

УЧЕБНИК ДЛЯ ВУЗОВ.

В.И. ДУБРОВСКИЙ, В.Н. ФЕДОРОВА

БИОМЕХАНИКА

Рекомендовано Государственным комитетом Российской Федерации по физической культуре, спорту и туризму в качестве учебника для средних и высших, учебных, заведений по физической культуре

Москва



Рецензенты:

доктор биологических наук, профессор *А.Г. Максина*; доктор
технических наук, профессор *В.Д. Ковалев*;
кандидат медицинских наук, лауреат Государственной премии СССР
И.Л. Баднин

Рисунки выполнены художником *Н.М. Замешаевой*

Дубровский В.И., Федорова В.Н.

Биомеханика: Учеб. для сред. и высш. учеб. заведений. — М.: Изд-во ВЛАДОС-ПРЕСС, 2003. — 672 с.: ил. ISBN 5-305-00101-3.

Учебник написан в соответствии с новой программой изучения биомеханики в высших учебных заведениях. Большое внимание уделено биомеханическому обоснованию применения средств физической культуры и спорта на примере различных видов спорта. Отражены современные подходы к оценке воздействия на технику спортсмена различных физических и климатических факторов, дана биомеханическая характеристика различных видов спорта. Впервые представлены разделы по медицинской биомеханике, биомеханике инвалидов-спортсменов, биомеханическому контролю локомоций и др.

Учебник адресован студентам факультетов физической культуры университетов, институтов физической культуры и медицинских вузов, а также тренерам, спортивным врачам, реабилитологам, занимающимся разработкой и прогнозированием тренировок, лечением и реабилитацией спортсменов и другим специалистам.

© Дубровский В.И., Федорова В.Н., 2003 © «Издательство ВЛАДОС-ПРЕСС», 2003 © Серийное оформление обложки. ISBN 5-305-00101-3 «Издательство ВЛАДОС-ПРЕСС», 2003

ПРЕДИСЛОВИЕ

Любая отрасль человеческих знаний, в том числе такая дисциплина как биомеханика, оперирует некоторым набором исходных определений, понятий и гипотез. С одной стороны, используются фундаментальные определения из математики, физики, общей механики. С другой — биомеханика базируется на данных экспериментальных исследований, важнейшими из которых являются оценка различных видов двигательной деятельности человека, управления ими; определение свойств биомеханических систем при различных способах деформирования; результаты, полученные при решении медико-биологических задач.

Биомеханика находится на стыке разных наук: медицины, физики, математики, физиологии, биофизики, вовлекая в свою сферу различных специалистов, таких как инженеры, конструкторы, технологи, программисты и др.

Биомеханика спорта как учебная дисциплина изучает как движения человека в процессе выполнения физических упражнений, во время соревнований, так и движения отдельных спортивных снарядов.

Существенное значение в современном спорте и физической культуре придается механической прочности, устойчивости тканей опорно-двигательного аппарата, органов, тканей к многократным физическим нагрузкам, особенно при тренировках в экстремальных условиях (среднегорье, высокая влажность, низкая и высокая температура, гипотермия, изменение биоритмов) с учетом телосложения, возраста, пола, функционального состояния человека. Все эти данные могут быть использованы в совершенствовании методики и техники выполнения тех или иных упражнений и тренировочных систем, а также в совершенствовании инвентаря, экипировки и других факторов.

Физическая культура и спорт в нашей стране в последнее десятилетие утратили свое влияние. Это никак не способствует укреплению здоровья человека. Это также сказывается в виде снижения способности противостоять негативным факторам окружающей среды.

Значение спорта во все времена было существенным в предупреждении преждевременного старения, в восстановлении функциональных возможностей организма после болезней и травм.

С развитием науки медицина активно внедряет ее достижения, разрабатывая новые методы лечения, оценки их эффективности, новые методики диагностики. Это, в свою очередь, обогащает спортивную медицину и физическую культуру. В данном учебнике предложены знания физических основ многих вопросов спортивной медицины, которые необходимы преподавателю физкультуры, тренеру, спортивному врачу, массажисту. Эти знания не менее важны, чем знания основ тренировочного процесса. В зависимости от того, как понимается физическая сущность того или иного направления спортивной медицины, в совокупности с медицинскими аспектами

можно прогнозировать, дозировать оздоровительный (лечебный) эффект, а также уровень спортивных достижений.

В лечебной физической культуре применяются различные физические упражнения, реализуемые в том или ином виде спорта.

В данном учебнике, по сравнению с ранее вышедшими, впервые для биомеханики спорта изложен материал, показывающий применение законов фундаментальной физики ко многим конкретным направлениям этой дисциплины. Рассмотрены вопросы: кинематика, динамика материальной точки, динамика поступательного движения, виды сил в природе, динамика вращательного движения, неинерциальные системы отсчета, законы сохранения, механические колебания, механические свойства. Представлен большой раздел, показывающий физические основы воздействия различных факторов (механических, звуковых, электромагнитных, радиационных, тепловых), понимание физической сущности которых совершенно необходимо для рационального решения многих задач спортивной медицины.

Профессор В.И. Дубровский и профессор В.Н. Федорова помимо биомеханических методов контроля лиц, занимающихся физкультурой и спортом, представили биомеханические показатели в норме и при патологии (травмы и заболевания опорно-двигательного аппарата, при утомлении и др.), а также при тренировке в экстремальных условиях, у инвалидов-спортсменов и др.

Многие вопросы освещены авторами с учетом развития спорта высших достижений, инвалидного спорта, биомеханики спортивной травмы, различных возрастных периодов развития, с учетом телосложения и техники выполнения тех или иных упражнений в различных видах спорта.

В книге показаны основные направления в развитии биомеханики с использованием современных методов контроля: стационарный и дистанционный контроль за локомоциями; разработка современных технологий инвентаря, экипировки; техники выполнения физических упражнений в различных видах спорта; контроль за выполнением упражнений инвалидами-спортсменами; биомеханический контроль при травмах и заболеваниях опорно-двигательного аппарата и др.

По существу, в каждой главе учебника авторы подчеркивают, что, чтобы успешно выступать на соревнованиях, спортсмен должен владеть рациональной техникой выполнения упражнения, понимая его медико-физическую сущность, должен быть оснащен современной экипировкой, спортивным инвентарем, должен быть хорошо подготовлен функционально и здоров.

Особое место в учебнике отведено влиянию интенсивных физических нагрузок на структурные (морфологические) изменения в тканях опорно-двигательного аппарата, особенно если несовершенна техника выполнения физических упражнений и методы ее коррекции. Отмечено, что реакция тканей ОДА на физические нагрузки во многом зависит от техники выполнения упражнений, телосложения, возраста, функционального состояния, климато-географических факторов и т. п.

Авторы большое внимание уделяют возможностям использования

математических и физических моделей как для различных упражнений, так и для отдельных участков и систем организма человека, в частности, спортсмена, а также тела в целом, для прогнозирования реакций организма на физические нагрузки и различные неблагоприятные факторы воздействия внешней среды. Телосложение, возраст важны для расчетной и модельной оценки пределов переносимости этих воздействий с учетом разнообразных дополнительных факторов.

У нас в стране и за рубежом до сих пор нет учебника, где были бы систематизированы материалы как по теоретическим физико-математическим основам биомеханики спорта, так и по биомеханике в норме и при патологии, с учетом возраста, пола, телосложения и функционального состояния лиц, занимающихся физкультурой и спортом. Особенно это важно при занятии спортом высших достижений, где требования к технике выполнения упражнений исключительные, и малейшие отклонения ведут к травматизму, иногда к инвалидности, снижению спортивных результатов.

Авторы показали, что при современном развитии спорта, особенно спорта высших достижений, биомеханика играет огромную роль для повышения спортивных результатов.

Учебник «Биомеханика» отвечает современным требованиям, предъявляемым к учебникам по медико-биологическим дисциплинам, единым для педагогических, медицинских вузов и институтов физической культуры.

Большое количество информационных таблиц, рисунков, схем, однотипное и четкое разделение материала по структуре в каждой главе, выделенные лаконичные определения делают излагаемый материал очень наглядным, интересным, легко воспринимаемым и запоминаемым.

Этот учебник позволит студентам, тренерам, врачам, методистам ЛФК, преподавателям физкультуры лучше познать основы спортивной биомеханики, спортивной медицины, лечебной физкультуры, а следовательно, успешно и активно использовать их в своей работе. Этот учебник может быть рекомендован знатокам прикладной механики, специализирующимся по биомеханике.

*Заведующий кафедрой теоретической механики Пермского
государственного технического университета,
доктор технических наук, профессор, заслуженный деятель науки
Российской Федерации
Ю.И. Няшин*

ВВЕДЕНИЕ

Биомеханика движений человека представляет собой одну из частей более общей дисциплины, кратко называемой «биомеханика».

Биомеханика — это раздел биофизики, в котором изучаются механические свойства тканей, органов и систем живого организма и механические явления, сопровождающие процессы жизнедеятельности. Пользуясь методами теоретической и прикладной механики, эта наука исследует деформацию структурных элементов тела, течение жидкостей и газов в живом организме, движение в пространстве частей тела, устойчивость и управляемость движений и другие вопросы, доступные указанным методам. На основе этих исследований могут быть составлены биомеханические характеристики органов и систем организма, знание которых является важнейшей предпосылкой для изучения процессов регуляции. Учет биомеханических характеристик дает возможность строить предположения о структуре систем, управляющих физиологическими функциями. До последнего времени основные исследования в области биомеханики были связаны с изучением движений человека и животных. Однако сфера приложения этой науки прогрессивно расширяется; сейчас она включает в себя также изучение дыхательной системы, системы кровообращения, специализированных рецепторов и т. д. Интересные данные получены при изучении эластичного и неэластичного сопротивления грудной клетки, движений газов через дыхательные пути. Предпринимаются попытки обобщенного подхода к анализу движения крови с позиций механики сплошных сред, в частности, изучаются упругие колебания сосудистой стенки. Доказано также, что с точки зрения механики структура сосудистой системы оптимальна для выполнения своих транспортных функций. Реологические исследования в биомеханике обнаружили специфические деформационные свойства многих тканей тела: экспоненциальную нелинейность связи между напряжениями и деформациями, существенную зависимость от времени и т. д. Полученные знания о деформационных свойствах тканей помогают решению некоторых практических задач, в частности, они используются при создании внутренних протезов (клапаны, искусственное сердце, сосуды и пр.). Особенно плодотворно применяется классическая механика твердого тела в изучении движений человека. Часто под биомеханикой понимают именно это ее приложение. При изучении движений биомеханика использует данные антропометрии, анатомии, физиологии нервной и мышечной систем и других биологических дисциплин. Поэтому часто, может быть, в учебных целях, в биомеханику ОДА включают его функциональную анатомию, а иногда и физиологию нервно-мышечной системы, называя это объединение *кинезиологией*.

Количество управляющих воздействий в нервно-мышечной системе огромно. Тем не менее, нервно-мышечная система обладает удивительной надежностью и широкими компенсаторными возможностями, способностью не

только многократно повторять одни и те же стандартные комплексы движений (синергии), но и выполнять стандартные произвольные движения, направленные на достижение определенных целей. Помимо способности организовать и активно заучивать необходимые движения, нервно-мышечная система обеспечивает приспособляемость к быстро меняющимся условиям окружающей и внутренней среды организма, изменяя применительно к этим условиям привычные действия. Эта вариативность имеет не только пассивный характер, но обладает чертами активного поиска, осуществляемого нервной системой, когда она добивается наилучшего решения поставленных задач. Перечисленные способности нервной системы обеспечиваются переработкой в ней информации о движениях, которая поступает по обратным связям, образованным сенсорной афферентацией. Деятельность нервно-мышечной системы отражается во временной, кинематической и динамической структурах движения. Благодаря этому отражению становится возможным, наблюдая механику, получить информацию о регуляции движений и ее нарушениях. Такой возможностью широко пользуются при диагностике заболеваний, в нейрофизиологических исследованиях с помощью специальных тестов при контроле двигательных навыков и обученности инвалидов, спортсменов, космонавтов и в ряде других случаев.

Глава 1 ИСТОРИЯ РАЗВИТИЯ БИОМЕХАНИКИ

Биомеханика — одна из самых старых ветвей биологии. Ее истоками были работы Аристотеля и Галена, посвященные анализу движений животных и человека. Но только благодаря работам одного из самых блистательных людей эпохи Возрождения — Леонардо да Винчи (1452—1519) — биомеханика сделала свой следующий шаг. Леонардо особенно интересовался строением человеческого тела (анатомией) в связи с движением. Он описал механику тела при переходе из положения сидя к положению стоя, при ходьбе вверх и вниз, при прыжках и, по-видимому, впервые дал описание походок.

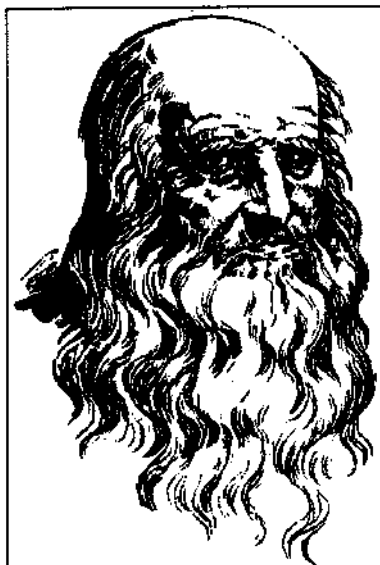
Р. Декарт (1596—1650) создал основу рефлекторной теории, показав, что причиной движений может быть конкретный фактор внешней среды, воздействующий на органы чувств. Этим объяснялось происхождение произвольных движений.

В дальнейшем большое влияние на развитие биомеханики оказал итальянец Д. Борелли (1608—1679) — врач, математик, физик. В своей книге «О движении животных» по сути он положил начало биомеханике как отрасли науки. Он рассматривал организм человека как машину и стремился объяснить дыхание, движение крови и работу мышц с позиций механики.

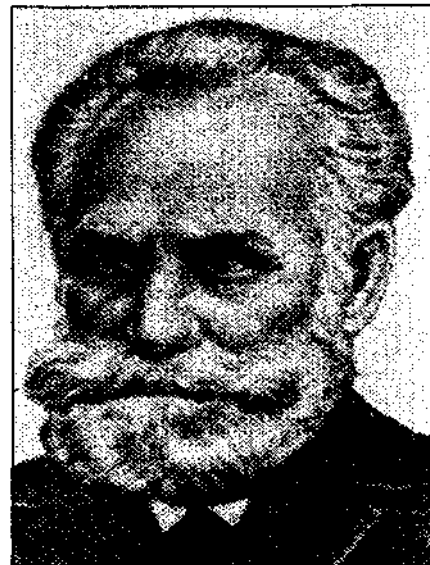
Биологическая механика как наука о механическом движении в биологических системах использует в качестве методического аппарата принципы механики.

Механика человека есть новый раздел механики, изучающий целенаправленные движения человека.

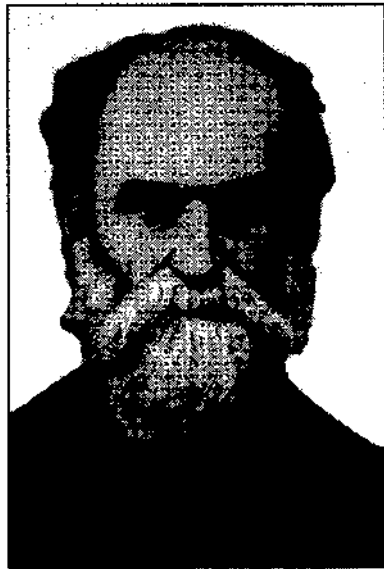
Биомеханика — это раздел биологии, изучающий механические свойства живых тканей, органов и организма в целом, а также происходящие в них механические явления (при движении, дыхании и т. д.).



Леонардо ДО Винчи



И.П. Павлов



П.Ф. Лесгафт



Н.Е. Введенский

Первые шаги в подробном изучении биомеханики движений были сделаны лишь в конце XIX столетия немецкими учеными Брауном и Фишером (V. Braune, O. Fischer), которые разработали совершенную методику регистрации движений, детально изучили динамическую сторону перемещений конечностей и общего центра тяжести (ОЦТ) человека при нормальной ходьбе.

К.Х. Кекчеев (1923) изучал биомеханику патологических походок, используя методику Брауна и Фишера.

П.Ф. Лесгафтом (1837—1909) создана биомеханика физических упражнений, разработанная на основе динамической анатомии. В 1877 г. П.Ф. Лесгафт начал читать лекции по этому предмету на курсах по физическому воспитанию. В Институте физического образования им. П.Ф. Лесгафта этот курс входил в предмет «физическое образование», а в 1927 г. был выделен в самостоятельный предмет под названием «теория движения» и в 1931 г. переименован в курс «Биомеханика физических упражнений».

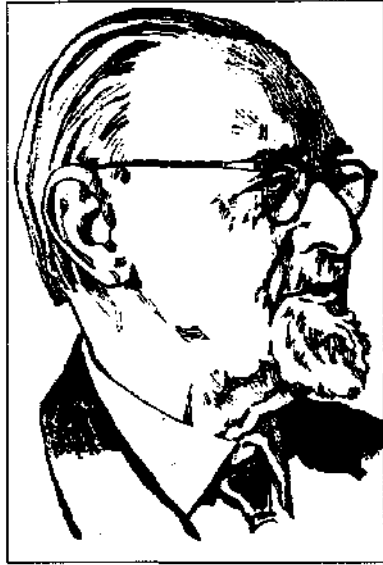
Большой вклад в познание взаимодействия уровней регуляции движений внес Н.А. Бернштейн (1880—1968). Им дано теоретическое обоснование процессов управления движениями с позиций общей теории больших систем. Исследования Н.А. Бернштейна позволили установить чрезвычайно важный принцип управления движениями, общепризнанный в настоящее время. Нейрофизиологические концепции Н.А. Бернштейна послужили основой формирования современной теории биомеханики движений человека.

Идеи Н.М. Сеченова о рефлекторной природе управления движениями путем использования чувствительных сигналов, получили развитие в теории Н.А. Бернштейна о кольцевом характере процессов управления.

В.С. Гурфинкель и др. (1965) клинически подтвердили это направление, выявили принцип синергии в организации работы скелетной мускулатуры при регуляции вертикальной позы, а Ф.А. Северин и др. (1967) получили данные о спинальных генераторах (мотонейронах) локомоторных движений. R. Granit

(1955) с позиции нейрофизиологии дал анализ механизмов регуляции движений.

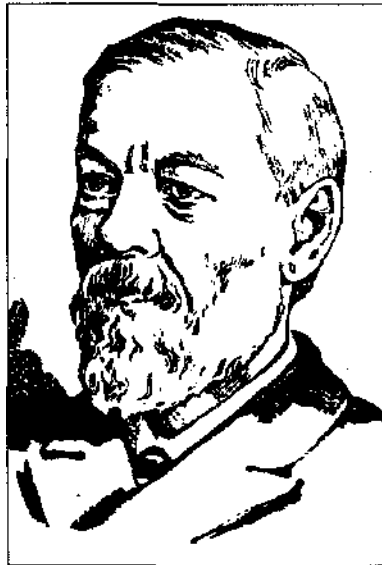
R. Granit (1973) отметил, что организация ответов на выходе в конечном счете определяется механическими свойствами двигательных (моторных) единиц (ДЕ) и специфической иерархией процессов активации — включением медленных или быстрых ДЕ, тонических или фазических мотонейронов, альфа-моторного или альфа-гамма-контроля.



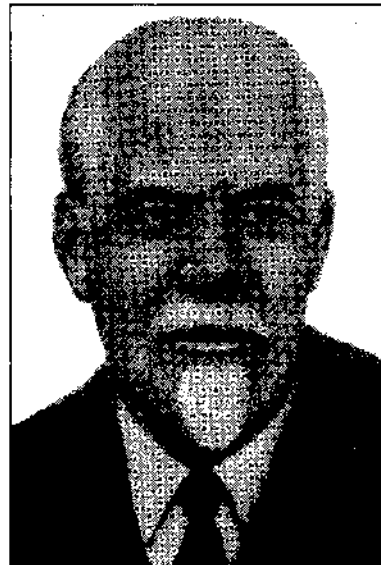
Н.А. Бернштейн



А.А. Ухтомский



И.М. Сеченов



А.Н. Крестовников

Большой вклад в биомеханику спорта внесли R.G. Osterhoud (1968); T. Duck (1970), R.M. Brown; J.E. Counsilman (1971); S. Plagenhoef (1971); C.W. Buchan (1971); Dal Monte et.al. (1973); M.Saito et al. (1974) и многие другие.

У нас в стране изучение координации движений человека ведется с двадцатых годов XX столетия. Проводились исследования всей биомеханической картины координационной структуры произвольных движений человека с целью установления общих закономерностей,

определяющих как центральную регуляцию, так и деятельность мышечной периферии в этом важнейшем жизненном процессе. С тридцатых годов XX века в институтах физкультуры в Москве (Н.А. Бернштейн), в Ленинграде (Е.А. Котикова, Е.Г. Котельникова), в Тбилиси (Л.В. Чхаидзе), в Харькове (Д.Д. Донской) и других городах стала развиваться научная работа по биомеханике. В 1939 г. вышло учебное пособие Е.А. Котиковой «Биомеханика физических упражнений» и в последующие годы в учебники и учебные пособия стал входить раздел «Биомеханическое обоснование спортивной техники по различным видам спорта».

Из биологических наук в биомеханике более других использовались научные данные по анатомии и физиологии. В последующие годы большое влияние на становление и развитие биомеханики как науки оказали динамическая анатомия, физика и физиология, особенно учение о нервизме И.П. Павлова и о функциональных системах П.К. Анохина.

Большой вклад в изучение физиологии двигательного аппарата внес Н.Е. Введенский (1852—1922). Им выполнены исследования процессов возбуждения и торможения в нервной и мышечной тканях. Его работы о физиологической лабильности живых тканей и возбудимых систем, о парабриозе имеют огромное значение для современной физиологии спорта. Большую ценность представляют также его работы о координации движений.

По определению А.А. Ухтомского (1875—1942), биомеханика исследует «каким образом полученная механическая энергия движения и напряжения может приобрести рабочее применение». Им показано, что сила мышц при прочих равных условиях зависит от поперечного сечения. Чем больше поперечное сечение мышцы, тем больше она в состоянии поднять груз. А.А. Ухтомский открыл важнейшее физиологическое явление — доминанту в деятельности нервных центров, в частности, при двигательных актах. Большое место в его работах отведено вопросам физиологии двигательного аппарата.

Вопросы физиологии спорта разрабатывал А.Н. Крестовиков (1885—1955). Они были связаны с выяснением механизма мышечной деятельности, в частности, координации движений, формирования двигательных условных рефлексов, этиологии утомления при физической деятельности и другими физиологическими функциями при выполнении физических упражнений.

М.Ф. Иваницкий (1895—1969) разработал функциональную (динамическую) анатомию применительно к задачам физкультуры и спорта, т. е. определил связь анатомии с физкультурой.

Успехи современной физиологии, и, в первую очередь, труды академика П.К. Анохина дали возможность с позиции функциональных систем по-новому взглянуть на биомеханику движений.

Все это дало возможность обобщить физиологические данные с биомеханическими исследованиями и подойти к решению важных вопросов биомеханики движений в современном спорте, спорте высших достижений.

В середине XX века ученые создали протез руки, управляемый электрическими сигналами, поступающими из нервной системы. В 1957 г. у нас в стране была сконструирована модель руки (кисти), которая выполняла

биоэлектрические команды типа «сжать— разжать», а в 1964 г. создан протез с обратной связью, т. е. протез, от которого непрерывно поступает в ЦНС информация о силе сжатия или разжатия кисти, о направлении движения руки и тому подобных признаках.



П.К. Анохин

Американские специалисты (E.W. Schrader и др., 1964) создали протез ноги, ампутированной выше колена. Была изготовлена гидравлическая модель коленного сустава, позволяющая добиться естественной ходьбы. Конструкция предусматривает нормальную высоту подъема пятки и вытягивание ноги при ее отводе независимо от скорости ходьбы.

Бурное развитие спорта в СССР послужило основанием развития биомеханики спорта. С 1958 г. во всех институтах физической культуры биомеханика стала обязательной учебной дисциплиной, создавались кафедры биомеханики, разрабатывались программы, издавались учебные пособия, учебники, проводились научно-методические конференции, готовились специалисты.

Как учебный предмет биомеханика выполняет несколько ролей. Во-первых, с ее помощью студент вводится в круг важнейших физико-математических понятий, которые необходимы для расчетов скорости, углов отталкивания, массы тела, расположения ОЦТ и его роли в технике выполнения спортивных движений. Во-вторых, эта дисциплина имеет самостоятельное применение в спортивной практике, потому что представленная в ней система двигательной деятельности с учетом возраста, пола, массы тела, телосложения позволяет выработать рекомендации для работы тренера, учителя физкультуры, методиста лечебной физкультуры и др.

Биомеханические исследования позволили создать новый тип обуви, спортивного инвентаря, оборудования и техники управления ими (велосипеды, горные и прыжковые лыжи, гоночные лыжи, лодки для гребли и многое другое).

Изучение гидродинамических характеристик рыб и дельфинов дало

возможность создать специальные костюмы для пловцов, изменить технику плавания, что способствовало повышению скорости плавания.

Биомеханику преподают в высших физкультурных учебных заведениях во многих странах мира. Создано международное общество биомехаников, проводятся конференции, симпозиумы, конгрессы по биомеханике. При Президиуме Российской академии наук создан научный Совет по проблемам биомеханики с секциями, охватывающими проблемы инженерной, медицинской и спортивной биомеханики.

Глава 2 ТОПОГРАФИЯ ТЕЛА ЧЕЛОВЕКА. ОБЩИЕ ДАННЫЕ О ТЕЛЕ ЧЕЛОВЕКА

Тело человека представляет собой с точки зрения механики объект величайшей сложности. Оно состоит из частей, которые с большой степенью точности можно считать твердыми (скелет) и деформируемых полостей (мышцы, сосуды и пр.), причем в этих полостях содержатся текучие и фильтрующиеся среды, не обладающие свойствами обычных жидкостей.

Тело человека в общих чертах сохраняет строение, свойственное всем позвоночным: дупольярность (головной и хвостовой концы), двустороннюю симметрию, преобладание парных органов, наличие осевого скелета, сохранение некоторых (реликтовых) признаков сегментарности (метамерии) и т. п. (рис. 2.1).

К другим морфофункциональным особенностям тела человека относятся: высокополифункциональная верхняя конечность; ровный ряд зубов; развитый головной мозг; прямохождение; пролонгированное детство и др.

В анатомии принято изучать тело человека в вертикальном положении с сомкнутыми нижними и опущенными верхними конечностями.

В каждой части тела выделяют области (рис. 2.2, а, б) головы, шеи, туловища и двух пар верхних и нижних конечностей (см. рис. 2.1, б).

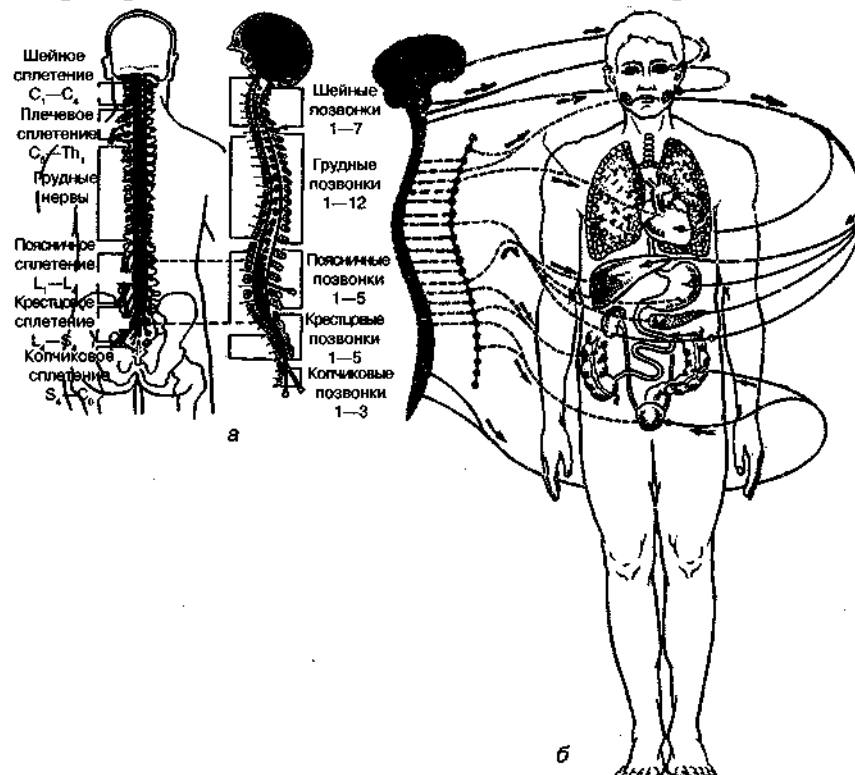


Рис. 2.1. Сегментарное деление спинного мозга. Формирование сплетений из корешков мозга (а). Сегментарная иннервация органов и функциональных систем (б)

На туловище человека обозначают два конца — черепной, или

краниальный и хвостовой, или каудальный и четыре поверхности — брюшную, или вентральную, спинную, или дорсальную и две боковых — правую и левую (рис. 2:3).

На конечностях определяют по отношению к туловищу два конца: проксимальный, т. е. более близкий и дистальный, т. е. отдаленный (см. рис. 2.3).

Оси и плоскости

Тело человека построено по типу двубоковой симметрии (оно делится срединной плоскостью на две симметричные половины) и характеризуется наличием внутреннего скелета. Внутри тела наблюдается расчленение на *метамеры*, или сегменты, т. е. образования однородные по строению и развитию, расположенные в последовательном порядке, в направлении продольной оси тела (например, мышечные, нервные сегменты, позвонки и пр.); центральная нервная система лежит ближе к спинной поверхности туловища, пищеварительная — к брюшной. Как и все млекопитающие, человек имеет молочные железы и покрытую волосами кожу, полость его тела разделена диафрагмой на грудной и брюшной отделы (рис. 2.4).

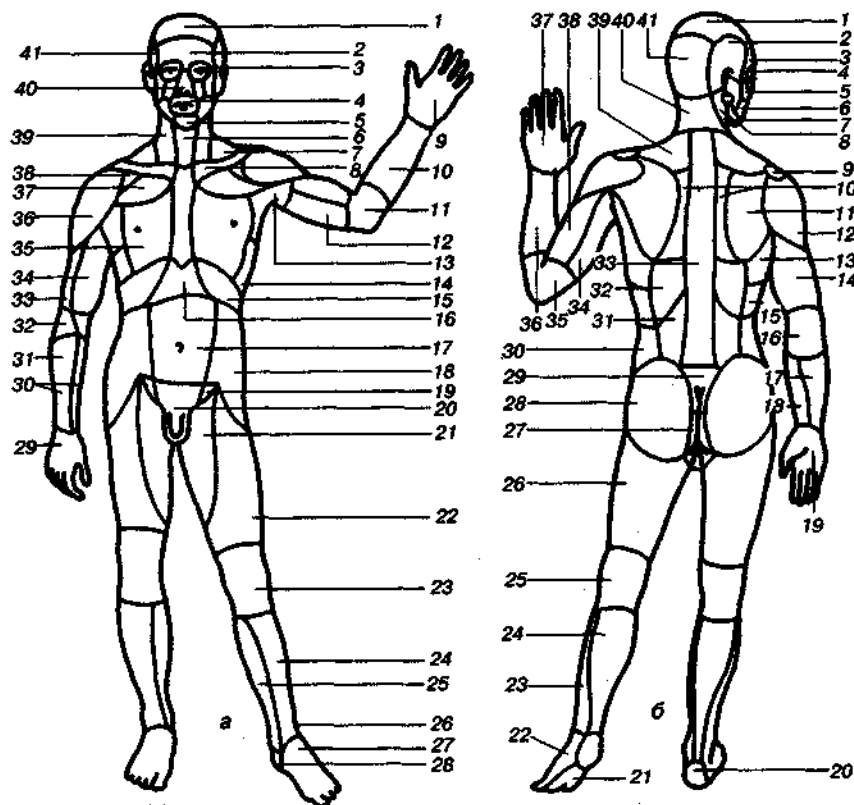


Рис. 2.2. Области тела человека:

а — передняя поверхность: 7 — теменная область; 2 — лобная область; 3 — область глазницы; 4 — область рта; 5 — подбородочная область; б — передняя область шеи; 7 — латеральная область шеи; 8 — область ключицы; 9 — ладонь кисти; 10 — передняя область предплечья; 11 — передняя локтевая область; 12 — задняя область плеча; 13 — подмышечная область; 14 — грудная область; 15 — подреберная область; 16 — надчревная область; 17 — пупочная область; 18 — боковая область живота; 19 — паховая область; 20 —

лобковая область; 21 — медиальная область бедра; 22 — передняя область бедра; 23 — передняя область колена; 24 — передняя область голени; 25 — задняя область голени; 26 — передняя голеностопная область; 27—тыл стопы; 28 — пяточная область; 29 — тыл кисти; 30 — предплечье; 31 — задняя область предплечья; 32 — задняя локтевая область; 33 — задняя область плеча; 34 — задняя область предплечья; 35 — область молочной железы; 36 — дельтовидная область; 37 — ключично-грудной треугольник; 38 — подключичная ямка; 39 — грудино-ключично-сосцевидная область; 40 — область носа; 41 — височная область.

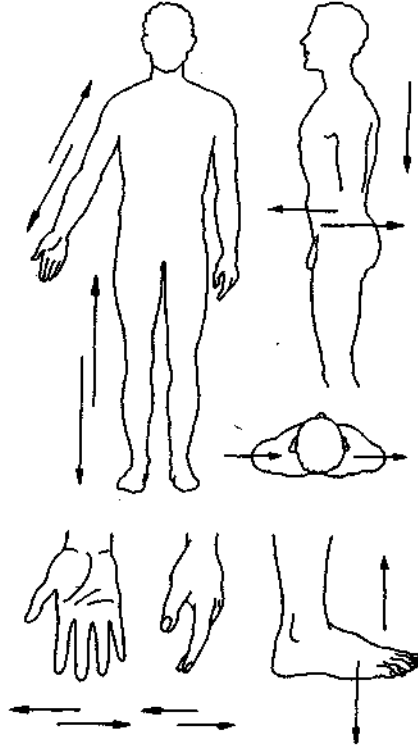


Рис. 2.3. Взаимное положение частей в человеческом теле

б — задняя поверхность: 1 — теменная область; 2 — височная область; 3 — лобная область; 4 — область глазницы; 5 — скуловая область; б — щечная область; 7 — поднижнечелюстной треугольник; 8 — грудино-ключично-сосцевидная область; 9—акромиальная область; 10—межлопаточная область; 11 —лопаточная область; 12 — дельтовидная область; 13 — боковая грудная область; 14 — задняя область плеча; 15 — подреберная область; 16 — задняя локтевая область; 17 — задняя область предплечья; 18 — передняя область предплечья; 19 — ладонь кисти; 20 — пяточная область; 21 — подошва стопы; 22 — тыл стопы; 23 — передняя область голени; 24 — задняя область голени; 25 — задняя область колена; 26 — задняя область бедра; 27—заднепроходная область; 28 — ягодичная область; 29 — крестцовая область; 30 — боковая область живота; 31 — поясничная область; 32 — подлопаточная область; 33 — позвоночная область; 34 — задняя область плеча; 35 — задняя локтевая область; 36 — задняя область предплечья; 37 — тыл кисти; 38 — передняя область плеча; 39 — надлопаточная область; 40 — задняя область шеи; 41 — затылочная область

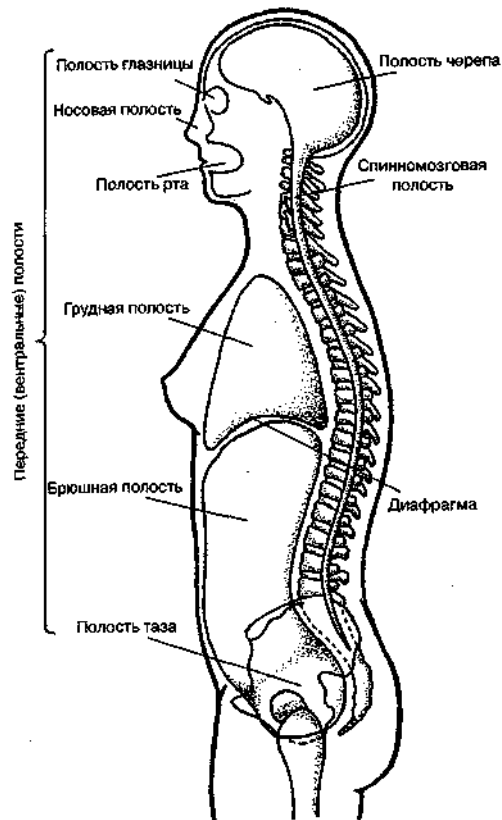


Рис. 2.4. Полости тела

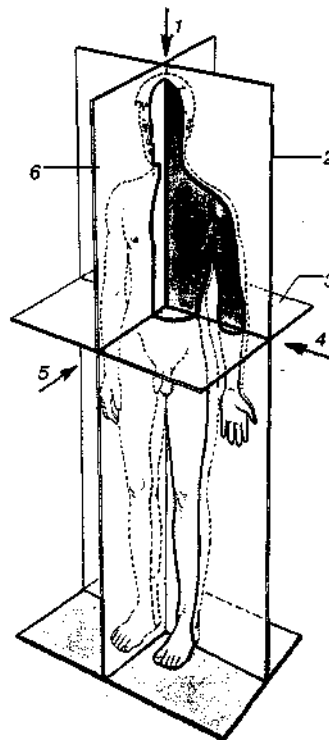


Рис. 2.5. Схема осей и плоскостей в теле человека:

- 1 — вертикальная (продольная) ось;
 2 — фронтальная плоскость; 3 — горизонтальная плоскость; 4 — поперечная ось; 5 —
 сагиттальная ось; 6 — сагиттальная плоскость

Чтобы лучше ориентироваться относительно взаимного положения

частей в человеческом теле, исходят из некоторых основных плоскостей и направлений (рис. 2.5). Термины «верхний», «нижний», «передний», «задний» относятся к вертикальному положению тела человека. Плоскость, делящая тело в вертикальном направлении на две симметричные половины, именуется *срединной*. Плоскости, параллельные срединной, называются *сагиттальными* (лат. *sagitta* — стрела); они делят тело на отрезки, расположенные в направлении справа налево. Перпендикулярно срединной плоскости идут *фронтальные*, т. е. параллельные лбу (фр. *front* — лоб) плоскости; они рассекают тело на отрезки, расположенные в направлении спереди назад. Перпендикулярно срединной и фронтальной плоскости проводятся *горизонтальные*, или *поперечные* плоскости, разделяющие тело на отрезки, расположенные друг над другом. Сагиттальных (за исключением срединной), фронтальных и горизонтальных плоскостей можно провести произвольное количество, т. е. через любую точку поверхности тела или органа.

Терминами «медиально» и «латерально» пользуются для обозначения частей тела по отношению к срединной плоскости: *medialis* — находящийся ближе к срединной плоскости, *lateralis* — дальше от нее. С этими терминами не надо смешивать термины «внутренний» — *internus* и «наружный» — *externus*, которые употребляются только по отношению к стенкам полостей. Слова «брюшной» — *ventralis*, «спинной» — *dorsalis*, «правый» — *dexter*, «левый» — *sinister*, «поверхностный» — *superficial*, «глубокий» — *profundus* не нуждаются в объяснении. Для обозначения пространственных отношений на конечностях приняты термины «проксимальный» и «дистальный», т. е. находящийся ближе и дальше от места соединения конечности с туловищем.

Для определения проекции внутренних органов проводят ряд вертикальных линий: переднюю и заднюю срединные — соответственно сечениям срединной плоскости; правую и левую грудные — по боковым краям грудины; правую и левую срединноключичные — через середину ключицы; правую и левую окологрудные — посередине между грудиной и срединноключичной; правую и левую переднеподкрыльцовые — соответственно переднему краю подкрыльцовой ямки; правую и левую срединноподкрыльцовые — исходящие из глубины одноименной ямки; правую и левую заднеподкрыльцовые — соответственно заднему краю подкрыльцовой ямки; правую и левую лопаточные — через нижний угол лопатки; правую и левую околопозвоночные — посередине между лопаточной и задней срединной линиями (соответствует верхушкам поперечных отростков).

Краткие данные о центре тяжести тела человека

Функция нижних конечностей человека, если исключить многие физические упражнения, определяется главным образом опорой (положение стоя) и локомоцией (ходьба, бег). И в том, и в другом случае на функцию нижних конечностей, в отличие от верхних, имеет значительное влияние общий центр тяжести (ОЦТ) тела человека (рис. 2.6).

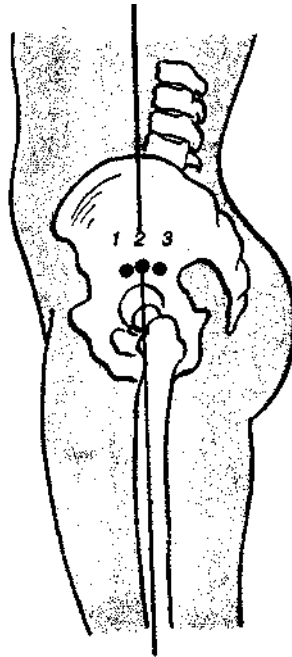


Рис. 2.6. Расположение общего центра тяжести при различных видах стояния: 1 — при напряженном; 2 — при антропометрическом; 3 — при спокойном

Во многих задачах механики удобно и допустимо рассматривать массу какого-то тела так, как будто она сконцентрирована в одной точке — центре тяжести (ЦТ). Поскольку нам предстоит анализировать силы, действующие на тело человека во время выполнения физических упражнений и стоя (покой), нам следует знать, где находится ЦТ у человека в норме и при патологии (сколиоз, коксартроз, ДЦП, ампутации конечности и др.).

