Warabi, T.** Effect of aging on sensorimotor functions of eye and hand movement [Text] / T. Warabi, H. Noda, T. Kato // Experimental Neurology. 1986. V. 92. P. 686-697.

**Нагрузка (стресс)** – сила, действующая на единицу площади ( $Pa$ ).

**Нагрузка статическая** – возникает при неподвижном положении тела, действует постоянно по величине.

**Нагрузка динамическая** – проявляется в движениях; здесь возникают силы инерции, которые изменяются и могут нарастать до очень больших величин.

**Нейтральная сила** – сила, направленная перпендикулярно движению, обуславливающая нормальное ускорение; изменяет направление движения.

**Нормальная составляющая** – составляющая, действующая под прямым углом к поверхности.

**Обратная связь** – сигналы, поступающие из различных периферических нервных окончаний, несущие информацию в нервную систему о механических явлениях в нервно-мышечной системе.

**Онтогенез** – процесс индивидуального развития организма, проходящий весь жизненный цикл, начиная с зиготы и до смерти. В процессе онтогенеза выделяют количественные изменения – увеличение размеров и живой массы организма, продолжительность жизни, и качественные изменения: тканевая дифференциация, появление органов и систем, возникновение новых структур и функций. В ходе онтогенеза четко вычлениваются определенные фазы – эмбриогенез, созревание, взрослое состояние, старение. Онтогенез есть ряд качественных преобразований,

происходящих под влиянием внешней среды.

**Ортогональный** – перпендикулярный, независимый.

**Остеопороз** – уменьшение костной массы.

**Ось «сальто»** – ось проходящая через тело человека из стороны в сторону.

**Ось «колеса»** – ось, проходящая через тело человека спереди назад.

**Ось «кручения»** – ось, проходящая через тело человека от головы до пальцев ног.

**Отведение** – движение от средней линии тела части тела.

**Открытая кинематическая цепь** – система, у которой последнее (концевое) звено цепи свободно, оно соединено только с одним соседним звеном (в человеческом теле свободные конечности, если они не имеют периферической опоры).

**Отрицательная работа** – работа окружающей среды относительно системы. Во время отрицательной работы система поглощает энергию окружающей среды. Мышца выполняет отрицательную работу, когда результирующий вращающий момент мышцы меньше вращающего момента, обусловленного нагрузкой.

**Парадоксальное** – действие многосуставных мышц, вызывающее движение в направлении, противоположном обычной их функции.

**Пассивная недостаточность** – проявляется в движениях, когда в сус-

тавах многосуставная короткая мышца ограничивает размах движений.

**Пеннация** – угловое отклонение между направлением мышечных волокон и линией натяжения мышцы.

**Плечо рычага** – расстояние от оси вращения до точки приложения силы.

**Плечо силы** – кратчайшее расстояние от оси вращения до направления силы.

**Площадь поперечного сечения** – площадь объекта (например, мышцы), рассеченной под прямыми углами к длинной оси.

**Поверхностное сопротивление** – сопротивление, обусловленное трением пограничного слоя среды (газообразной, жидкости) и объекта.

**Подвижность активная** – размах движений обеспечивается активной тягой мышц данного сустава.

**Подвижность пассивная** – достигается за счет действия внешних сил; пассивная подвижность сустава больше, чем активная.

**Подъемная сила** – составляющая вектора сопротивления среды, действующая перпендикулярно направлению потока среды.

**Поза** – состояние, касающееся сохранения равновесия.

**Положение** – нахождение объекта относительно какой-то определенной точки.

**Положительная работа** – работа, выполняемая системой по отноше-

нию к окружающей среде. Во время положительной работы система отдает окружающей среде свою энергию. Мышцы выполняют положительную работу, когда их результирующий вращающий момент превышает вращающий момент, обусловленный нагрузкой.

**Популяция** – группа особей одного биологического вида, имеющих общий генофонд и способная свободно скрещиваться. Популяция является элементарной единицей эволюционного процесса.

**Поступательное движение** – движение, при котором все части системы смещаются в одинаковой степени.

**Потенциальная энергия** – энергия, которой обладает система ввиду ее нахождения в стороне от более устойчивого местоположения.

**Преодолевающая работа** – совершается мышцей, когда ее момент силы больше, чем момент сил, сопротивляющихся ее тяге; звено движется в сторону тяги мышцы, она сокращается.