В общей биомеханике важным является изучение расположения центра тяжести (ЦТ) тела, его проекции на площадь опоры, а также пространственного соотношения между вектором ЦТ и различными суставами (рис. 2.7). Это позволяет изучать возможности блокировки суставов, оценить компенсаторные, приспособительные изменения в опорно-двигательном аппарате (ОДА). У взрослых мужчин (в среднем) ОЦТ располагается на 15 мм позади от передне-нижнего края тела V поясничного позвонка. У женщин ЦТ в среднем располагается на 55 мм спереди от передне-нижнего края I крестцового позвонка (рис. 2.8).

Во фронтальной плоскости ОЦТ незначительно (на 2,6 мм у мужчин и на 1,3 мм у женщин) смещен вправо, т. е. правая нога принимает несколько большую нагрузку, чем левая.

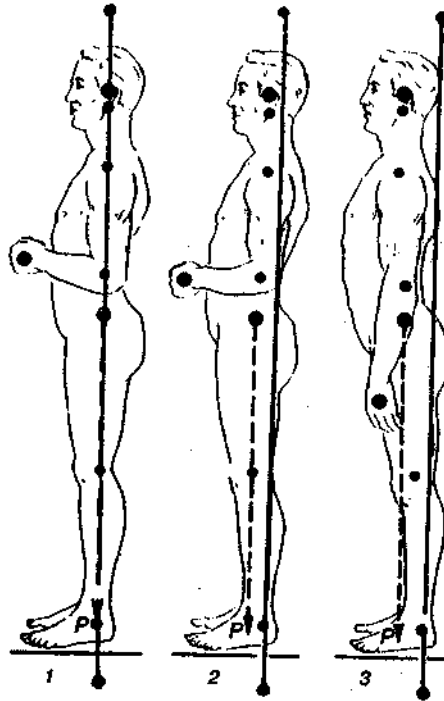


Рис. 2.7. Виды положения тела человека стоя: 1 — антропометрическое положение; 2 — спокойное положение; 3 — напряженное положение: Кружок с точкой в центре, находящийся в области таза, показывает положение общего центра тяжести тела; в области головы — положение центра тяжести головы; в области кисти — положение общего центра тяжести кисти. Черные точки показывают поперечные оси суставов верхней и нижней конечностей, а также атлanto-затылочного сустава

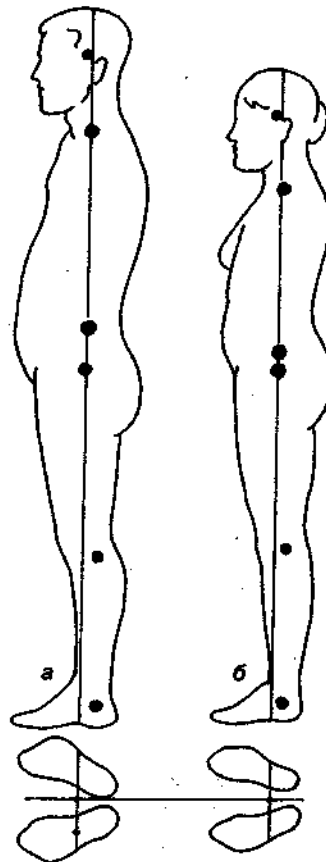


Рис. 2.8. Расположение центра тяжести (ЦТ): а — у мужчин; б — у женщин

Общий центр тяжести (ОЦТ) тела складывается из центров тяжести отдельных частей тела (парциальные центры тяжести) (рис. 2.9). Поэтому при движениях и перемещении массы частей тела перемещается и общий центр тяжести, но для сохранения равновесия его проекция не должна выходить за пределы площади опоры.

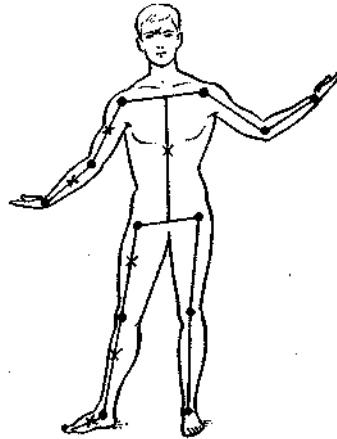


Рис. 2.9. Расположение центров тяжести отдельных частей тела

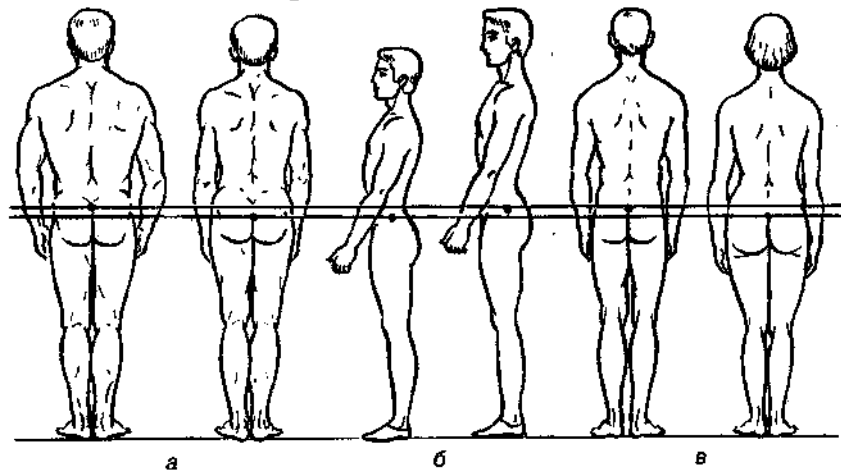


Рис. 2.10. Положение общего центра тяжести тела: а — у мужчин одинакового роста, но различного телосложения; б—у мужчин разного роста; в — у мужчин и женщин

Высота положения ОЦТ у разных людей значительно варьирует в зависимости от целого ряда факторов, к числу которых в первую очередь относятся пол, возраст, телосложение и пр. (рис. 2.10).

У женщин ОЦТ обычно "располагается несколько ниже, чем у мужчин (см. рис. 2.8).

У детей раннего возраста ОЦТ тела расположен выше, чем у взрослых.

При изменении взаимного расположения частей тела, проекция его ОЦТ также меняется (рис. 2.11). Меняется при этом и устойчивость тела. В практике спорта (обучение упражнениям и тренировки) и при выполнении упражнений лечебной гимнастики этот вопрос очень важен, так как при большей устойчивости тела можно выполнять движения с большей амплитудой без нарушения равновесия.

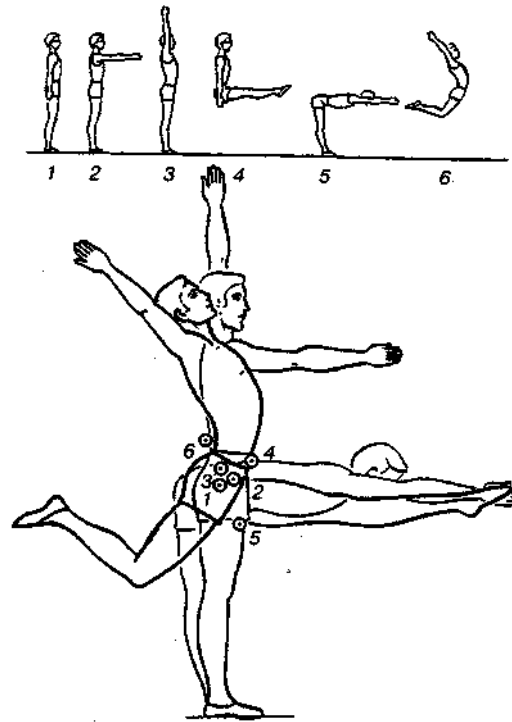


Рис. 2.11. Положение общего центра тяжести при различных положениях тела

Устойчивость тела определяется величиной площади опоры, высотой расположения ОЦТ тела и местом прохождения вертикали, опущенной из ОЦТ, внутри площади опоры (см. рис. 2.7). Чем больше площадь опоры и чем ниже расположен ОЦТ тела, тем больше устойчивость тела.

Количественным выражением степени устойчивости тела в том или ином положении является *угол устойчивости (УУ)*. УУ называется угол, образованный вертикалью, опущенной из ОЦТ тела и прямой, проведенной из ОЦТ тела к краю площади опоры (рис. 2.12). Чем больше угол устойчивости, тем больше степень устойчивости тела.

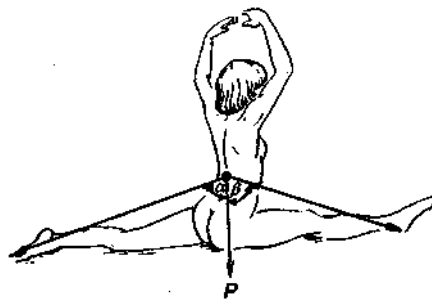


Рис. 2.12. Углы устойчивости при выполнении упражнения «шпагат»:
 а — угол устойчивости назад;
 р — угол устойчивости вперед;
 P — сила тяжести
 (по М.Ф. Иваницкому)

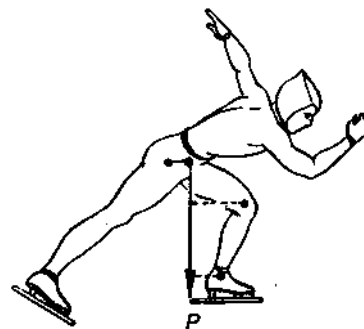


Рис. 2.13. Плечи силы тяжести по отношению к поперечным осям вращения в тазобедренном, коленном и голеностопном суставах опорной ноги конькобежца

Вертикаль, опущенная из ОЦТ тела, проходит на некотором расстоянии от осей вращения суставов. В связи с этим сила тяжести в любом положении тела имеет по отношению к каждому суставу определенный *момент вращения*, равный произведению величины силы тяжести на ее плечо. *Плечом силы тяжести* является перпендикуляр, проведенный из центра сустава к вертикали, опущенной из ОЦТ тела (рис. 2.13). Чем больше плечо силы тяжести, тем больший момент вращения она имеет по отношению к суставу.

Масса частей тела определяется различными способами. Если у разных людей абсолютная масса частей тела будет значительно различаться, то относительная масса, выраженная в процентах, достаточно постоянна (см. табл. 5.1).

Очень большое значение имеют данные о массе частей тела, а также о расположении парциальных центров тяжести и моментов инерции в медицине (для конструирования протезов, ортопедической обуви и т. п.) и в спорте (для конструирования спортивного инвентаря, обуви и т. п.).

Организм, орган, система органов, ткани

Организмом называется всякое живое существо, основными свойствами которого являются: постоянный обмен веществ и энергии (внутри себя и с окружающей средой); самообновление; движение; раздражаемость и реактивность; саморегулирование; рост и развитие; наследственность и изменчивость; приспособляемость к условиям существования. Чем сложнее устроен организм, тем в большей мере он сохраняет постоянство внутренней среды — гомеостаз (температура тела, биохимический состав крови и др.) независимо от меняющихся условий внешней среды.

Эволюция происходила под знаком двух противоположных тенденций: дифференциации, или разделения тела на ткани, органы, системы (с соответствующим и одновременным разделением и специализацией функций), и интеграции, или объединения частей в целостный организм.

Органом называют более или менее обособленную часть организма (печень, почка, глаз и т. д.), выполняющую одну или несколько функций. В образовании органа принимают участие различные по строению и физиологической роли ткани, возникшие в течение длительной эволюции как совокупность приспособительных механизмов. Одни органы (печень, поджелудочная железа и др.) имеют сложное строение, причем каждый их компонент выполняет свою функцию. В других случаях составляющие тот или иной орган (сердце, щитовидная железа, почка, матка и др.) клеточные структуры подчинены выполнению единой сложной функции (кровообращение, мочеотделение и др.).

Группа органов различных по структурно-функциональным признакам, но служащих для выполнения одного из главных жизненных отправления, получила название аппарата или *системы органов*. К системе органов

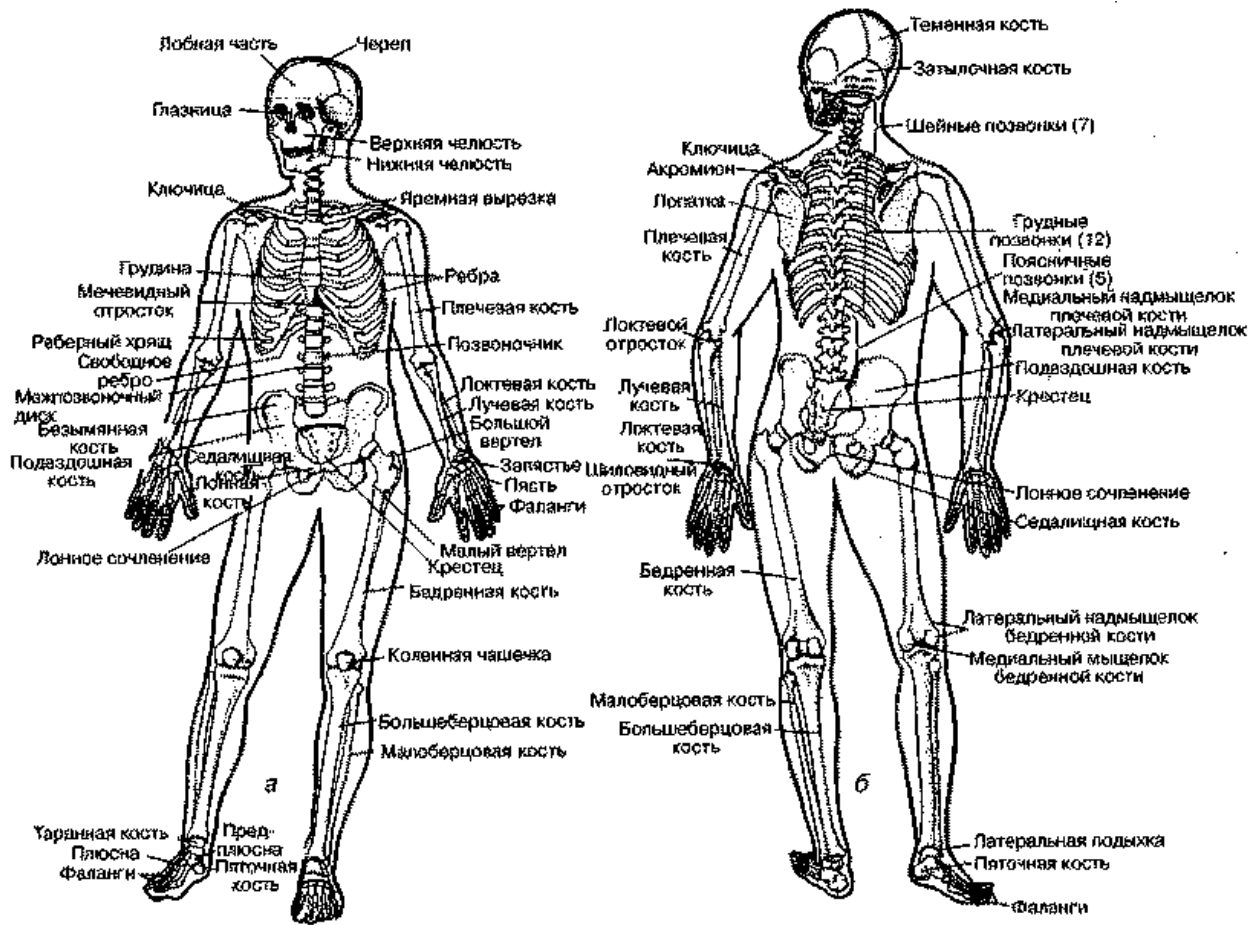


Рис.2.14. Скелет человека (а – вид спереди, б – вид сзади)

относятся: аппарат движения и опоры, пищеварительный аппарат (пищеварительная система); дыхательный аппарат (дыхательная система); мочеполовой аппарат (мочеполовая система); нервная система и др. (рис. 2.14, рис. 2.15, рис. 2.16).

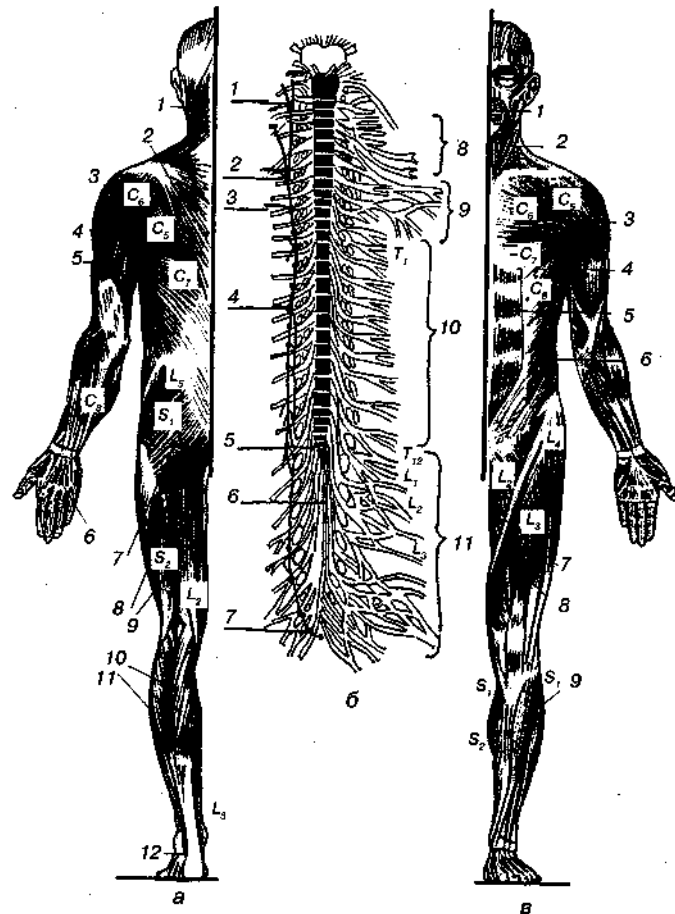


Рис. 2.15. Мышцы (а, в) и сегментарная иннервация (б)

а: 1 — ременная мышца головы; 2 — трапециевидная; 3 — дельтовидная; 4 — широчайшая мышца спины; 5 — трехглавая; 6 — тыльные межкостные мышцы; 7 — большая ягодичная; 8 — двуглавая мышца бедра; 9 — полусухожильная; 10 — трехглавая мышца голени; 11 — передняя большеберцовая; *б:* 1 — шейный узел; 2 — средний шейный узел; 3 — нижний шейный узел; 4 — пограничный симпатический ствол; 5 — мозговой конус; 6 — терминальная (конечная) нить мозговой оболочки; 7 — нижний крестцовый узел симпатического ствола; 8 — шейное сплетение; 9 — плечевое сплетение; 10 — межреберные нервы; 11 — пояснично-крестцовое сплетение; *в:* 1 — круговая мышца рта; 2 — грудино-ключично-сосцевидная; 3 — большая грудная; 4 — двуглавая; 5 — прямая мышца живота; 6 — наружная косая мышца живота; 7 — портняжная; 8 — четырехглавая мышца бедра; 9 — передняя большеберцовая мышца

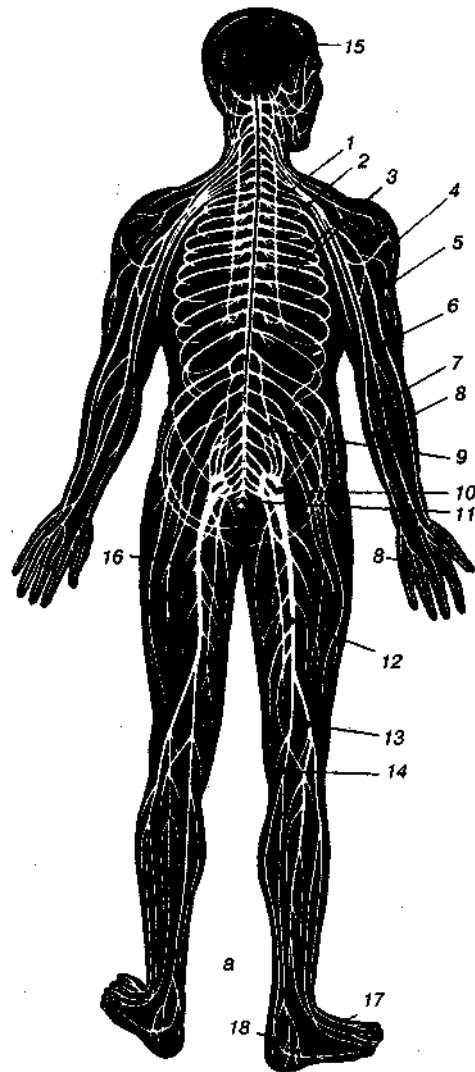
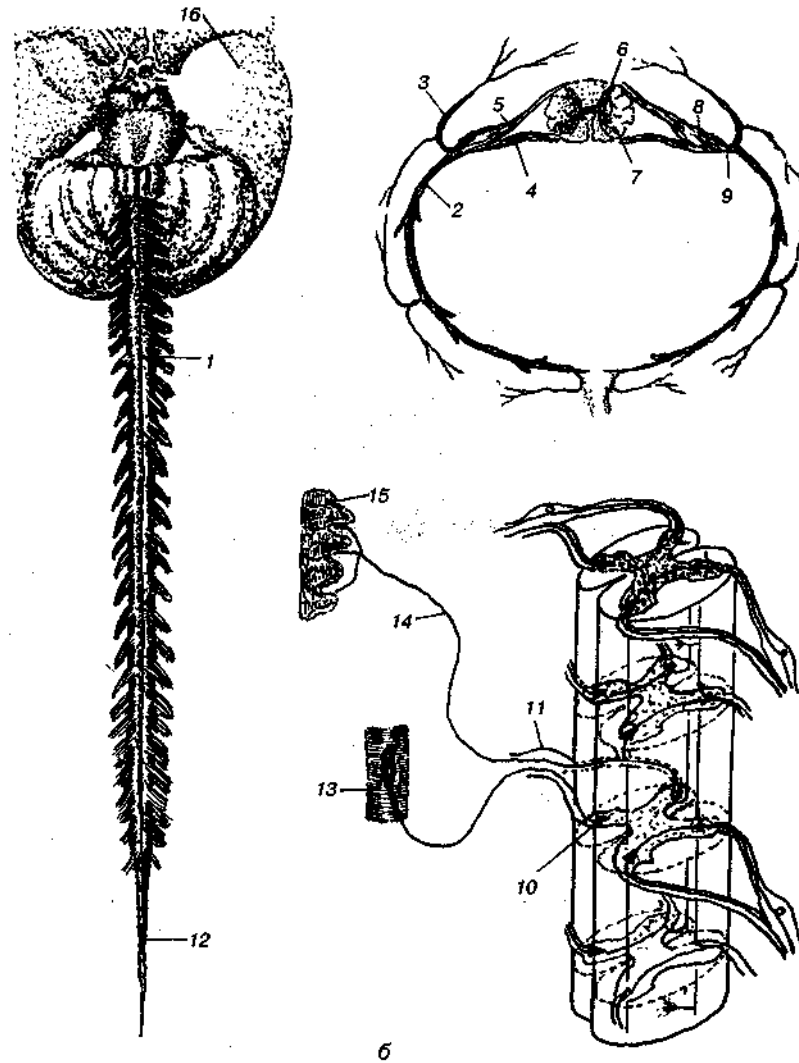


Рис. 2.16. Центральная и периферическая нервная система (а, б) а: 1 — диафрагмальный нерв; 2 — плечевое сплетение; 3 — межреберные нервы; 4 — срединный нерв; 5 — локтевой нерв; 6 — поясничное сплетение; 7 — крестцовое сплетение; 8 — срамное и копчиковое сплетение; 9 — седалищный нерв; 10 — мелоберцовый нерв; 11 — большеберцовый нерв; 12 — головной мозг; 13 — наружный кожный нерв бедра; 14 — латеральный тыльный кожный нерв; 15 — большеберцовый нерв.



б: 1 — спинной мозг; 2 — передняя ветвь спинномозгового нерва; 3 — задняя ветвь спинномозгового нерва; 4 — передний корешок спинномозгового нерва; 5 — задний корешок спинномозгового нерва; 6 — задний рог; 7 — передний рог; 8 — спинномозговой узел; 9 — спинномозговой нерв; 10 — двигательная нервная клетка; 11 — спинномозговой узел; 12 — концевая нить; 13 — мышечные волокна; 14 — чувствительный нерв; 15 — окончание чувствительного нерва; 16 — головной мозг

Клетки и ткани организма. Строение и функция тканей

Живой организм — сложная, постоянно изменяющаяся, развивающаяся целостная система, находящаяся в постоянной связи с внешней средой и образующая с ней неразрывное единство. Организм состоит из клеток и промежуточного межклеточного вещества.

Клетка — структурный элемент, обычно микроскопической величины. В ней различают: 1) протоплазму (цитоплазму) с органоидами и включениями и 2) ядро (кариоплазму). Форма клеток разнообразна и зависит от функции, а также положения, которое они занимают в составе ткани. Функция клетки, как и ее строение, находится в зависимости от окружающей среды.

В результате разделения функций между клетками сложного организма и

его взаимодействия со средой развиваются особые объединения клеток — *ткани*. *Ткань* по морфологическому и функциональному принципу составляет неразрывное единство.

С точки зрения генеза и функции различают четыре основные группы тканей: 1) эпителиальные; 2) соединительные; 3) мышечные; 4) нервные. Каждая группа в свою очередь состоит из большего или меньшего числа подразделений.

1) *Эпителиальные ткани* представляют собой пласт клеток, поверхностная часть которого более дифференцирована.

Эпителий стоит на границе внутренней среды организма и внешнего мира, отсюда его название — пограничная ткань. В то же время с помощью эпителия совершается обмен веществ между организмом и средой. Для эпителия характерно то, что он всегда расположен на соединительной ткани и от нее отделен тонкой базальной мембраной.

Различают несколько видов эпителия: кожный, кишечный, почечный, целомический и эндимоглиальный.

Кожный эпителий — многослойный, находится в составе кожи, роговицы, переднего отдела пищеварительного тракта и других частей тела. К его производным относятся волосы, ногти и железы.

Кишечный эпителий — однослойный, призматический, находится в среднем и заднем отделах пищеварительного тракта.

Почечный эпителий — однослойный, образует стенки мочевых канальцев почки.

Целомический эпителий (включает в себя мезотелий) — однослойный, плоский, герминативный (зародышевый), входит в состав всех серозных оболочек (брюшина, плевра, перикард).

Эндимоглиальный эпителий — однослойный кубический или плоский, развивается из общего с нервной системой источника; он ограничивает элементы последней от других тканей организма. Сюда же относится пигментный эпителий сетчатки, покровов мозговых оболочек и др.

2) *Соединительные ткани, или ткани внутренней среды* имеют разнообразные свойства. В этой группе тканей различают ткани опоры и ткани трофические; последние обеспечивают процессы питания, обмена веществ в организме, им принадлежит и защитная функция. К трофическим тканям относятся: мезенхима, ретикулярная ткань, рыхлая неоформенная соединительная ткань, кровь, лимфа и др.

Рыхлая неоформенная соединительная ткань находится во всех органах по ходу кровеносных и лимфатических сосудов, под кожей и между мышцами образует значительные прослойки.

В некоторых местах организма рыхлая соединительная ткань превращается в *жировую*. В отдельных областях тела жировая ткань развивается постоянно (под кожей, вокруг почек, в сальнике и т. д.). Значение ее прежде всего трофическое (при голодании жир из клеток, как известно, исчезает), вместе с этим жировая ткань представляет плохой проводник тепла; располагаясь между органами, предохраняет последние от давления и

сотрясения.

Ткани опоры — плотные, оформленные, хрящевые и костные, характеризуются значительным развитием промежуточного вещества и относительно малым количеством клеток. Хрящевая содержит толстые пучки коллагеновых фибрилл, идущих в определенных направлениях. В *ткани сухожилий и связок* пучки расположены параллельно, в сетчатом слое кожи они проходят под прямым углом, образуя правильную плетенку. *Хрящ* различают: гиалиновый, соединительнотканый и эластический. Гиалиновый хрящ состоит из клеток и промежуточного вещества. Молодой хрящ беден промежуточным веществом. Хрящ растет через аппозицию (наслоение) со стороны надхрящницы.

В костной ткани в большей мере, чем в прочих, имеет значение промежуточное вещество; заключающиеся в нем коллагеновые фибриллы составляют пластинки; пластинчатое строение свойственно костям человека во взрослом состоянии. Коллагеновые пучки пропитаны солями (преимущественно кальция), поэтому костная ткань отличается высокой прочностью.

Снаружи кости покрыты *надкостницей*. Наружный слой последней построен из плотной соединительной ткани.

3) *Мышечные ткани* характеризуются тем, что элементы их способны к сокращению. Существует два вида мышечных тканей: гладкая и поперечнополосатая, или соматическая. Мышцы различаются также по принадлежности к определенным органам (сердечные, сосудистые, пищеварительные и т. д.), по скорости ответа на возбуждающий сигнал (быстрые и медленные), по наличию связывающего кислород белкового пигмента и т. д. Гладкая мышечная ткань находится в стенках сосудов и внутренних органов (кишечник, мочевыводящие и половые пути), по наличию связывающего кислород белкового пигмента и т. д.

Поперечнополосатая мышечная ткань (см. рис. 2.15) развивается из мезодермы (миотомов) и образует всю скелетную мускулатуру. Ее основным элемент — мышечное волокно, достигающее в некоторых случаях значительной длины (до 12 см). Оно состоит из протоплазмы, содержащей миофибриллы, параллельно идущие вдоль волокна, из большого количества (несколько сот) ядер, расположенных на периферии волокна и хорошо развитой оболочки (сарколеммы) фибриллярного строения. Миофибриллы построены из правильно чередующихся по их длине дисков: темные, двоякопреломляющие свет — анизотропные; светлые, однопреломляющие свет — изотропные. Во всех миофибриллах каждого волокна одноименные диски находятся на одном уровне, вследствие чего волокно приобретает поперечную исчерченность.

Рыхлая волокнистая соединительная ткань, заключающаяся в избытке в кровеносных сосудах и нервах, связывает поперечнополосатые мышечные волокна в пучки большей или меньшей величины.

4) *Нервная ткань* — сложный комплекс гистологических элементов, объединенных в нервную систему; в ее состав входят нервные клетки, или нейроны, и вспомогательные элементы — клетки *глии*. Нейроны имеют разную

формы тела, от которых отходят отростки.

Чувствительные, или афферентные нейроны псевдоуниполярной или биполярной формы периферическим отростком воспринимают раздражение и проводят его в форме импульсов по центральному отростку к другим нейронам. *Двигательные*, или эфферентные нейроны мультиполярной формы воспринимают импульс от других нейронов своими короткими отростками — дендритами — и проводят его далее по длинному отростку — нейриту (аксону) — к мышечной ткани или к железам. Чувствительный,

промежуточный и двигательный нейроны составляют вместе рефлекторную дугу, через которую осуществляется рефлекс. Место контакта между нейронами называется синапсами; здесь происходит передача импульсов с одного нейрона на другой. Отростки нервных клеток, покрытые оболочками, образуют нервные волокна.

Периферические отростки афферентных нейронов оканчиваются в тканях чувствительными аппаратами — рецепторами, воспринимающими различные раздражения. Одни из них находятся в наружных покровах и воспринимают раздражения непосредственно от внешней среды — *экстерорецепторы*; другие лежат в различных внутренних органах — *интерорецепторы*. Нейриты эфферентных нейронов заканчиваются концевыми аппаратами в мышечной ткани (двигательные бляшки) или в железах. По ним происходит передача нервного импульса тканям. Вспомогательный элемент нервной ткани — глия — выполняет опорную, трофическую и разграничительную функции.

Спинной мозг. Позвоночник

Спинной мозг участвует в осуществлении всех сложных двигательных реакций организма. Он получает импульсы от экстерорецепторов кожной поверхности, проприорецепторов и висцерорецепторов туловища и конечностей (см. рис. 2.16, а) (за исключением тех висцерорецептивных импульсов, которые приходят в ЦНС по блуждающим нервам). Спинной мозг иннервирует всю скелетную мускулатуру, кроме мышц головы, иннервируемых черепно-мозговыми нервами (см. рис. 2.15, рис. 2.16).

Информация, поступающая в спинной мозг от рецепторов, передается по многочисленным проводящим путям, расположенным в задних и боковых столбах спинного мозга, к центрам мозгового ствола и достигает коры больших полушарий и мозжечка (см. рис. 2.16, б). В свою очередь, от вышележащих отделов ЦНС спинной мозг получает импульсы, которые приходят к нему по проводящим путям передних и боковых столбов; эти импульсы оказывают возбуждающее или тормозящее действие на вставочные и моторные нейроны спинного мозга, в результате чего изменяется деятельность скелетной мускулатуры и внутренних органов. В проведении импульсов от периферических рецепторов к головному мозгу и от него к эффекторным аппаратам заключается важная проводниковая функция спинного мозга (см. рис. 2.16, б).

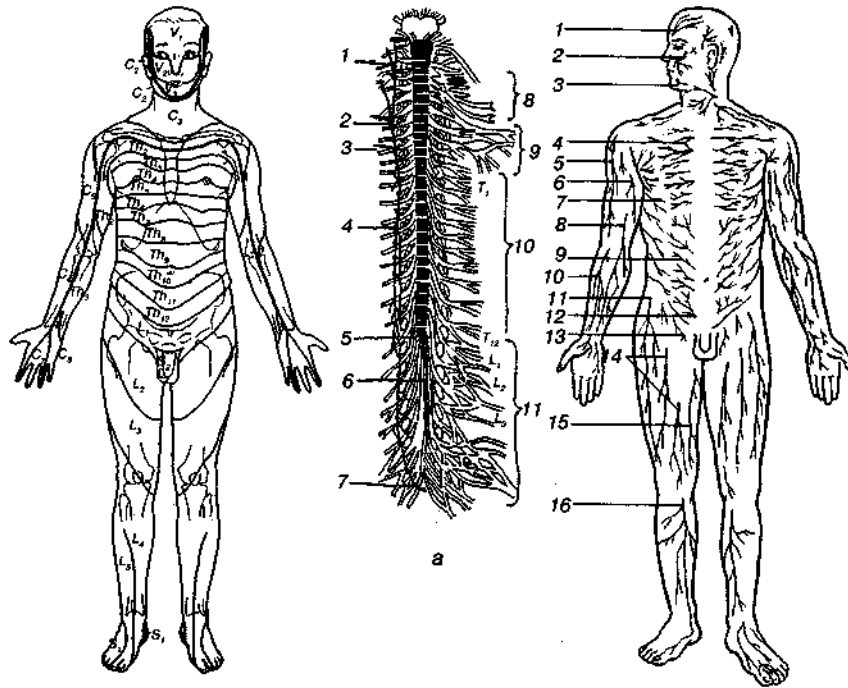


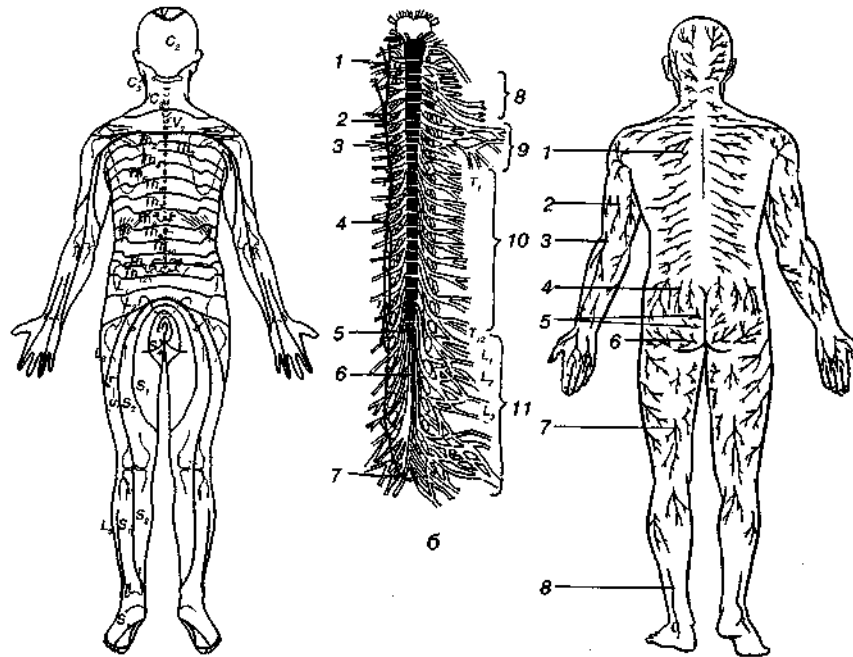
Рис. 2.17. Сегментарная иннервация кожи человека
(а — вид спереди, б — вид сзади)

а — вид спереди: 1 — лобный нерв (1-я ветвь тройничного нерва); 2 — нижнеглазничный нерв (2-я ветвь тройничного нерва); 3 — подбородочный нерв (3-я ветвь тройничного нерва); 4 — передние кожные ветви межреберных нервов; 5 — наружный кожный нерв плеча; 6 — срединный кожный нерв плеча; 7 — наружные кожные ветви межреберных нервов; 8 — срединный кожный нерв предплечья; 9 — передние кожные ветви межреберных нервов; 10 — наружный кожный нерв предплечья; 11 — наружный кожный нерв бедра; 12 — кожная ветвь подвздошно-подчревного нерва; 13 — кожная ветвь бедренно-полового нерва; 14 — кожная ветвь бедренного нерва; 15 — кожная ветвь запирательного нерва; 16 — подкожный нерв;

Связь спинного мозга с периферией осуществляется посредством нервных волокон, проходящих в спинномозговых корешках; по ним поступают к спинному мозгу афферентные импульсы и проходят от него на периферию эфферентные импульсы. По обеим сторонам спинного мозга имеется по 31 паре передних и задних корешков (см. рис. 2.16, а). В передних корешках проходят, кроме моторных нервов скелетной мускулатуры, другие эфферентные нервные волокна: сосудистые и секреторные, а также идущие к гладкой мускулатуре. Передние корешки содержат центробежные, эфферентные волокна. В задних корешках находятся толстые волокна, которые являются афферентными проводниками, идущими от ядерной сумки мышечных веретен и телец Гольджи, расположенных в сухожилиях.

Расстройство координации движений наступает вследствие прекращения потока афферентных импульсов в мозг, прежде всего от рецепторов двигательного аппарата, т. е. от проприорецепторов, а также от экстерорецепторов кожи. Отсутствие информации о состоянии двигательного аппарата в каждый момент движения приводит к тому, что мозг теряет способность контролировать, оценивать характер движения и вносить поправки

на всех этапах двигательного акта. И хотя эфферентные импульсы поступают из мозга в мышцы и вызывают их сокращения, процесс этот не контролируется и не регулируется, так как отсутствует обратная связь, без которой невозможно управление двигательными актами и выполнение точных и плавных движений. Потеря чувствительности приводит, кроме того, к ослаблению мышечного тонуса.



б — вид сзади: 1 — ветви задних спинных нервов; 2 — задний кожный нерв плеча; 3 — задний кожный нерв предплечья; 4 — верхний ягодичный нерв; 5 — средний ягодичный нерв; 6 — нижний ягодичный нерв; 7 — задний кожный нерв бедра; 8 — нерв голени

Каждый сегмент спинного мозга (см. рис. 2.16, а), от которого отходит с каждой стороны по одному заднему корешку, иннервирует три поперечных отрезка — метамера тела (один метамер соответствует сегменту спинного мозга, второй расположен над ним, и третий — под ним). Каждый метамер получает чувствительные волокна от трех расположенных друг над другом задних корешков.

На рис. 2.17 представлено распределение сегментарной иннервации кожи человека.

Сегментарное распределение волокон, выходящих из спинного мозга в составе передних корешков, четко обнаруживается лишь в межреберных мышцах. Крупные мышцы туловища и конечностей иннервируются нервными клетками, тела которых расположены в 2—3 сегментах спинного мозга. Аксоны этих клеток идут от спинного мозга в составе двух или трех передних корешков. Многие мышцы иннервированы волокнами, выходящими из спинного мозга через передний корешок.

Механизм движений туловища и головы

Основная функция мышечного аппарата туловища и головы заключается в удержании тела в состоянии равновесия, в обеспечении подвижности (сгибание, разгибание, боковые наклоны, круговые вращения) позвоночного столба, грудной клетки и головы и в преодолении сопротивления и тяжести различных предметов. Статика и динамика туловища в значительной мере взаимосвязаны с механизмом дыхания и состоянием органов грудной и брюшной полостей.

Удержанию тела в равновесии при выпрямленном его положении содействует одновременное сокращение большинства мышц туловища. Главная роль в этом принадлежит напряжению подвздошно-бедренной связки и сокращению ягодичных мышц.

Сгибание туловища может быть пассивным и активным. В первом случае вследствие расслабления мышц-разгибателей позвоночника, а также тяжести головы и внутренних органов происходит пассивный наклон туловища вперед. Такое явление часто может происходить у лиц, работающих сидя, а также при общем ослаблении мышечного тонуса (истощающие заболевания, хронические профессиональные отравления и др.) и нередко у пожилых людей.

Активные сгибания тела наблюдаются при некоторых профессиональных и спортивных движениях, а также в условиях преодоления нагрузки (например, ношение тяжестей на спине). При этом сокращаются мышцы живота, подвздошно-поясничные, длинные мышцы головы и шеи, лестничные и грудино-ключично-сосцевидные и отчасти мышцы переднего отдела шеи.

Разгибание туловища обеспечивается сокращением всех мышц спины и заднего отдела шеи, но, главным образом, мышц-разгибателей позвоночника.

Наибольший интерес представляет работа мышц в условиях преодоления нагрузки: ношение груза на плечевом поясе, поднятие тяжестей (рис. 2.18 и рис. 2.19) и др. В таких случаях помимо напряжения указанных мышц-разгибателей сильно сокращается дыхательная мускулатура и мышцы передней брюшной стенки. Вследствие этого грудная и брюшная полости представляют собой своего рода туго надутые воздушно-газовые камеры, препятствующие форсированному сгибанию тела и тем предохраняющие от возможности разрыва связочного аппарата позвоночного столба.

Боковые сгибания туловища происходят при одновременном сокращении сгибателей и разгибателей одной стороны позвоночного столба. В этом также принимают участие мышцы, поднимающие ребра, задние зубчатые мышцы, квадратная мышца поясницы, наружные и внутренние межреберные мышцы, мышцы боковой стенки живота, а при фиксированном поясе — мышцы, поднимающие лопатку, широчайшая мышца спины, большая и малая грудные мышцы. Все отмеченные мышцы работают с большим напряжением при поднятии груза одной рукой.

Вращение телом обеспечивается, главным образом, сокращением следующих мышц: наружной косой мышцы живота одноименной стороны,

внутренней кривой мышцы живота противоположной стороны, лестничных мышц, всех частей поперечно-остистых мышц, грудино-ключично-сосцевидной мышцы, верхней части трапецевидной мышцы и мышцы, поднимающей лопатку противоположной стороны.

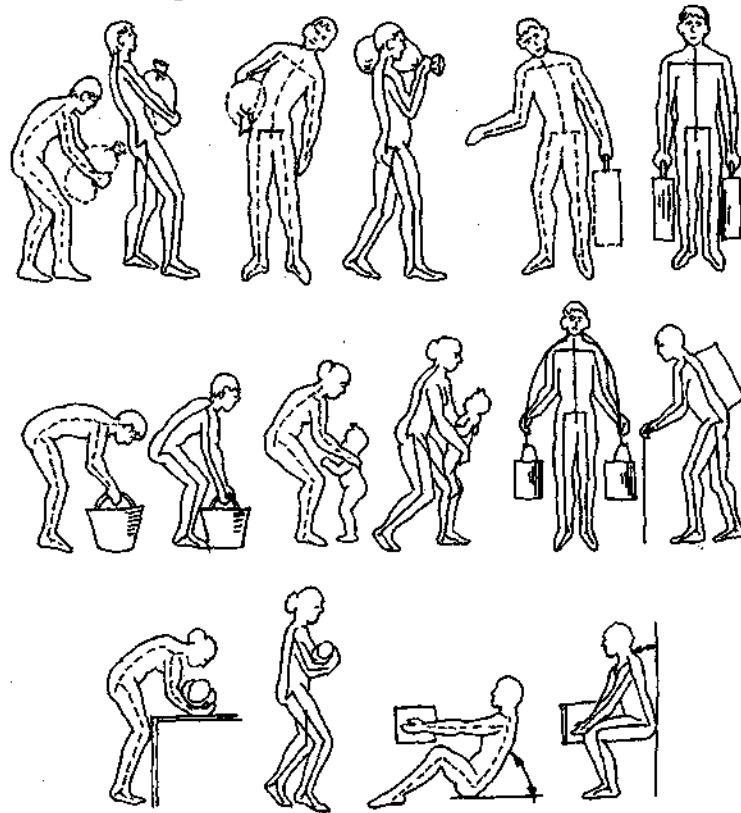


Рис. 2.18. Методы поднятия и переноса груза. Пунктиром отмечены неправильные положения

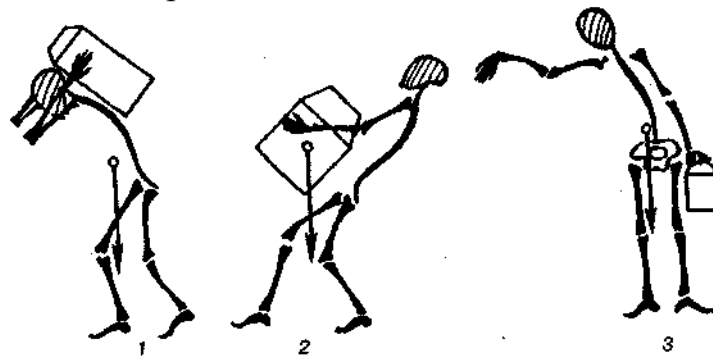


Рис. 2.19. Некоторые рабочие позы и направление силы тяжести груза

Движения головы могут совершаться одновременно с движениями туловища или самостоятельно. *Сгибание головы* происходит вследствие расслабления всех мышц заднего отдела шеи и головы и может форсироваться при двустороннем сокращении длинных мышц головы и шеи, передних прямых мышц головы, грудино-ключично-сосцевидных мышц, переднего отдела шеи.

Разгибание головы связано с функцией ременных мышц головы и шеи, длиннейших мышц головы и шеи, а также и грудино-ключично-сосцевидных мышц.

Боковые наклоны головы, осуществляются преимущественно за счет

сокращения прямой и боковых мышц головы одноименной стороны, а также комбинированной функции других мышц передней и задней областей шеи.

Вращение головой вокруг вертикальной оси возможно благодаря комбинации сокращения мышц с косым направлением мышечных пучков, а именно ременных мышц головы и шеи, полуостистой мышцы головы и шеи и одной из грудинно-ключично-сосцевидных мышц.

Во всех случаях при нижней опоре (положение стоя или сидя) механизм движений головы и отдельных частей туловища осуществляется по типу рычага первого рода, т. е. рычага равновесия.

Движения позвоночного столба и головы

Движения позвоночного столба подобны изменениям положения и формы упругого стержня, укрепленного на штативе (рис. 2.20). Вместе с тем здесь все движения как бы контролируются и направляются его суставами, а в грудном отделе значительно ограничиваются ребрами.

Наиболее подвижными являются шейный, нижнегрудной и верхнепоясничные отделы позвоночного столба. Схематически разнообразные формы движений позвоночного столба могут быть представлены в следующем виде: движения вокруг фронтальной оси (сгибание и разгибание) — общий размах $170—245^\circ$; движения вокруг сагиттальной оси (отклонение в стороны) — около 55° ; вращение вокруг вертикальной оси — до 90° (в значительной мере определяется тренировкой).

Движения головы могут быть классифицированы следующим образом: сгибание и разгибание, определяемое скользящей подвижностью во всех суставах шейного отдела позвоночного столба; вращение вокруг вертикальной оси, в котором принимают участие лишь атланта-затылочные и атланта-осевые суставы; боковые наклоны головы, определяемые также главным образом суставами двух верхних шейных позвонков; круговые вращения, происходящие в суставах нижних трех-четырех шейных позвонков.

В молодом возрасте позвоночный столб более подвижен, у пожилых людей объем движений во всех его отделах резко сокращен. Это объясняется некоторым сплющиванием и частичным окостенением межпозвоночных дисков, а иногда и рядом заболеваний (чаще всего — остеохондрозом, деформирующим спондилезом и др.). Такие заболевания обычно носят профессиональный характер (тяжелый физический труд, спорт и др.).

Путем физических упражнений объем движений позвоночного столба (боковые смещения головы, боковые движения грудной клетки и др.) может быть увеличен за счет резервной эластичности связочного аппарата и тренированности мышц.

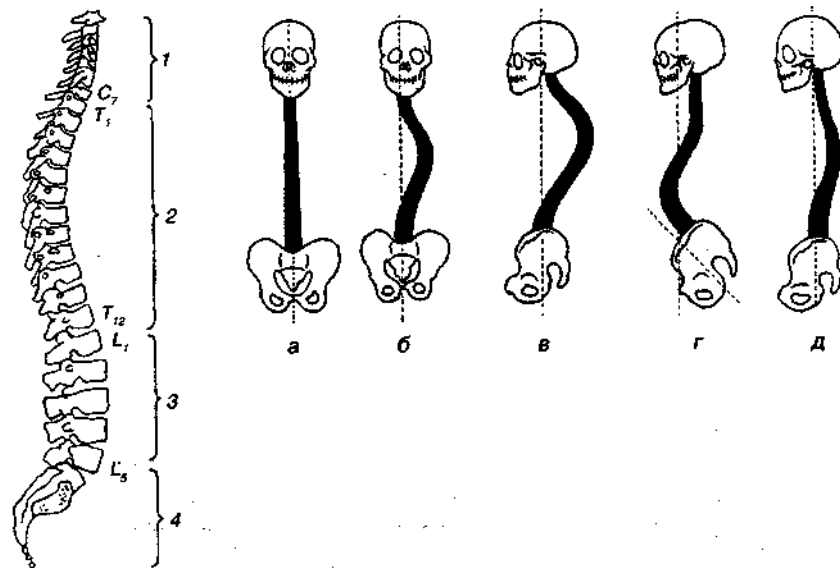


Рис. 2.20. Позвоночный столб (вид сбоку). Изгибы позвоночного столба: а — нормальное положение (фас); б — сколиоз; в — кифоз; г — лордоз; д — нормальное положение (профиль)

Механизм движений верхней конечности

Верхние конечности являются самыми подвижными звеньями аппарата движения тела человека. Наряду с этим они приспособлены к значительным силовым нагрузкам.

Все многообразие движений верхних конечностей в трудовой (или спортивной) деятельности человека схематически можно представить в виде следующих основных форм: перекладывание и перенос предметов; поднятие или удержание предмета на весу; отталкивание (движение от себя); поднимание (опускание) верхней конечности с последующими манипуляциями кистью; ударные движения; пронаторно-супинаторные движения; вращение; давление на предмет в вертикальном направлении.

Перекладывание и перенос предметов — наиболее распространенная форма движений свободной верхней конечностью; при этом предплечье и кисть в большинстве случаев полупронированные. Работа мышц направлена на сгибание локтевого, разгибание и приведение (реже сгибание) лучезапястного и разгибание и приведение (реже отведение) плечевого суставов. В данном случае сокращаются, преодолевая большее или меньшее сопротивление, следующие мышцы: поверхностный и глубокий сгибатели пальцев, лучевой сгибатель и лучевые разгибатели запястья, плечелучевая мышца, двуглавая мышца плеча, надостная, подостная, подлопаточная мышцы, и в некоторых случаях — широчайшая мышца спины. Реже при этой форме движений дистальные отделы конечностей полностью пронированы (гребля и др.) или же, наоборот, супинированы (выдвигание ящика и др.). В первом случае преимущественная силовая нагрузка падает на мышцы передней группы предплечья, поочередно на трехглавую и двуглавую мышцы плеча, а также мышцы, прямо или косвенно воздействующие на плечевой сустав. Во втором

случае главным образом сокращается двуглавая мышца плеча и мышцы, разгибающие плечевой сустав.

Поднятие или удержание предмета требует, как правило, полупронированного (реже пронированного) положения предплечья и кисти. При этом основная работа мышц направлена на сжатие пальцев и сгибание локтевого (иногда и плечевого) сустава и преимущественная нагрузка падает на сгибатели пальцев, плече-лучевую мышцу, лучевой сгибатель и лучевые разгибатели запястья, двуглавую мышцу плеча и отчасти большую грудную и переднюю часть дельтовидной мышцы. При удержании предмета (ношение груза в вытянутой руке), помимо сокращения сгибателей пальцев, в значительной мере напряжены все мышцы свободной верхней конечности, что препятствует *перерастяжению связочного аппарата*. При слабом развитии мышц верхних конечностей (у детей, подростков, истощенных людей) ношение тяжестей может привести к травмированию связочного аппарата.

Отталкивание предмета (толкание ядра) требует активного участия разгибателей, причем наибольшая нагрузка падает на трехглавую мышцу плеча. Одновременно значительно сокращается передняя зубчатая мышца, которая с силой выдвигает верхнюю конечность вперед (см. рис. 2.15, 9.11).

При поднимании неотягощенной верхней конечности вперед сокращаются двуглавая мышца плеча, большая грудная мышца и мышцы радиального отдела предплечья.

При ударных, движениях (работа молотобойца и др.) верхние конечности находятся преимущественно в полупронированном положении и работа мышц состоит в следующем. Предварительное поднятие руки, помимо напряжения сгибателей пальцев, требует сокращения всех упомянутых в предыдущем случае мышц, но последние вследствие отягощения руки должны работать с большим напряжением. Обеспечение удара определяется главным образом силовым сокращением трехглавой мышцы плеча и всех мышц ладонного отдела предплечья.

Пронаторно-супинаторные движения при согнутом локтевом суставе осуществляются преимущественно за счет сокращения пронаторов и супинаторов предплечья, а при разогнутой верхней конечности в них принимают значительное участие большая и малая грудные, надостная и подостная мышцы, широчайшая мышца спины, а также передняя и задняя части дельтовидной мышцы.

При круговых вращениях верхней конечностью поочередно включаются в работу мышцы поднимающие, отводящие и опускающие плечо и плечевой пояс. Следовательно, в этом принимают участие двуглавая мышца плеча, большая грудная и передняя зубчатая мышцы, все части дельтовидной и верхние пучки трапецевидной мышц, мышца, поднимающая лопатку, ромбовидные мышцы и отчасти (при форсированном опускании плечевого пояса) малая грудная, подключичная и нижние пучки трапецевидной мышц.

Давление на предмет в вертикальном направлении дает возможность использовать верхние конечности для силового воздействия на рычаги второго рода. Эта функция требует преимущественно работы разгибателей,

действующих на локтевой сустав. Кроме того, при этом в значительной мере напряжены все мышцы переднего отдела предплечья, переходящие на кисть, так как их роль в данном случае заключается в укреплении лучезапястного сустава и в предохранении его от переразгибания.

В функциональном отношении наиболее важной частью верхней конечности является *кисть*. Большая сложность и значительное разнообразие движений, совершаемых кистью, обеспечивается главным образом следующими обстоятельствами: наличием наиболее совершенных форм противопоставления большого пальца; дифференцированность движений каждого из пальцев; большой подвижностью лучезапястного сустава; четкой координацией всех видов движения кисти и конечности в целом, обусловленной функцией центральной нервной системы (ЦНС).

Некоторые позиции верхних конечностей создают благоприятные условия для активного участия вспомогательной дыхательной мускулатуры в механизме дыхания. К ним относятся: фиксация плечевого пояса путем сокращения ромбовидных мышц; упор разогнутых верхних конечностей (на стол, спинку стула и др.); опора кисти на полку; положение локтей на подлокотниках и др.; опора туловища (на спинку стула, кресла и др.); положение рук на бедрах. Наоборот, опускание плечевого пояса, что в большинстве случаев носит пассивный характер (действие силы тяжести) и обычно имеет место при сильной мышечной усталости (у работающих сидя без подлокотников), неблагоприятно сказывается на глубине вдоха и приводит к поверхностному дыханию.

Все отмеченное необходимо учитывать врачу, тренеру (инструктору физкультуры) при контроле за конструкцией рабочего места (стола, парты и др.) и организации производственной гимнастики.

Некоторые данные о конституции человека

Классификация типов конституции человека основывается на различных принципах: морфологических, функциональных, биохимических, нейрореактивных, гормональных и др.

Астенический тип характеризуется высоким ростом, длинной грудной клеткой с острым подгрудинным углом, длинной шеей, узкими наплечьями, относительно длинными конечностями, нежной тонкой и бледной кожей и слабо развитой подкожной клетчаткой. Сердце малых размеров, легкие удлинённые, кишечник короткий, давление крови пониженное, преобладают процессы диссимиляции (рис. 2.21).

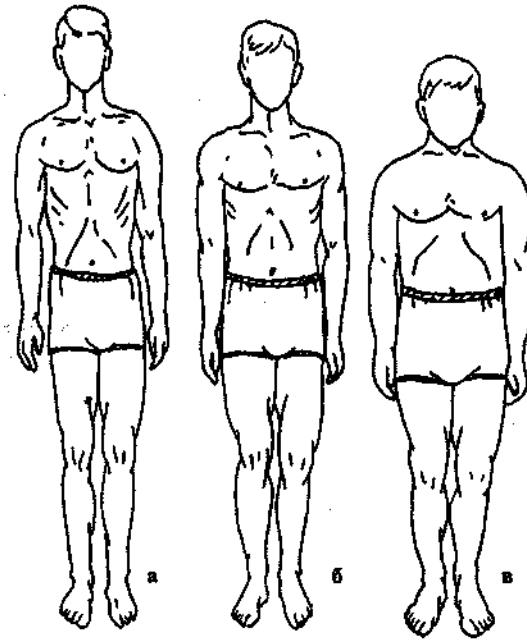


Рис. 2.21. Типы конституции человека: а — астенический; б — нормостенический; в — гиперстенический

Гиперстенический тип имеет черты в общем прямо противоположные предыдущему типу, т. е. средний и ниже среднего рост, массивное тело, выраженное жировое отложение (склонность к тучности), относительно короткие конечности, короткая грудная клетка, короткая шея, большой живот, относительно большое сердце, длинный кишечник, склонность к повышению артериального давления, преобладают процессы ассимиляции.

Нормостенический (атлетический, мускульный) тип обладает относительно пропорциональным гармоничным телосложением, хорошо развитой в большинстве случаев костной и мышечной системами. Считают, что нормостенический тип занимает среднее положение между астеническим и гиперстеническим типами.

В настоящее время принято считать, что представители разных типов конституции человека — это группы людей, обладающих комплексом более или менее сходных наследственных и приобретенных в течение индивидуальной жизни признаков (морфологических, физиологических, биохимических, высшей нервной деятельности и др.), обуславливающих особенности жизнедеятельности и реактивности всего организма.

Нервная регуляция позы и движений

Нервная регуляция работы скелетных мышц осуществляется двигательными центрами ЦНС. Они должны гарантировать строго необходимую степень возбуждения и торможения иннервирующих эти мышцы мотонейронов, чтобы возникающие мышечные сокращения обеспечивали только нужное движение — не больше и не меньше. Однако точное выполнение движений возможно только в случае адекватного исходного положения туловища и конечностей. Нервная регуляция соответствия *позы и*

движения, их правильного сопряжения — одна из важнейших функций двигательных центров.

Запрограммированные (автоматические) движения. Организация движений не всегда основана на рефлексах. Например, внешнее дыхание. Такая последовательность движений, поддерживаемая ЦНС без внешней стимуляции, называется «запрограммированной», или автоматической.

После того, как была обнаружена способность ЦНС к такой деятельности, быстро получила признание гипотеза, согласно которой движения регулируются в основном программами, а не рефлексами, и представление о «программной организации» ЦНС стало общепринятым. Дыхание, ходьба, чесание — все это примеры врожденных программ, к которым в течение жизни индивида добавляется множество приобретенных. Среди последних есть спортивные или профессиональные навыки (гимнастические движения, печатание и т. п.), становящиеся в результате соответствующей практики почти автоматическими.

Целенаправленные функции и функции позы. Другой важный момент состоит в том, что значительная часть нашей мышечной

деятельности направлена не на осуществление движений во внешней среде, а на принятие и поддержание *позы, положения тела в пространстве*. Без контроля позы со стороны двигательной системы, человек беспомощно рухнет на землю, как боксер в нокауте. Кроме того, двигательная система управляет всеми *целенаправленными движениями* тела во внешнем мире. Они всегда сопровождаются работой и реакциями механизмов позы, идет ли речь о подготовке к движению или о коррекции позы во время или после него. Тесная взаимосвязь между функциями позы и целенаправленными функциями — функциональное свойство двигательной системы.

Адаптация двигательной системы к выполнению все более сложных задач происходит постепенно. Филогенетическое развитие происходит путем не столько преобразования уже существующих, сколько формирования добавочных регулирующих механизмов для выполнения новых видов деятельности. Параллельно этому повышается и специализация отдельных двигательных центров. В результате центры регуляции двигательной активности не только составляют элементы иерархической системы, но одновременно действуют как партнеры. Рис. 2.22 схематически обобщает функции ЦНС в ходе управления позой и движениями. Слева перечислены двигательные центры, справа указан их предполагаемый вклад в результирующий двигательный акт. Следует отметить важную роль во всех этих фазах сенсорных входов.

В спинном мозге сенсорные афферентные волокна образуют множество связей с мотонейронами, главным образом — через интернейроны. От того, какие связи задействованы, зависит активация или торможение определенных движений.

Организм используют нужные программы, не привлекая высшие нервные центры к разработке деталей их выполнения.

Высшие двигательные системы включают все супраспинальные центры,

участвующие в двигательной регуляции. Функции позы и их координация с целенаправленными движениями контролируются главным образом структурами ствола мозга, а сами целенаправленные движения требуют участия центров еще более высоких уровней. Как показывает рис. 2.22, побуждение к действию и стратегия движения формируются в подкорковых мотивационных областях и ассоциативной коре, затем преобразуются в программы движения, те передаются в спинной мозг, а оттуда к скелетным мышцам для реализации.

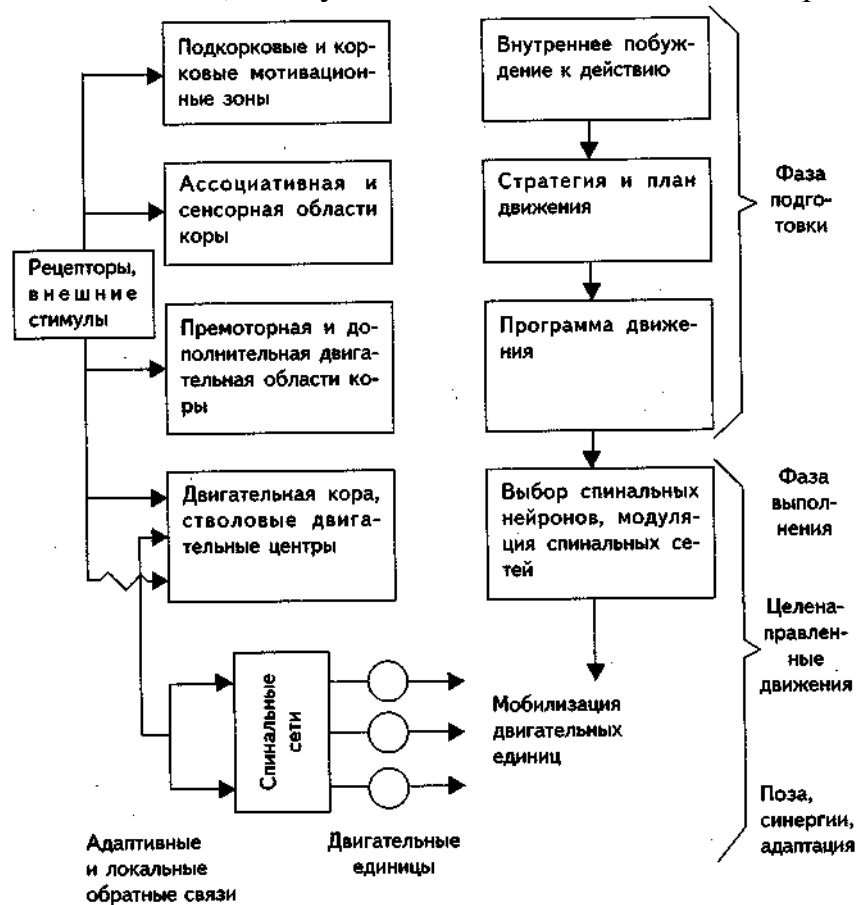


Рис. 2.22. Схема организации двигательной системы.

В иерархическом порядке представлены связи между центрами нервной системы, участвующими в регуляции позы и движения. Для упрощения некоторые высшие двигательные центры (мозжечок, базальные ганглии, двигательный отдел таламуса) опущены. Их место в этой системе показано на рис. 2.23 (по Р. Шмидт, М. Визендангер, 1996)

Рис. 2.23 дополняет рис. 2.22, представляя не описанные ранее двигательные центры, а также поясняя партнерство двигательных центров в рамках их иерархии.

Как следует из рисунков (2.22 и 2.23), сенсорная информация и двигательная активность тесно взаимосвязаны. Для правильного выполнения движений необходимо, чтобы ко всем отвечающим за это структурам в каждый момент времени поступала с периферии информация о положении тела и о ходе реализации составленной программы.

Основные характеристики *локомоции*, т. е. перемещения человека в окружающей среде при помощи координированных движений конечностей,

запрограммированы на уровне спинного мозга (R.M. Herman et al. 1976; M.L. Shik, G.N. Orlovsky, 1976).

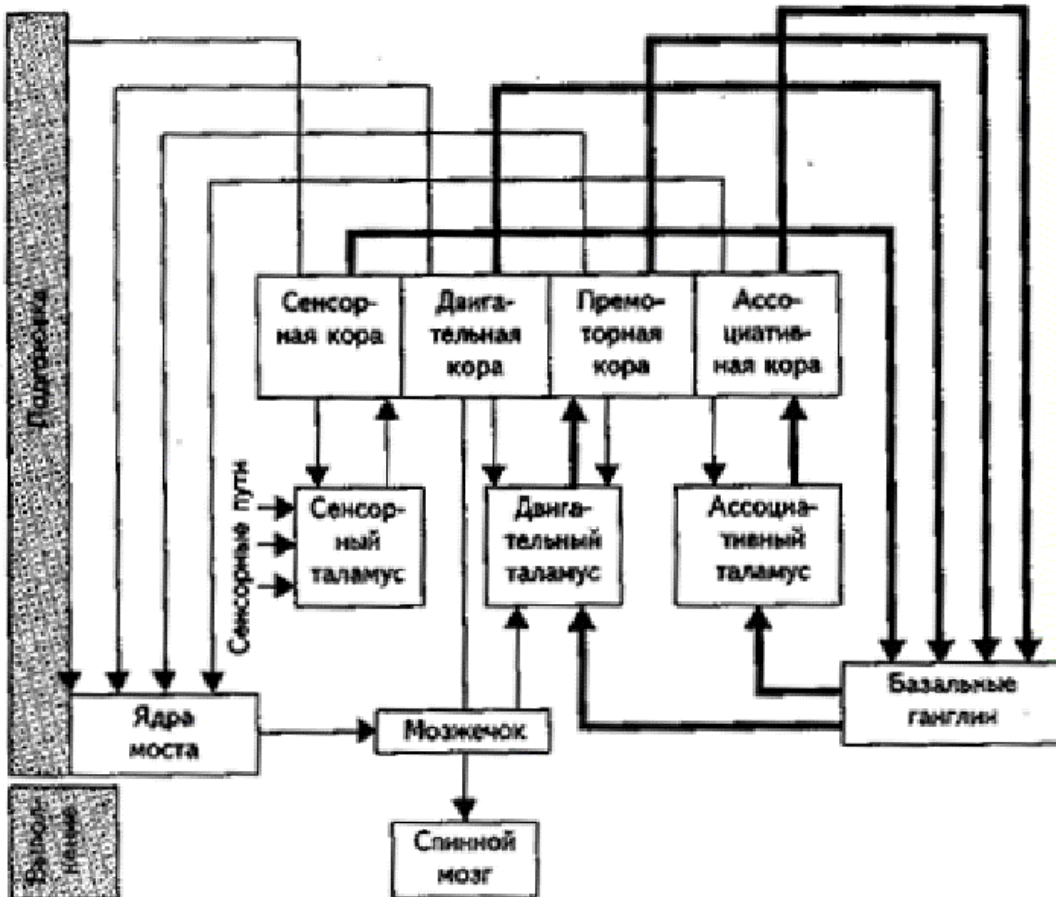


Рис. 2.23. Схема связей в двигательной системе, включая центры, не описанные на рис. 2.22. Партнерство высших двигательных центров отражено размещением их на одном горизонтальном уровне (см. рис. 2.22). Основное внимание уделено той роли, которую играют в подготовке к движению внутренние петли, прежде всего проходящие через базальные ганглии и мозжечок (по Р. Шмидт, М. Визендангер, 1996)

Функциональный анализ положения человека в позе стоя

Опорная роль нижних конечностей наиболее велика при различных формах позы стоя. Различают позу стоя (стойку) симметричную, при которой тяжесть тела распределяется равномерно на обе нижние конечности (рис. 2.24), и асимметричную, когда тяжесть тела передается преимущественно или целиком на одну из конечностей. При всех видах — как симметричной, так и асимметричной позы стоя удержание тела в состоянии равновесия возможно только в том случае, когда вертикальная линия, проведенная из центра тяжести

тела, проходит в пределах площади опоры.

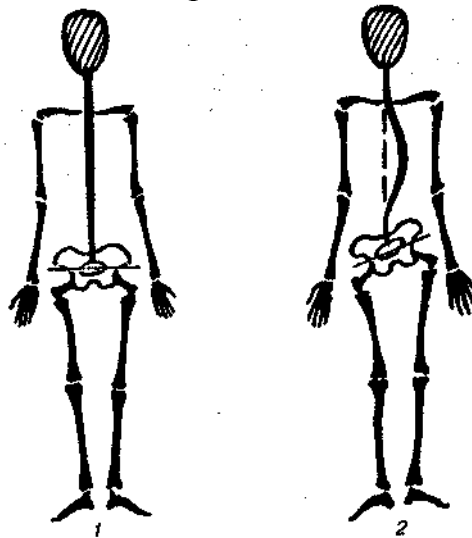


Рис. 2.24. Симметричное (1) и асимметричное (2) стояние

Симметричная поза стоя в зависимости от положения тела имеет три основных вида: стойка нормальная, стойка военная и стойка неряшливая. *Нормальная стойка* обычно принимается за исходное положение (и. п.) при атропометрических измерениях тела. Это такой вид стойки, при котором общий центр тяжести тела и поперечная ось тазобедренного сустава лежат в одной плоскости, туловище и голова умеренно выпрямлены, угол наклона таза $50—65^\circ$, пятки вместе, носки разведены под углом $65—70^\circ$, перпендикуляр, опущенный из общего центра тяжести, пересекает линию, соединяющую вершины внутренних сводов стоп.

При нормальной стойке для уравнивания тела необходимо небольшое балансирующее напряжение всех мышц, окружающих тазобедренный сустав. Удержание колена в среднем положении определяется некоторым напряжением его связок и тонусом мышцы, натягивающей широкую фасцию (отчасти также сгибатели колена). В голеностопных суставах тяжесть тела уравнивается главным образом напряжением камбаловидных мышц. Устойчивость равновесия тела при этой стойке может быть увеличена, если расставить ноги во фронтальной плоскости.

Стойка военная (положение «смирно») характеризуется тем, что перпендикуляр, опущенный из общего центра тяжести тела, проходит спереди поперечных осей главнейших суставов (тазобедренный, сустав колена, голеностопный) нижних конечностей. При этом виде стойки туловище и голова выпрямлены, поясничный лордоз, а вместе с ним и наклон таза увеличен до $80—90^\circ$, живот подтянут, грудная клетка расширена. Положение «вольно» такое же, как и при нормальной стойке. В данном случае для удержания тела в состоянии равновесия, в частности, для предотвращения его падения вперед, необходимо сильное напряжение мышц задней поверхности тела и особенно нижних конечностей, причем наибольшую нагрузку несут ягодичные мышцы. Отмеченная стойка отличается большой неустойчивостью, но более выгодна для непосредственного перехода к движению.

При стойке *неряшливой* («удобное положение») туловище как бы откинута назад, а нижние конечности в коленных суставах в большей или меньшей степени переразогнуты, в результате чего перпендикуляр, опущенный из ОЦТ, сдвинут назад. При этом все тело в известной мере расслаблено, грудной кифоз увеличен, а поясничный лордоз, наоборот, уменьшен, таз расположен более горизонтально (наклон около 40°), ребра опущены.

Отмеченный вид стойки отличается наибольшим участием в функции удержания тела в равновесии пассивных соединительнотканых элементов. Особенно важна роль при этом подвздошно-бедренных связок, натяжение которых препятствует падению туловища назад. Сустав колена удерживается в разогнутом состоянии главным образом при помощи связок. В голеностопных суставах сохраняется равновесие за счет незначительного сокращения камбаловидных мышц.

Неряшливая стойка обеспечивает наиболее устойчивое равновесие, которое может быть увеличенным, если расставить ноги на ширину плеч. К неблагоприятному влиянию этого вида стойки следует отнести уменьшенную глубину вдоха и давление органов малого таза на мышцы тазового дна.

От различных видов положения стоя следует отличать *осанку тела*, под которой понимается не вынужденное или сознательное взаиморасположение звеньев, а привычное держание тела, обусловленное индивидуальными особенностями человека (рис. 2.25).

Осанка зависит от формы позвоночника, равномерности развития и тонуса мускулатуры торса, вида деятельности, возраста и других факторов.

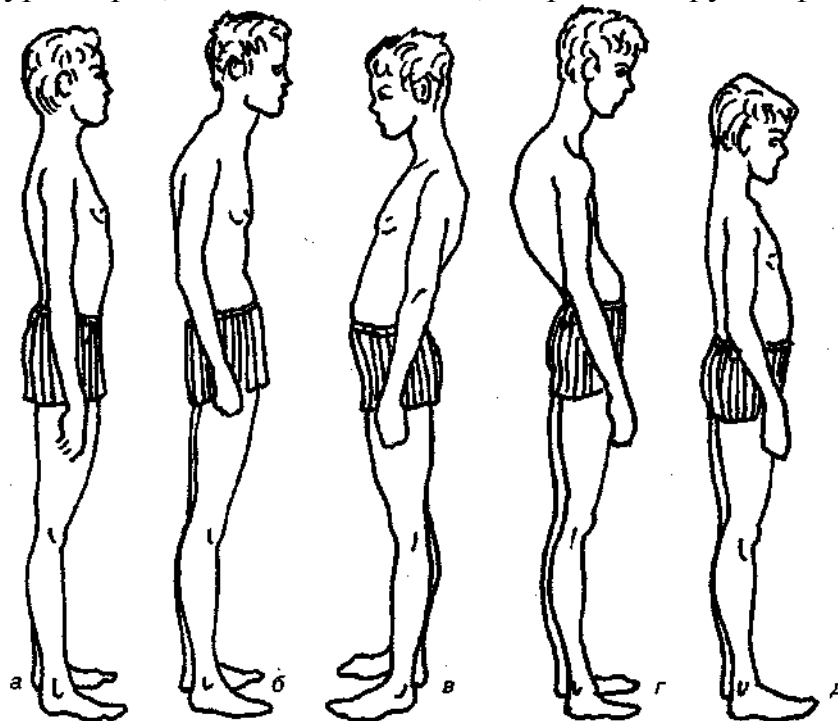


Рис. 2.25. Виды осанки:

а — нормальная; б — сутуловатая; в — лордотическая; г — кифотическая; д — выпрямленная (плоская)

Напряжение (тонус) мышц в спокойном состоянии невелико. Момент силы тяжести головы способствует ее наклону вперед, этому противодействует

напряжение мышц, вызывающих наклон головы назад и разгибание шеи. Противодействие силе тяжести, стремящейся произвести сгибание позвоночного столба, оказывают мышцы, разгибающие его (рис. 2.26). Наклон таза назад препятствует натяжению подвздошно-бедренных и лобково-бедренных связок.

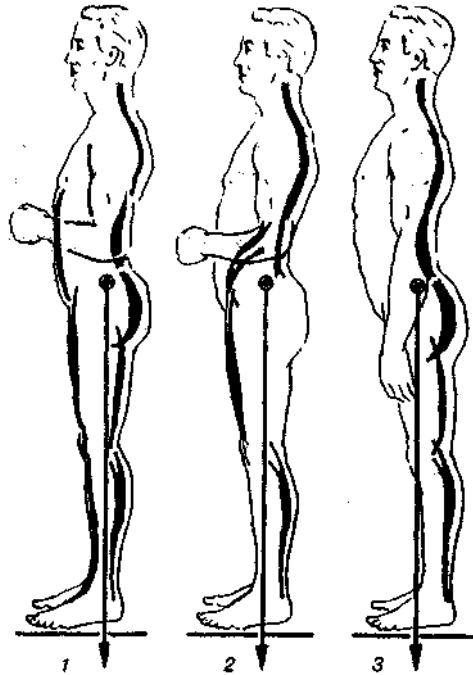


Рис. 2.26. Схема, показывающая сокращение функциональных групп мышц при различных положениях тела стоя:

1 — антропометрическое положение; 2 — спокойное положение; 3 — напряженное положение

Кроме пассивных сил в обеспечении равновесия тела принимают участие также мышцы нижних конечностей: сгибатели бедра, разгибатели голени и сгибатели стопы.

При функциональном нарушении осанки и сколиозе выявляется мышечный дисбаланс.

Глава 3 КИНЕМАТИКА

Раздел механики, в котором изучается механическое движение, но не рассматриваются причины этого движения, называется *кинематикой* (гр. *kinema* — движение). Описание движения как тела человека (его частей) в различных видах спорта, так и всевозможных спортивных снарядов является неотъемлемой частью спортивной биомеханики.

3.1. Механическое движение. Система отсчета. Материальная точка. Траектория. Путь и перемещение. Вестибулярный аппарат как инерциальная система ориентации

В подавляющем большинстве случаев взаимное расположение интересующих нас тел изменяется с течением времени и эти изменения имеют практическое значения. Например, вращение Земли вокруг своей оси вызывает смену дня и ночи, а вращение Земли вокруг Солнца — смену времен года. Для описания подобных изменений в физике вводят понятие механического движения.

Механическое движение — это изменение положения тела в пространстве относительно других тел.

Прежде чем описывать само *движение* нужно выбрать способ количественного описания *положения* тела. В физике для этого используют *систему отсчета*.

Система отсчета — это некоторое тело, относительно которого указывают положения других тел, связанная с ним система координат и часы для отсчета времени.

Выбор тела отсчета, системы координат и точки, в которую помещается ее начало, зависит от решаемой задачи. Например, для того, чтобы указать положение марафонца на дистанции, систему координат связывают с Землей, а начало отсчета помещают в месте старта. Если же требуется описать движение гимнаста, крутящего «солнце» на перекладине, то начало координат связывают с перекладиной. *Тип* выбираемой системы координат также определяется особенностями решаемой задачи.

В физике используют два основных типа системы координат: прямоугольный и полярный. На плоскости эти системы показаны на рис. 3.1.

В прямоугольной системе положение тела указывается с помощью его координат по двум осям. В полярной системе для определения положения тела указывают его удаление от начала отсчета (R) и угол (φ), который радиус-вектор тела образует с выбранным направлением

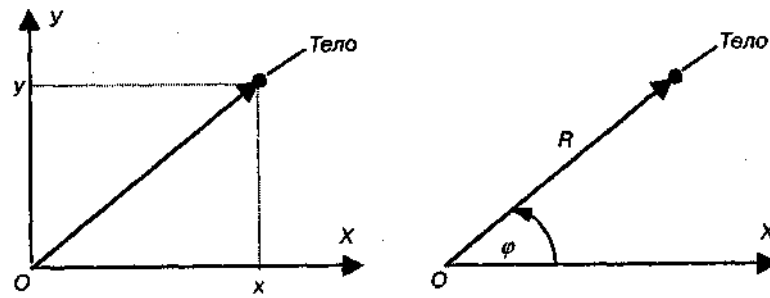


Рис. 3.1. Типы систем координат

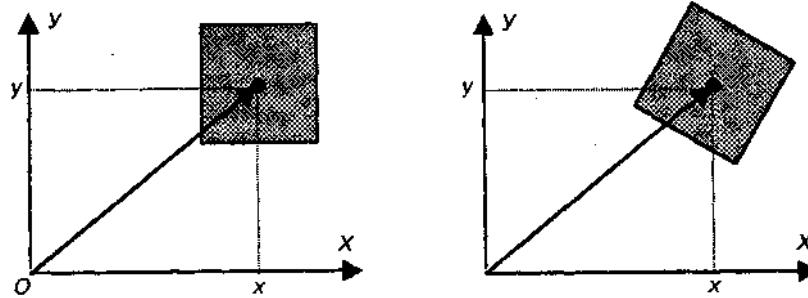


Рис. 3.2. Различие в положениях двух одинаковых тел

(ось X). Понятно, что для тела, размеры которого значительны, этого не достаточно.

Например, на рис. 3.2 координаты центров квадратов одинаковы.

Но положения этих квадратов различны. Однако во многих случаях размеры тел при описании их движения не имеют существенного значения. Например, не имеют значения размеры планет при описании их движения вокруг Солнца. В этих случаях тела называют *материальными точками*.

Материальная точка — тело, размерами и внутренней структурой которого в данных условиях можно пренебречь.

Ответ на вопрос о том, можно ли рассматривать тело как материальную точку, зависит от решаемой задачи. Так, при определении средней скорости бегуна ($V = \frac{s}{t}$) его собственными размерами безусловно можно пренебречь. В то же время при описании движения тела прыгуна в воду его нельзя рассматривать как материальную точку, поскольку в данном случае значение имеет вид прыжка и чистота его исполнения.

Рассмотрим, какие характеристики используются для описания движения материальной точки.

Движущаяся точка описывает в пространстве некоторую непрерывную линию, которая называется *траекторией движения* (рис. 3.3).

Траекторией называется линия, которую описывает движущаяся точка по отношению к данной системе отсчета.

Путем (s), пройденным телом, называется длина траектории.

Перемещением (ΔR) тела называется вектор, соединяющий начальную точку траектории с конечной.

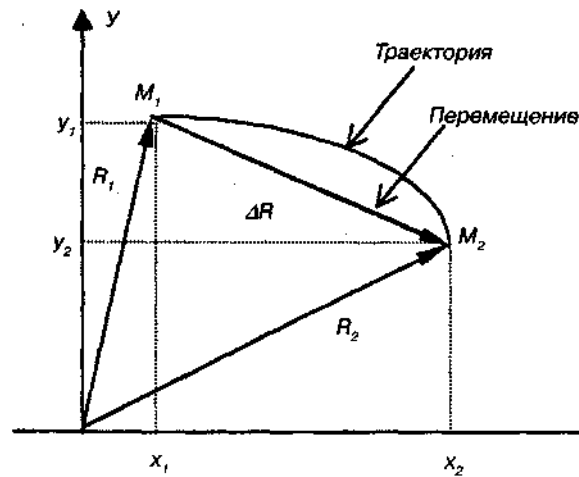


Рис. 3.3. Траектория движения точки и ее перемещение

В начальный момент времени (t_1) точка находится в положении M_1 которое задается радиус-вектором R_1 (ее координаты обозначены x_1 и y_1). В конечный момент времени (t_2) точка находится в положении M_2 с радиус-вектором R_2 (координаты — x_2 и y_2).

Примеры траекторий некоторых реальных тел показаны на рис. 3.4—3.6.

На рис. 3.4. представлены траектории движения снаряда, выпущенного из миномета под углом 75° (а), и пули при горизонтальном направлении выстрела (б). На рис. 3.5 показана траектория, которую описывает в горизонтальной плоскости центр масс тела стоящего человека (статокинезиграмма). На рис. 3.6 приведена стробоскопическая фотография полета мяча.