**Приведение** – движение по направлению к средней линии тела или части тела.

**Пул двигательных нейронов** – группа двигательных нейронов, иннервирующих отдельную мышцу.

**Работа** – скалярная величина, характеризующая насколько можно сместить объект в определенном направлении при приложении силы. Единица измерения – джоуль (Дж).

**Butler, D. L.** Biomechanics of ligaments and tendons [Text] / In R. S. Hutton (Ed.) / D. L. Butler et al. // Exercise and sport sciences reviews. – Philadelphia : Franklin Institute. 1978. V. 6. P. 125-181.

**Carter, D. R.** Mechanical properties and composition of cortical bone [Text] / D. R. Carter, D. M. Spengler // Clinical Orthopedics and Related Research. 1978. V. 135. P. 192-217.

**Fiatarone, M. A.** High intensity strength training in nonagenarians [Text] / M. A. Fiatarone et al. // J. of the American Medical Association. 1990. V. 263. P. 3029-3034.

**Friden, J.** Structural and mechanical basis of exercise-induced muscle injury [Text] / J. Friden, R. L. Lieber // Medicine and basis of Sports and Exercise. 1992. V. 24. P. 521-530.

**Galgansky, M. E.** Reduced control of motor out in a human hand muscle of elderly subjects during submaximal contraction [Text] / M. E. Galgansky, A. J. Fuglevand, R. M. Enoka // J. of Neurophysiology. 1993. V. 69. P. 2108-2115.

**Gregor, R. J.** Achilles tendon forces during cycling [Text] / R. J. Gregor et al. // International J. of Sports Medicine. 1987. V. 8. P. 9-14.

**Hicks, A. L.** Muscle excitation in elderly adults; The effects of training [Text] / A. L. Hicks et al. // Muscle and Nerve. 1992. V. 15. P. 87-93.

**Keen, D. A.** Training-related enhancement in the control of motor output in elderly humans [Text] / D. A. Keen G. H. Yue, R. M. Enoka // J. of Applied Physiology. 1994. (in press).

**Larsson, L.** Histochemical characteristics of human skeletal muscle during aging [Text] / L. Larsson // Acta Physiologica Scandinavica. 1983. V. 117. P. 469-471.

**Lennmarken, C.** Skeletal muscle function in man: Force, relaxation rate, endurance and contraction-time dependence on sex and age [Text] / C. Lennmarken et al. // Clinical Physiology. 1985. V. 5. P. 243-255.

**McDonagh, M.J. N.** Adaptive response of mammalian skeletal muscle to exercise with high loads [Text] / M.J. N. McDonagh, C. T. M. Davies // European J. of Applied Physiology. 1984. V. 52. P. 139-155.

**Narici, M. V.** Effect of aging on human adductor pollicis muscle function [Text] / M. V. Narici, M. Bordini, P. Cerelli // J. of Applied Physiology. 1991. V. 71. P. 1277-1281.

**Vandenburgh, H. H.** Stretch-induced prostaglandins and protein turnover in cultured skeletal muscle [Text] / H. H. Vandenburgh et al. // American J. of Physiology. 1990. V. 259. C232-C240.

**Руководство по физиологии труда** [Текст] / Под ред. З. М. Золиной, Н. Ф. Измерова. – М. : Медицина, 1983. 528 с.

**Садовский, Л. Е.** Математика и спорт [Текст] / Л. Е. Садовский, А. Л. Садовский. – М. : Наука, 1985. 192 с.

**Спортивная метрология** [Текст] : учебник для ин-тов ФК / Под общ. ред. В. М. Зациорского. – М. : ФиС, 1982. 256 с.

**Туманян, Г. С.** Телосложение и спорт [Текст] / Г. С. Туманян, Э. Г. Мартиросов. – М. : Наука, 1976. 239 с.

**Уткин, В. Л.** Биомеханика физических упражнений [Текст] : учеб. пособие / В. Л. Уткин. – М. : Просвещение, 1989. 206 с.

**Чхаидзе, Л. В.** Об управлении движениями [Текст] / Л. В. Чхаидзе. – М. : ФиС, 1970. 135 с.

**Шеррер, Дж.** Физиология труда (Эргономия) [Текст] / Дж. Шеррер. – М. : Медицина, 1973. 497 с.

**Теория и практика физической культуры** [Текст] : научно-теоретический журнал. 1996. N. 11. 67 с. (К 100-летию Н. А. Бернштейна).