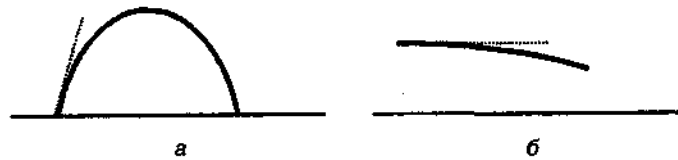


Рис. 3.4. Траектория движения снаряда миномета (а) и пули (б).
(Пунктиром показана ориентация ствола)

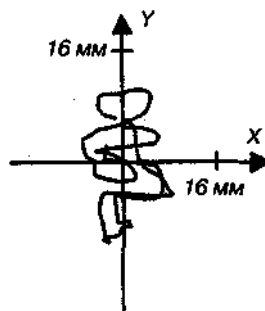


Рис. 3.5. Статокинезиграмма стоящего человека

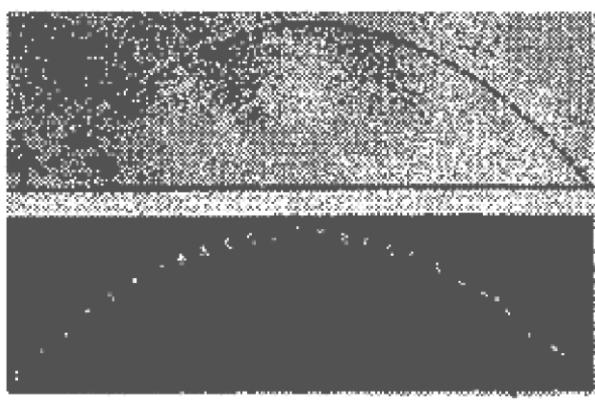


Рис. 3.6. Стробоскопическая фотография полета мяча

В разных системах отсчета траектории движения различны. Так, траектория точки А, находящейся на ободу катящегося колеса, в системе, связанной с осью колеса (О), представляет собой окружность, в то время как относительно земли — это циклоида (пунктирная линия) (рис.3.7).

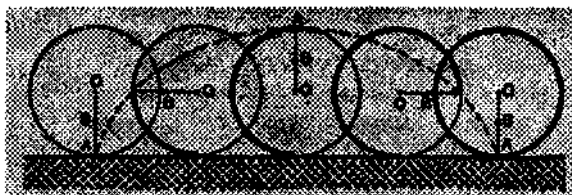


Рис. 3.7. Траектории точки А: окружность — относительно оси колеса; циклоида — относительно земли

У человека имеется орган, который по существу является инерциальной системой ориентации — это вестибулярный аппарат. Он расположен во внутреннем ухе и состоит из трех взаимно перпендикулярных полукружных каналов и полости — преддверия. На внутренней поверхности стенок преддверия и в части полукружных каналов находятся группы чувствительных нервных клеток, имеющих свободные окончания в форме волосков. Внутри преддверия и полукружных каналов имеется студенистая масса (эндолимфа), содержащая мелкие кристаллы фосфорнокислого и углекислого кальция (отолиты).

При движении головы в пространстве (с ускорением или замедлением) эндолимфа вследствие инерции отстает от движения костных стенок лабиринта и, следовательно, перемещается относительно них в обратном направлении. Перемещение эндолимфы вызывает сгибание волосков нервных клеток, в которых при этом возникают импульсы, сигнализирующие в центральную нервную систему о направлении и величине ускорения перемещения эндолимфы. При вращательном движении головой эти явления наиболее выражены в том полукружном канале, который лежит преимущественно в плоскости вращения.

При прямолинейном движении аналогичные явления наиболее выражены в преддверии, причем в этом случае действие перемещения жидкости усиливается перемещением вместе с ней отолитовой массы.

Вестибулярный аппарат, как и любая другая биофизическая система, не различает силы тяжести и силы инерции, а реагирует на равнодействующую

этих сил. Если силы инерции будут периодически воздействовать на вестибулярный аппарат, например, при качке корабля, то это может привести к морской болезни.

От состояния вестибулярного аппарата зависит способность к ориентированию в пространстве, а также способность сохранения равновесия тела. При нарушении функции вестибулярного аппарата наблюдается промахивание при пальцево-носовой пробе, а также неустойчивость в пробе Ромберга.

3.2. Скорость. Средняя и мгновенная скорость. Временные характеристики движения

Для того, чтобы охарактеризовать насколько быстро изменяется в пространстве положение движущегося тела, используют специальное понятие *скорость*.

Средней скоростью тела на данном участке траектории называется отношение пройденного пути ко времени движения:

$$V_{\text{cp}} = \frac{S}{t}. \quad (3.1)$$

Если на всех участках траектории средняя скорость *одинакова*, то движение называется *равномерным*.

Вопрос о скорости бега является важным в спортивной биомеханике. Известно, что скорость бега на определенную дистанцию зависит от величины этой дистанции. Бегун может поддерживать максимальную скорость только в течение ограниченного времени. Средняя скорость стайеров обычно меньше, чем спринтеров. На рис. 3.8. показана зависимость средней скорости (V) от длины дистанции (S).

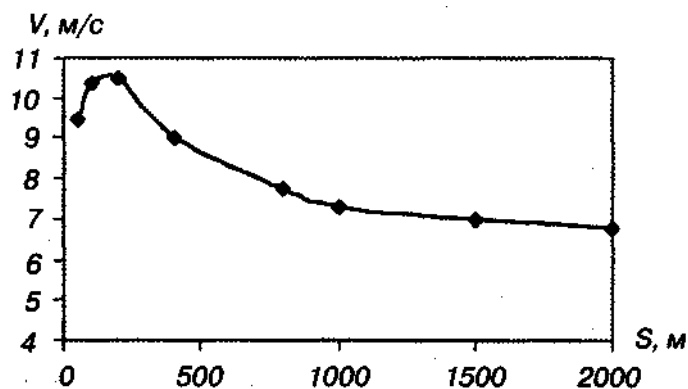


Рис. 3.8. Зависимость средней скорости бега от длины дистанции

График зависимости проведен через точки, соответствующие средним скоростям для всех рекордных результатов у мужчин на дистанциях от 50 до 2000 м. Средняя скорость растет с увеличением дистанции до 200 м, а затем убывает.

В табл. 3.1 приведены мировые рекорды скорости.

Для удобства проведения вычислений среднюю скорость можно записать и через изменение координат тела. При прямолинейном движении пройденный путь равен *разности координат* конечной и начальной точек. Так, если в момент времени t_0 тело находилось в точке с координатой x_0 , а в момент времени t_1 — в точке с координатой x_1 , то пройденный путь $\Delta x = x_1 - x_0$, а время движения $\Delta t = t_1 - t_0$ (в физике и математике принято использовать символ Δ для обозначения разности однотипных величин или для обозначения очень маленьких интервалов). В этом случае

$$V_{\text{ср}} = \frac{\Delta x}{\Delta t}.$$

(3.2)

Таблица 3.1

Мировые спортивные рекорды

Вид состязаний и дистанция	Мужчины		Женщины	
	время, показанное на дистанции	средняя скорость, м/с	время, показанное на дистанции	средняя скорость, м/с
Бег				
100 м	9,83с	10,16	10,49 с	9,53
200 м	19,72 с	10,14	21,34 с	9,37
400м	43,29 с	9,24	47,60 с	8,40
800м	1 мин 41,73 с	7,86	1 мин 53,28 с	7,06
1500м	3 мин 29,46 с	7,16	3 мин 52,47 с	6,46
5000 м	12 мин 58,39 с	6,42	14 мин 37,33 с	5,70
10000 м	27 мин 13,81 с	6,12	30 мин 13,75 с	5,51
Марафон (42 км 195 м)	2 ч 6 мин 50 с	5,5	2 ч 21 мин 0,6 с	5,0
Бег на коньках				
500м	36,45 с	13,72	39,10 с	12,78
1500м	1 мин 52,06 с	13,39	1 мин 59,30 с	12,57
5000м	6 мин 43,59 с	12,38	7 мин 14,13 с	11,35
10000 м	13 мин 48,20 с	12,07		
Плавание				
100 м (вольный стиль)	48,74 с	2,05	54,79 с	1,83
200 м (вольный стиль)	1 мин 47,25 с	1,86	1 мин 57,55 с	1,70
400 м (вольный стиль)	3 мин 46,95 с	1,76	4 мин 3,85 с	1,64
100 м (брасс)	1 мин 1,65 с	1,62	1 мин 7,91 с	1,47
200 м (брасс)	2 мин 13,34 с	1,50	2 мин 26,71 с	1,36
100 м (баттерфляй)	52,84 с	1,89	57,93 с	1,73
200 м (баттерфляй)	1 мин 56,24 с	1,72	2 мин 5,96 с	1,59

В общем случае средние скорости на различных участках пути могут отличаться. На рис. 3.9 представлены координаты падающего тела, моменты

времени, в которые тело проходит через эти точки, а также средние скорости для выделенных интервалов.

x, м	0,0	0,5	1,0	1,5	2,0	2,5	3,0	3,5	4,0	4,5	5,0
t, с	0,000	0,319	0,452	0,553	0,639	0,714	0,782	0,845	0,904	0,958	1,010
V_{cp1}											
V_{cp2}											
V_{cp3}											
V_{cp4}											
V_{cp5}											
V											

Рис. 3.9. Зависимость средней скорости от участка пути

Из данных, приведенных на рис. 3.9 видно, что средняя скорость на всем пути (от 0 м до 5 м) равна

$$V_{cp1} = \frac{\Delta x_1}{\Delta t_1} = \frac{(5-0)}{(1,010-0,000)} = 4,95 \text{ м/с.}$$

Средняя скорость на интервале от 2 м до 3 м равна

$$V_{cp2} = \frac{\Delta x_5}{\Delta t_5} = \frac{(3-2)}{(0,782-0,639)} = 6,96 \text{ м/с.}$$

Движение, при котором средняя скорость *изменяется*, называется *неравномерным*.

Мы вычисляли среднюю скорость в окрестности одной и той же точки $x = 2,5$ м. На рис. 3.9 видно, что по мере уменьшения интервала, по которому проводятся вычисления, средняя скорость стремится к некоторому пределу (в нашем случае это 7 м/с). Этот предел называется *мгновенной скоростью* или *скоростью в данной точке траектории*.

Мгновенной скоростью движения, или скоростью *в данной точке траектории* называется предел, к которому стремится отношение перемещения тела в окрестности этой точки ко времени при неограниченном уменьшении интервала:

$$V = \lim_{\Delta t \rightarrow 0} \frac{\Delta R}{\Delta t} = \frac{dR}{dt}.$$

Размерность скорости в СИ — м/с.

Часто скорость указывают в других единицах (например, в км/ч). При необходимости такие значения можно перевести в СИ. Например, $54 \text{ км/ч} = 54000 \text{ м}/3600 \text{ с} = 15 \text{ м/с}$.

Для одномерного случая мгновенная скорость равна производной от координаты тела по времени:

$$V = \frac{dx}{dt}. \quad (3.3)$$

При равномерном движении величины средней и мгновенной скорости совпадают и остаются неизменными.

Мгновенная скорость — величина векторная. Направление вектора мгновенной скорости показано на рис. 3.10.

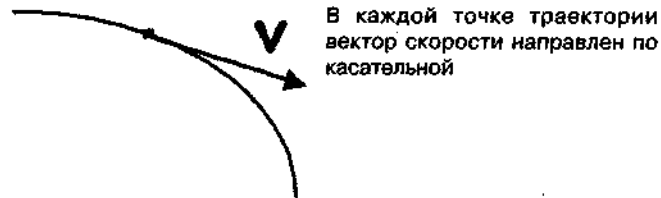


Рис. 3.10. Направление вектора мгновенной скорости

Во время забега мгновенная скорость бегуна меняется. Особенно существенны такие изменения в спринте. На рис. 3.11 приводится пример такого изменения для дистанции 200 м.

Бегун начинает движение из состояния покоя и разгоняется, пока не достигнет максимальной скорости. Для бегуна-мужчины время ускорения приблизительно 2 с, а максимальная скорость приближается к 10,5 м/с. Средняя скорость на всей дистанции меньше этого значения.

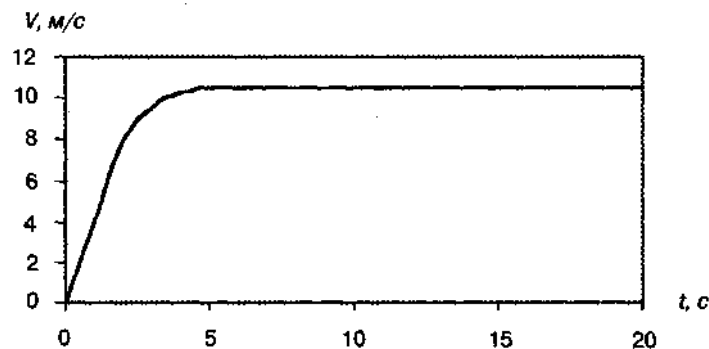


Рис. 3.11. Зависимость мгновенной скорости от времени бега для дистанции 200 м, мужчины

Причина того, что бегун не может долго поддерживать свою максимальную скорость движения, состоит в том, что он начинает испытывать недостаток кислорода. Тело содержит кислород, запасенный в мышцах, а в дальнейшем получает его при дыхании. Поэтому спринтер может поддерживать свою максимальную скорость только до тех пор, пока не израсходует запас кислорода. Это кислородное истощение наступает на дистанции около 300 м. Следовательно, для больших дистанций бегун должен ограничивать себя скоростью меньше максимальной. Чем длиннее дистанция, тем меньше должна быть скорость, чтобы кислорода хватило на весь забег. Только спринтеры бегут на максимальной скорости всю дистанцию.

На соревнованиях бегун обычно стремится либо победить соперника, либо установить рекорд. От этого зависит стратегия забега. При установлении рекорда оптимальной стратегией будет та, при которой выбирается скорость, соответствующая полному истощению запаса кислорода к моменту пересечения финиша.

В спорте используются специальные *временные характеристики*.

Момент времени (t) — это временная мера положения точки, тела или

системы. Момент времени определяют промежутком времени до него от начала отсчета.

Моментами времени обозначают, например, начало и окончание движения или какой-либо его части (фазы). По моментам времени определяют длительность движения.

Длительность движения (Δt) — это его временная мера, которая измеряется разностью моментов времени окончания и начала движения:

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

Длительность движения представляет собой количество времени, прошедшее между двумя ограничивающими его моментами времени. Сами моменты длительности не имеют. Зная путь точки и длительность ее движения, можно определять ее среднюю скорость.

Темп движения (N) — это временная мера повторности движений. Он измеряется количеством движений, повторяющихся в единицу времени (частота движений):

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

В повторных движениях одинаковой длительности темп характеризует их протекание во времени. Темп — величина, обратная длительности движений. Чем больше длительность каждого движения, тем меньше темп, и наоборот.

Ритм движений — это временная мера соотношения частей движений. Он определяется по соотношению промежутков времени — длительностей частей движений: $\Delta t_{2-1} : \Delta t_{2-3} : \Delta t_{4-3} \dots$

Различный ритм движений для лыжников при скользящем шаге (для пяти фаз шага) показан на рис. 3.12.

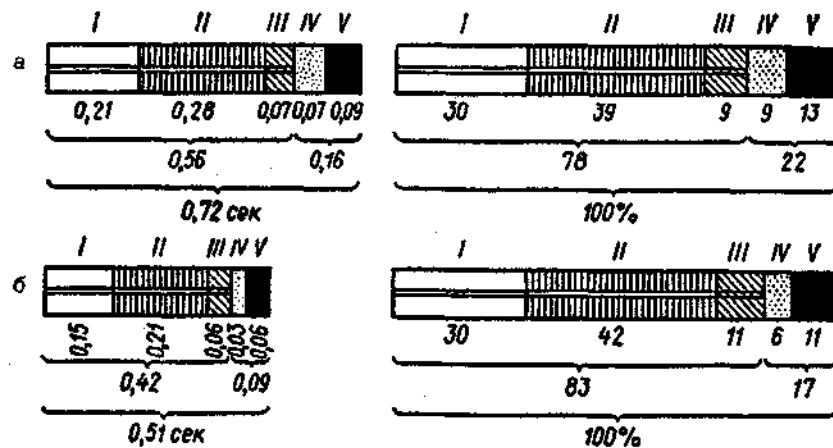


Рис. 3.12. Различный ритм в скользящем шаге на лыжах: а) у высококвалифицированных лыжников; б) у сильнейших лыжников мира; фазы /—|/ — скольжение, фазы скольжения, фазы IV—V — стояние лыжи

Быстрота — это темп, в котором преодолевается расстояние без учета направления.

Быстрота — скалярная величина. Пусть между двумя пунктами при движении по одному шоссе одновременно движутся автомобилист,

мотоциклист, велосипедист, бегун. У всех четверых одинаковы траектории, пути, перемещения. Однако их движение отличается быстротой (стремительностью), для характеристики которой и вводится понятие «скорость».

3.3. Равномерное прямолинейное движение и его графическое представление

Рассмотрим простейший вид движения — равномерное прямолинейное.

Равномерным называют движение, при котором за любые равные промежутки времени тело проходит одинаковые пути. В этом случае *величина* скорости остается неизменной (по направлению скорость может изменяться, если движение криволинейное).

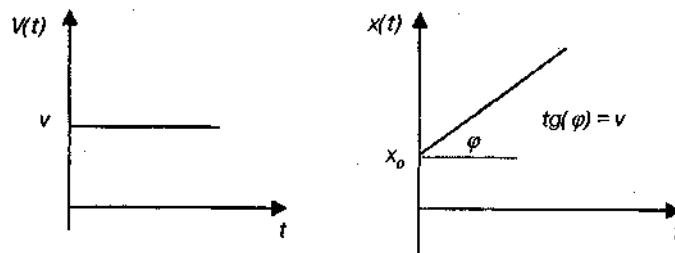
Прямолинейным называется движение, при котором траектория является прямой линией. В этом случае направление скорости остается неизменным (величина скорости может изменяться, если движение не равномерное).

Равномерным прямолинейным называется движение, которое является и равномерным, и прямолинейным. В этом случае остаются неизменными и величина, и направление скорости.

Для описания прямолинейного движения ось X обычно направляют по линии движения, а положение тела указывают с помощью его *координаты*. В этом случае величина перемещения равна разности координат. Запишем определение скорости при равномерном прямолинейном движении:

$$v = \frac{\Delta x}{t} = \frac{(x - x_0)}{t},$$

- x_0 — координата при $t = 0$;
- x — координата в текущий момент времени t' ,
- t — время движения.



$v = \text{const}$. График — прямая, параллельная оси t , проходящая тем *выше*, чем *больше* скорость

$x = x_0 + v \cdot t$ — линейная функция. График — наклонная прямая, проходящая тем *круче*, чем *больше* скорость

Рис. 3.13. Графики зависимости скорости и координаты от времени для равномерного движения

Отсюда получим зависимость координаты от времени движения:

$$x = x_0 + v \cdot t. \quad (3.4)$$

Графики зависимостей $v(t)$ и $x(t)$ показаны на рис. 3.13.

3.4. Ускорение. Равноускоренное прямолинейное движение, графики

В общем случае при движении тела изменяются и *величина*, и *направление* вектора скорости. Для того, чтобы охарактеризовать насколько быстро происходят эти изменения, используют специальную величину — *ускорение*.

Мгновенным ускорением тела или его ускорением в данной точке траектории называется *векторная* величина, равная пределу, к которому стремится отношение изменения вектора скорости ко времени этого изменения, при неограниченном уменьшении интервала времени.

$$a = \lim_{\Delta t \rightarrow 0} \left(\frac{\Delta v}{\Delta t} \right)$$

Размерность ускорения в СИ — м/с².

При прямолинейном движении вектор скорости во всех точках направлен вдоль прямой, по которой движется тело. Вдоль этой же прямой направлен и вектор ускорения.

Прямолинейное движение называется равнопеременным, если за любые равные промежутки времени скорость тела изменяется на одну и ту же величину.

В этом случае отношение $\frac{\Delta v}{\Delta t}$ одинаково для любых интервалов времени.

Поэтому величина и направление ускорения остаются неизменными: $a = \text{const}$.

Для прямолинейного движения вектор ускорения направлен по линии движения. Если направление ускорения *совпадает* с направлением вектора скорости, то величина скорости будет *возрастать*. В этом случае движение называют *равноускоренным*. Если направление ускорения *противоположно* направлению вектора скорости, то величина скорости будет *уменьшаться*. В этом случае движение называют *равнозамедленным*.

Запишем уравнения, описывающие изменение скорости и координаты тела при равнопеременном движении. Будем отсчитывать время от момента начала наблюдений за движением тела. В этом случае $t_0 = 0$. Если конечный момент времени обозначить t , то $\Delta t = t - 0 = t$ и по определению ускорения можно записать:

$$a = \frac{\Delta v}{\Delta t} = \frac{(v - v_0)}{t},$$

где v_0 — скорость движения при $t = 0$; v — скорость в текущий момент времени t .

Отсюда получим зависимость скорости от времени движения:

$$v = v_0 + a \cdot t. \quad (3.5)$$

Можно показать, что при равнопеременном движении координата тела изменяется по квадратичному закону:

$$x = x_0 + v_0 \cdot t + \frac{a \cdot t^2}{2}. \quad (3.6)$$

Часто при описании перехода тела из одной точки в другую (расстояние между ними s) удобно пользоваться уравнением, связывающим начальную и конечную скорость перехода:

$$v^2 - v_0^2 = 2as. \quad (3.7)$$

За исключением времени, все величины, входящие в уравнения (3.5—3.7), являются *алгебраическими*. Это означает, что численные значения *скоростей* (v , v_0), *ускорения* (a) и *перемещения* (s)

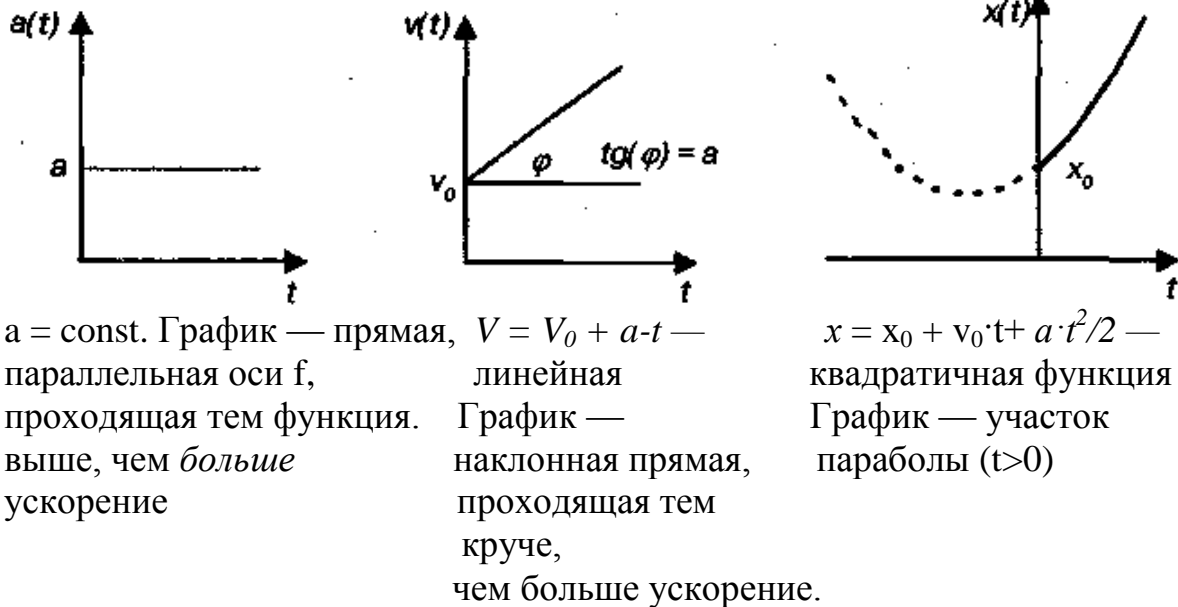


Рис. 3.14. Графики зависимости кинематических величин от времени для равноускоренного движения

подставляются в уравнения со знаком «+», если соответствующий вектор направлен *в сторону* оси X , и со знаком «—» в противном случае. Обычно, при описании прямолинейного движения координатную ось X направляют в сторону движения. При таком выборе оси ускорение положительно для *равноускоренного* движения и отрицательно для *равнозамедленного* движения. На рис. 3.14 представлены графики зависимостей ускорения, скорости и координаты тела от времени равноускоренного движения.

Примеры равноускоренного движения

а) Гоночный автомобиль стартует с места и при постоянном ускорении развивает скорость 385 км/ч (107 м/с) на пути 0,4 км (400 м).

Применим формулу (3.7), из которой найдем ускорение при разгоне:

$$v^2 - v_0^2 = 2as \rightarrow a = \frac{(v^2 - v_0^2)}{2s} = \frac{(107^2 - 0)}{800} = 14,3 \text{ м/с}.$$

Это ускорение близко к максимально достижимому сухопутными колесными средствами и зависит от трения между колесами и дорогой. Попытки превысить эту максимальную величину путем использования более мощного двигателя приведут к проскальзыванию шин.

Время, затраченное на разгон, найдем из уравнения (3.5):

$$v = v_0 + a \cdot t \rightarrow t = \frac{(v - v_0)}{a} = \frac{(107 - 0)}{14,3} \approx 7,5 \text{ с.}$$

б) Найдем тормозной путь автомобиля, зная который важно не только для безопасности движения, но и в целях рациональной организации движения. Пусть, например, при скорости движения $v_0 = 100 \text{ км/ч}$ (28 м/с) водитель принимает решение об экстренном торможении. Считается, что время реакции, затраченное на реализацию решения включить тормоз, составляет $0,3\text{—}1,0 \text{ с}$. Положим его равным $0,50 \text{ с}$. В это время автомобиль будет двигаться равномерно и пройдет путь $s_1 = v_0 \cdot t = 14 \text{ м}$. На сухой ровной дороге ускорение торможения составляет $5\text{—}8 \text{ м/с}^2$. Положим его равным $6,0 \text{ м/с}^2$. Подставим это значение в формулу (3.7) со знаком «—» (так как движение замедленное) и найдем путь s_2 , пройденный от начала торможения до остановки:

$$s_2 = \frac{(0 - v_0^2)}{2a} = \frac{-28^2}{-12} \approx 65 \text{ м.}$$

Полной путь равен $s = s_1 + s_2 = 79 \text{ м}$.

На мокрой дороге или при гололеде величина a может составлять лишь треть величины a на сухой дороге и тормозной путь значительно увеличится.

в) Игрок в бейсбол (рис. 3.15) бросает мяч со скоростью $v = 30 \text{ м/с}$ (начальная скорость $v = 0$). При броске мяч ускоряется на общем расстоянии (для взрослого мужчины) $s \approx 3,5 \text{ м}$, когда игрок проводит мяч из-за спины до точки, в которой мяч освобождается. Воспользовавшись соотношением (3.7) найдем ускорение, сообщаемое мячу:

$$a = \frac{(v^2 - v_0^2)}{2s} = 129 \text{ м/с}^2.$$

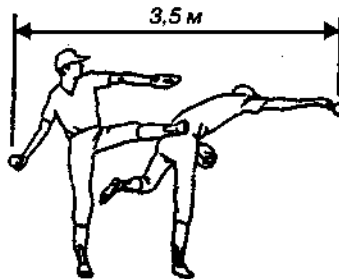


Рис. 3.15. Игрок в бейсбол ускоряет мяч на отрезке $3,5 \text{ м}$

Это почти в 13 раз больше ускорения свободного падения.

3.5. Свободное падение и его ускорение

В природе существует естественное равноускоренное движение — это свободное падение.

Свободным падением называется падение тела, если на него действует единственная сила — сила тяжести.

Опыты, проведенные Галилеем, показали, что при свободном падении все тела движутся с одинаковым ускорением, которое

называют *ускорением свободного падения* и обозначают буквой g . Вблизи поверхности Земли $g \approx 9,8 \text{ м/с}^2$. Ускорение свободного падения обусловлено притяжением со стороны Земли и направлено *вертикально вниз*. Строго говоря, такое движение возможно лишь в вакууме. Падение в воздухе можно считать *приблизительно* свободным, если сила сопротивления движению со стороны воздуха мала по сравнению с силой тяжести.

На рис. 3.16 приведены стробоскопические фотографии стального шарика, падающего вертикально вниз без начальной скорости, и шарика, которому сообщена горизонтальная скорость.

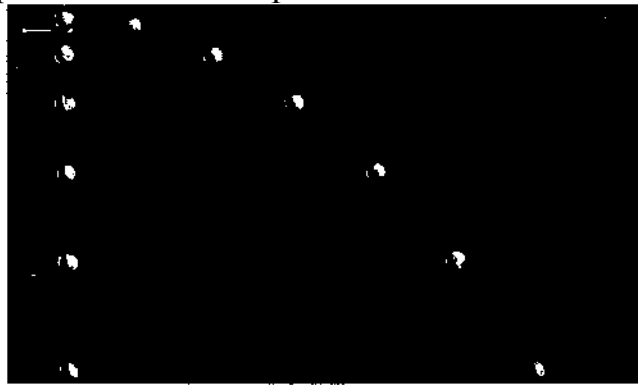


Рис. 3.16. Стробоскопическая фотография свободного падения

Траектория движения свободно падающего тела зависит от *направления* вектора начальной скорости. Если тело брошено вертикально вниз, то траектория — вертикальный отрезок, а движение является *равнопеременным*. Если тело брошено вертикально вверх, то траектория состоит из двух вертикальных отрезков. Сначала тело *поднимается*, двигаясь *равнозамедленно*. В точке наивысшего подъема скорость становится равной *нулю*, после чего тело *опускается*, двигаясь *равноускоренно*. Если вектор начальной скорости направлен под углом к горизонту, то движение тела происходит по параболе. Так при отсутствии сопротивления воздуха двигаются брошенный бейсбольный мяч, диск, молот, спортсмен прыгающий в длину (в высоту), летящая пуля и др.

Предположим, что тело брошенное под углом к горизонту θ_0 имеет начальную скорость v_0 , рис. 3.17.

Движение происходит в вертикальной плоскости, проходящей через вектор начальной скорости. Поместим начало координат в начальную точку, а координатные оси направим горизонтально (X) и вертикально вверх (Y). Ускорение в любой точке полета равно ускорению свободного падения g .

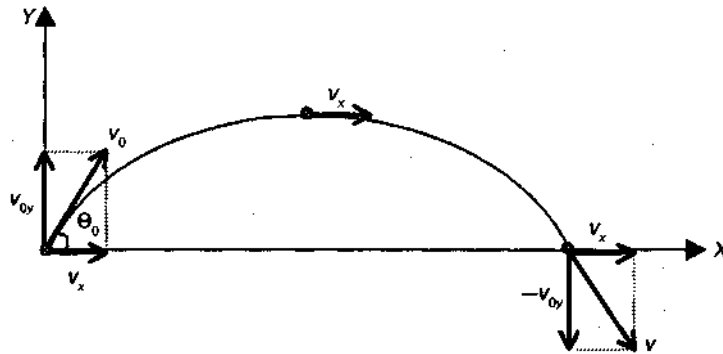


Рис. 3.17. Движение тела, брошенного под углом к горизонту

Проекция вектора g на ось X равна нулю. Поэтому движение вдоль этой оси является *равномерным* со скоростью $v_x = v_0 \cdot \cos(\theta_0)$. Проекция вектора g на ось Y равна $-g$. Поэтому движение вдоль этой оси является *равнопеременным* с ускорением $-g$ и начальной скоростью $v_{0y} = v_0 \cdot \sin(\theta_0)$. Таким образом, тело, брошенное под углом к горизонту участвует одновременно в двух независимых движениях: равномерном движении по горизонтали и в равнопеременном — по вертикали. Дальность полета максимальна при $\theta_0 = 45^\circ$. Характеристики движения по двум осям представлены в табл. 3.2.

Следует иметь в виду, что скорости в симметричных точках параболы по модулю одинаковы, но направление вертикальных проекций противоположное.

Тело в баллистическом движении может пересечь ось X , если исходная точка броска находилась выше, чем точка приземления.

Рассмотрим некоторые примеры теоретических расчетов.

Полет футбольного мяча

По футбольному мячу ударяют так, что он взлетает под углом $\theta_0 = 37^\circ$ со скоростью 20 м/с. Используя формулы приведенные

в табл. 3.2 найдем дальность полета

$$S = \frac{v_0^2 \sin(2\theta_0)}{g} = 39,2 \text{ м.}$$

Таблица 3.2

Характеристики движения тела, брошенного под углом к горизонту, по двум осям (ось Y направлена вверх)

Характеристики	Ось X	Ось Y
Начальная скорость	$v_{0x} = v_0 \cdot \cos(\theta_0)$	$v_{0y} = v_0 \cdot \sin(\theta_0)$.
Ускорение	0	$-g$
Время полета	$y = \frac{2v_0 \sin \theta_0}{g}$	

Дальность полета для случая, когда точки броска и приземления находятся на одной высоте	$S = \frac{v_0^2 \sin(2\theta_0)}{g}$	
Максимальная высота		$H = \frac{v_{0y}^2}{2g}$
Скорость в момент t	$v_x = v_{0x}$	$v_y = v_{0y} - gt$
Координаты в момент t	$x = v_x \cdot t$	$y = v_{0y} \cdot t - \frac{gt^2}{2}$

Максимальная высота подъема $H = \frac{v_{0y}^2}{2g} = \frac{v_0^2 \cdot \sin^2(\theta_0)}{2g} = 7,35 \text{ м.}$

Полет пули

Из автомата производят выстрел в *горизонтальном* направлении ($q_0 = 0$). Начальная скорость пули $v_0 = 715 \text{ м/с}$. Расстояние до мишени $x = 100 \text{ м}$. В нашем случае $v_x = v_{0x} = v_0 = 715 \text{ м/с}$; $v_{0y} = 0$.

Из уравнения $x = v_x \cdot t$ найдем $t = \frac{x}{v_x} = 0,14 \text{ с}$ Координата точки мишени, в

которую попадет пуля, находится из уравнения $y = v_{0y} \cdot t - \frac{gt^2}{2} = -0,1 \text{ м}$. Таким образом пуля опустится на 10 см. Чтобы скомпенсировать такое опускание, выстрел производят под небольшим углом вверх, для чего соответствующим образом устанавливают прицел.

Прыжок в длину с разбега (рис. 3.18)

Оценим *теоретическую* максимальную дальность прыжка в длину, определяемую физическими возможностями человека. Горизонтальную скорость v_{0x} спортсмен набирает при разбеге.

Примем ее равной максимальной скорости спринтера: $v_{0x} = 10,5 \text{ м/с}$. Вертикальную скорость v_{0y} спортсмен приобретает при отталкивании. Оценим ее исходя из того, что высота, на которую человек может поднять свой центр масс, прыгая вертикально вверх с места, приблизительно равна 0,6 м. Из формулы

$$H = \frac{v_{0y}^2}{2g}$$

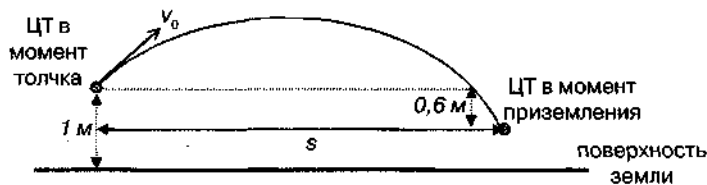


Рис. 3.18. К описанию прыжка в длину с разбега

Найдем $v_{0y} = \sqrt{2gH} = 3,43$ м/с. Прыгун отталкивается в вертикальном положении, а приземляется в «сидячем» положении. При этом центр масс опускается приблизительно на 0,6 м (при отталкивании центр масс находится на высоте ~ 1 м, а при приземлении на высоте $\sim 0,4$ м). Значит координата точки приземления $y \approx -0,6$ м.

Эта координата определяется формулой $y = v_{0y} \cdot t - \frac{gt^2}{2}$. Подставив численные значения, получим квадратное уравнение: $4,9 \cdot t^2 - 3,43 \cdot t - 0,6 = 0$. Решив его, найдем время полета $t = 0,845$ с. Дальность прыжка найдем из формулы $s = v_x \cdot t = 8,87$ м.

3.6. Движение по окружности, центростремительное и тангенциальное ускорения. Угловое ускорение

В природе движение тела чаще происходит по кривым линиям. Почти любое криволинейное движение можно представить как последовательность движений по дугам окружностей. В общем случае, при движении по окружности скорость тела изменяется как *по величине*, так и *по направлению*.

Равномерное движение по окружности

Движение по окружности называется равномерным, если величина скорости остается неизменной.

Основными характеристиками такого движения являются:

- радиус окружности R ;
- скорость движения (линейная скорость) V ;
- угловая скорость движения ω ;
- угол поворота радиуса (угловое перемещение) φ ω

Угловой скоростью тела, движущегося по окружности равномерно, называется отношение угла поворота его радиус-вектора ко времени, за которое совершен поворот: $\omega = \frac{\varphi}{t}$.

В физике применяется радианная мера угла (безразмерная), которая определяется, как отношение длины дуги (l) к радиусу

окружности: $\varphi = \frac{l}{R}$, поэтому размерность угловой скорости —

$\frac{1}{c} = c^{-1}$, рис. 3.19, а. **Радян** — такой угол, длина дуги которого равна

радиусу окружности. Полный поворот по окружности содержит 2π радиан.

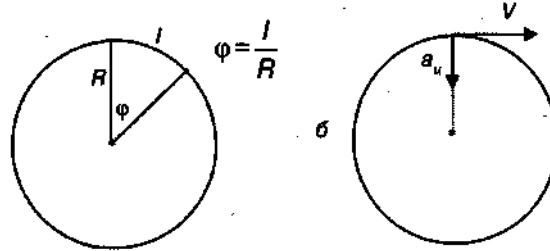


Рис. 3.19. Радианная мера угла (а). Центростремительное ускорение (б)

Между линейной и угловой скоростями существует простая связь:

$$V = \frac{l}{t} = R \cdot \frac{\varphi}{t}; \quad \frac{\varphi}{t} = \omega \rightarrow \quad (3.8)$$

$$V = \omega \cdot R.$$

Можно показать (рис. 3.19.б), что при равномерном движении по окружности вектор ускорения направлен к центру. Такое ускорение называется **центростремительным**.

Величина центростремительного ускорения определяется формулами

$$a_u = \frac{V^2}{R} = \omega^2 \cdot R. \quad (3.9)$$

Кроме основных характеристик вращательного движения, используются следующие вспомогательные величины:

- *частота вращения* (ν), равная числу оборотов за единицу времени: $\nu = \frac{N}{t}$ (N — число оборотов). Размерность — 1 /с.
- *период обращения* (T), равный времени, за которое тело совершает один оборот: $T = \frac{t}{N}$. Размерность — с.

Эти величины связаны с угловой скоростью соотношениями:

$$\omega = 2 \cdot \pi \cdot \nu = \frac{2 \cdot \pi}{T}. \quad (3.10)$$

Неравномерное движение по окружности

Если скорость тела, движущегося по окружности, изменяется по величине, то наряду с центростремительным ускорением a_u будет иметь место и тангенциальное ускорение a_t , рис. 3.20.

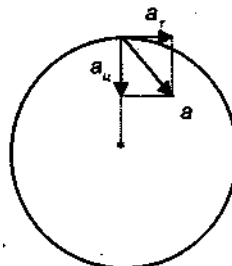


Рис. 3.20. Компоненты ускорения при неравномерном вращательном движении

В отличие от центростремительного ускорения, которое обусловлено изменением направления скорости, тангенциальное ускорение возникает из-за изменения величины вектора скорости:

$$a_{\tau} = \frac{dv}{dt}.$$

Тангенциальное ускорение всегда направлено по касательной к окружности, и, если скорость увеличивается, его направление совпадает с направлением движения. Если же скорость уменьшается, то направление тангенциального ускорения противоположно вектору скорости. Вектора $a_{\text{ц}}$ и a_{τ} перпендикулярны друг другу, а их сумма дает вектор полного ускорения:

$$\mathbf{a} = \mathbf{a}_{\text{ц}} + \mathbf{a}_{\tau}$$

Поскольку эти векторы всегда перпендикулярны друг другу, величина полного ускорения в любой момент времени равна:

$$a = \sqrt{a_{\text{ц}}^2 + a_{\tau}^2}.$$

С тангенциальным ускорением мы встречаемся в спорте. Например, раскручивая молот, спортсмен сообщает ему тангенциальное ускорение для того, чтобы он приобрел к моменту броска высокую скорость.

Кроме обычного ускорения (a), при описании неравномерного движения по окружности используют еще одну характеристику — угловое ускорение (ε).

Угловым ускорением тела называется *производная от угловой скорости по времени* (отношение изменения угловой скорости ко времени этого изменения, вычисленное в очень маленьком интервале данной точки траектории):

$$\varepsilon = \frac{d\omega}{dt}. \quad (3.11)$$

Размерность ускорения в СИ — $1/\text{с}^2$.

Примечание. В тех случаях, когда угловая скорость рассматривается как вектор, угловое ускорение тоже является вектором. В данном учебнике такие случаи не рассматриваются.

Можно показать, что угловое ускорение равно отношению тангенциального ускорения к радиусу окружности:

$$\varepsilon = \frac{a_{\tau}}{R}. \quad (3.12)$$

3.7. Связь вращательного движения с колебательным

Вращательное движение тесно связано с колебательным. На рис 3.21. показано, что при равномерном движении тела по окружности его координата вдоль оси Y изменяется по гармоническому закону (аналогичная зависимость имеет место и вдоль оси X). Угол поворота радиуса при этом, отсчитывается от

горизонтальной оси против часовой стрелки. Этот угол называется фазой (греч. phasis — появление).

Примеры вращательного движения показаны на рис 3.22.

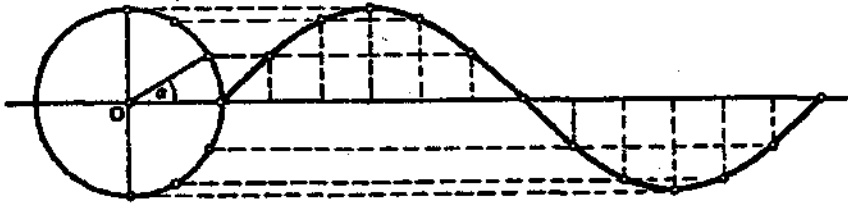


Рис. 3.21. Колебательный характер изменения координаты точки при ее равномерном вращении

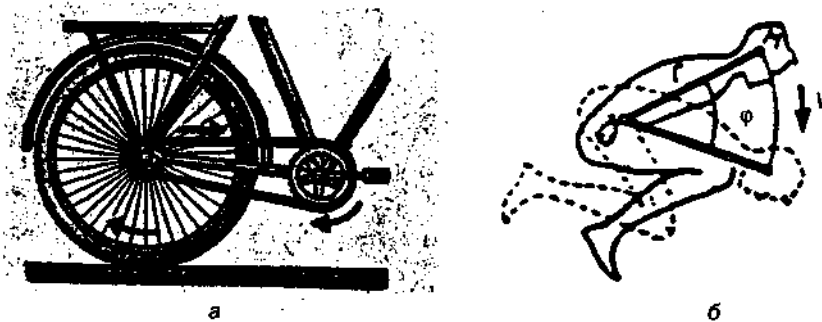


Рис. 3.22. Вращательное движение: колеса велосипеда (а), тела человека вокруг центра масс (б)

Ускорение вызывается силой. Следовательно, на тело, движущееся по окружности, действует сила, направленная к центру окружности. Эта сила $F_{ц}$ называется *центростремительной*. С этой силой на движущееся по окружности тело действует связь. Роль центростремительной силы может выполнять любая по природе сила.

По второму закону Ньютона $F_{ц} = ma_{ц}$. Так как центростремительное ускорение $a_{ц} = \frac{v^2}{R}$ или $a_{ц} = \omega^2 \cdot R$, то центростремительная сила равна:

$$F_{ц} = \frac{m \cdot v^2}{R} \text{ или } F_{ц} = m \cdot \omega^2 \cdot R. \quad (3.13)$$

По третьему закону Ньютона всякое действие вызывает равное и противоположно направленное противодействие. Центростремительной силе, с которой связь действует на тело, противодействует равная по модулю и противоположно направленная сила, с которой тело действует на связь. Эту силу $F_{ц.б.}$ назвали *центробежной*, так как она направлена по радиусу от центра окружности. Центробежная сила равна по модулю центростремительной:

$$F_{ц.б.} = \frac{m \cdot v^2}{R} \text{ или } F_{ц.б.} = m \cdot \omega^2 \cdot R. \quad (3.14)$$

Примеры

Рассмотрим случай, когда спортсмен вращает вокруг своей головы предмет, привязанный к концу нити. Спортсмен ощущает при этом силу, приложенную к руке и тянущую ее наружу. Для удержания предмета на окружности спортсмен (посредством нити) тянет его внутрь. Следовательно, по третьему закону Ньютона, предмет (опять-таки посредством нити) действует на руку с равной и противоположно направленной силой, и это та сила, которую ощущает рука спортсмена (рис. 3.23). Сила, действующая на предмет — это направленная внутрь сила натяжения нити.

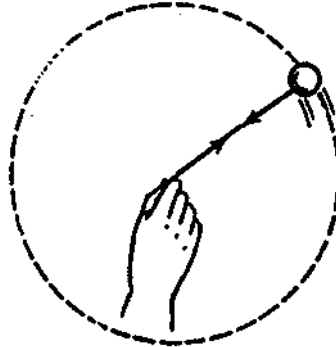


Рис. 3.23. При вращении шарика на нити рука действует на шарик, шарик на руку

Другой пример: на спортивный снаряд «молот» действует трос, удерживаемый спортсменом (рис. 3.24).



Рис. 3.24. На спортивный снаряд «молот» действует трос, удерживаемый спортсменом

Напомним, что центробежная сила действует не на вращающееся тело, а на нить. Если бы центробежная сила действовала *на тело*, то при обрыве нити оно улетело бы по радиусу в сторону от центра, как показано на рис 3.25, а. Однако на самом деле при обрыве нити тело начинает двигаться по касательной (рис 3.25, б) в направлении скорости, которую оно имело в момент обрыва нити.

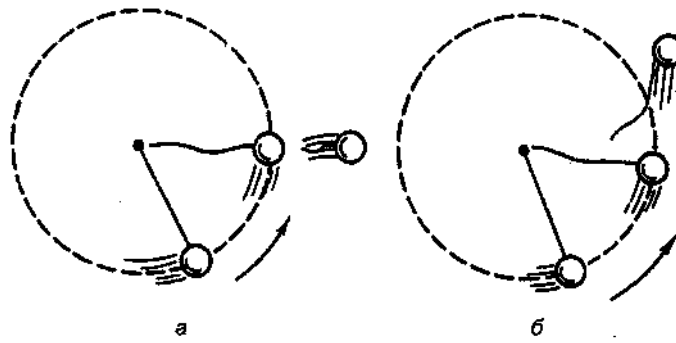


Рис. 3.25. Движение тела после обрыва нити:

- а) если бы центробежная сила была приложена к телу, то при обрыве нити тело улетело бы по радиусу;
 б) действительный полет тела

Центробежные силы находят широкое применение.

Центрифуга — устройство, предназначенное для тренировок и испытаний летчиков, спортсменов, космонавтов. Большой радиус (до 15 м) и большая мощность двигателей (несколько МВт) позволяют создавать центростремительное ускорение до 400 м/с^2 . Центробежная сила при этом прижимает тела с силой, превосходящей нормальную силу тяжести на Земле больше чем в 40 раз. Человек может выдерживать временную перегрузку в 20—30 раз, если он лежит перпендикулярно направлению центробежной силы, и в 6 раз, если лежит вдоль направления этой силы.

3.8. Элементы описания движения человека

Движения человека носят сложный характер и с трудом поддаются описанию. Однако в ряде случаев можно выделить существенные моменты, отличающие одни виды движений от других. Рассмотрим, например, чем отличается бег от ходьбы.

Элементы шагательных движений при ходьбе представлены на рис. 3.26. В шагательных движениях каждая нога поочередно бывает опорной и переносной. В опорный период входят амортизация (торможение движения тела по направлению к опоре) и отталкивание, в переносной — разгон и торможение.

Последовательные движения тела человека и его ног при ходьбе представлены на рис. 3.27.

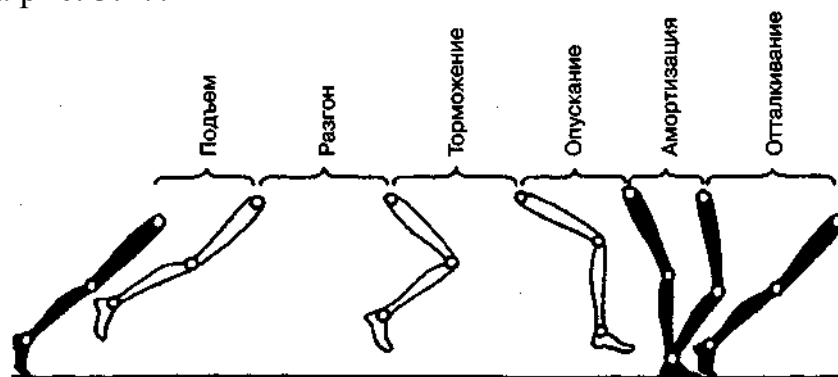


Рис. 3.26. Элементы шагательного движения

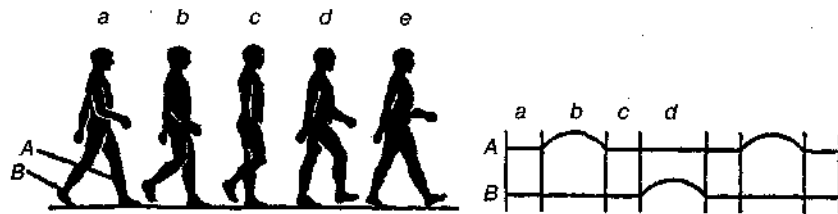


Рис. 3.27. Последовательные движения тела человека при ходьбе

Линии А и В дают качественное изображение движения стоп ног в процессе ходьбы. Верхняя линия А относится к одной ноге, нижняя линия В — к другой. Прямые участки соответствуют моментам опоры стопы о землю, дугообразные участки — моментам движения стоп. В течение промежутка времени (*a*) обе ноги опираются на землю; затем (*b*) — нога А в воздухе, нога В продолжает опираться; а после (*c*) — вновь обе ноги опираются о землю. Чем быстрее ходьба, тем короче становятся промежутки (*a* и *c*).

На рис. 3.28 представлены последовательные движения тела человека при беге и графическое изображение движений стоп. Как видно на рисунке, при беге существуют промежутки времени (*b*, *d*, *f*), когда обе ноги находятся в воздухе, а промежутков одновременного касания ног земли нет. Этим и отличается бег от ходьбы.

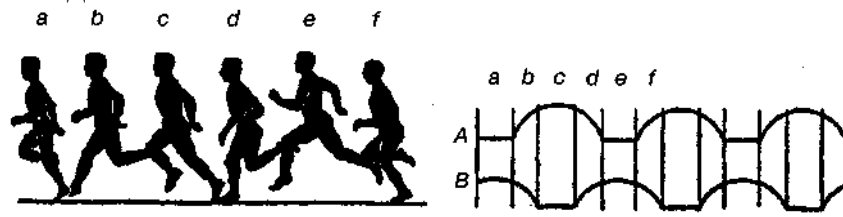


Рис. 3.28. Последовательные движения тела человека при беге

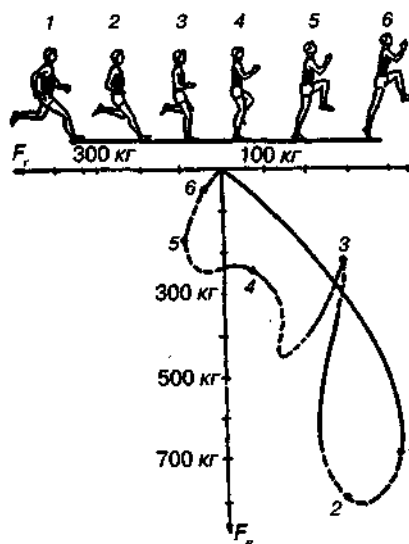


Рис. 3.29. Силы, действующие на опору при отталкивании

Другим распространенным видом движения является отталкивание от опоры при различных прыжках. Отталкивание совершается за счет

выпрямления толчковой ноги, маховых движений рук и туловища. Задача отталкивания — обеспечить максимальную величину вектора начальной скорости общего центра масс спортсмена и его оптимальное направление. На рис. 3.29 показаны фазы процесса отталкивания и соответствующие им силы (горизонтальная — F_r и вертикальная — F_B), с которыми спортсмен $m = 70$ кг действует на опору при прыжке в длину. Видно, что эти силы значительно превышают вес спортсмена.

Глава 4 ДИНАМИКА ДВИЖЕНИЯ МАТЕРИАЛЬНОЙ ТОЧКИ

Динамикой называется раздел механики, в котором изучается движение тела с учетом его взаимодействия с другими телами.

В разделе «Кинематика» были введены понятия *скорости* и *ускорения* материальной точки. Для реальных тел эти понятия нуждаются в уточнении, так как для различных *точек реального тела* эти характеристики движения могут быть различны. Например, закрученный футбольный мяч не только движется вперед, но и вращается. Точки вращающегося тела движутся с разными скоростями. По этой причине сначала рассматривается динамика материальной точки, а затем полученные результаты распространяются на реальные тела.

4.1. Первый закон Ньютона. Инерциальная система отсчета

В различных системах отсчета движение одного и того же тела выглядит по-разному и от выбора системы отсчета во многом зависит простота или сложность описания движения. Обычно в физике используют *инерциальную систему* отсчета, существование которой установил Ньютон, обобщив опытные данные.

Первый закон Ньютона

Существует система отсчета, относительно которой тело (материальная точка) движется равномерно и прямолинейно или сохраняет состояние покоя, если на него не действуют другие тела. Такая система называется *инерциальной*.

Если тело неподвижно или движется равномерно и прямолинейно, то его ускорение равно нулю. Поэтому в инерциальной системе отсчета скорость тела изменяется только под воздействием других тел. Например, футбольный мяч, катящийся по полю, через некоторое время останавливается. В данном случае изменение его скорости обусловлено воздействиями со стороны покрытия поля и воздуха.

Инерциальных систем отсчета существует *бесчисленное множество*, потому что любая система отсчета, которая движется относительно инерциальной системы равномерно прямолинейно также является инерциальной.

Во многих случаях *инерциальной* можно считать систему отсчета, связанную с Землей.

4.2. Масса. Сила. Второй закон Ньютона. Сложение сил

В инерциальной системе отсчета причиной изменения скорости тела является воздействие других тел. Поэтому при взаимодействии двух тел *изменяются скорости обоих*.

Опыт показывает, что при взаимодействии двух материальных точек их ускорения обладают следующим свойством.

Отношение величин ускорений двух взаимодействующих тел есть величина постоянная, не зависящая от условий взаимодействия.

Например, при столкновении двух тел отношение величин ускорений не зависит ни от скоростей тел, ни от угла, под которым происходит столкновение.

То тело, которое в процессе взаимодействия приобретает *меньшее* ускорение, называется *более инертным*.

Инертность — свойство тела оказывать сопротивление изменению скорости его движения (как по величине, так и по направлению).

Инертность — неотъемлемое свойство материи. Количественной мерой инертности является специальная физическая величина — масса.

Масса — количественная мера инертности тела.

В быту мы измеряем массу взвешиванием. Однако этот метод не является универсальным. Например, невозможно взвесить

планету. Поэтому физики ввели понятие массы, основанное на закономерностях взаимодействия тел. Для этого используется следующая процедура:

- некое тело выбирают в качестве *эталона массы* (т. е. его массу принимают за единицу: $m_3 = 1$);
- для определения массы другого тела его приводят во взаимодействие с эталоном и определяют величины ускорений тела — a_T и эталона — a_3 ;
- массу тела вычисляют по формуле

$$m = \left(\frac{a_3}{a_T} \right) \cdot m_3. \quad (4.1)$$

Единица измерения массы в СИ называется *килограмм* ($m_3 = 1$ кг).

Вместо эталона можно использовать любое другое тело, масса которого уже известна, например — m_1 . Тогда определяемая масса — m_2 находится по аналогичной формуле

$$m_2 = \left(\frac{a_1}{a_2} \right) \cdot m_1. \quad (4.2)$$

Формулы (4.1 и 4.2) имеют теоретическую ценность, но в практических расчетах используют более удобную формулу:

$$m_2 = \left(\frac{|\Delta v_1|}{|\Delta v_2|} \right) \cdot m_1. \quad (4.3)$$

Здесь $|\Delta v_1|$ и $|\Delta v_2|$ —изменения векторов скоростей тел за все время взаимодействия.

Преимущество формулы (4.3) состоит в том, что измерить изменение вектора скорости во многих случаях значительно проще, чем ускорение.

Пример

Тело $m_1 = 2$ кг и тело неизвестной массы m_2 расположены на гладком столе. Между ними расположена сжатая пружина (рис. 4.1). Пружину освобождают, и она расталкивает тела. Первое тело приобретает скорость $v_1 = 0,3$ м/с, а второе — $v_2 = 0,5$ м/с.

Поскольку начальные скорости равны нулю, то $|\Delta v_1| = v_1$, $|\Delta v_2| = v_2$. По формуле (4.3) находим $m_2 = (0,3/0,5) \cdot 2 = 1,2$ кг.

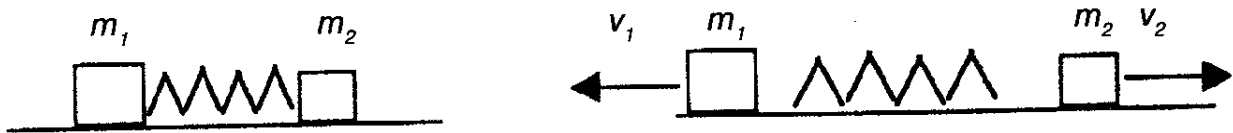


Рис. 4.1. Определение массы неизвестного тела

Изменение скорости тела обусловлено воздействием других тел. Поэтому естественно считать, что воздействие тем интенсивнее, чем больше созданное им ускорение. С другой стороны, у тела с большей массой ускорение меньше (т. е. его скорость изменить труднее). Поэтому измерять воздействие на тело со стороны всех других тел принято произведением массы тела на сообщенное ему ускорение. Эту меру воздействия называют *силой*.

Силой, действующей на тело со стороны других тел, называется векторная величина, равная произведению массы тела на его ускорение относительно инерциальной системы отсчета:

$$F = m \cdot a. \quad (4.4)$$

Единица измерения силы в СИ называется *ньютоном*: $\text{Н} = \text{кг} \cdot \text{м}/\text{с}^2$

Между массой тела, действующей силой и приобретенным ускорением существует взаимосвязь. Если соотношение (4.4) переписать в виде $a = \frac{F}{m}$, то мы получим **Второй закон Ньютона**: в инерциальной системе отсчета ускорение тела прямо пропорционально действующей на него силе и обратно пропорционально его массе. Направление ускорения совпадает с направлением действующей силы: $a = \frac{F}{m}$.

Сложение сил

Если на тело (материальную точку) действует несколько других тел, то сила результирующего воздействия (равнодействующая сила), которая и создает ускорение тела, равна векторной сумме отдельных сил: $F_0 = F_1 + F_2 + \dots$

Например, на прыгуна в длину действуют сила тяжести ($m \cdot g$) и сила сопротивления воздуха (F_c), рис 4.2, а. Ускорение создает их равнодействующая (F_p).

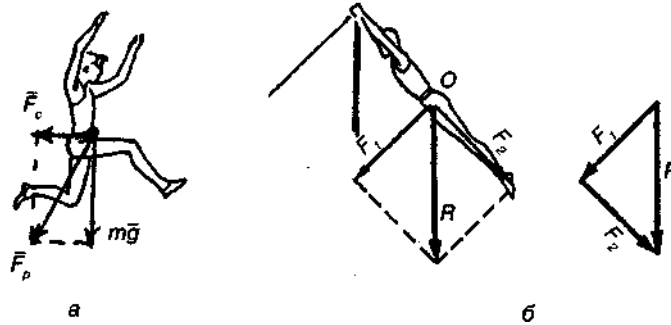


Рис. 4.2. Сложение (а) и разложение (б) сил

В некоторых случаях требуется решить обратную задачу: представить одну действующую силу в виде суммы двух составляющих, направленных определенным образом. Это также делается путем построения параллелограмма сил. На рис. 4.2, б показан гимнаст, выполняющий упражнение на перекладине. Действующую на него силу тяжести удобно представить как сумму двух взаимно перпендикулярных сил F_1 и F_2 . Первая составляющая создает линейное ускорение ОЦМ, а вторая составляющая принимает участие в создании центростремительного ускорения (вместе с реакцией перекладины, действующей на кисти рук).

4.3. Третий закон Ньютона

Из определения массы тела как меры его инертности (4.2) следует, что при взаимодействии двух тел их ускорения обратно пропорциональны массам:

$$\frac{a_1}{a_2} = \frac{m_2}{m_1}.$$

Освободившись от знаменателя, получим: $m_1 \cdot a_1 = m_2 \cdot a_2$.

В соответствии с формулой (4.4), произведение массы тела на его ускорение равно действующей на тело силе: $m \cdot a = F$. Поэтому взаимодействующие тела действуют друг на друга с силой одинаковой по величине: $F_1 = F_2$ (F_1 — сила, действующая на первое тело со стороны второго, F_2 — сила, действующая на второе тело со стороны первого).

Кроме того, экспериментально установлено, что ускорения взаимодействующих тел всегда имеют противоположные направления. Поэтому и силы F_1 , F_2 направлены в противоположные стороны. Это определяет содержание **Третьего закона Ньютона**: взаимодействующие тела действуют друг на друга с силой, одинаковой по величине и противоположной по направлению: $F_1 = -F_2$.

4.4. Кинетическая энергия материальной точки и механическая работа

Второй закон Ньютона устанавливает связь между ускорением материальной точки и действующими на нее силами. Однако в ряде случаев бывает удобно освободиться от ускорения. Это можно сделать путем совместного использования уравнений кинематики и второго закона Ньютона. При этом появляются две новые физические величины, имеющие большое значение: *механическая работа* и *кинетическая энергия*.

Пусть материальная точка движется прямолинейно с ускорением a под действием силы, направленной в сторону движения тела. Из кинематики известно, что при переходе тела из одной точки в другую выполняется соотношение

$$v_2^2 - v_1^2 = 2 \cdot a \cdot s,$$

где v_2 и v_1 — конечная и начальная скорости тела; s — пройденный путь.

По второму закону Ньютона $a = \frac{F}{m}$. Подставив в формулу, получим:

$$\frac{m \cdot v_2^2}{2} - \frac{m \cdot v_1^2}{2} = F \cdot s.$$

Можно показать, что в общем случае, когда сила образует с направлением движения угол α , формула принимает вид (рис. 4.3):

$$\frac{m \cdot v_2^2}{2} - \frac{m \cdot v_1^2}{2} = F \cdot s \cdot \cos(\alpha). \quad (4.5)$$

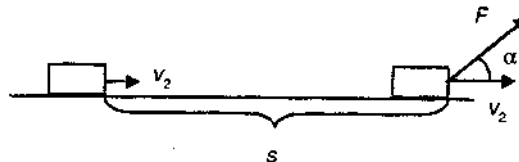


Рис. 4.3. Изменение кинетической энергии тела под действием силы

Скалярная величина, равная половине произведения массы тела на квадрат его скорости называется *кинетической энергией* тела:

$$E_k = \frac{m \cdot v^2}{2}. \quad (4.6)$$

Кинетическая энергия тела (от гр. kinetikos — приводящий в движение) — это энергия, которой тело обладает вследствие движения.

Скалярная величина, равная произведению силы, действующей на тело, на пройденный им путь и на косинус угла между направлением силы и направлением движения называется *механической работой*:

$$A = F \cdot s \cdot \cos(\alpha). \quad (4.7)$$

Если на тело действует несколько сил ($F_I, F_{II} \dots$), то полная работа равна

сумме работ отдельных сил:

$$A = A_I + A_{II} + \dots$$

Подставив формулы (4.6 и 4.7) в соотношение (4.5), получим связь между работой равнодействующей силы и кинетической энергией материальной точки.

Изменение кинетической энергии материальной точки равно сумме работ всех действующих на нее сил:

$$E_{K2} - E_{K1} = A_I + A_{II} + \dots \quad (4.8)$$

Здесь E_{K2} и E_{K1} — кинетическая энергия тела в начальной и конечной точках траектории.

Это соотношение выполняется и *в общем, случае*, но работа вычисляется как интеграл от силы вдоль траектории движения от ее начальной точки (1) до конечной точки (2):

$$A = \int_1^2 F \cdot \cos(\alpha) \cdot ds. \quad (4.9)$$

Работа силы может быть как положительной, так и отрицательной. Ее знак определяется величиной угла α . Если этот угол *острый* (сила направлена в сторону движения тела), то работа *положительна*. При *тупом* угле α работа *отрицательна*.

Если при движении точки угол $\alpha = 90^\circ$ (сила направлена перпендикулярно вектору скорости), то работа равна нулю.

Пример

Пусть тело массой m , начальная скорость которого равна нулю, начинает двигаться по гладкой горизонтальной плоскости под действием силы F , направленной вдоль нее. Кроме силы F , на тело будут действовать еще две силы (рис. 4.4):

- сила притяжения ($F_{пр}$), направленная вниз;
- реакция опоры (N), действующая со стороны плоскости и направленная перпендикулярно ей.

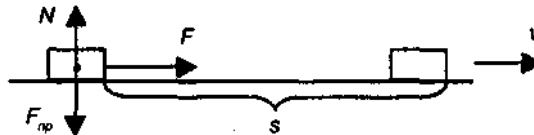


Рис. 4.4. Движение тела по гладкой плоскости

Требуется определить, какую скорость приобретет тело, пройдя путь s .

Применим к движению тела уравнение (4.8):

$$E_{K2} - E_{K1} = A_f + A_{пр} + A_f \quad (4.10)$$

Начальная скорость равна нулю, поэтому $E_{K1} = 0$. Конечную скорость обозначим v . Тогда $E_{K2} = \frac{m \cdot v^2}{2}$.

Для силы F угол $\alpha = 0$ и $\cos(\alpha) = 1$. Поэтому $A_F = F \cdot s$. Для сил F_{np} и N угол $\alpha = 90^\circ$ и $\cos(\alpha) = 0$. Поэтому их работы равны нулю. Подставив эти значения в (4.10), получим:

$$\frac{m \cdot v^2}{2} - 0 = F \cdot s + 0 + 0.$$

Отсюда найдем конечную скорость:

$$V = \sqrt{\frac{2F \cdot s}{m}}.$$

4.5. Динамика движения материальной точки по окружности. Центробежная и тангенциальная силы. Плечо и момент силы. Момент инерции. Уравнения вращательного движения точки

В данном случае материальной точкой можно считать тело, размеры которого малы по сравнению с радиусом окружности.

В подразделе (3.6) было показано, что ускорение тела, движущегося по окружности, складывается из двух составляющих (см. рис. 3.20): центробежного ускорения — a_c тангенциального ускорения a_t , направленных по радиусу и касательной соответственно. Эти ускорения создаются проекциями равнодействующей силы на радиус окружности и касательную к ней, которые называются центробежной силой (F_c) и тангенциальной силой (F_t) соответственно (рис. 4.5).

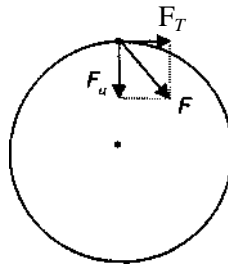


Рис. 4.5. Компоненты равнодействующей силы при неравномерном вращательном движении

Центробежной силой называется проекция равнодействующей силы на тот радиус окружности, на котором в данный момент находится тело.

Тангенциальной силой называется проекция равнодействующей силы на касательную к окружности, проведенную в той точке, в которой в данный момент находится тело.

Роль этих сил различна. Тангенциальная сила обеспечивает изменение *величины* скорости, а центробежная сила вызывает изменение

направления движения. Поэтому для описания вращательного движения записывают второй закон Ньютона для *центростремительной силы*:

$$F_u = m \cdot a_u. \quad (4.11)$$

Здесь m — масса материальной точки, а величина центростремительного ускорения определяется по формуле (4.9).

В ряде случаев для описания движения по окружности удобнее использовать не центростремительную силу (F_u), а *момент силы*, действующей на тело. Поясним смысл этой новой физической величины.

Пусть тело вращается вокруг оси (O) под действием силы, которая *лежит в плоскости окружности*.

Кратчайшее расстояние от оси вращения до линии действия силы (лежащей в плоскости вращения) **называется плечом силы** (h).

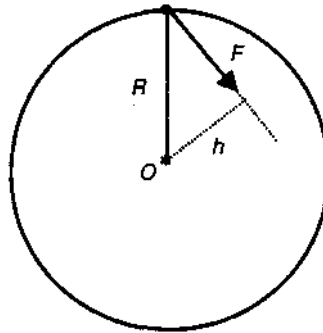


Рис. 4.6. Плечо силы (h)

На рис. 4.6 показаны действующая сила и ее плечо.

Моментом силы (M) относительно оси вращения называется произведение величины силы на ее плечо:

$$M = \pm F \cdot h. \quad (4.12)$$

Момент силы берется со знаком «+», если сила стремится повернуть тело по часовой стрелке и со знаком «—» в противном случае.

Примечание. В некоторых случаях момент силы считают вектором, направленным по оси вращения. В данном учебнике такие случаи не рассматриваются.

Можно показать, что угловое ускорение (ϵ), с которым материальная точка движется по окружности, прямо пропорционально моменту (M) действующей на него силы:

$$\epsilon = \frac{M}{m \cdot R^2}. \quad (4.13)$$

Величина, входящая в знаменатель формулы (4.13), называется моментом инерции.

Моментом инерции (J) материальной точки относительно оси вращения называется произведение ее массы (m) на квадрат расстояния (R) до оси вращения:

$$J = m \cdot R^2. \quad (4.14)$$

Из определения следует, что измеряется момент инерции в $\text{кг} \cdot \text{м}^2$.

Подставив момент инерции (4.14) в знаменатель формулы (4.13), получим уравнение описывающее вращение материальной точки под действием силы:

$$\varepsilon = \frac{M}{J}. \quad (4.15)$$

Угловое ускорение материальной точки равно отношению момента действующей на нее силы к моменту инерции точки относительно оси вращения.

Глава 5 ДИНАМИКА ПОСТУПАТЕЛЬНОГО ДВИЖЕНИЯ ТЕЛА

5.1. Центр масс тела. Масса тела

Любое тело можно рассматривать как совокупность материальных точек, в качестве которых можно, например, брать молекулы. Оказывается, что законы Ньютона, представленные в предыдущем разделе для материальной точки, почти без изменений применимы и к реальному телу, если ввести новое понятие — *центр масс* (ЦМ).

Пусть тело состоит из n материальных точек с массами m_1, m_2, \dots, m_n .

Центром масс тела, состоящего из n материальных точек, называется точка (в геометрическом смысле), радиус-вектор которой определяется формулой:

$$\vec{R} = \frac{m_1 \vec{R}_1 + m_2 \vec{R}_2 + \dots + m_n \vec{R}_n}{m_1 + m_2 + \dots + m_n}, \quad (5.1)$$

Здесь \vec{R}_i — радиус-вектор точки с номером i ($i = 1, 2, \dots, n$).

Это определение выглядит непривычно, но на самом деле оно дает положение того самого центра масс, о котором у нас имеется интуитивное представление. Например, центр масс стержня будет находиться в его середине.

Применение формулы (5.1) для тела, состоящего из двух точек с массами m и $2m$, проиллюстрировано на рис. 5.1.

Можно показать, что скорость и ускорение центра масс определяются аналогичными формулами:

$$\vec{v} = \frac{m_1 \vec{v}_1 + m_2 \vec{v}_2 + \dots + m_n \vec{v}_n}{m_1 + m_2 + \dots + m_n}, \quad (5.2)$$

$$\vec{a} = \frac{m_1 \vec{a}_1 + m_2 \vec{a}_2 + \dots + m_n \vec{a}_n}{m_1 + m_2 + \dots + m_n}. \quad (5.3)$$

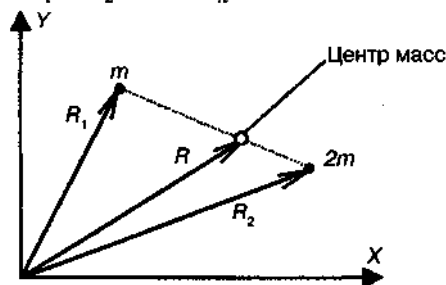


Рис. 5.1. Положение центра масс тела из двух точек

Сумма масс всех точек, входящая в знаменатели формул (5.1-5.3), называется *массой тела*.

Массой тела называется сумма масс всех его точек:

$$m = m_1 + m_2 + \dots + m_n. \quad (5.4)$$

Центры масс некоторых однородных пластин правильной формы показаны на рис. 5.2.

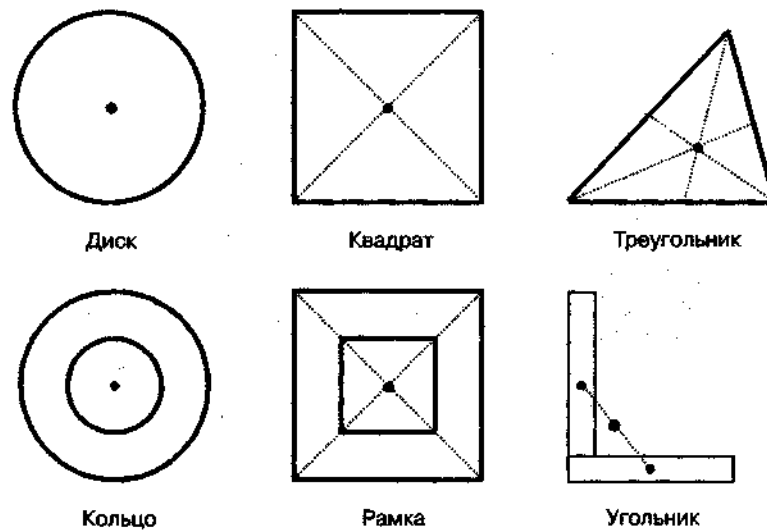


Рис. 5.2. Положение центра масс некоторых пластин правильной формы

В симметричных однородных телах ЦМ всегда расположен в центре симметрии или лежит на оси симметрии, если у фигуры центра симметрии нет. Центр масс может находиться как внутри тела (диск, треугольник, квадрат), так и вне его (кольцо, угольник, квадрат с вырезом в центре). Для человека положение ЦМ зависит от принятой позы. На рис. 5.3. показано положение ЦМ тела прыгуна в воду на различных этапах прыжка. В зависимости от положения частей тела относительно друг друга его ЦМ находится в разных точках.

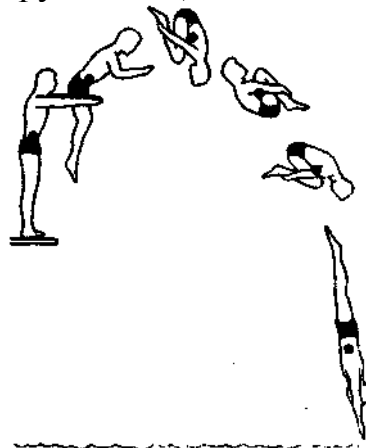


Рис. 5.3. Положение ЦМ прыгуна в воду

5.2. Распределение массы в теле человека

Масса тела и массы его отдельных сегментов очень важны для различных аспектов биомеханики. Во многих видах спорта необходимо знать распределение массы для выработки правильной техники выполнения упражнений. Для анализа движений туловища используется метод сегментирования тела человека: оно рассекается на определенные сегменты. Для каждого сегмента определяется его масса и положение центра масс. На рис. 5.4 указаны сегменты и обозначены антропометрические точки, определяющие

границы сегментов. Здесь же приведены координаты положения

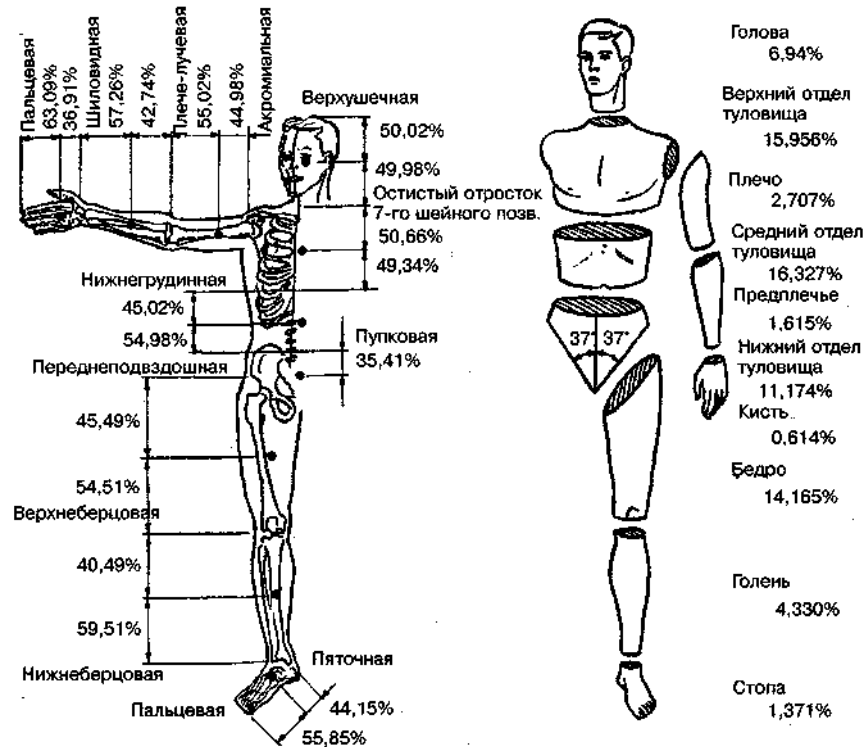


Рис. 5.4. Сегментирование тела человека:

а) сегменты и их относительный вес; б) антропометрические точки границ сегментов и положение их центров масс на продольных осях

центров масс сегментов на их продольных осях (в % к длинам сегментов) и относительные массы сегментов. Это дает возможность более точного определения положения центра масс туловища при выполнении различных упражнений.

На рис. 5.5 приведены похожие результаты (цитируемые во многих источниках, они получены Национальной комиссией по исследованию космического пространства США) изучения распределения массы в теле мужчины.

В табл. 5.1. по тем же данным представлены координаты точек соединения суставов и массы элементов тела. При учебных расчетах принято считать массы различных частей тела в относительных единицах.

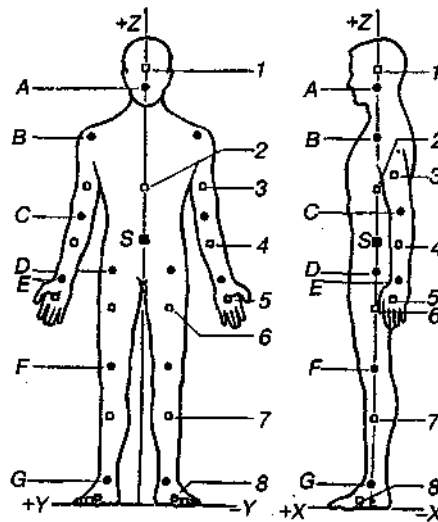


Рис. 5.5. Распределение массы в теле человека: темные кружки, отмеченные номерами, показывают центры масс различных частей тела; темные квадраты показывают положение центра масс всего тела

Таблица 5.1

Массы частей тела в относительных единицах

Сегмент	Относительная масса сегмента
Голова	7%
Туловище	43%
Плечо	3%
Предплечье	2%
Кисть	1%
Бедро (1)	12%
Голень (1)	5%
Стопы	2%

Часто вместо понятия центра масс используют другое понятие — *центр тяжести* (см. подраздел 7.4). В однородном поле тяжести центр тяжести всегда совпадает с центром масс.

Положение центра тяжести звена указывают как его расстояние от оси проксимального сустава и выражают относительно длины всего звена, принятой за единицу. Геометрия масс тела человека представлена на рис. 5.6.

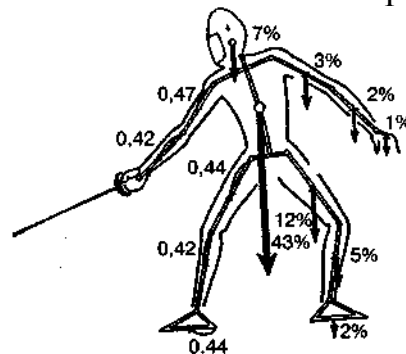


Рис. 5.6. Геометрия масс тела человека: координаты центров тяжести (слева) и относительные веса звеньев (справа)

В табл. 5.2 приведены анатомическое положение центров тяжести

различных звеньев тела.

Таблица 5.2

Центры тяжести частей тела

Часть тела	Положение центра тяжести
Бедро	0,44 длины звена
Голень	0,42 длины звена
Плечо	0,47 длины звена
Предплечье	0,42 длины звена
Туловище	0,44 расстояния от Поперечной оси плечевых суставов до оси тазобедренных; измеряют от головы
Голова	расположен в области турецкого седла клиновидной кости (проекция спереди на поверхность головы — между бровями, сбоку — на 3,0—3,5 см выше наружного слухового прохода)
Кисть	в области головки третьей пястной кости
Стопа	на прямой, соединяющей пяточный бугор пяточной кости с концом второго пальца на расстоянии 0,44 от первой точки
Общий центр тяжести при вертикальном положении тела	расположен при основной стойке малого таза, в области впереди крестца

5.3. Законы Ньютона для произвольного тела. Поступательное движение

Покажем, как понятие *центра масс* используется в законах Ньютона.

На каждую материальную точку, входящую в состав тела, действуют силы как со стороны других тел — *внешние силы*, так и со стороны остальных точек самого тела — *внутренние силы*. Например, для падающего тела *внешними* являются сила тяжести и сила сопротивления воздуха, а *внутренними* являются силы взаимодействия между молекулами. Обозначим F_i сумму всех сил, действующих на точку с номером i , и запишем второй закон Ньютона для всех точек:

$$\begin{aligned} F_1 &= m_1 \cdot a_1 \\ F_2 &= m_2 \cdot a_2, \\ &\dots\dots\dots \\ F_n &= m_n \cdot a_n \end{aligned}$$

Сложив все равенства, получим:

$$F_1 + F_2 + \dots + F_n = m_1 \cdot a_1 + m_2 \cdot a_2 + \dots + m_n \cdot a_n. \quad (5.5)$$

Слева стоит сумма всех сил, действующих на все точки тела. Среди них есть как внешние, так и внутренние силы. В соответствие с третьим законом

Ньютона сумма всех **внутренних**, сил **равна нулю** (силы, с которыми материальные точки действуют друг на друга, **равны** по величине и **противоположны** по направлению и при сложении дают ноль). Поэтому сумма всех сил в равенстве (5.5) равна сумме **внешних** сил:

$$F_1 + F_2 + \dots + F_n = F_{\text{вн}}$$

В правой части равенства (5.5) стоит числитель формулы (5.3). Поэтому

$$m_1 \cdot a_1 + m_2 \cdot a_2 + \dots + m_n \cdot a_n = (m_1 + m_2 + \dots + m_n) \cdot a = m \cdot a.$$

С учетом этого равенство (5.5) принимает следующий вид:

$$F = m \cdot a \quad (5.6)$$

Или

$$a = \frac{F_{\text{вн}}}{m}. \quad (5.7)$$

Соотношение (5.7) является вторым законом Ньютона для произвольного тела.

В инерциальной системе отсчета ускорение *центра масс* тела равно отношению суммы *внешних сил* к массе тела.

Первый и третий законы Ньютона для произвольного тела обобщаются следующим образом.

Существует система отсчета, относительно которой *центр масс* тела движется равномерно и прямолинейно или сохраняет состояние покоя, если на него не действуют другие тела. Такая система называется **инерциальной**.

Любые взаимодействующие тела действуют друг на друга с силой, одинаковой по величине и противоположной по направлению: $F = -F$

Отметим один вид движения тела, к которому законы движения материальной точки применимы без всяких изменений.

Пусть тело движется так, что любой его отрезок остается параллельным своему начальному положению (рис. 5.7). Такое движение называется **поступательным**.