**Энока, Р. М.** Основы кинезиологии [Текст] / Р. М. Энока. – Киев : Олимпийская литература, 1998. 399 с.

**An, K. N.** Determination of muscle and joint: A new technique to solve the indeterminate problem [Text] / K. N. An et al. // J. of Biomechanical Engineering. 1984. V. 106. P. 364-367.

**Balsevich, V. K.** Healthy Lyfe Style as an Ecological Category [Text] // Akadem. Vych. Fiz. w Katowizach, 1995. S. 69-75.

**Balsevich, V. K.** The Comparative Analysis of Sprint Running in Ontogenesis of Athletes and Nonathletes [Text] / V. K. Balsevich, V. N. Luzgin, V. V. Verner // X-th International Congress of Biomechanics, Umea. – 1985. P. 22.

**Brown, A. B.** Positive adaptations to weightlifting training in the elderly [Text] / A. B. Brown, N. McCartney, D. G/ Sale // J. of Applied Physiology. 1990. V. 69. P. 1725-1733.

**Burke, J. E.** Long-latency enhancement of quadriceps excitability from stimulation of skin afferents in young and old adults [Text] / J. E. Burke, G. Kamen, D. M. Koceja // J. of Gerontology. 1989. V. 44. M158-M163.

**Burstein, A. H.** Aging bone tissue: Mechanical properties [Text] / A. H. Burstein, D. T. Reilly, M. Martens // J. of Bone a. Joing Surgery. 1976. V 58A. P. 82-86.

**Работа силы** – динамическая сила, преодолевающая на пути своего приложения сопротивления (сил инерции, трения и др.). Она измеряется произведением силы ( $F$ ) на путь ( $S$ ) ее приложения.

**Радан** – угол, представленный отношением расстояния окружности к ее радиусу.

**Радиус инерции ела** – мера инертного сопротивления при вращательном движении.

**Радиус центра тяжести** – расстояние от проксимального сочленения до центра тяжести.

**Размах движения** – возможный путь движения части тела в суставе в данном направлении. Зависит от соотношения суставных поверхностей, формы внутри- и околосуставных хрящей, расположения и длины связок и сопротивления тяги мышц.

**Реакция опоры** – равное и противоположно направленное противодействие силе тяжести на опору.

**Результирующая мышечная сила** – чистая сила, производимая группой мышц относительно сустава.

**Рейнервация** – состояние, при котором мышца или мышечное волокно повторно присоединяется к нервной системе в результате развития функционального соединения (синапса).

**Рекрутирование** – процесс активации двигательной единицы.

**Ремоделирование** – развитие, укрепление и резорбция живой кости.

**Реобаз** – мера возбудимости нейрона, показывающая, какая величина тока может привести к образованию потенциала действия.

**Ретикулярная формация** – диффузное скопление клеток в стволе мозга.

**Ригидность** – состояние, включающее двухнаправленное сопротивление пассивному движению, которое не зависит от скорости движения.

**Ритм** – соотношение длительностей частей движений, которые могут отличаться друг от друга по направлению, величине и изменениям скорости, приложенным силам, значению в целом двигательном акте.

**Рычаги** – с точки зрения механики – это кости, соединенные подвижно в суставах; рычаг способен передавать действия силы на расстояние.

**Рычаг второго рода** – система рычага костей и действующих на нее сил, направленных в разные стороны, а сустав (точка опоры) расположен по одну сторону от точек приложения сил (примером могут служить локтевой и коленный суставы).

**Рычаг первого рода** – система, обеспечивающая равновесие за счет равенства сил, действующих на рычаг по обе стороны в одном направлении; соблюдение условия – момент силы равен моменту силы сопротивления.

**Сарколемма** – возбудимая клеточная мембрана мышечного волокна.

**Свободное нервное окончание** – аксон небольшого диаметра, воспринимающий аномальную механическую нагрузку и химические агенты.

**Сила** – механическое взаимодействие между объектом и окружающей средой. Единицей измерения в системе СИ является ньютон ( $H$ ).