Рис. 5.7. Поступательное движение

При таком движении траектории движения *всех точек* одинаковы. Поэтому одинаковы и все характеристики движения (скорость, ускорение и т. д.).

5.4. Принцип относительности Галилея

В подразделе (4.1) было отмечено, что инерциальных систем отсчета существует бесчисленное множество. Возникает вопрос о равноправности различных инерциальных систем, ответ на который дает **принцип относительности**, сформулированный Галилеем.

Любое механическое явление во всех инерциальных системах протекает одинаково и подчиняется одним и тем же законам.

Это означает, что опыт, поставленный в различных инерциальных

системах в одинаковых условиях, даст один и тот же результат. Например, если гимнаст выполняет какое-то упражнение в спортзале (система отсчета, связанная с Землей), то точно так же он выполнит это упражнение и на палубе корабля, который движется равномерно и прямолинейно по спокойному морю.

5.5. Работа сил, действующих на тело, и его кинетическая энергия

При переходе от рассмотрения движения материальной точки к рассмотрению движения тела законы Ньютона претерпели лишь небольшие уточнения. Иначе обстоит дело с понятиями «работа» и «кинетическая энергия». Поясним это на следующем примере.

Пример

Пусть человек сжимает двумя руками резиновый мяч, прикладывая к нему одинаковые по величине и противоположные по направлению силы (рис. 5.8).



Рис. 5.8. Работа, совершенная при сжатии мяча, отлична от нуля

Перемещение каждой руки направлено в сторону приложенной силы. Поэтому каждая рука совершила *положительную* работу. В тоже время мяч остался на месте, и его кинетическая энергия *не изменилась* (осталась равной нулю). Видимым результатом действия сил явилось лишь изменение его формы. Соотношение (4.8) между работой и кинетической энергией в этом случае не выполняется!

Кинетическая энергия тела, движение которого не является поступательным, тоже нуждается в уточнении, так как скорости точек тела различны.

Введем поправки и уточнения, необходимые для получения формул, которые можно использовать в практических расчетах.

Механической работой силы, действующей на тело, называется скалярная величина, равная произведению силы на путь, *пройденный точкой, к которой она приложена* и на косинус угла между направлением силы и направлением движения этой точки:

$$A = F \cdot s \cdot \cos(\alpha). \quad (5.8)$$

При вычислении кинетической энергии ограничимся рассмотрением движения *твердого тела*, т. е. тела, которое не изменяет форму и размеры. В этом случае кинетическая энергия равна сумме двух слагаемых:

$$E_k = \frac{mv_{\text{цм}}^2}{2} + E_{\text{вр}}, \quad (5.9)$$

где $v_{цм}$ — скорость движения центра масс тела, а $E_{вр}$ — кинетическая энергия, связанная со вращением тела относительно центра масс. Формула для вычисления кинетической энергии вращения вокруг центра масс будет приведена в подразделе (7.1).

При поступательном движении тела скорости всех его точек одинаковы (v), а вращение отсутствует ($E_{вр} = 0$). Поэтому кинетическая энергия при поступательном движении рассчитывается так же, как для материальной точки

$$E_k = \frac{mv^2}{2}.$$

Связь между изменением кинетической энергии и работой внешних сил для твердого тела такая же, как для материальной точки:

Изменение кинетической энергии твердого тела равно сумме работ всех действующих на него внешних сил:

$$F_{k2} - F_{k1} = A_I + A_{II} + \dots \quad (5.10)$$

5.6. Мощность

Даже очень маленькая сила при большом перемещении тела может совершить значительную работу. Правда, для этого потребуется немалый промежуток времени. Однако во многих случаях величина участка траектории и время действия силы ограничены. Например, при прыжке сила мышц действует только при разгибании сустава достаточно малое время. За это время работа мышц должна успеть сообщить прыгуну необходимую кинетическую энергию. Поэтому важной характеристикой «устройств», используемых для совершения работы является скорость ее совершения. Такая характеристика называется *мощностью*.

Полезной мощностью называется скалярная величина, равная отношению *работы* ко времени, за которое она совершена:

$$P_n = \frac{A}{t}. \quad (5.11)$$

Затраченной мощностью (мощность энергозатрат) называется скалярная величина, равная отношению *затраченной энергии* ко времени, за которое она израсходована:

$$P_z = \frac{E}{t} \quad (5.12)$$

Формулы (5.11 и 5.12) определяют *среднюю мощность*. Для анализа практических ситуаций этого понятия не достаточно. Например, при спурте (англ. *sprint* — рывок) спортсмен должен за относительно малое время набрать большую скорость и способность к спурту у разных людей различна. Поэтому вводят понятие *мгновенной мощности*.

Мгновенной мощностью называют отношение работы (dA) ко времени, вычисленное для очень малого интервала (dt):

$$P_n = \frac{dA}{dt}. \quad (5.13)$$

Аналогично определяется мгновенная мощность энергозатрат:

$$P_s = \frac{dE}{dt}. \quad (5.14)$$

Отношение полезной мощности к затраченной показывает насколько эффективно используется энергия и называется коэффициентом полезного действия (КПД), который выражают в процентах:

$$\text{КПД} = \left(\frac{P_n}{P_s} \right) \cdot 100\%. \quad (5.15)$$

Единица измерения мощности в СИ называется Ватт: 1 Вт = Дж/с (т. е. 1 Вт — это мощность двигателя, который совершает работу 1 Дж за 1 с).

Если двигатель используется для перемещения тел, то мощность (P), сила тяги (F_T) и скорость движения (v) связаны соотношением:

$$P = \frac{dA}{dt} = F_T \cdot \frac{dS}{dt} = F_T \cdot v. \quad (5.16)$$

$$P = F_T \cdot v.$$

5.7. Работа и мощность человека. Эргометрия

Работа и мощность, которые характерны для человека, зависят от многих факторов. При кратковременных усилиях человек может развивать мощность порядка нескольких киловатт. Например, если спортсмен массой 70 кг подпрыгивает так, что его центр масс поднимается на 1 м (по отношению к нормальной стойке), а фаза отталкивания длится 0,2 с, то он развивает мощность около 3,5 кВт.

При ходьбе с постоянной скоростью по ровному месту человек также совершает работу, хотя его кинетическая энергия не изменяется. В данном случае энергия затрачивается главным образом на периодическое поднятие центра масс тела и на ускорение или замедление ног. Часть этой энергии идет на нагревание организма за счет «сопротивления» его частей и нагревание окружающей среды. Например, человек массой 70 кг при ходьбе со скоростью 5 км/ч развивает мощность около 60 Вт. С возрастанием скорости эта мощность быстро увеличивается, достигая 200 Вт при скорости 7 км/ч. При езде на велосипеде положение центра масс человека изменяется гораздо меньше, чем при ходьбе, и ускорение ног тоже меньше. Поэтому мощность, затрачиваемая при езде на велосипеде, значительно меньше: 30 Вт при скорости 9 км/ч, 120 Вт при 18 км/ч.

Работа, совершаемая мышцами при выполнении активных движений, называется *динамической*. Эта работа связана с перемещением частей тела. В том случае, когда человек сохраняет свою позу *неизменной*, такие перемещения отсутствуют, а при отсутствии перемещения работа всех сил равна нулю. Поэтому может показаться, что человек, стоящий неподвижно, не тратит энергию. Однако опыт показывает, что сохранение неподвижной позы в течение длительного времени вызывает значительное утомление. Еще большую

усталость испытывает человек, держащий в вытянутой руке гантель. Сидящий человек также испытывает усталость мышц спины и поясничной области, если на плечи ему поместить груз. Причина усталости (а значит и энергозатрат) при статических нагрузках состоит в том, что покой в данном случае является *кажущимся*. Вследствие биологической активности мышц у человека всегда наблюдается физиологический тремор (лат. tremor — дрожание). При этом происходят незаметные глазу очень мелкие и очень частые *сокращения* и *расслабления* мышц. Следовательно, мышцы постоянно совершают работу (такую работу называют *статической*) и расходуют запас энергии. Сила мышц падает и требуется перерыв для ее восстановления. Этим и объясняется то, что стоящий человек время от времени переносит тяжесть тела с одной ноги на другую.

В спортивной терминологии используются следующие понятия:

— ***ритм работы*** — определенная последовательность чередования рабочих операций и их отдельных элементов в процессе деятельности;

— ***темп работы*** — число последовательно выполняемых операций в единицу времени.

При этом *мощность* часто определяют как темп, в котором выполняется работа или расходуется энергия.

Эргометры. Для измерения работы человека применяют приборы, называемые *эргометрами*. Например, *велоэргометр* предназначен для измерения полезной работы и мощности при езде на велосипеде. Для этого через обод колеса, которое вращает испытуемый, перекинута стальная лента. Сила трения между лентой и ободом колеса измеряется динамометром. Вся работа испытуемого затрачивается на преодоление трения. Умножая длину окружности колеса на силу трения, находят работу, совершенную при каждом обороте. Зная число оборотов и время испытания, определяют полную работу и среднюю мощность.

Энергетика бега. Предположим, что бегун передвигается с постоянной скоростью по горизонтальной поверхности. Работа, которая при этом совершается, сводится к преодолению трения и сопротивления воздуха. При беге действие трения невелико, но, тем не менее, бег с постоянной скоростью связан со значительными затратами энергии. Энергия тратится на движение тела бегуна вверх-вниз и на отталкивание ногами от почвы. Кроме того, тело бегуна превращает энергию в теплоту. Дополнительная причина потери энергии заключается в том, что ноги бегуна, масса которых составляет примерно 40% от массы тела (см. табл. 5.1), в процессе бега постоянно ускоряются и тормозятся. Поэтому работа, выполняемая мышцами ног для поддержания движения тела вперед с постоянной скоростью, велика.

В первом приближении можно считать, что работа, выполняемая мышцами бегуна за один шаг, пропорциональна кинетической энергии, сообщаемой той ноге, которая после отталкивания от земли выносится вперед: $A \sim mv^2$ (m — масса ноги). В то же время эта работа определяется формулой $A = F \cdot d$, где F — сила мышц, d — расстояние, на котором при каждом шаге мышцы выполняют работу. Считается, что сила мышц (F) пропорциональна *квадрату*

характеристической длины (L^2), а масса (m) пропорциональна кубу характеристической длины (L^3). Кроме того, расстояние d пропорционально L . Следовательно,

$$v^2 \sim \frac{2Fd}{m} \sim \frac{L^2 L}{L^3} = \text{const.}$$

Таким образом, можно считать, что скорость, которую может поддерживать бегун, не зависит от его размеров. Ориентировочные значения скоростей, которые могут развивать человек и некоторые животные, представлены в табл. 5.3.

Люди — неважные бегуны. Это объясняется тем, что масса ног человека составляет около 40% массы тела и требует значительных затрат энергии при каждом торможении и разгоне. Самые быстроходные животные имеют худые ноги, а основная масса сосредоточена в теле. Большие мышцы ног у некоторых животных (лев, тигр, большие кошки) приспособлены для прыжков, а не для быстрого бега.

Таблица 5.3

Скорости животных и человека

Объект	Скорость, м/с
Гепард	30
Газель	- 28
Страус	23
Лисица	20
Заяц	18
Волк	18
Гончая собака	16
Человек	11

Человек ограничен в величине производимой им работы не только требуемой для этого энергией, но и скоростью ее использования, т. е. мощностью. Например, человек может пройти большое расстояние по лестнице, прежде чем будет вынужден остановиться из-за того, что израсходовал слишком много энергии. Однако, при подъеме в *высоком темпе*, он может упасть в изнеможении, преодолев лишь небольшую часть пути. В этом случае ограничение ставит величина затрачиваемой мощности, т. е. скорости, с которой человек за счет биохимических процессов преобразует химическую энергию пищи в механическую работу. То обстоятельство, что активный организм часто функционирует на грани своих предельных возможностей, подтверждается множеством случаев, когда спортсмены на соревнованиях разрывают мышцы, связки, сухожилия.

Таблица 5.4

**Расход энергии человеком при различной деятельности
(ориентировочные значения)**

Вид деятельности	Мощность энергозатрат, Вт
Подготовка к занятиям	105—125
Практические занятия (лабораторные работы)	110—125
Чтение про себя	100
Физическая зарядка	265—380
Плавание	550
Сон	70
Спокойное лежание	85
Стойка «вольно»	130
Управление мотоциклом	160
Ходьба по ровной дороге со скоростью 5 км/ч	255-340

Мощность энергозатрат человека с массой 70 кг при различных видах деятельности и при выполнении физических упражнений представлена в табл. 5.4 и 5.5

Таблица 5.5

**Расход энергии человеком при выполнении физических упражнений
в группе лечебной физкультуры**

Упражнение	Мощность энергозатрат, Вт
Бег, 9 км/ч	750
Езда на велосипеде 8,5 км/ч	345
Езда на велосипеде, 15 км/ч	490
Езда на велосипеде, 20 км/ч	690
Плавание, 10 м/мин	250
Плавание, 20 м/мин	355
Плавание, 50 м/мин	850
Гребля 50 м/мин	215
Гребля 80 м/мин.	440
Волейбол	265
Футбол	620—930
Баскетбол	780

Таблица 5.6

КПД человека при выполнении упражнений на велоэргометре (60 об/мин)

Развиваемая мощность, Вт	Мощность энергозатрат, Вт	КПД, %
50	236	21
75	355	21
100	475	21
125	595	21
150	710	21
175	830	21

Представление о КПД человека дает таблица 5.6, в которой представлены сведения о полезной и затраченной мощностях при выполнении упражнений на велоэргометре (60 об/мин).

5.8. Импульс тела. Импульс системы тел

Соотношение (5.6) между равнодействующей всех внешних сил и ускорением, которое она сообщает телу, можно преобразовать к виду, который оказывается полезным при решении многих задач:

$$\mathbf{F} = m \cdot \mathbf{a} = \frac{m \cdot d\mathbf{v}}{dt} = \frac{d(m \cdot \mathbf{v})}{dt}. \quad (5.17)$$

Выражение, стоящее в скобках называется *импульсом тела*.

Импульсом тела называется векторная величина, равная произведению массы тела на скорость его *центра масс*.

$$\mathbf{p} = m \cdot \mathbf{v}. \quad (5.18)$$

Размерность импульса в СИ — кг·м/с.

С учетом этого определения второй закон Ньютона (5.6) принимает вид:

$$\mathbf{F} = \frac{d\mathbf{p}}{dt} \text{ или}$$

$$d\mathbf{p} = \mathbf{F} \cdot dt. \quad (5.19)$$

Произведение силы на время ее действия ($\mathbf{F} \cdot dt$) называется *импульсом силы*. Поэтому соотношение (5.19) читается так: изменение импульса тела равно импульсу действующей на него силы.

Для решения практических задач соотношение (5.19) применяют к процессам *малой длительности* и записывают в следующем виде

$$\Delta \mathbf{p} = \mathbf{F} \cdot \Delta t. \quad (5.20)$$

Здесь $\Delta \mathbf{p} = \mathbf{p} - \mathbf{p}_0$ — изменение *вектора* импульса, а Δt — длительность процесса.

Пример

Пусть человек массой 70 кг прыгает вверх с места. Скорость его центра масс при отрыве от земли равна 3,5 м/с, продолжительность фазы отталкивания $\Delta t = 0,2$ с. Определить силу, развиваемую мышцами ног при толчке.

Решение. Начальная скорость равна нулю, поэтому $p_0 = 0$. В конечной фазе отталкивания импульс $p = m \cdot v = 70 \cdot 3,5 = 245$ кг·м/с и, следовательно, $\Delta p = p - p_0 = 245$ кг·м/с. Используя (5.20), находим $F = \Delta p / \Delta t = 245 / 0,2 = 1225$ Н.

Глава 6 ВИДЫ СИЛ В ПРИРОДЕ

6.1. Гравитационные силы. Закон всемирного тяготения

В природе существуют различные силы, которые характеризуют взаимодействие тел. Рассмотрим те силы, которые встречаются в механике.

Гравитационные силы

Вероятно, самой первой силой, существование которой осознал человек, являлась сила притяжения, действующая на тела со стороны Земли. И потребовались многие века для того, чтобы люди поняли, что сила тяготения действует между любыми телами. Первым этот факт понял английский физик Ньютон. Анализируя законы, которым подчиняется движение планет (законы Кеплера), он пришел к выводу, что наблюдаемые законы движения планет вокруг Солнца могут выполняться только в том случае, если между ними действует сила притяжения, прямо пропорциональная их массам и обратно пропорциональная квадрату расстояния между ними. Понимая, что планеты и Солнце ничем, кроме размеров и масс, не отличаются от других тел, Ньютон сформулировал **закон всемирного тяготения**.

Любые два тела притягиваются друг к другу. Сила притяжения между точечными телами направлена по прямой, их соединяющей, прямо пропорциональна массам обоих тел и обратно пропорциональна квадрату расстояния между ними:

$$F = G \cdot \frac{m_1 \cdot m_2}{R^2}, \quad (6.1)$$

Под точечными телами в данном случае понимают тела, размеры которых во много раз меньше расстояния между ними.

Силы всемирного тяготения называют *гравитационными силами*. Коэффициент пропорциональности G называют гравитационной постоянной. Его значение было определено экспериментально: $G = 6,7 \cdot 10^{-11} \text{ Н} \cdot \text{м}^2 / \text{кг}^2$.

Сила тяготения, действующая вблизи поверхности Земли, направлена к ее центру и вычисляется по формуле

$$F = m \cdot g. (6.2)$$

где g — ускорение свободного падения.

Роль силы тяготения в живой природе очень значительна так как от ее величины во многом зависят размеры, формы и пропорции живых существ.

6.2. Силы упругости. Закон Гука.

Силы, действующие на тело, не только создают его ускорение, но и меняют его форму — создают деформацию.

Например, если один конец пружины закрепить, а на другой конец

подействовать силой F (потянуть рукой), то длина пружины увеличится на некоторую величину (x), после чего изменение длины прекратится, рис. 6.1.

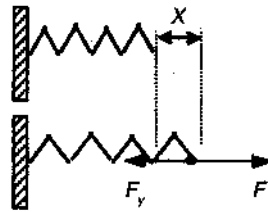


Рис. 6.1. Возникновение силы упругости

Прекращение растяжения пружины объясняется тем, что при деформации пружины появляется сила, действующая в противоположную сторону и компенсирующая силу F .

Сила, возникающая при деформации тела и направленная в сторону, противоположную смещению частиц тела, называется **силой упругости** (F_y).

Сила упругости действует со стороны деформированного тела на тело, с которым оно соприкасается (в данном случае — со стороны пружины на руку).

Растяжение или сжатие под действием приложенной силы испытывает не только пружина, но и все твердые тела. Английский ученый Роберт Гук экспериментально установил следующий закон.

Сила упругости (F), возникающая при малой (по сравнению с размерами тела) деформации, прямо пропорциональна величине деформации (x) и направлена в сторону, противоположную смещению частиц тела:

$$F_y = -k \cdot x. \quad (6.3)$$

Коэффициент пропорциональности k называется **жесткостью** тела (зависит от размеров, формы и материала). В СИ жесткость выражается в **ньютон на метр** (Н/м).

При сжатии динамометра, растяжении эспандера, прыжках на батуте возникает сила упругости. В некоторых случаях, например, при прыжке с трамплина (рис. 6.2), очень важен процесс восстановления формы деформированного тела. Так, при прыжках в воду используют упругий трамплин, который, распрямляясь, сообщает телу спортсмена дополнительную скорость и он прыгает выше (сила упругости деформированного трамплина совершает положительную работу).

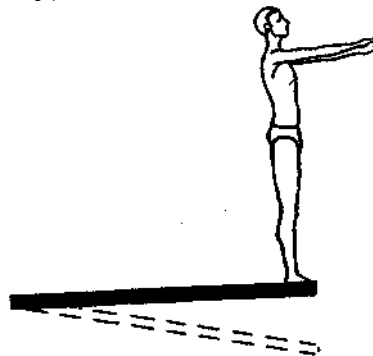


Рис. 6.2. Прыжок в воду с использованием трамплина

6.3. Силы трения покоя и скольжения. Коэффициент трения скольжения

Силы, мешающие движению, знакомы человеку с глубокой древности. Каждому известно, как трудно передвигать тяжелые предметы. Это связано с тем, что поверхность твердого тела не является *идеально* гладкой и содержит множество *зазубрин* (они имеют различные размеры, которые уменьшаются при шлифовке). При соприкосновении поверхностей двух тел происходит сцепление зазубрин. Пусть к одному из тел приложена *небольшая* сила (F), направленная по касательной к соприкасающимся поверхностям. Под действием этой силы зазубрины будут деформироваться (изгибаться). Поэтому появится сила упругости, направленная вдоль соприкасающихся поверхностей. Сила упругости, действующая на тело, к которому приложена сила F , *компенсирует* ее и тело останется в покое.

Сила трения покоя — сила, возникающая на границе соприкасающихся тел при отсутствии их относительного движения.

Сила трения покоя направлена по касательной к поверхности соприкосновения тел (рис. 6.3) в сторону, *противоположную* силе F , и равна ей по величине: $F_{\text{тр}} = -F$.

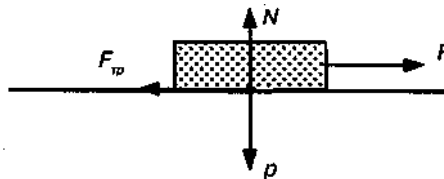


Рис. 6.3. Сила трения покоя

При увеличении модуля силы F изгиб зацепившихся зазубрин будет возрастать и, в конце концов, они начнут ломаться. Тело придет в движение.

Сила трения скольжения — сила, возникающая на границе соприкасающихся тел при их относительном движении.

Вектор силы трения скольжения направлен *противоположно* вектору скорости движения тела относительно поверхности, по которой оно скользит.

Тело, скользящее по твердой поверхности, прижимается к ней какой-либо внешней силой P (например, силой тяжести), направленной по нормали. В результате этого поверхность прогибается и появляется *сила упругости* N (сила нормального давления или реакция опоры), которая *компенсирует* прижимающую силу P ($N = -P$). Чем больше сила N , тем глубже сцепление зазубрин и тем труднее их сломать. Опыт показывает, что модуль силы трения скольжения пропорционален силе нормального давления:

$$F_{\text{ск}} = \mu \cdot N. \quad (6.4)$$

Безразмерный коэффициент μ называется *коэффициентом трения скольжения*. Он зависит от материалов соприкасающихся поверхностей и

степени их шлифовки. Например, при передвижении на лыжах коэффициент трения скольжения зависит от качества смазки (сорт мази, толщина слоя мази, качество разравнивания слоя), поверхности лыжни (мягкая, сыпучая, уплотненная, оледенелая, той или иной степени влажности и с тем или иным строением снега в зависимости от температуры и влажности воздуха и др). Большое количество переменных факторов делает сам коэффициент непостоянным. Если коэффициент трения лежит в пределах 0,045—0,055 скольжение считается хорошим.

Можно считать, что максимальное значение *силы трения покоя* равно силе трения, действующей при скольжении:

$$F_{\text{покоя max}} = \mu \cdot N. \quad (6.5)$$

В табл. 6.1 приведены значения коэффициента трения скольжения для различных соприкасающихся тел.

Таблица 6.1

Коэффициенты трения скольжения для различных случаев

Условия скольжения	μ
Лыжи по снегу	0,045—0,055
Сталь по льду (коньки)	0,015
Шина по сухому асфальту	0,50-0,70
Шина по мокрому асфальту	0,35—0,45
Шина по сухой грунтовой дороге	0,40—0,50
Шина по мокрой грунтовой дороге	0,30-0,40
Шина по гладкому льду	0,15—0,20

Сила трения скольжения всегда мешает движению, а роль силы трения покоя во многих случаях позитивна. Именно благодаря этой силе возможно передвижение человека, животных и наземного транспорта.

Так, при ходьбе (рис. 6.4, а) человек, напрягая мышцы опорной ноги, отталкивается от земли, стараясь сдвинуть подошву *назад*. Этому препятствует сила трения покоя направленная в обратную сторону — *вперед*. Она и сообщает ускорение человеку. Для тренировок спортсменов (космонавтов) применяются специальные дорожки, установленные на подвижных роликах (рис. 6.4, б). В этом случае бегущий человек, отталкивая дорожку, заставляет ее двигаться в обратную сторону. Таким же образом отталкиваются от дороги и колеса автомобиля (рис. 6.4, в).

Сила трения снижает спортивные результаты, поэтому ведутся непрерывные исследования по ее уменьшению. Одним из направлений повышения результатов в лыжном спорте является совершенствование мазей.

Первоначально в качестве мазей для лыж использовались пчелиный воск, смола деревьев, растительные масла. В настоящее время появились новые мази — научно разработанные составы для обработки скользящей поверхности.

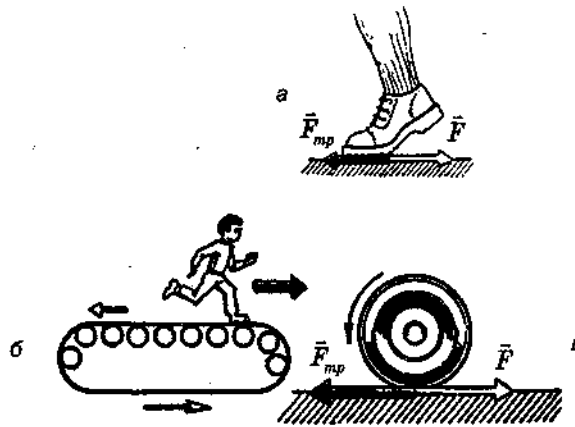


Рис. 6.4. Проявления силы трения покоя: а) обычная ходьба, б) бег по дорожке на роликах, в) колесо автомобиля

6.4. Сила трения качения

Этот вид трения проявляется при качении и связан не с деформацией зазубрин, а с деформацией дороги (прогиб) и самого колеса (небольшое сплющивание), рис. 6.5.

При качении по мягкому покрытию колесо вдавливаются в опору, образуя ямку, через край которой ему все время приходится перекачиваться, рис. 6.5, а. Французский физик Ш. Кулон на основе опытов нашел, что сила трения качения ($F_{\text{кач}}$) пропорциональна силе нормального давления N и обратно пропорциональна радиусу r колеса:

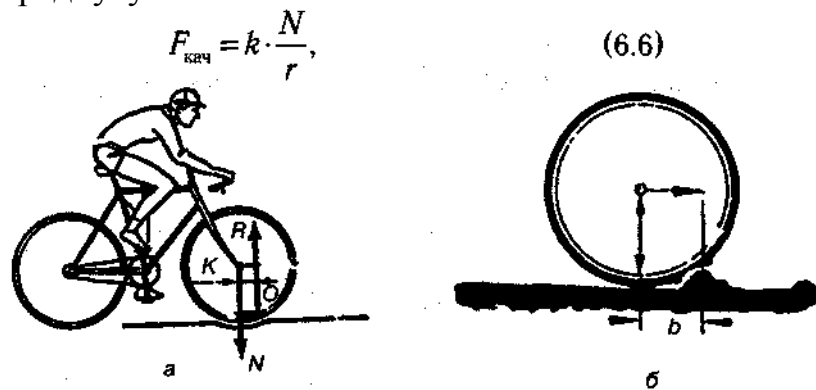


Рис. 6.5. Возникновение силы трения качения при езде на велосипеде

$$F_{\text{кач}} = N \cdot \frac{b}{r}$$

Из формулы видно, что коэффициент трения качения зависит от радиуса колеса и выражается в *единицах длины* (м или см). Значения коэффициента трения качения для некоторых веществ приведены в табл. 6.2.

При движении по твердому покрытию сила трения качения связана с деформацией самого колеса. С этой силой особенно приходится считаться в вело- и мотоспорте. Ее величина определяется по формуле:

Таблица 6.2

Коэффициент трения качения, см

Условия качения	k
Колесо стальное по стальному рельсу	0,05
Деревянный каток по дереву	0,05—0,08
Стальное колесо по дереву	0,15—0,25
Резиновая шина по асфальту	0,02
Дерево по стали	0,03-0,04
Шарик из стали по стали	0,0005-0,0010

где N — сила нормального давления; b — расстояние между теоретической точкой опоры шины и фактической первой точкой встречи шины с поверхностью, по которой проходит перемещение, рис. 6.5, б.

Сила трения качения много меньше силы трения скольжения, поэтому колесо широко используется в различных видах транспорта.

6.5. Сила сопротивления при движении в жидкости или газе

Силы трения, рассмотренные выше, не зависели от скорости движения тела. Иначе обстоит дело при движении тела в жидкой или газообразной среде. Сила, действующая на тело в этом, случае, называется *силой сопротивления*. Силы сопротивления очень зависят от формы тела и возрастают при увеличении скорости его движения относительно среды. Если тело не движется относительно среды, то сила сопротивления равна нулю, т. е. аналога силе трения покоя в данном случае нет. Зависит сила сопротивления и от качества поверхности тела. Именно этим объясняется, что пловцы все чаще выступают в специальных костюмах, снижающих силу сопротивления.

Скорость спортсмена и сила сопротивления встречного потока воздуха связаны между собой следующим соотношением:

$$F_c = S \cdot k_c \cdot \frac{\rho \cdot v^2}{2},$$

где S — величина, пропорциональная поверхности сопротивления (которая зависит от положение тела); где k_c — коэффициент сопротивления (который зависит от обтекаемости фигуры, поверхности одежды, а также от плотности прилегания спортивной формы к туловищу); ρ — плотность воздуха.

Сопротивление воздуха растет пропорционально квадрату скорости. Это означает, например, что при увеличении скорости на 20% сила сопротивления возрастает на 44%. Отметим, что v — это скорость движения относительно воздуха. Поэтому наличие ветра и его направление оказывают существенное влияние на силу сопротивления воздуха. Если скорость движения спортсмена v , а скорость ветра u , то при встречном ветре $v_1 = v_d + u$, а при попутном ветре v_2

$= v_d - u$. Если взять $v_d = 10$ м/с, а $u = 1$ м/с, то

$$\frac{F_{c1}}{F_{c2}} = \left[\frac{(10+1)}{(10-1)} \right]^2 = 1,5.$$

Глава 7 ДИНАМИКА ВРАЩАТЕЛЬНОГО ДВИЖЕНИЯ ТВЕРДОГО ТЕЛА

7.1. Плечо силы. Момент силы. Момент инерции тела. Кинетическая энергия вращающегося тела. Основное уравнение динамики вращательного движения

При вращении твердого тела относительно оси, скорости точек, лежащих на разных расстояниях от оси вращения, различны, в то время как угловые скорости всех его точек одинаковы. Поэтому для описания вращения твердого тела используют, в основном, *угловую скорость* и *угловое ускорение* его вращения. В подразделе (4.5) были введены понятия момента силы (4.12) и момента инерции (4.14) для материальной точки, с помощью которых был записан закон вращения (4.15). Распространим эти понятия на твердое тело, вращающееся вокруг оси (О) под действием некоторой силы. Если сила (F_d) не перпендикулярна оси вращения, то ее раскладывают на две составляющие, одна из которых параллельна оси вращения, а вторая лежит в плоскости, перпендикулярной оси (рис. 7.1).

Составляющая силы, направленная параллельно оси (P_0), не может вызвать вращения (она стремится двигать тело *вдоль оси*) и в дальнейшем рассматриваться не будет. Поэтому при описании вращательного движения будем принимать во внимание только те составляющие сил, которые лежат в плоскостях, перпендикулярных оси вращения и на рисунках изображать только их.

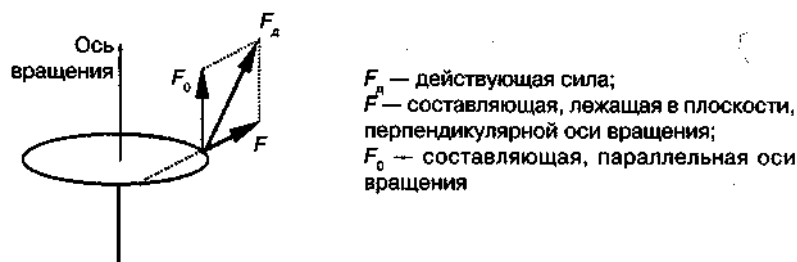


Рис. 7.1. Составляющие силы, действующей на вращающееся тело

Момент и плечо силы определяются точно так же, как и для вращения материальной точки (рис. 7.2).

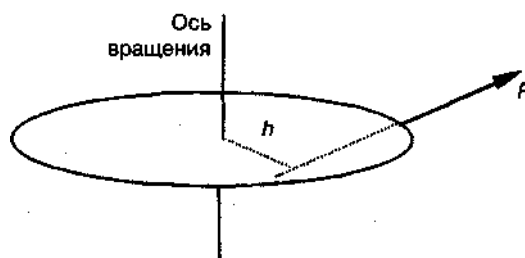


Рис. 7.2 Плечо (h) силы (F) относительно оси вращения

Плечом силы (h), лежащей в плоскости, перпендикулярной оси вращения, называется кратчайшее расстояние от оси вращения до линии действия силы.

Моментом силы (M) относительно оси вращения называется произведение величины силы на ее плечо:

$$M = \pm F \cdot h. \quad (7.1)$$

Момент силы берется со знаком «+», если сила стремится повернуть тело по часовой стрелке и со знаком «—» в противном случае (на рис. 7.2 момент силы F равен $M = -F \cdot h$).

Моментом инерции твердого тела относительно оси называется сумма моментов инерции всех его точек.

Для тел, обладающих симметрией, момент инерции находится методом интегрирования. Для примера найдем момент инерции стержня массой m и длиной l , расположенного перпендикулярно оси, проходящей через его конец (рис. 7.3).

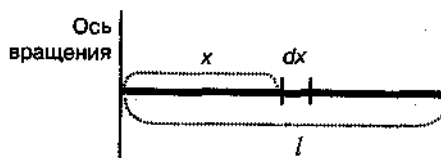


Рис. 7.3. К вычислению момента инерции стержня

Выделим элементарный участок стержня длиной dx , находящийся на расстоянии x от оси вращения. Его масса от $dm = \frac{m dx}{l}$. Момент инерции выделенного участка найдем по формуле (4.14) для материальной точки:

$$dJ = dm \cdot x^2 = \left(\frac{m x^2}{l} \right) dx.$$

Величина x может изменяться в пределах от 0 до l , поэтому момент инерции всего стержня равен интегралу в этих пределах:

$$J = \int_0^l \left(\frac{m x^2}{l} \right) dx = \frac{m l^2}{3}.$$

Момент инерции используется при вычислении кинетической энергии вращающегося тела и при описании самого вращения.

Кинетическая энергия тела, вращающегося вокруг оси равна половине произведения его момента инерции на квадрат угловой скорости:

$$E_k = \frac{J \cdot \omega^2}{2}. \quad (7.2)$$

Уравнение, описывающее вращение твердого тела, называется основным

уравнением динамики вращательного движения и фактически не отличается от уравнения (4.15) для материальной точки:

угловое ускорение (ϵ) при вращении тела вокруг неподвижной оси прямо пропорционально суммарному моменту (M) действующих сил и обратно пропорционально моменту инерции тела (J) относительно оси вращения:

$$\epsilon = \frac{M}{J}. \quad (7.3)$$

7.2. Момент импульса тела. Изменение момента импульса

Основное уравнение вращательного движения (7.3) можно преобразовать к виду, который оказывается полезным при решении многих задач:

$$M = J \cdot \epsilon = \frac{J \cdot d\omega}{dt} = \frac{d(J \cdot \omega)}{dt}. \quad (7.4)$$

Выражение, стоящее в скобках, называется *моментом импульса* тела.

Моментом импульса (L) тела, вращающегося вокруг оси, называется величина, равная произведению момента инерции относительно данной оси на угловую скорость вращения:

$$L = J \cdot (\omega). \quad (7.5)$$

Размерность момента импульса в СИ — $\text{кг} \cdot \text{м}^2/\text{с}$.

Примечание. В тех случаях, когда угловую скорость вращения рассматривают как вектор, момент импульса тоже является вектором. В настоящем учебнике такие случаи не рассматриваются.

С учетом этого определения выражение (7.4) принимает вид:

$$M = \frac{dL}{dt} \text{ или}$$

$$dL = M \cdot dt. \quad (7.6)$$

Важное следствие уравнения (7.6) будет рассмотрено в разделе «Законы сохранения».

7.3. Моменты инерции некоторых тел

Моменты инерции некоторых симметричных тел представлены на рис. 7.4.

Приблизительные значения моментов инерции туловища человека и его конечностей вычисляются по формулам для цилиндра или с помощью опытных данных. Для длинных звеньев конечностей моменты инерции приближенно равны $0,3 \text{ ml}^2$ (где m — масса звена, l — его длина). Моменты инерции элементов конечностей представлены в табл. 7.1.

На рис. 7.5 показаны моменты инерции тела относительно разных осей.

Момент инерции тела человека относительно заданной оси определяется как сумма моментов инерции всех звеньев тела относительно той же оси.

Наименьший момент инерции тело человека имеет в выпрямленном состоянии относительно продольной оси тела, проходящей через его центр масс. Целенаправленное изменение момента инерции тела человека широко используется при управлении вращательными движениями в различных видах спорта.

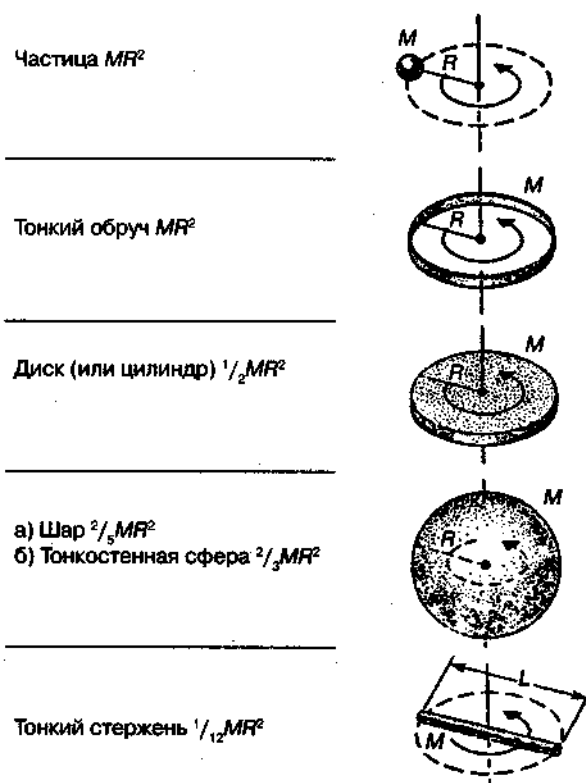


Рис. 7.4. Моменты инерции некоторых однородных тел

Таблица 7.1

Моменты инерции элементов конечностей

Название звена тела человека	Момент инерции, кгм ²
Верхняя конечность (масса 4,2 кг)	0,3
Нижняя конечность	1,7
Большой палец руки	0,00006
Средний палец руки	0,00014
Мизинец руки	0,00004

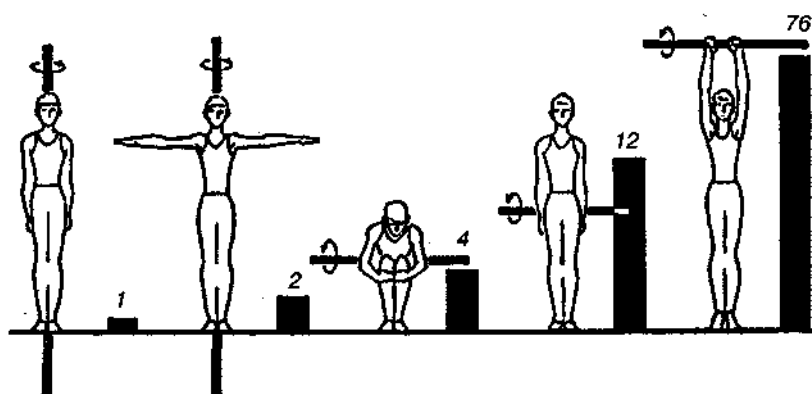


Рис. 7.5. Моменты инерции тела вокруг разных осей (в относительных единицах)

Момент инерции относительно вертикальной оси вращения, проходящей через центр масс (центр масс человека находится в саггитальной плоскости несколько впереди второго крестцового позвонка) в зависимости от положения человека, имеет следующие значения, рис. 7.6: а) 1,2 кг·м² — при стойке «смирно», б) 8 кг·м² — при стойке «арабеск», в) 17 кг·м² — в горизонтальном положении.

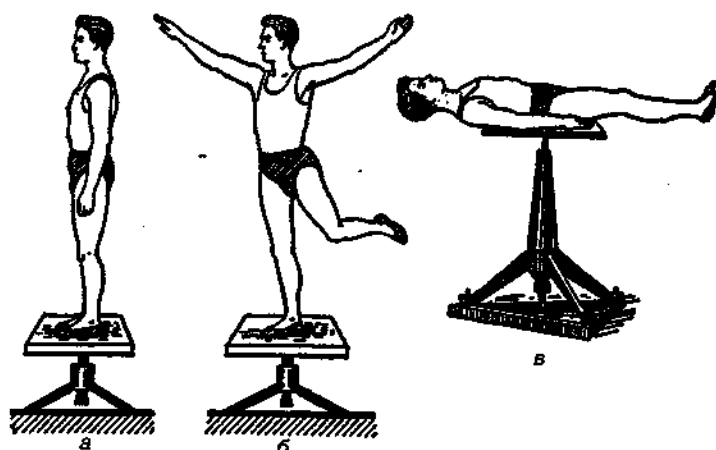


Рис. 7.6. К определению момента инерции тела в различных положениях: а) «смирно», б) «арабеск», в) горизонтальное положение

Пример

Вращательные движения без опоры.

В случае вращения вокруг свободных осей, внешнего удерживающего

тела не существует. Звенья вращающегося тела спортсмена удерживаются на криволинейных траекториях внутренними связями. Ось вращения неизменно проходит через ОЦМ тела, рис. 7.7.