**Сила инерции** – сила, производимая объектом вследствие его движения.

**Сила реакции поверхности** – сила реакции, обусловленная горизонтальной поверхностью опоры.

**Сила тяжести** – сила притяжения объекта к поверхности Земли.

**Синапс** – структура, посредством которой нейрон посылает сигнал клетки-мишени.

**Скорость** – интенсивность изменения положения относительно времени ( $м \cdot сек^{-1}$ ); производное положения относительно времени.

**Сократительная способность** – способность элемента изменять длину.

**Сократительный элемент** – одна из составляющих модели Хилла. Характеризует способность сократительных белков производить силу.

**Сокращение** – состояние активации мышц, при котором возникают поперечные мостики в ответ на потенциал действия. Длина мышцы может уменьшаться, оставаться неизменной или увеличиваться в состоянии активации.

**Сопrotивление давления** – сопротивление, обусловленное сущно-

стью потока среды (газообразной, жидкости) вокруг объекта.

**Сопrotивление жидкости** – сопротивление жидкости на двигающийся через нее объект. Величина сопротивления зависит от вида жидкости и степени ее возмущения движущимся объектом.

**Сохранение количества движения** – закон, согласно которому, если система не подвергается импульсу, ее количество движения остается постоянным.

**Спастичность** – патологически вызванное состояние повышенной возбудимости рефлекса растяжения.

**Стабильность** – состояние равновесия, к которому возвращается система после пертурбации.

**Статические напряжения мышц** – опорные напряжения мышц, закрепляющие неподвижно одни части тела, и этим обеспечивают возможность быстрых сильных точных движений других частей тела. Делятся на три группы: *удерживающие* (когда мышцы действуют своим моментом тяги против момента силы тяжести – рычаг); *укрепляющие* (когда сила тяжести действует на сустав по вертикали, вдоль оси части тела и мышцы испытывают действие на разрыв); *фиксирующие* (когда мышцы совершают опорные напряжения против действия других мышц-антагонистов совместно с ними).

**Статический анализ** – механический анализ, в котором силы, действующие на систему, сбалансированы

**Бочаров, М. И.** Спортивная метрология [Текст] : учеб. пособие / М. И. Бочаров. – Сыктывкар : Изд-во СыктГУ, 2002. 109 с.

**Донской, Д. Д.** Биомеханика физических упражнений [Текст] : учеб. для вузов / Д. Д. Донской. – М. : ФиС, 1960. 240 с.

**Донской, Д. Д.** Законы движений в спорте [Текст] / Д. Д. Донской. – М. : ФиС, 1968. 264 с.

**Донской, Д. Д.** Биомеханика с основами спортивной техники [Текст] / Д. Д. Донской. – М. : ФиС, 1971. 288 с.

**Донской, Д. Д.** Строение действия (биомеханическое обоснование строения спортивного действия и его совершенствования) [Текст] / Д. Д. Донской. – М. : Физкультурное образование и наука, 1995. 70 с.

**Донской, Д. Д.** Биомеханика [Текст] : учебник для ин-тов физ. культ. / Д. Д. Донской, В. М. Зациорский. – М. : ФиС, 1979. 264 с.

**Друзь, В. А.** Моделирование процесса спортивной тренировки [Текст] / В. А. Друзь. – Киев : Здоровье, 1976. 96 с.

**Зациорский, В. М.** Кибернетика, математика и спорт [Текст] / В. М. Зациорский. – М. : ФиС, 1969. 199 с.

**Зациорский, В. М.** Биомеханика двигательного аппарата человека [Текст] / В. М. Зациорский, А. С. Аруни, В. Н. Селуянов. – М. : ФиС, 1981. 143 с.

**Зациорский, В. М.** Биомеханические основы выносливости [Текст] / В. М. Зациорский, С. Ю. Алешинский, Н. А. Якунин. – М. : ФиС, 1982. 207 с.

**Иванова, Г. П.** Биомеханические методы исследования в спорте [Текст] / Г. П. Иванова. – Л. : ГИФК им. П.Ф. Лесгафта, 1975. 96 с.

**Кесарева, Е. П.** Тонус скелетных мышц и его регуляция у здорового человека [Текст] / Е.П. Кесарева. – Минск : НТЛ, 1960. 308 с.

**Коренберг, В. Б.** Основы качественного биомеханического анализа [Текст] / В. Б. Коренберг. – М. : ФиС, 1979. 209 с.

**Международная система единиц** [Текст] / Под ред. Г. Д. Бурдуна. – М. : Высшая школа, 1964. 274 с.

**Практикум по биомеханике** [Текст] : пособие для ин-тов ФК / Под ред. И. М. Козлова – М. : ФиС, 1980. 120 с.

**Ратов, И. П.** Двигательные возможности человека (нетрадиционные методы их развития и восстановления) [Текст] / И. П. ратов. – Минск : Минстип-проект, 1994. 116 с.

**Руководство по кинезиотерапии** [Текст] / Под ред. Л. Бонева [и др.] – София : Медицина и физкультура, 1978. 354 с.

## БИБЛИОГРАФИЧЕСКИЙ СПИСОК

**Азарова, И. В.** Влияние критических периодов развития моторики на динамику скоростно-силовых проявлений детей 10-12 лет с различным уровнем физической подготовленности [Текст] / И. А. Азарова // Вопросы биомеханики физических упражнений. – Омск : ОГИФК, 1983. С. 71-75.

**Анохин, П. К.** Узловые вопросы теории функциональной системы [Текст] / П. К. Анохин. – М. : Наука, 1980. 197 с.

**Бальсевич, В. К.** Проблемы физического воспитания младших школьников [Текст] / В. К. Бальсевич // Сов. педагогика. 1983. № 8. С. 9-12.

**Бальсевич, В. К.** Физическая культура для всех и для каждого [Текст] В. К. Бальсевич. – М. : ФиС, 1988. 208 с.

**Бальсевич, В. К.** Физическая культура человека: состояние, проблемы и стратегия развития на перспективу (актовая речь) [Текст] / В. К. Бальсевич. – М. : ГЦОЛИФК, 1992. С. 41.

**Бальсевич, В. К.** Эволюционная биомеханика: теория и практические приложения [Текст] / В. К. Бальсевич // Теория и практика физической культуры. 1996. № 11. С. 15-19.

**Бальсевич, В. К.** Физическая активность человека [Текст] / В. К. Бальсевич, В. К. Запорожанов. – Киев : Здоровье, 1987. С. 224.

**Бальсевич, В. К.** Возрастные особенности развития локомоторной функции человека и животного [Текст] / В. К. Бальсевич, А. Ф. Артюшенко, В. Н. Лузгин // Биоэнергетика и термодинамика живых систем : сборник статей. – Новосибирск : САН СССР, 1984. С. 62-65.

**Бернштейн, Н. А.** Физиология движений и активность [Текст] / Под ред. О. Г. Газенко. – М. : Наука, 1990. 496 с.

**Бернштейн, Н. А.** О ловкости и ее развитии [Текст] / Н. А. Бернштейн. – М. : ФиС, 1991. С. 288.

**Богданов, К. Ю.** Физик в гостях у биолога [Текст] / К. Ю. Богданов. – М. : Наука, 1986. 144 с.

**Боген, М. М.** Обучение двигательным действиям [Текст] / М. М. Боген. – М. : ФиС, 1985. 192 с.

**Бочаров, М. И.** Элементы биомеханики и биоэнергетики физических упражнений [Текст] : метод. указания / М. И. Бочаров. – Архангельск : Изд-во ПМПУ, 1996. 26 с.

**Бочаров, М. И.** Биомеханика человека [Текст] : учеб. пособие / М. И. Бочаров. – Сыктывкар : Изд-во СыктГУ, 2000. 222 с.

и, следовательно, система не испытывает ускорение.

**Статическое растяжение** – метод увеличения диапазона движения относительно сустава, основанный на удержании мышечного растяжения в течение 15-30 секунд.

**Структура движений** – строение, устройство движений. Внутренние существенные связи между отдельными элементами (частями) движений, а также их характеристиками.

**Тангенциальная составляющая** – составляющая, действующая параллельно и вдоль поверхности.

**Тетанус** – силовая реакция мышцы на серию возбуждающих импульсов; представляет собой сумму реакций сокращения.

**Темп, или частота** – количество повторяющихся движений в единицу времени.

**Тонический** – непрерывный, поддерживаемый.

**Тормозящая сила** – сила, направленная против движения; вызвана отрицательным ускорением; уменьшает скорость движения.

**Трение** – сопротивление относительному движению одного тела другому, с которым оно контактирует.

**Турбулентный поток** – неравномерный поток среды (газообразной, жидкости) вокруг объекта.

**Угловое** – движение, при котором не все части объекта испытывают одинаковое смещение.

**Упругая сила** – пассивное свойство растянутого материала возвращаться к исходной длине.

**Ускорение** – интенсивность изменения скорости относительно времени ( $m \cdot c^{-2}$ ); производное скорости относительно времени; наклон на графике скорость-время. Различают *положительное* (при увеличении скорости), *отрицательное* (при уменьшении скорости), *нормальное* или *центростремительное* (при изменении только направления скорости) ускорение, соответственно.