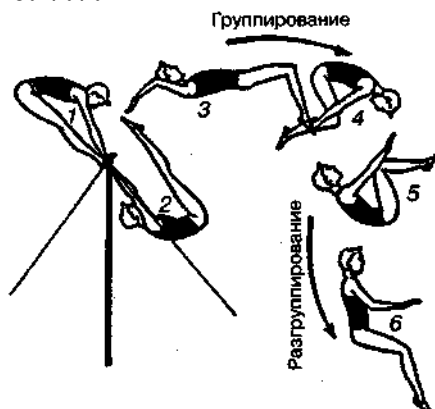


Рис. 7.7. Вращательное движение на перекладине и соскок дугой с сальто

При соскоке дугой с сальто вперед из положения упора на перекладине стоя согнувшись, гимнаст под действием силы тяжести совершает движение вокруг оси перекладины назад. Из позы 2, резко разгибая ноги в тазобедренных суставах и сгибая в коленных, гимнаст отпускает перекладину и переходит в позу 3. Вращательное движение вокруг свободной оси, проходящей через ОЦМ, созданное к моменту отрыва от перекладины, резко ускоряется благодаря энергичному группированию — сгибанию тела вперед. Части тела приближаются к оси вращения, уменьшают момент инерции относительно поперечной оси. По закону сохранения момента инерции до позы 5 происходит нарастание скорости. Начиная с позы 5 гимнаст распрямляет тело, момент инерции относительно поперечной оси увеличивается, и вращение вокруг нее перед приземлением замедляется, поза 6.

7.4. Свободные оси

Тело может вращаться не только вокруг закрепленной оси, но и вокруг оси, которая не закреплена. В любом теле можно выбрать такие оси, направление которых при вращении вокруг них будет сохраняться без каких либо специальных устройств (например, подшипников). Такие оси называют свободными.

Свободные оси — оси, которые без специального закрепления сохраняют свое направление в пространстве.

Пример: ось вращения Земли и волчка, ось всякого брошенного и свободно вращающегося тела.

Очевидно, что для однородных тел свободной осью является ось полной геометрической симметрии. Можно доказать, что в любом теле имеется не менее трех взаимно перпендикулярных свободных осей вращения, эти оси называются *главными осями инерции*. При этом оказывается, что при отсутствии внешних воздействий устойчивым является вращение тела только

вокруг двух осей, относительно которых оно имеет наибольший или наименьший момент инерции. Например, если, подбросив тело, привести его во вращение относительно произвольной оси, то, падая, оно само по себе перейдет к вращению вокруг оси, которой соответствует или наибольший, или наименьший момент инерции. В некоторых случаях, когда тело вращается около свободной оси с малым моментом инерции, оно самопроизвольно изменяет эту ось на ось с наибольшим моментом. На рис. 7.8 показана иллюстрация этого явления.

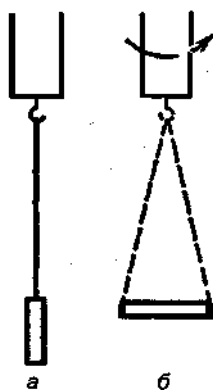


Рис. 7.8. Изменение свободной оси

К электродвигателю подвешено на нити цилиндрическое тело, которое может вращаться вокруг своей вертикальной геометрической оси (а) с моментом инерции $J_1 = \frac{mR^2}{2}$. При достаточно большой угловой скорости тело изменит свое положение (б). Момент инерции относительно новой оси равен $J_2 = \frac{mL^2}{12}$. Если $L^2 > 6R^2$, то $J_2 > J_1$. Вращение вокруг новой оси будет устойчивым.

Вращение человека в свободном полете и при различных прыжках происходит вокруг главной оси с наибольшим или наименьшим моментом инерции. Так как положение центра масс зависит от позы, то при различных позах направления главных осей будут различны.

У человека из-за наличия многозвенных, большей частью открытых в ходе движения кинематических цепей, имеется большое число степеней свободы. Так, подвижность кончиков пальцев относительно грудной клетки определяется 12 степенями свободы; запястья относительно лопатки — 7; а общее число степеней свободы всего тела — трехзначное число.

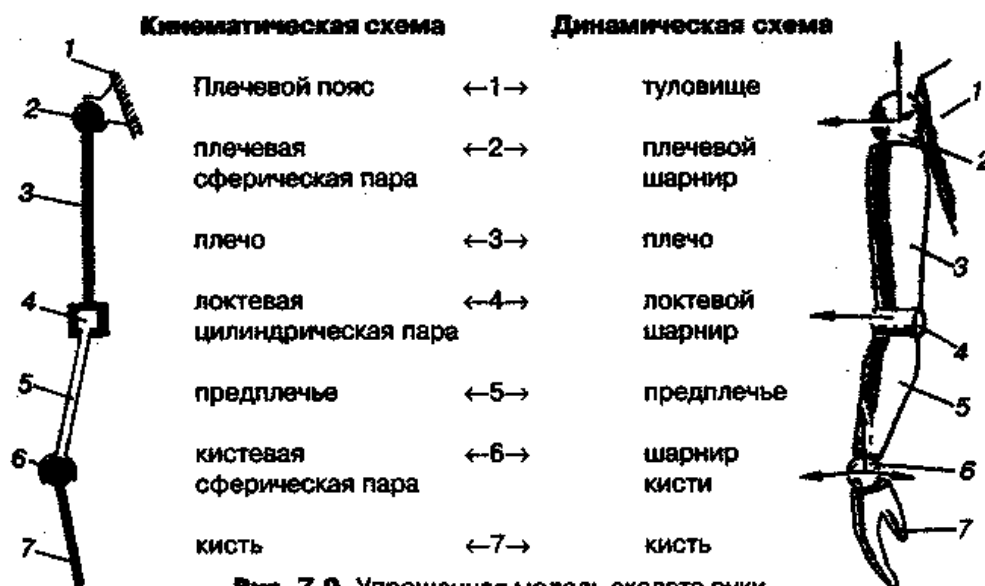


Рис. 7.9. Упрощенная модель скелета руки

Пример

На рис. 7.9. представлена упрощенная модель скелета руки. Кинематическая схема показывает подвижные звенья скелета и типы шарнирных соединений (два шаровых шарнира и один цилиндрический). Эта модель имеет *семь* степеней свободы: *три* степени свободы в плечевом поясе, *одна* степень свободы в локтевом суставе и *три* степени свободы у кисти. На динамической схеме стрелками показаны оси вращения, соответствующие этим степеням свободы.

7.5. Статика. Центр тяжести. Рычаги и блоки

Часть динамики, изучающая условия равновесия тел, называется *статикой* (гр. *states* — стоящий).

Равновесием тела называется такое его положение, которое сохраняется без дополнительных воздействий. Опираясь на уравнения динамики поступательного и вращательного движений, можно сформулировать следующие условия равновесия твердого тела.

- Тело не начнет двигаться поступательно, если сумма сил, действующих на него, равна нулю:

$$F_1 + F_2 + F_3 + \dots = 0. \quad (7.7)$$

- Тело не придет во вращательное движение, если для любой оси сумма моментов сил, действующих на него, равна нулю:

$$M_1 + M_2 + M_3 + \dots = 0. \quad (7.8)$$

Равенство (7.8) называется *правилом моментов*.

Условиями равновесия покоящегося тела являются одновременное равенство нулю *суммы сил* и *суммы моментов сил*, действующих на тело.

Выясним, какое положение должна занимать ось вращения, чтобы

закрепленное на ней тело оставалось в равновесии под действием сил тяжести. Для этого разобьем тело на множество маленьких кусочков и нарисуем действующие на них силы тяжести (рис. 7.10).

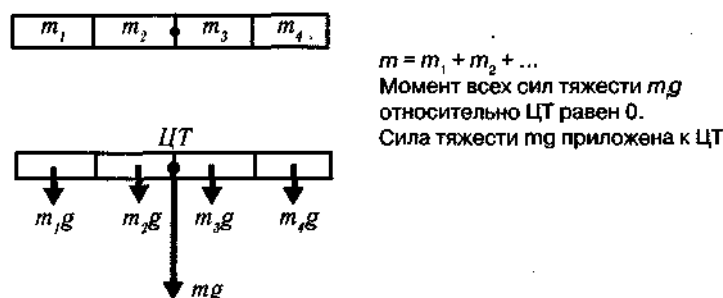


Рис. 7.10. Центр тяжести тела

В соответствии с *правилом моментов* для равновесия необходимо, чтобы сумма моментов всех этих сил относительно оси равнялась нулю.

Можно показать, что для каждого тела существует единственная точка, где сумма моментов сил тяжести относительно любой оси, проходящей через эту точку, равна нулю. Эта точка называется *центром тяжести* (обычно совпадает с *центром масс*).

Центром, тяжести тела (ЦТ) называется точка, относительно которой сумма моментов сил тяжести, действующих на все частицы тела, равна нулю.

Таким образом, силы тяжести не вызывают вращения тела вокруг центра тяжести. Поэтому все силы тяжести можно было бы заменить единственной силой, которая *приложена к этой точке* и равна силе тяжести.

Для тела спортсмена часто вводится общий центр тяжести (ОЦТ).

Основные свойства центра тяжести:

- 1) если тело закреплено на оси, проходящей через центр тяжести, то сила тяжести не будет вызывать его вращения;
- 2) центр тяжести является точкой приложения силы тяжести;
- 3) в однородном поле тяжести центр тяжести совпадает с центром масс.

Равновесным называется такое положение тела, при котором оно может оставаться в покое сколь угодно долго. При

отклонении тела от положения равновесия, силы, действующие на него, изменяются, и равновесие сил нарушается. Существуют различные виды равновесия (рис. 7.11) для тела, опирающегося на одну точку:

- устойчивое равновесие (рис. 7.11, а) — при малом отклонении тела от положения равновесия возникает сила, стремящаяся вернуть тело в исходное состояние;
- безразличное равновесие (рис. 7.11, б) — при малом отклонении тело остается в положении равновесия;
- неустойчивое равновесие (рис. 7.11, в) — при малом отклонении тела из положения равновесия возникают силы, стремящиеся увеличить это отклонение.

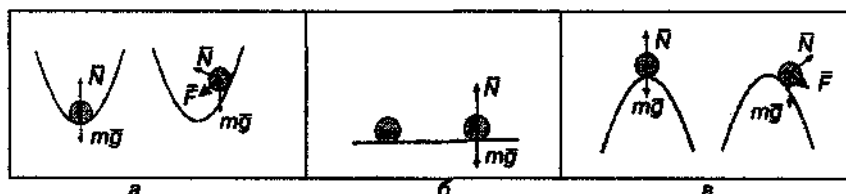


Рис. 7.11, Равновесие тела на поверхности: устойчивое (а), безразличное (б) и неустойчивое (в)

Примером *безразличного* равновесия является равновесие тела, закрепленного на оси, проходящей через его центр тяжести. Если ось проходит через другую точку и центр тяжести расположен *выше* оси, то возможно только *неустойчивое* равновесие. Равновесие будет *устойчивым*, если центр тяжести расположен *ниже* оси.

В положении устойчивого равновесия тело обладает минимальной потенциальной энергией.

Рассмотрим теперь равновесие тела, опирающегося не на одну точку, как в примере с шаром, а на целую площадку. В этих случаях условие устойчивости следующее: для равновесия необходимо, чтобы вертикаль, проведенная через центр тяжести, проходила внутри площади опоры тела.

Нарушение этого условия приводит к невозможности сохранения равновесия. Например, цилиндр, представленный на рис. 7.12, а, должен опрокинуться, потому что отвесная линия, проведенная через ЦТ, проходит вне его основания.

Стоящий человек сохраняет равновесие до тех пор, пока отвесная линия из ОЦТ находится внутри площадки, ограниченной краями его ступней, рис. 7.12, б.

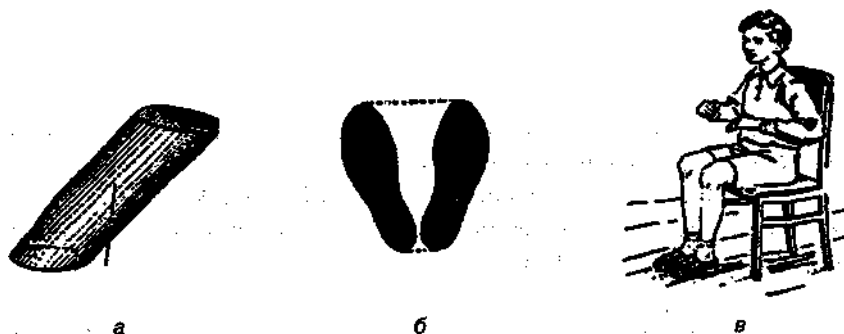


Рис. 7.12. Условия равновесия

Сидящий на стуле человек держит туловище вертикально, рис. 7.12, в. ОЦТ туловища находится внутри тела (близ позвоночника, примерно на 20 см выше уровня пупка). Отвесная линия, проведенная из ОЦТ вниз, проходит через площадь опоры, ограниченную ступнями и ножками стула. В таком положении можно сидеть. Однако, для того чтобы встать, человек должен перенести линию действия силы тяжести внутрь площади, ограниченной ступнями. Для этого необходимо наклонить туловище вперед и одновременно пододвинуть ноги назад (встать можно и не меняя положения ног, если наклон вперед осуществить резко).

Простейшие механизмы

На использовании законов статики основано действие простейших механизмов, используемых для изменения величины или направления силы.

Рычаг — твердое тело чаще в виде стержня, которое может вращаться (поворачиваться) вокруг неподвижной оси.

Пусть ось делит рычаг в отношении $L_1:L_2$ и на него действуют две параллельные силы F_1 и F_2 (рис. 7.13). Будем также считать, что силой тяжести, действующей на рычаг, можно пренебречь.

Определим положение оси вращения (O), при котором рычаг будет оставаться в равновесии.

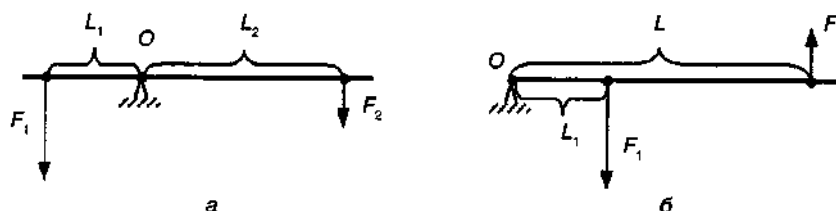


Рис. 7.13. Равновесие рычагов 1-го (а) и 2-го (б) рода

По правилу моментов (7.8) $M_1 + M_2 = 0 \rightarrow -F_1 \cdot L_1 + F_2 \cdot L_2 = 0$ или

$$\frac{L_2}{L_1} = \frac{F_1}{F_2}$$

При равновесии рычага под действием двух параллельных сил ось вращения делит расстояние между точками приложения сил на отрезки обратно пропорциональные величинам сил.

Равновесие рычага наступает при условии, что отношение приложенных к его концам параллельных сил обратно отношению плеч и моменты этих сил противоположны по знаку. Поэтому, прикладывая небольшую силу к длинному концу рычага, можно уравновесить гораздо большую силу, приложенную к короткому концу рычага. В зависимости от взаимного расположения точек приложения сил и оси различают рычаги 1-го и 2-го рода (рис. 7.13):

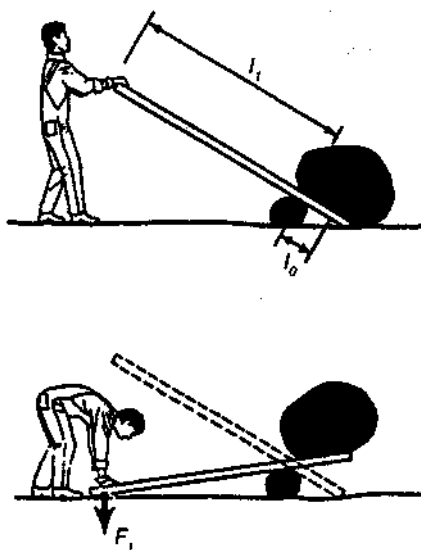


Рис. 7.14. Использование шеста в качестве рычага 1-го рода

а) **Рычаг 1-го рода.** Силы расположены по обе стороны от оси.

Подобными рычагами являются длинный шест, с помощью которого поднимают тяжелый камень (рис. 7.14.).

б) Рычаг 2-го рода. Силы расположены по одну сторону от опоры. К данному виду относится, например, тачка (рис. 7.15), при использовании которой усилие рук приложено на «максимальном» расстоянии от оси колеса (максимальное плечо), что позволяет перевозить большие грузы.

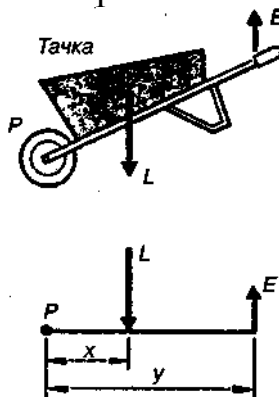


Рис. 7.15. Тачка — рычаг 2-го рода

Применение рычага в механизмах дает выигрыш в силе, при этом столько же проигрывается в перемещении. Рычаг не дает выигрыша в работе.

Многие суставы работают по принципу рычага второго рода. При этом мышцы, действуют на *меньшее плечо* рычага, рис. 7.16. Это приводит к *проигрышу в силе*, и к *выигрышу в перемещении и скорости*. В результате, при сравнительно малом по протяженности движении мышцы, звено или конечность описывают значительно большую траекторию.

Эта особенность в строении костно-мышечных узлов должна вызвать дополнительные осложнения в центральном регулировании движений, так как увеличение траектории перемещения звеньев сочетается с большим количеством степеней свободы подвижности, присущих человеческому телу как кинематической цепи.

Балансир (фр. balancier — коромысло) — двуплечный рычаг, совершающий качательные (колебательные) движения около неподвижной оси. Применяется в балансирующем маятнике, используемом в механотерапии.

Блок, как и рычаг, относится к простейшим механизмам, рис. 7.17. Он выполняется в форме диска, свободно вращающегося на оси. По окружности диск имеет желоб для цепи (каната, нити). Используется равенство натяжения во всех точках цепи, которая движется без трения.

Неподвижный блок (рис. 7.17, а) не дает выигрыша в силе, но позволяет изменять ее *направление*. Так, можно поднимать груз *вверх*, действуя на веревку силой, направленной *вниз*, что менее утомительно: $F = P$.

Подвижный блок (рис. 7.17, б) дает двукратный выигрыш в силе:

$$2F = P \Rightarrow F = \frac{P}{2}.$$



Рис. 7.16. Схема действия мышцы, разгибающей ногу в коленном суставе: плечо r действия мышцы существенно короче плеча r_1 , стрелкой отмечено направление мышечной тяги

Для удобства применения подвижный блок часто используют в комбинации с неподвижным (рис. 7.17, в).

Аппараты блочного типа применяются в механотерапии при тренировках по облегчению (восстановлению) движений в суставах и укреплению мышц.

К простейшим механизмам относится и *наклонная плоскость*. При описании положения тела в этом случае используют прямоугольную систему координат, ось Ox которой направлена параллельно плоскости, а ось Oy — перпендикулярно ей. На тело, расположенное на наклонной плоскости, рис. 7.18, действуют сила тяжести mg , сила реакции опоры — N и сила трения $F_{тр}$. Проекции сила тяжести на координатные оси равны $mg \cdot \sin \alpha$ (скатывающая сила) и $mg \cdot \cos \alpha$.

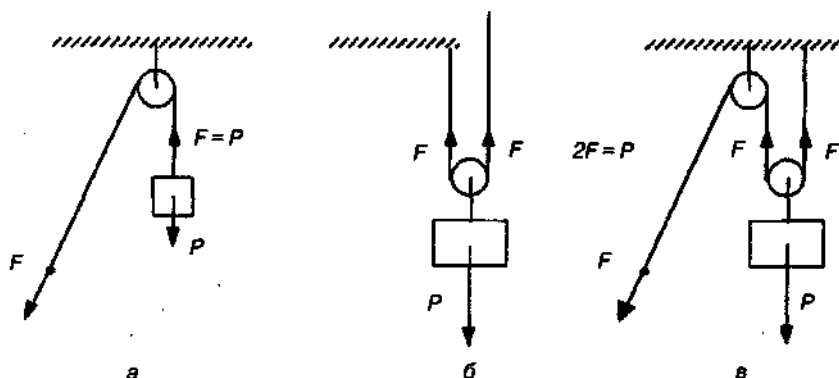


Рис. 7.17. Блоки: а) неподвижный, б) подвижный, в) комбинация

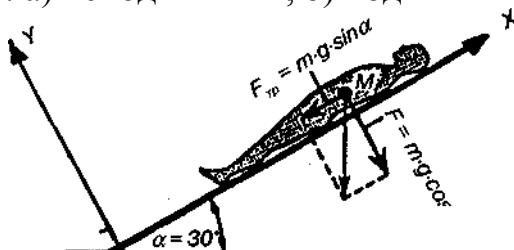


Рис. 7.18. Силы, действующие на тело человека, находящегося на наклонной поверхности

Условия равновесия определяются следующими соотношениями:

$$F_{\text{тр}} - mg \cdot \sin \alpha = 0 \text{ (вдоль оси OX),}$$

$$N - mg \cdot \cos \alpha = 0 \text{ (вдоль оси OY),}$$

$$\frac{F_{\text{тр}}}{N} = \operatorname{tg} \alpha.$$

При движении вниз по наклонной плоскости скатывающая сила помогает движению и способствует значительному увеличению скорости. При заданной длине наклонной плоскости скатывающая сила прямо пропорциональна высоте, рис. 7.19.

Наклонная поверхность часто используется на тренировках при выполнении различных упражнений, рис. 7.20.

При восстановлении после травм эффективны занятия на специальном столе, конструкция которого позволяет изменять угол наклона его плоскости к горизонту, рис. 7.21.

Изменение угла наклона и места крепления фиксирующих ремней (на уровне крупных суставов ног, поясничного и грудного отделов позвоночника) позволяет дозировать нагрузку на опорно-двигательную, сердечно-сосудистую и вестибулярную системы.

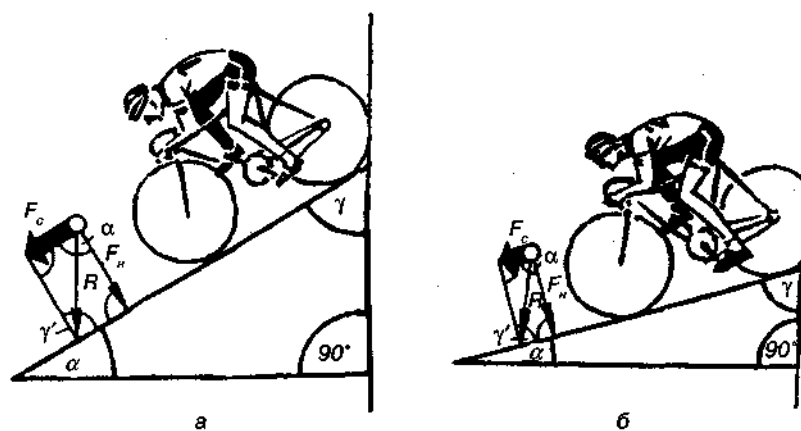


Рис. 7.19. Движение велосипедиста с наклонной плоскости: а) большая высота, б) малая высота

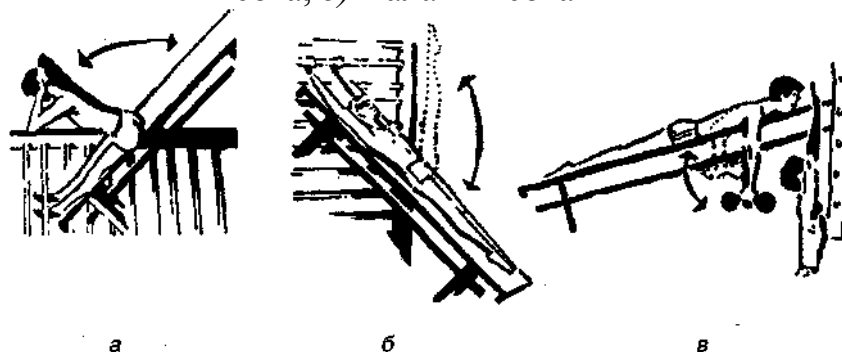


Рис. 7.20. Упражнения на наклонной плоскости: а) выпрямление туловища, б) поднятие ног, в) упражнения для рук с гантелями

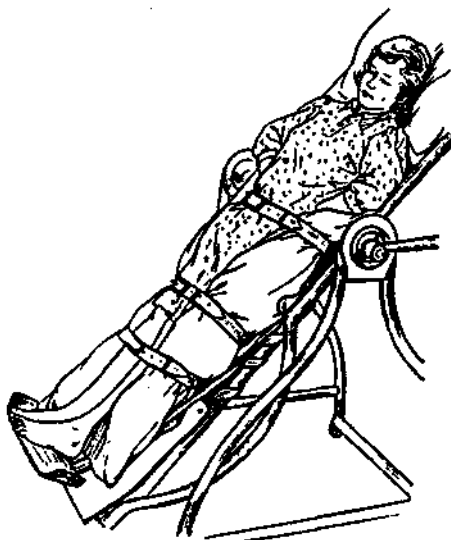


Рис. 7.21. Тренировка ортостатических функций на специальном наклонном поворотном столе

Элементы механики опорно-двигательного аппарата человека

Опорно-двигательный аппарат человека состоит из сочлененных между собой костей скелета. Кости скелета действуют как рычаги, которые имеют точку опоры в сочленениях или во внешней среде и приводятся в движение силой тяги, возникающей при сокращении мышц, прикрепленных к костям.

Рычаг первого рода, обеспечивающий перемещение или равновесие головы в сагиттальной плоскости.

На рис. 7.22 изображен череп и действующие на него силы.

Ось вращения (O) проходит через сочленение черепа с первым позвонком. На череп действуют две силы, приложенные по разные стороны от оси.

- Сила тяжести (R), приложенная к центру тяжести черепа. Плечо этой силы обозначено буквой b .

- Сила тяги мышц и связок (F), приложенная к затылочной кости. Плечо этой силы обозначено буквой a .

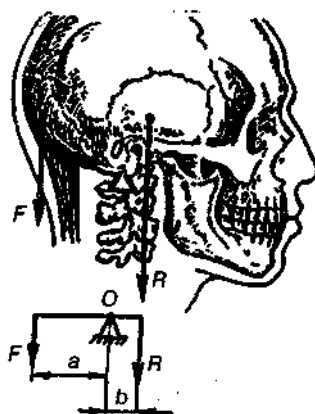


Рис. 7.22. Рычаг в сагиттальной плоскости черепа

Условие равновесия рычага $F \cdot a = R \cdot b$.

Рычаг второго рода, дающий человеку возможность вставать на

цыпочки.

На рис. 7.23 изображена стопа и действующие на нее силы.

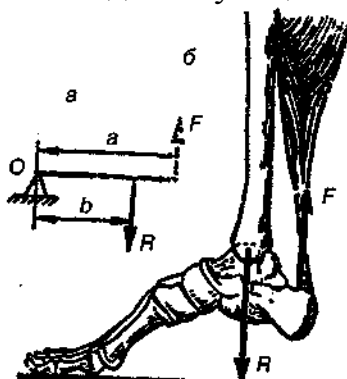


Рис. 7.23. Стопа в положении на цыпочках

Ось вращения (O) проходит через головку плюсневых костей. На стопу действуют две силы, приложенные по одну сторону от оси.

- Сила тяжести (R), равная половине силы тяжести, действующей на все тело. Плечо этой силы обозначено буквой b — расстояние от соединения стопы до точки контакта плюсны и пола (обычно 12 см);
- Сила тяги мышц (F), передаваемая с помощью ахилловых сухожилий и приложенная к выступу пяточной кости. Плечо этой силы обозначено буквой a — расстояние от точки опоры до точки действия ахилловых сухожилий (обычно 18 см).

Условие равновесия рычага: $F \cdot a = R \cdot b$. В данном случае $a > b$, следовательно, $F < R$. Поэтому рычаг дает выигрыш в силе, но проигрыш в перемещении.

По принципу рычага второго рода работает предплечье человека.

На рис. 7.24 изображены предплечье и кисть с грузом, а также действующие на них силы.

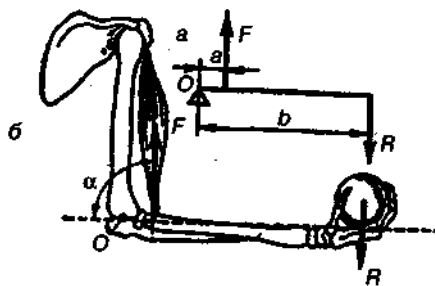


Рис. 7.24. Кости предплечья, участвующие в удержании предмета кистью

Ось вращения (O) находится в локтевом суставе. На рычаг действуют две силы, приложенные по одну сторону от оси.

- Сила тяжести (R), равная весу груза. Плечо этой силы обозначено буквой b .
- Сила тяги мышц (F), передаваемая с помощью бицепса. Плечо этой силы обозначено буквой a .

Условие равновесия рычага: $F \cdot a = R \cdot b$. В данном случае $a < b$, следовательно, $F > R$. Поэтому рычаг дает проигрыш в силе (примерно в 8 раз).

Целесообразно ли такое устройство? На первый взгляд, как будто нет, поскольку имеется потеря в силе. Однако согласно «золотому правилу» механики потеря в силе вознаграждается выигрышем в перемещении: перемещение кисти в 8 раз больше

величины сокращения мышцы. Одновременно происходит и выигрыш в скорости движения: кисть движется в 8 раз быстрее, чем сокращается мышца.

Таким образом, способ прикрепления мускулов, который имеется в теле человека (животных), обеспечивает конечностям быстроту движений, более важную в борьбе за существование, нежели сила. Человек был бы крайне медлительным существом, если бы руки у него не были устроены по этому принципу.

Системы вытяжки костей при переломах

При сращивании сломанных костей необходимо фиксировать поврежденные участки и устранить силы, которые обычно действуют в месте перелома, до тех пор, пока он не срастется. Для этого используют различные комбинации грузов и блоков.

На рис. 7.25, а показана система вытяжки с использованием двух одинаковых грузов и двух блоков. В этом случае силы натяжения T_1 и T_2 равны. Те же условия можно создать и другим способом (рис. 7.25, б), используя один груз и комбинацию из подвижного и неподвижного блоков. В этом случае общая сила, действующая на ногу, равна векторной сумме двух сил натяжения (рис. 7.25, в).

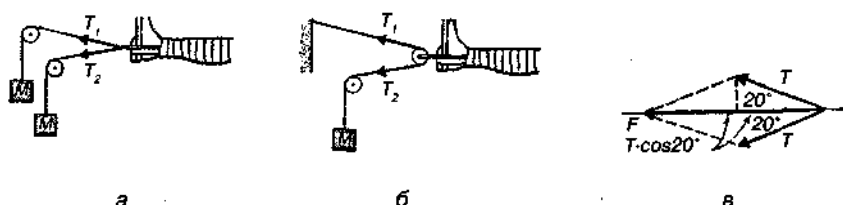


Рис. 7.25. Два способа вытяжки: а) два груза и два блока, б) один груз и два блока, в) результирующая сила (F)

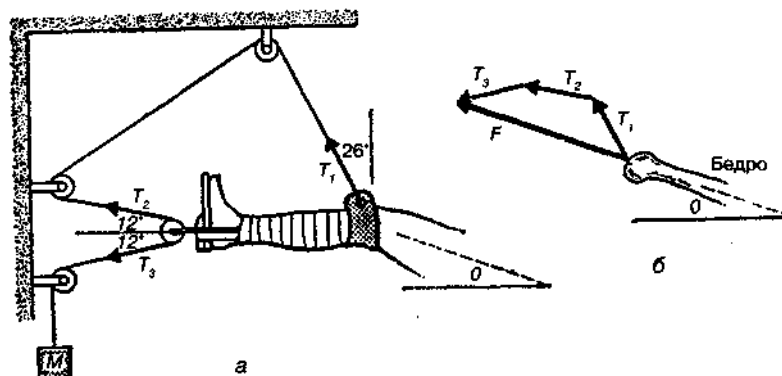


Рис. 7.26. Система вытяжки Рассела

На рис. 7.26, а показана система вытяжки Рассела, применяемая для

фиксации сломанного бедра. Эта система получена добавлением к системе, изображенной на рис. 7.25, еще двух блоков для обеспечения связи с коленом. Бедро устанавливается под углом $\theta = 20^\circ$ к горизонтали. Остальные углы указаны на рисунке. При этом векторная сумма трех сил натяжения, обозначенная на рис. 7.26, б, F , имеет оптимальное направление.

Глава 8 НЕИНЕРЦИАЛЬНЫЕ СИСТЕМЫ ОТСЧЕТА

8.1. Сила инерции. Принцип Д'Аламбера

В ряде случаев возникает необходимость описать движение, покой или равновесие тела, находящегося в *неинерциальной системе* отсчета. Например, требуется выяснить какие проблемы могут возникнуть у человека, находящегося в кабине космического корабля. Французский физик Д'Аламбер сформулировал простой принцип, позволяющий отвечать на вопросы о поведении тела в неинерциальной системе. Рассмотрим тело, которое находится в неинерциальной системе, движущейся относительно инерциальной системы с ускорением a_c .

Векторная величина, равная произведению массы тела на ускорение системы и направленная в сторону, противоположную ускорению системы, называется силой инерции:

$$F_u = -m \cdot a_c \quad (8.1)$$

Сила инерции не является реальной силой, так как она не действует со стороны какого либо тела. Однако в неинерциальной системе ее можно (и нужно!) рассматривать, как обычную силу. При этом можно «забыть» о том, что система неинерциальна.

Д'Аламбер установил, что если ко всем реальным силам (действующим со стороны других тел) добавить *силу инерции*, то в неинерциальной системе можно использовать все законы и формулы, которые справедливы для инерциальных систем.

Пример

Пусть тело массой m подвешено на нити в кабине космического корабля, который стартует с Земли и поднимается *вверх* с ускорением «а».

Система отсчета, связанная с таким кораблем является неинерционной и к ней применим принцип Д'Аламбера (ускорение системы — это ускорение корабля: $a_c = a$). На тело действуют сила тяжести со стороны земли (mg) и сила натяжения нити (T) (рис. 8.1). Добавим к ним силу инерции $F_u = m \cdot a$, которая направлена *вниз* (в сторону, обратную ускорению). Теперь можно описать *покой* тела относительно корабля: $T + mg + F_u = 0$. Учитывая направления сил, получим уравнение для их величин: $T - mg - F_u = 0$. Откуда найдем натяжение нити, удерживающей тело:

$$T = m \cdot g + m \cdot a = m(a + g).$$

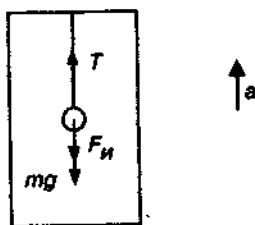


Рис. 8.1. Использование силы инерции

Установлено, что сила инерции **неотличима** от силы гравитации (силы тяготения). В рассматриваемом примере это означает, что никакие опыты, поставленные *внутри* корабля, не смогут дать ответ на вопрос, какая из ситуаций имеет место:

- либо мы находимся не в корабле, а на какой-то планете, где ускорение свободного падения равно $g + a$;
- либо мы движемся с ускорением $g + a$ на космическом корабле вдали от каких-либо планет (гравитационные силы отсутствуют);
- либо мы стартуем с Земли, поднимаясь с ускорением « a ». Во всех этих случаях результаты любого опыта будут совершенно одинаковы.

8.2. Сила тяжести. Вес тела

Сила тяжести

Так как сила тяготения и сила инерции неотличимы, то при использовании неинерциальной системы их обычно складывают (как вектора) и эту сумму называют *силой тяжести*.

Силой тяжести, действующей на тело в *неинерциальной системе отсчета*, называется сумма силы тяготения и силы инерции:

$$F_{\text{тяж}} = F_{\text{тяг}} + F_{\text{и}} \quad (8.2)$$

В рассмотренном выше примере со стартующим кораблем (рис. 8.1) сила тяжести равна:

$$F_{\text{тяж}} = F_{\text{тяг}} + F_{\text{и}} = m \cdot g + m \cdot a = m(a + g). \quad (8.3)$$

Сила тяжести сообщает всем телам одинаковое ускорение (относительно данной системы), которое называют *местным* ускорением свободного падения ($g_{\text{м}} = \frac{F_{\text{тяж}}}{m}$). В примере со стартующим кораблем

$$g_{\text{м}} = a + g.$$

Обратим внимание на то, что сила тяжести зависит от того, какой системой отсчета мы пользуемся. Так, например, в рассматриваемом случае можно поступить одним из двух способов.

1. Выбрать систему, связанную с Землей. В этой системе тело *движется* с ускорением под действием силы натяжения нити (T) и *силы тяжести* (mg). Уравнение движения:

$$T - mg = ma.$$

2. Выбрать систему, связанную с кораблем. В этой системе тело находится в состоянии покоя под действием силы натяжения нити (T) и местной силы тяжести ($mg + ma$). Уравнение покоя:

$$T = mg + ma.$$

Очевидно, что эти уравнения одинаковы.

Для человека, находящегося в корабле, естественным является второй способ. Поэтому он скажет, что при старте сила тяжести возрастает.

С направлением силы тяжести неразрывно связаны такие понятия, как *вертикаль* и *горизонталь*.

Вертикалью называется линия, вдоль которой направлена сила тяжести.

Горизонтальной плоскостью называется плоскость, которая перпендикулярна силе тяжести.

Формула (8.2) определяет силу тяжести в любой неинерциальной системе отсчета. Применим ее к Земле, неинерциальность которой связана с вращением вокруг своей оси. Вследствие этого точки земной поверхности обладают *центробежным ускорением* ($a_{ц}$), которое и является ускорением неинерциальной системы ($a_c = a_{ц}$). По формуле (8.2) находим силу инерции:

$$F_{и} = -m \cdot a_c = -m \cdot a_{ц}. \quad (8.4)$$

Знак «—» указывает на то, что сила инерции направлена *от оси* вращения Земли.

Сила тяготения направлена *к центру* Земли. Складывая эти силы, находим силу тяжести (рис. 8.2).

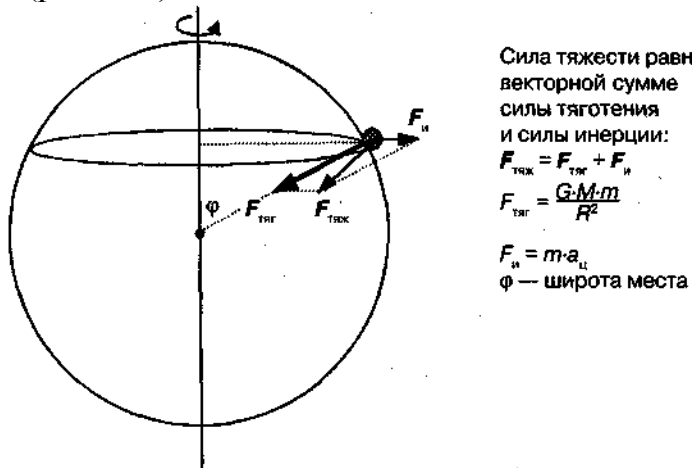


Рис. 8.2. Сила тяготения и сила тяжести

На рис. 8.2 видно отличие силы тяжести от силы тяготения. Наибольшей величины это отличие достигает на экваторе, где сила тяготения и сила инерции направлены по одной прямой в противоположные стороны. При сложении таких векторов (8.2) их *величины* вычитаются:

$$F_{тяж} = F_{тяг} - F_{и}. \quad (8.5)$$

Таким образом, сила тяжести отличается от силы тяготения на величину силы инерции. Велико ли это отличие? Для ответа на этот вопрос найдем отношение силы инерции к силе тяжести. Сила тяжести создает ускорение свободного падения: $P_{своб} = m \cdot g$ ($g = 9,8 \text{ м/с}^2$). Сила инерции вычисляется по

формуле (8.3) $F = m \cdot a$, деля величины этих сил, найдем

$$\frac{F_{\text{и}}}{F_{\text{тяж}}} = \frac{a_{\text{ц}}}{g} \quad (8.6)$$

Центростремительное ускорение рассчитывается по формуле (3.9):

$$a_{\text{ц}} = \omega^2 \cdot R,$$

где R — радиус обращения тела, а ω — угловая скорость вращения Земли. Для экватора $R = 6\,400\,000$ м — радиус Земли. Угловая скорость выражается через *период обращения* (T), который для Земли составляет 1 сутки или 86400 с. В соответствии с формулой (3.10) $\omega = \frac{2\pi}{T} = 7,2 \cdot 10^{-5} / \text{с}$.

Центростремительное ускорение на экваторе $a_{\text{ц}} = \omega^2 R \approx 0,03$ м/с². Подставив это значение в (8.5) получим

$$\frac{F_{\text{и}}}{F_{\text{тяж}}} = \frac{0,03}{9,8} \approx 0,003.$$

Из приведенных расчетов видно, что для Земли сила инерции составляет всего 0,3% от силы тяжести. Поэтому в большинстве случаев неинерциальностью Земли можно пренебречь.

Вес тела

Рассмотрим, что происходит, когда некоторый груз кладут на горизонтальную плоскость (опору). В первый момент после того, как груз отпустили, он начинает двигаться вниз под действием силы тяжести (рис. 8.3). Плоскость прогибается и возникает сила упругости (реакция опоры), направленная вверх. После того, как сила упругости (F) уравнивает силу тяжести, опускание тела и прогиб опоры прекратятся.

Прогиб опоры возник под действием тела, следовательно, со стороны тела на опору действует некоторая сила (P), которую называют *весом тела* (рис. 8.3, б). По третьему закону Ньютона вес тела равен по величине силе реакции опоры и направлен в противоположную сторону.

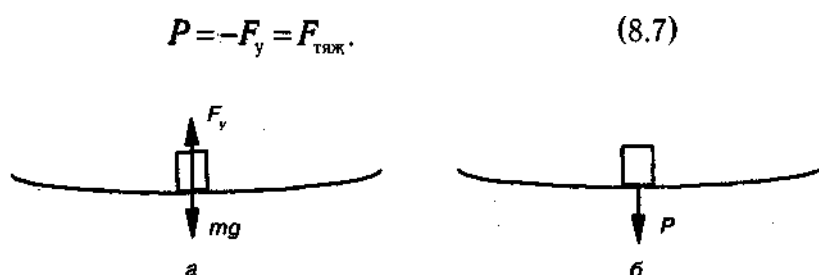


Рис. 8.3. Силы, действующие на тело (а) и опору (б) тела равен по величине силе реакции опоры и направлен в противоположную сторону.