**Уступающая работа** – совершается мышцей если ее момент силы меньше момента силы сопротивления; звено движется в противоположную сторону от тяги, мышца растягивается.

**Утомление** – острая адаптационная реакция, нарушающая двигательную деятельность.

**Фенотип** – совокупность признаков и свойств организма, проявление которых обусловлено взаимодействием его генотипа с условиями внешней и внутренней среды.

**Фибрилла** – основная несущая нагрузку единица сухожилия и связки, состоящая из пучков микрофибрилл, удерживаемых вместе благодаря поперечным соединениям. Количество и состояние последних определяют прочность (силу) соединительной ткани.

**Филогенез** – (*phylogenesis* – развитие, происхождение) история развития мира организмов и отдельных его групп (типов, классов и т. д.).

Предмет изучения – выяснение происхождения современных форм от родоначальных предков, причин, обуславливающих ход эволюции и его законов.

Основные законы филогенеза: 1) *закон адаптации* – все филогенетические изменения в результате естественного отбора являются приспособлением к изменениям окружающей среды; 2) *закон адаптивной радиации* – эволюция осуществляется расхождением признаков потомков от общего предкового состояния в разные стороны в результате приспособления к разным особенностям среды; 3) *закон корреляции* – в организме все части взаимосвязаны, изменение одного органа ведет к изменению другого, связанного с ним топографически, генетически, эмбриологически, физиологически; 4) *закон необратимости эволюции*; 5) *закон дифференциации и интеграции*.

**Функциональная площадь поперечного сечения** – мера площади поперечного сечения мышцы, участвующая в пennaции мышечных волокон. Измерение выполняется перпендикулярно длинной оси мышечных волокон.

**Характеристика** – типичная или отличительная черта. В частности, отличительные свойства движений.

**Центр давления** – точка приложения силы реакции поверхности.

**Центр тяжести** – точка, относительно которой равномерно распределяется масса системы. В механике центром тяжести называют точку, к которой приложена равнодействующая всех сил тяжести тела.

**Центр удара** – участок приложения силы, не вызывающий обратной реакции. Примером может служить участок ракетки, при попадании мяча в который на руку не действует сила реакции.

**Центробежная сила** – противодействующая (сопротивление) массы тела при центростремительном ускорении. Это сопротивление направлено по радиусу в противоположную сторону от центра в сторону. По своей природе она является силой инерции во вращательном движении, не вызывает ускорения, а создает лишь статическую тягу.

**Центростремительная сила** – возникает во вращательном движении и обусловлена центростремительным ускорением (направленным перпендикулярно направлению движения); изменяет линейное движение на угловое.

**Эволюция** – (лат. *Evolution* – развертывание, развитие) одна из форм движения, постепенный, закономерный переход из одного состояния в другое. В биологии эволюция – необратимое историческое развитие живой природы. Основными движущими силами эволюции, являются наследственность, изменчивость и отбор.

**Экзо-** (греч. *exo* – снаружи) – в сложных словах означает «снаружи, внешний».

**Экспонента** – степень переменной. Показывает сколько раз переменную следует умножить на ее значение (например  $y^4$  имеет экспоненту 4, т. е.  $y$  следует умножить на  $y$  четыре раза).

**Экстерорецептор** – чувствительное нервное окончание, выявляющее избранный внешний раздражитель вследствие взаимодействий системы с окружающей средой.

**Энд-, эндо-** (греч. *endo* – внутри) – в сложных словах означает «внутри, внутренний».

**Энергия деформации** – потенциальная энергия, накапливаемая системой при ее растяжении. Единица измерения – джоуль (*Дж*).

**Эффективность** – отношение количества выполненной работы к количеству использованной энергии. Чем большее количество работы выполняется при данных энергозатратах, тем выше эффективность системы. Мерилом эффективности служит коэффициент полезного действия (*КПД*).