Вместо опоры можно использовать подвес.

Весом тела называют силу P , с которой тело действует на неподвижную относительно него горизонтальную опору (или неподвижный относительно него подвес).

Вес не следует путать с массой тела. Масса тела характеризует его инертные свойства и не зависит ни от силы тяготения, ни от ускорения, с которым оно движется. Вес тела характеризует силу, с которой оно действует на опору и зависит как от силы тяготения, так и от ускорения движения. Например, на Луне вес тела примерно в 6 раз меньше, чем вес тела на Земле. Масса же в обоих случаях одинакова и определяется количеством вещества в теле.

Вес тела — понятие скорее инженерное, чем физическое, и используется не часто. Например, при проектировании моста указывают *вес*, который он должен выдерживать. В быту понятие «вес» используется, как правило, некорректно, поскольку имеется в виду масса тела. Например, когда говорят о *весовых категориях*, в спорте, то подразумевают не силу, с которой спортсмен давит на помост, а его массу. В то же время, говоря о весе поднятой штанги, понятие «вес» употребляют совершенно правильно, так как речь идет о силе, с которой штанга действует на человека. Существующая путаница в употреблении понятия «вес» не влечет никаких отрицательных последствий, так как в каждой области люди интуитивно понимают, что имеется в виду.

В быту, технике, спорте вес часто указывают не в ньютонах (Н), а в килограммах силы (кгс). Переход от одной единицы к другой осуществляется по формуле

$$1 \text{ кгс} = 9,8 \text{ Н}.$$

8.3. Перегрузки и невесомость. Движение в безопорном пространстве. Искусственное тяготение

Перегрузки

Вес тела приложен к опоре, а не к самому телу, и может измениться в зависимости от движения опоры.

Например, вес тела в покое на Земле равен mg , а вес тела в покое в кабине стартующего корабля *больше* чем на Земле и равен $m \cdot (g + a)$, как следует из формул 8.3 и 8.7.

Состояние, при котором вес тела больше, чем на Земле, называют *перегрузкой*.

Если пользоваться системой отсчета, в которой тело находится в состоянии покоя, то вес тела равен (и по величине и по направлению) действующей на него силе тяжести (формула 8.7). Поэтому можно сказать, что *перегрузку* испытывает тело, находящееся в системе отсчета, в которой сила тяжести превышает земную. Величину перегрузки принято характеризовать отношением силы тяжести, действующей в данной системе отсчета, к силе

тяжести на Земле. Например, если космический корабль стартует с ускорением $a = 4g$, то согласно формуле (8.3) вес тела в корабле равен $5mg$, а вес тела на земле равен mg . Отношение этих величин равно пяти. Поэтому в корабле человек испытывает *пятикратную перегрузку*.

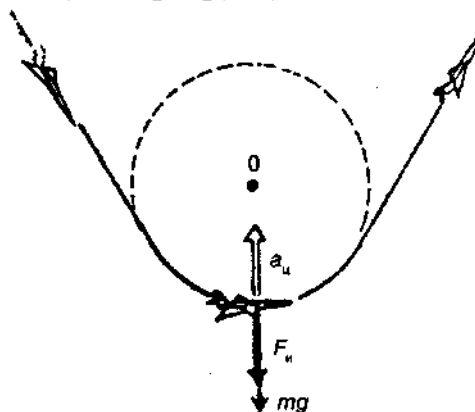


Рис. 8.4. Перегрузки, возникающие при выходе самолета из пикирования

Перегрузки испытывает и летчик, выводящий самолет из пикирования, рис. 8.4. Если радиус кривизны в нижней части траектории — R и самолет движется со скоростью v , то возникает центростремительное ускорение $a = \frac{v^2}{R}$, направленное вверх. Следовательно, в нижней точке траектории летчик давит на сиденье с силой:

$$P = mg + \frac{mv^2}{R}.$$

Пропорции и размеры человеческого тела, сила мышц и прочность костей приспособлены к существованию в условиях *земной силы тяжести*. Поэтому если человек оказывается в системе, где сила тяжести значительно превышает земную, он испытывает затруднения в выполнении самых обычных движений.

Для подготовки человека к работе в условиях значительной перегрузки необходимы специальные тренировки. Для этого используют *центрифугу*, которая представляет собой кабину, вращающуюся в горизонтальной плоскости на длинной штанге, рис. 8.5.

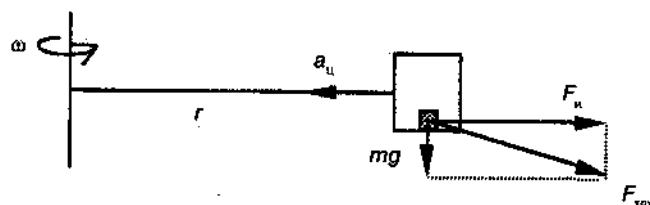


Рис. 8.5. Принцип создание перегрузок на центрифуге

Пусть радиус штанги r , и кабина вращается с угловой скоростью ω . В этом случае кабина имеет центростремительное ускорение $a_{ц} = \omega^2 \cdot r$ и на тело внутри нее действует *сила инерции* $F_{и} = m \omega^2 r$. Согласно принципу Д'Аламбера, сила тяжести в кабине равна векторной сумме силы инерции и силы тяжести на Земле:

$$F_{тяж} = F_{и} + mg.$$

Ее величина находится по теореме Пифагора:

$$F_{\text{тяж}} = \sqrt{F_{\text{и}}^2 + (mg)^2} = \sqrt{(mg)^2 + (m\omega^2 r)^2} = m\sqrt{g^2 + \omega^4 r^2}.$$

Величина перегрузки определяется отношением силы тяжести в кабине к земной силе тяжести:

$$\frac{F_{\text{тяж}}}{mg} = \sqrt{1 + \frac{\omega^4 r^2}{g^2}}.$$

Таким способом при большой угловой скорости вращения можно создать практически любую перегрузку.

В табл. 8.1 представлены значения перегрузок, возникающих в некоторых условиях.

Таблица 8.1

Значения некоторых перегрузок

Условия перегрузки	Перегрузка
Перегрузка неподвижно стоящего человека	1
Пассажир при взлете самолета	до 1,5
Парашютист во время раскрытия парашюта при скорости падения 30 м/с	1,8
«-----» «-----» «-----» «-----» «-----» 40 м/с	3,3
«-----» «-----» «-----» «-----» «-----» 50 м/с	5,2
Летчик в момент катапультирования из самолета	ДО 16
Перегрузки при спуске космического корабля «Восток»	до 8—10
Перегрузки при спуске космического корабля «Союз»	до 3—4

В табл. 8.2 представлены значения кратковременных перегрузок, переносимых человеком.

Таблица 8.2

Кратковременные перегрузки, относительно безболезненно переносимые тренированным человеком

Направление местной силы тяжести	Перегрузка
в направлении «спина — грудь» и «грудь — спина»	до 30
в направлении «голова — ноги»	до 20
в направлении «ноги — голова»	до 8

Для того, чтобы человек мог переносить значительные перегрузки, применяются специальные устройства: катапультиные и амортизационные кресла, привязные системы, защитные шлемы и др.

Невесомость

Невесомость возникает внутри любого аппарата, который движется под действием одной единственной силы — силы тяготения. В этом случае сила инерции равна по величине и противоположна по направлению силе тяготения и сила тяжести внутри аппарата равна нулю (формула 8.2). Поэтому предметы, покоящиеся относительно станции, не оказывают воздействия на опору и их *вес равен нулю*.

Невесомостью называется такое состояние тела, при котором его вес равен нулю.

Невесомость возникает, например, внутри космического корабля, который движется в безвоздушном пространстве с выключенными двигателями.

Практика показала, что работа человека в условиях невесомости требует специальных навыков, а длительное пребывание в невесомости отрицательно сказывается на физическом состоянии человека и животных. Все это необходимо учитывать при подготовке пилотируемых космических полетов.

Для работы в условиях невесомости и пониженной силы тяжести (например, на Луне) космонавт должен понимать суть этих явления и, конечно, уметь правильно двигаться. Знания о двигательной активности человека в невесомости и при пониженной силе тяжести накапливаются в ходе специальных медико-биологических экспериментов, широко использующих биомеханические методы. Такие эксперименты, например, показали, что при пониженном тяготении темп и энерготраты локомоторных движений человека снижаются; локомоции и состояние человека характеризуются увеличенным сгибанием в крупных суставах; становится доступен способ передвижения прыжками.

Кратковременное состояние невесомости в земных условиях можно создать в самолете, движущемся по параболической траектории. Это используется при подготовке космонавтов. Кроме того, для имитации пониженного тяготения разработаны специальные стенды. С помощью биомеханики разрабатываются также средства, облегчающие движения человека в необычных условиях.

Движение в безопорном пространстве

При выполнении стандартных упражнений или действий у человека вырабатываются определенные стереотипы движений, обеспечивающие бессознательное достижение требуемого результата. Так, при толкании ядра, спортсмен инстинктивно *упирается ногой*, чтобы не упасть при «отдаче»; бегун выполняет движения руками, препятствующие вращению корпуса, и т. д. При этом человек обязательно взаимодействует с опорой, к которой его прижимает сила тяжести. В невесомости сила тяжести отсутствует и исчезает привычное взаимодействие с опорой. Поэтому *стандартное* выполнение упражнений или действий приводит появлению существенных побочных эффектов. Так, законы

сохранения импульса и момента импульса в условиях невесомости приводят к тому, что человек, бросивший предмет, начинает двигаться в противоположном направлении и вращаться. При выполнении в невесомости упражнения «угол» движение ног гимнаста вызовет в соответствии с законом сохранения момента импульса встречное вращение корпуса. При завинчивании гайки в условиях невесомости возникнет вращение человека в противоположном направлении. Резкие движения существенно изменяют положение тела.

Искусственное тяготение

Длительное пребывание в условиях невесомости приводит к недогрузке мышц и опорно-двигательного аппарата человека. В связи с чем космонавты должны выполнять специальные физические упражнения, носить особые костюмы, затрудняющие движения и т. п. Однако, как показывает накопленный опыт, всего этого недостаточно. Кардинальное решение проблемы может быть достигнуто только созданием искусственной силы тяжести. Рассмотрим один из способов.

На рис. 8.6. показано сечение космической станции в форме бублика, которая вращается вокруг центральной оси.

В системе отсчета, связанной со станцией, действуют: сила тяготения, сила инерции, обусловленная вращением станции вокруг Земли и сила инерции, обусловленная вращением станции вокруг оси. Первые две силы компенсируют друг друга (этим и обусловлена невесомость). Последняя сила будет восприниматься как сила

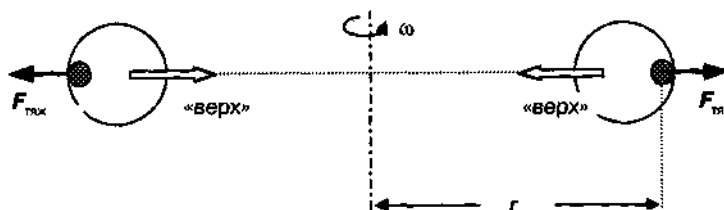


Рис. 8.6. Возникновение искусственной силы тяжести во вращающейся космической станции

тяжести $F = -m \cdot a$. Ускорение во вращающейся системе это — центростремительное ускорение

$$a_{ц} = \omega^2 \cdot r,$$

где ω — угловая скорость вращения станции вокруг оси, a r — удаление от оси.

Направлена искусственная сила тяжести по радиусу от оси вращения

$$F_{тяж} = m \cdot \omega^2 \cdot r. \quad (8.8)$$

В данном случае величина центростремительного ускорения дает значение местного ускорения свободного падения.

Выполним некоторые расчеты. Пусть жилые помещения расположены на расстоянии $r = 50$ м от оси вращения и требуется создать искусственную силу тяжести, равную половине земной:

$$a_{ц} = \frac{g}{2}.$$

Из формулы (8.8) найдем

$$\omega = \sqrt{\frac{g}{2r}} = 0,313 \frac{1}{c}.$$

Такая угловая скорость соответствует частоте вращения 3 об/мин.

8.4. Медицинские аспекты

Величины перегрузок могут колебаться в пределах допустимой переносимости, но они во всех случаях не должны нарушать кровоснабжения мозга.

Как показали многочисленные исследования, ускорения в направлении «голова—ноги» вызывают отток крови от головы и приводят к заметным нарушениям деятельности мозга. Ускорения в направлении «грудь—спина» переносятся человеком гораздо легче и кровоснабжение мозга если и нарушается, то в заметно меньших пределах.

При перегрузках нарушается координация произвольных движений. При этом пределы нарушений зависят от состояния и тренированности лица, оказавшегося в этих условиях, и пропорциональны логарифму ускорения силы тяжести. Способность человека восстанавливать координацию движений при систематическом выполнении навыка в условиях перегрузок может служить отправным положением для разработки общих основ специальной физической подготовки космонавтов, но это не является предметом рассмотрения в данном учебнике.

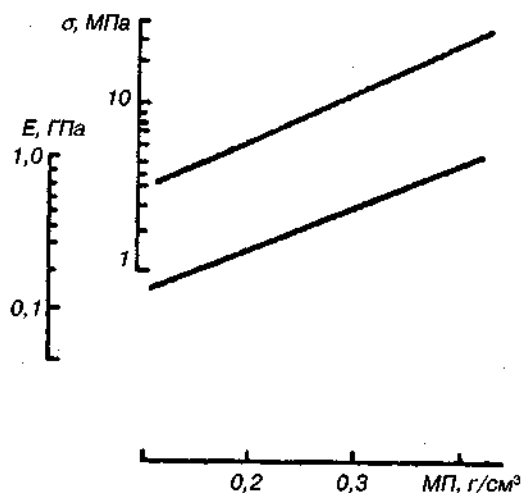


Рис. 8.7. Зависимость механических свойств костных губчатых структур от минеральной плотности МП: σ — разрушающее напряжение, E — модуль упругости

Как было показано выше, физические нагрузки на организм человека, естественные на Земле, в космосе отсутствуют. Поэтому во время космических полетов возникает остеодистрофия, связанная с состоянием невесомости.

Снижается резистентность (сопротивляемость) костно-опорного аппарата человека действию ударных нагрузок. Основным следствием изменения биомеханических свойств костной ткани, в первую очередь спонгиозной, является снижение ее минеральной плотности или насыщенности. На рис. 8.7 приведена зависимость механических свойств костных структур от их минеральной плотности.

С уменьшением минеральной плотности линейно снижаются предел прочности и модуль упругости. В условиях невесомости проявляется в основном отрицательный баланс кальция и снижение минеральной плотности костной ткани некоторых элементов скелета. Потери минеральных компонентов из всех костей скелета составляют в среднем 0,4%. Однако по высоте скелета минеральная плотность изменялась не одинаково. Начиная с уровня поясничных позвонков и ниже, минеральная плотность костной ткани снижалась. Время восстановления минеральной плотности поясничных позвонков после полета может в 2—3 раза превышать длительность полета. Этот факт позволяет спланировать режим послеполетной реабилитации космонавтов.

Установлено, что условия невесомости с точки зрения минерализации можно моделировать. Оказалось, что потери кальция в условиях космического полета соответствуют потерям, которые наблюдаются при длительном постельном режиме. Это позволяет рассматривать постельный режим как адекватную модель невесомости применительно к костной системе.

Неблагоприятное влияние реальной и моделируемой постельным режимом невесомости на механические характеристики костей подтверждено экспериментами с крысами на биоспутниках и опытами с биоптатами костной ткани, взятыми у добровольцев после длительной гипокинезии (ограниченного движения).

В качестве средств профилактики костной атрофии можно применять искусственное нагружение, которое обеспечит уровень напряжений в скелете, соответствующий земным гравитационным нагрузкам или достаточно продолжительное воздействие (например, одночасовое спокойное стояние при постельном режиме в остальное время предотвращает отрицательный кальцевый баланс).

8.5. Применение законов динамики для анализа движений спортсменов

Разберем некоторые примеры, показывающие, каким образом законы динамики применяются для анализа сложных движений и вычисления сил, нагружающих суставы, сухожилия и мышцы.

На рис. 8.8. показан стартующий бегун. На него действуют сила тяжести mg и реакция опоры R , сообщающие центру масс бегуна ускорение a .

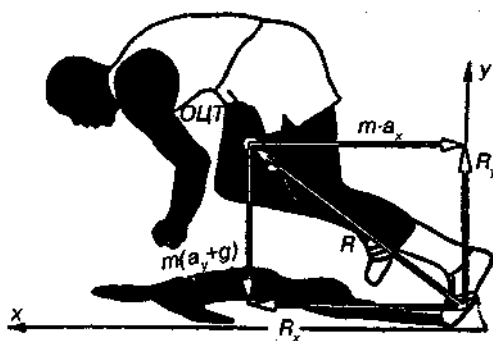


Рис. 8.8. Силы, действующие на тело спринтера при отталкивании во время старта

Воспользуемся неинерциальной системой отсчета, связанной с центром масс. В этой системе центр масс *покоится*. Согласно принципу Д'Аламбера к реальным силам следует добавить фиктивную силу инерции $F_{II} = -m \cdot a$ и записать условие покоя:

$$\mathbf{R} + m\mathbf{g} + \mathbf{F}_{II} = 0.$$

В проекциях на координатные оси это равенство запишется в виде системы двух уравнений:

$$-ma_x + R_x = 0; \quad -m(a_y + g) + R_y = 0, \quad (8.9)$$

где R_x , R_y — составляющие реакции опоры; a_y и a_x — вертикальная и горизонтальная составляющие ускорения центра масс в момент старта.

Эти уравнения можно использовать для решения двух задач:

- зная силы, действующие на тело, описать движение центра масс;
- зная ускорение тела (используя различные способы регистрации, например, кино съемку), определить вызвавшие его силы.

Вычислим силу тяги мышц F_m , нагружающих ахиллово сухожилие при старте бегуна. На рис. 8.9 показаны стопа и действующие на нее силы.

Это реакция опоры \mathbf{R} , сила тяжести $m_{ст} \cdot \mathbf{g}$, сила тяги мышц \mathbf{F}_m и сила, нагружающая голеностопный сустав, \mathbf{F} . Кроме того, на стопу действуют силы пассивного сопротивления, связанные с деформацией соединительных тканей и с силой трения в суставе.

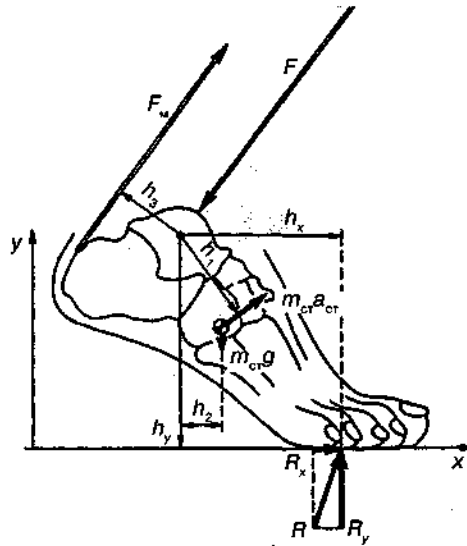


Рис. 8.9. Силы, действующие на стопу спортсмена при отталкивании

Обозначим ускорение голеностопного сустава a_{cm} и воспользуемся связанной с ним неинерциальной системой отсчета. В этой системе сустав неподвижен, а стопа вращается вокруг него с некоторым угловым ускорением ε . Согласно принципу Д'Аламбера к реальным силам следует добавить фиктивную силу инерции $F_u = -m \cdot a_{cm}$ и записать условие вращения:

$$R_x \cdot h_y + R_y \cdot h_x + m_{ct} \cdot a_{ct} \cdot h_1 - h_2 + M_c - M_m = I_{ct} \cdot \varepsilon_{ct}, \quad (8.10)$$

где m_{ct} , I_{ct} — масса и момент инерции стопы (относительно голеностопного сустава); M_c — момент сил пассивного сопротивления; M_m — момент силы тяги мышц (F_m), нагружающих ахиллово сухожилие; h_x , h_y , h_1 , h_2 — плечи сил.

Проанализируем левую часть этого уравнения. Сила тяжести ($m_{ct} \cdot g$) и сила инерции ($m_{ct} a_{ct}$), действующие на стопу, малы по сравнению с силами реакции опоры (R_x и R_y), а их плечи (h_2 и h_1) меньше плеч сил реакции опоры (h_x и h_y). Поэтому моментами этих сил ($-m_{ct} \cdot g \cdot h_2$ и $m_{ct} \cdot a_{ct} \cdot h_1$) можно пренебречь. Момент сил пассивного сопротивления в суставе (С/И.) также незначителен по сравнению с моментами сил реакции опоры.

Правую часть уравнения можно принять равной нулю, поскольку согласно расчетам и измерениям, произведение момента инерции стопы на ее угловое ускорение ($I_{ct} \cdot \varepsilon_{ct}$) мало по сравнению с основными слагаемыми левой части. Поэтому уравнение (8.10) упрощается:

$$R_x \cdot h_x + R_y \cdot h_y - M_m = 0.$$

Отсюда получаем соотношение для момента силы тяги мышц:

$$M_m = R_x \cdot h_x + R_y \cdot h_y. \quad (8.11)$$

Момент силы тяги мышц равен произведению силы на плечо:

$$M_m = F_m \cdot h_3,$$

а составляющие реакции опоры определяются системой (8.9):

$$R_x = m a_x; \quad R_y = m(a_y + g).$$

Подставив эти выражения в (8.11), получим:

$$F_m \cdot h_3 = m \cdot [a_x h_x + (a_y + g) h_y].$$

Отсюда находим формулу для расчета приближенного значения силы тяги мышц, нагружающих ахиллово сухожилие:

$$F_m \approx \frac{m \cdot [a_x h_x + (a_y + g) h_y]}{h_3}. \quad (8.12)$$

Вычислим ориентировочное значение этой силы. Для взрослого человека можно принять $m = 70$ кг, $h_y = 12$ см, $h_x = 10$ см, $h_3 = 6$ см. Измеренные значения составляющих ускорения центра масс равны $a \approx 1,5g$, $a \approx g$. Подставив эти значения в (8.12) получим:

$$F_m \cong \frac{m \cdot [1,5g \cdot 10 + 2g \cdot 12]}{6} = 6,5 \cdot mg = 4460 \text{ Н.}$$

Полученное значение близко к максимально допустимой нагрузке для ахиллова сухожилия, которая составляет примерно 5000 Н.

Проведя аналогичные расчеты, можно получить значение для силы F , которой нагружен голеностопный сустав. В данном случае получается значение близкое $3 \cdot mg$.

Глава 9 ЗАКОНЫ СОХРАНЕНИЯ

9.1. Консервативные силы, потенциальная энергия. Закон сохранения энергии в механике

В механике есть силы, работа которых при перемещении тела по замкнутому контуру равняется нулю. Такие силы называются *потенциальными*, или *консервативными*.

Консервативной называется сила, работа которой при перемещении тела по замкнутому контуру равняется нулю.

Нетрудно показать, что консервативные силы обладают еще двумя свойствами:

1) работа консервативной силы при переходе тела из одного положения в другое не зависит от траектории движения, а определяется только начальным и конечным положениями тела;

2) при изменении направления перехода работа консервативной силы изменяет свой знак, не меняя величины $A_{1-2} = -A_{2-1}$.

Опираясь на закон всемирного тяготения и закон Гука, можно доказать, что *сила тяготения* и *упругая сила* являются потенциальными.

Потенциальность этих сил связана с тем, что на одном участке замкнутой траектории силы совершают положительную работу, а на другом — отрицательную так, что в сумме получается ноль. Покажем это на примере силы тяготения, действующей у поверхности Земли. Пусть тело проходит по замкнутой прямоугольной траектории 1—2—3—4—1 (рис. 9.1).

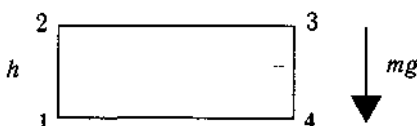


Рис. 9.1. Работа силы тяжести на замкнутой траектории

На участке 1—2 сила тяготения *мешает* движению, и ее работа *отрицательна*: $A_{1-2} = -mgh$. На участках 2—3 и 4—1 сила тяготения *перпендикулярна* направлению движения, и ее работа *равна нулю*: $A_{2-3} = A_{4-1} = 0$. На участке 3—4 сила тяготения *помогает* движению, и ее работа *положительна*: $A_{3-4} = mgh$. Полная работа на всем пути получается равной нулю:

$$A_{1-2} + A_{2-3} + A_{3-4} + A_{4-1} = -mgh + mgh + 0 = 0.$$

Не все силы являются потенциальными. Например, сила трения скольжения всегда направлена против движения тела и ее работа на всем пути — отрицательна. Сила трения не консервативна.

Работу консервативной силы удобно рассчитывать через уменьшение специальной величины — *потенциальной энергии*. Получим соответствующую формулу.

Пусть тело переходит из положения 1 в положение 2 (рис. 9.2). Выберем некоторую точку пространства (O) в качестве точки отсчета и рассмотрим траекторию движения, проходящую через эту точку: 1—O—2.

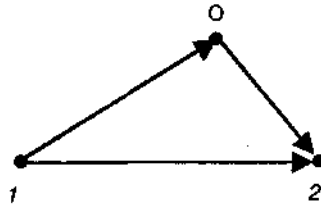


Рис. 9.2. Работа на траектории, проходящей через точку отсчета (O)

По свойству 1 работа на этой траектории такая же, как для прямого перехода 1—2: $A_{1-0} + A_{0-2} = A_{1-2}$.

По свойству 2: $A_{0-2} = -A_{2-0}$. Поэтому выполняется равенство:

$$A_{1-2} = A_{1-0} - A_{2-0} \quad (9.1)$$

Потенциальной энергией тела (E_n) называется скалярная величина, равная работе, совершаемой консервативной силой, при переходе тела из данного положения на выбранный уровень отсчета (O).

В соответствии с этим определением $A_{1-0} = E_{n1}$ и $A_{2-0} = E_{n2}$. Поэтому формулу (9.1) можно записать в следующем виде:

$$A_{1-2} = E_{n1} - E_{n2} \quad (9.2)$$

Таким образом, доказано, что работа консервативной силы равна убыли потенциальной энергии.

Гравитационная потенциальная энергия

Найдем потенциальную энергию тела, поднятого над землей. За уровень отсчета возьмем любой удобный горизонтальный уровень (O). Пусть тело массой m находится над этим уровнем на высоте h (рис. 9.3).

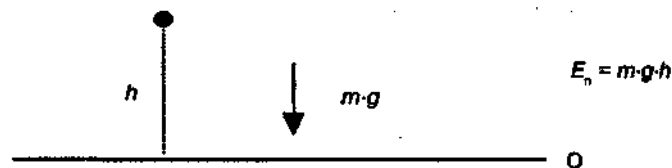


Рис. 9.3. Потенциальная энергия тела, поднятого над уровнем отсчета

Согласно определению, потенциальная энергия тела равна работе, совершенной силой тяготения при переходе тела с высоты h на уровень отсчета ($h = 0$):

$$E_n = m \cdot g \cdot h. \quad (9.3)$$

Формула (9.3) определяет потенциальную энергию, связанную с гравитационным взаимодействием.

Потенциальная энергия упругих тел

Существует еще один вид потенциальной энергии, связанный с упругим взаимодействием молекул при *небольших деформациях* почти всех тел. Для наглядности рассмотрим сжатую пружину (рис. 9.4, а), которую мы возвращаем в исходное (недеформированное) состояние (рис. 9.4, б), придерживая рукой. При этом на руку действует сила упругости, совершающая работу. Выберем в качестве уровня отсчета положение, в котором пружина не деформирована (б). Тогда, согласно определению, совершенная силой упругости работа равна потенциальной энергии деформированной пружины. Вычислим ее величину.

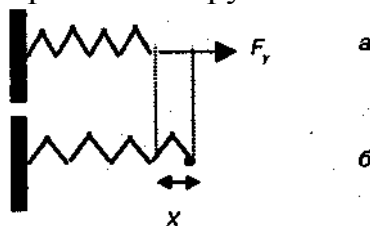


Рис. 9.4. Потенциальная энергия пружины: а) сжатая пружина, б) пружина в исходном состоянии

В соответствии с законом Гука сила упругости, действующая на руку, пропорциональна величине деформации (x) и направлена в сторону уменьшения деформации $F_y = -kx$. Пусть пружина, распрямляясь, переместила руку на небольшой отрезок dx . Тогда она совершила работу

$$dA = F_y \cdot dx = -k \cdot x \cdot dx. \quad (9.4)$$

Полная работа вычисляется с помощью определенного интеграла:

$$A = \int_x^0 (-kx) dx = \frac{k \cdot x^2}{2}.$$

Потенциальная энергия деформированной пружины определяется такой же формулой:

$$E_n = \frac{k \cdot x^2}{2}. \quad (9.5)$$

где k — жесткость пружины; x — ее деформация.

Из приведенных примеров видно, что энергию можно накопить в форме потенциальной энергии (поднять тело, сжать пружину) для последующего использования. Кроме того, следует заметить, что, если для кинетической энергии тела (частицы) существует единое универсальное выражение, то для потенциальной энергии такого выражения нет; аналитический вид формул для вычисления потенциальной энергии зависит от рассматриваемых сил. Потенциальная энергия всегда связана с той или иной силой, действующей со стороны одного тела на другое. Например, Земля силой тяжести действует на падающий предмет, сжатая пружина — на шарик, натянутая тетива — на стрелу. Потенциальная энергия это не то, что присуще самому телу: она всегда связана со взаимодействием тел.

Потенциальная энергия — это энергия, которой обладает тело благодаря своему положению по отношению к другим телам, или благодаря

взаимному расположению частей одного тела.

Рассмотрим случай, когда в процессе движения тела работу совершают только *консервативные силы*. Тогда можно записать:

$$E_{к2} - E_{к1} = A = E_{п1} - E_{п2},$$

ИЛИ

$$E_{к2} + E_{п2} = E_{к1} + E_{п1}$$

Таким образом, в данном случае сумма кинетической и потенциальной энергий тела осталась неизменной. Эта сумма называется *полной механической энергией* тела.

Полной механической энергией тела называется сумма его потенциальной и кинетической энергий:

$$E = E_{к} + E_{п} \quad (9.6)$$

Мы получили закон сохранения механической энергии.

Если в системе действуют только консервативные силы, то полная механическая энергия входящих в систему тел не изменяется: $E = const$.

Иными словами, для любых двух моментов времени полные механические энергии одинаковы:

$$E_2 = E_1 \quad (9.7)$$

Закон сохранения энергии в механике имеет ограниченный характер. Он не утверждает, что механическая энергия *всегда*

сохраняется, а лишь указывает условие, при котором такое сохранение имеет место: работу должны совершать *только консервативные силы*. В этом случае при движении тела происходит переход кинетической энергии в потенциальную или наоборот.

Если при движении на тело действуют не консервативные силы, которые *совершают работу*, то полная механическая энергия *не сохраняется*. В этом случае ее изменение равно этой работе:

$$E_2 - E_1 = A_{не\ конс.} \quad (9.8)$$

Примеры

1) Падение камня

Тело падает на землю с высоты h_0 без начальной скорости, а силой сопротивления воздуха можно пренебречь (рис. 9.5). На тело действует только сила тяжести, которая является консервативной. Следовательно, полная механическая энергия *сохраняется*.



Рис. 9.5. При падении тела его потенциальная энергия переходит в кинетическую

Запишем закон сохранения энергии для двух положений: начального (1) и конечного (2) — тело подлетело к земле:

$$E_2 = E_1$$

В исходном положении скорость движения равна нулю и тело обладает только потенциальной энергией: $E_1 = mgh_0$. При падении камня потенциальная энергия уменьшается, но увеличивается его кинетическая энергия. В конечной точке траектории высота равна нулю, скорость движения максимальна (v_k) и тело обладает только кинетической энергией.

$$E_2 = \frac{mv_k^2}{2}.$$

Подставив эти значения в закон сохранения, получим:

$$\frac{mv_k^2}{2} = mgh_0.$$

В промежуточных точках траектории тело обладает и кинетической, и потенциальной энергиями, сумма которых остается постоянной:

$$\frac{mv^2}{2} + mgh = mgh_0 = \text{const.}$$

2) Движение велосипедиста по холмистой местности

Пусть велосипедист начинает скатываться с вершины холма и, пройдя ложбину, поднимается по инерции на соседний холм (рис. 9.6). Допустим, что сопротивлением воздуха и трением качения можно пренебречь. Тогда на велосипедиста действуют две силы: *консервативная* сила тяжести (mg) и сила нормального давления со стороны дороги (N). Последняя сила перпендикулярна направлению движения и работы не совершает. Поэтому полная механическая энергия велосипедиста *сохраняется*: $E_k + E_n = \text{const}$.

При спуске с холма потенциальная энергия переходит в кинетическую, которая достигает максимума у подножия холма. Далее велосипедист начинает вкатываться на другой холм. При этом кинетическая энергия переходит в потенциальную.

Если высота второго холма меньше высоты первого, то при подъеме на его вершину велосипедист израсходует не всю кинетическую энергию. Поэтому он минует вершину и скатится с противоположного склона второго

холма.

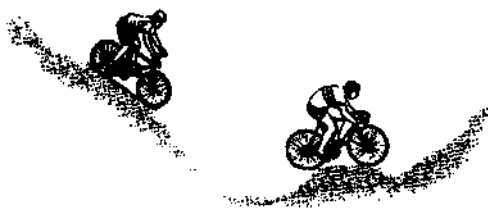


Рис. 9.6. Велосипедист, съезжающий с холма

Если высота второго холма больше высоты первого, то велосипедист израсходует всю кинетическую энергию, не достигнув вершины, и остановится. Это произойдет на высоте, равной первоначальной. Для того, чтобы перевалить через вершину, велосипедист должен увеличить механическую энергию за счет работы ног.

В реальном случае велосипедист испытывает действие силы трения, которая совершает *отрицательную* работу. Поэтому, если велосипедист не работает ногами, полная механическая энергия *сохраняться не будет*:

$$E_2 - E_1 = A_{\text{трения}}$$

Для того, чтобы поддерживать механическую энергию неизменной, велосипедист должен компенсировать *отрицательную* работу силы трения *положительной* работой своих мышц

$$A_{\text{мышц}} = A_{\text{трения}} \quad (9.9)$$

Отсюда следует, что, чем меньше сила трения, тем меньшая работа требуется от мышц, тем меньше утомление и выше результаты. Поэтому фирмы, занимающиеся производством спортивной техники и спортивной одежды, ведут постоянные исследования, направленные на уменьшение силы трения.

В некоторых случаях механическая энергия сохраняется при передаче энергии от одного тела к другому. Например, потенциальная энергия, запасенная в натянутой тетиве лука, преобразуется в кинетическую энергию стрелы.

9.2. Энергетика прыжков Прыжок в высоту с места

Если человек или животное присядет, а затем использует мышцы ног для вертикального прыжка, то центр масс поднимется на определенную высоту. При этом выполняется соотношение (9.8) между работой неконсервативных сил и изменением механической энергии.

Пусть (1) — положение прыгуна, присевшего перед прыжком (рис. 9.7). В этом положении у него есть только потенциальная энергия $\mathcal{E}_j = mgH_r$, где H_r — высота, на которой находится центр масс присевшего человека. В результате толчка человек приобретает кинетическую энергию и начинает подниматься

вверх. При этом происходит переход кинетической энергии в потенциальную и

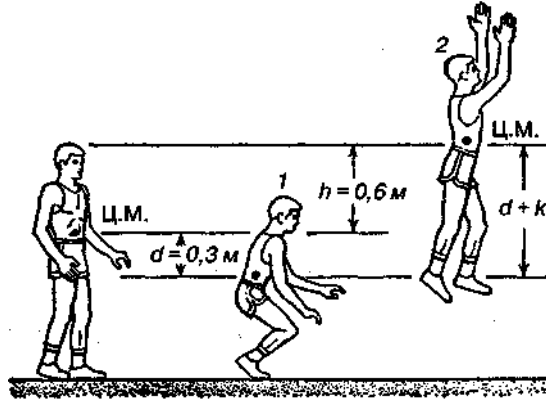


Рис. 9.7. Прыжок в высоту с места

на высоте максимального подъема центра масс (2) у прыгуна остается только потенциальная энергия $E_2 = mgH_2$, где H_2 — высота, на которую поднимается центр масс в результате прыжка. Соотношение между изменением механической энергии и работой мышц (9.8) принимает следующий вид: $E_2 - E_1 = A_{\text{мышц}}$. Раскрыв значения энергий, получим:

$$mgH_2 - mgH_1 = A_{\text{мышц}}. \quad (9.10)$$

Выполним необходимые расчеты.

Пусть первоначально центр масс находился на высоте H_0 , а при приседании он опускается на расстояние d . Тогда d — это расстояние, на котором мышцы ног производят работу, а $H_1 = H_0 - d$. Работа мышц во время прыжка определяется по формуле

$$A_{\text{мышц}} = F \cdot d,$$

где F — сила мышц.

Соотношение (9.10) принимает вид:

$$mg(h + d) = F \cdot d,$$

где m — масса тела, а $h = H_2 - H_0$ — высота, на которую центр масс поднялся в результате прыжка.

Отсюда находим общее вертикальное перемещение центра масс при прыжке с места

$$h + d = \frac{F \cdot d}{mg}. \quad (9.11)$$

Известно, что сила мышц пропорциональна второй степени характерных размеров тела (L), а масса — третьей степени: $F \sim L^2$; $m \sim L^3$. В то же время глубина приседания пропорциональна первой степени размеров тела: $d \sim L$. Тогда из формулы (9.11) следует, что для животных одного вида общее расстояние, на которое поднимется центр масс, не зависит от их размеров:

$$h + d = \frac{F \cdot d}{mg} \sim L^2 \cdot \frac{L}{L^3} = \text{const.}$$

И действительно, маленький крысиный кенгуру (размером с зайца) может прыгать на ту же высоту, что и гигантский кенгуру (примерно 2,5 м).

Отметим также, что большинство прыгающих животных (человек — исключение) могут прыгать значительно выше того расстояния, на которое они опускаются, приседая. Иначе говоря, для них h много больше d .

Лучший прыжок в высоту, который может выполнить мужчина, поднимет его центр масс приблизительно на 0,6 м ($h = 0,6$ м). При прыжке мышцы ног работают на расстоянии примерно 0,3 м ($d = 0,3$ м). Значит, мышечная сила, необходимая для прыжка, равна

$$F = \frac{mg(h+d)}{d} = \frac{mg \cdot (0,6+0,3)}{0,3} = 3mg.$$

Таким образом, сила мышц ног, производящая прыжок, втрое превышает действующую на спортсмена силу тяжести.

Прыжок в высоту с разбега

При прыжке в высоту с разбега прыгун должен поднять свое тело, чтобы преодолеть горизонтальную перекладину. Мировой рекорд для прыжков этого типа равен 2,4 м. Если считать, что центр масс человека (при вертикальном положении) расположен на высоте приблизительно 1 м, то для достижения *высоты* перекладины, прыгун должен поднять свой центр масс на расстояние примерно 1,4 м. Так как центр масс тела находится *внутри* него, то для преодоления планки центру масс необходимо подняться еще на 0,1 м (рис. 9.8). Общая высота, на которую прыгун должен поднять свой центр масс, равна

$$H = 2,4 \text{ м} + 0,10 \text{ м} - 1,0 \text{ м} = 1,50 \text{ м}.$$

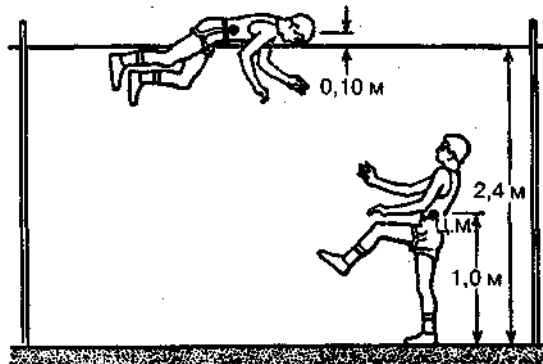


Рис. 9.8. Прыжок в высоту с разбега

(Отметим, что при техничном исполнении прыжка прыгун распределяет свое тело таким образом, что центр масс не поднимается над перекладиной).

Мы выяснили, что при прыжке с места прыгун может поднять свой центр масс приблизительно на 0,6 м. Оставшиеся 0,9 м, необходимые для преодоления перекладины, должны быть получены за счет разбега. Таким образом, кинетическая энергия горизонтального бега должна перейти в энергию прыжка. Прыгун в высоту не подбегает к перекладине на скорости спринтера, так как в этом случае он не успеет выполнить фазу вертикального отталкивания.

Примем скорость разбега $v = 6$ м/с. Тогда кинетическая энергия прыгуна

весом 70 кг равна

$$E_k = \frac{mv^2}{2} = \frac{70 \cdot 6^2}{2} = 1260 \text{ Дж.}$$

Энергия, требующаяся для оставшихся 0,9 м прыжка, равна

$$E = mgh = 70 \cdot 9,8 \cdot 0,9 = 617 \text{ Дж.}$$

Таким образом, прыгуну в действительности нужно перевести в энергию прыжка менее половины энергии разбега. Если бы это преобразование можно было выполнить с большей эффективностью, прыгун смог бы преодолеть значительно большую высоту.

Прыжки с шестом

Используя только ноги, прыгун не может преобразовать достаточно большую часть энергии разбега в энергию вертикального толчка. Используя шест, он может выполнить такое преобразование с большей эффективностью. В этом виде спорта прыгун разбегаются с максимально возможной скоростью, держа в руках длинный гибкий шест. Он втыкает конец шеста у основания перекладины, и его поступательное движение в этом случае почти удваивает высоту прыжка (рис. 9.9). При этом кинетическая энергия бега преобразуется в упругую потенциальную энергию шеста. Когда шест разгибается, за счет этой энергии он совершает работу, поднимая прыгуна над планкой. Оценим максимальную высоту, которую может взять прыгун с шестом. Соотношение (9.8) для этого случая принимает следующий вид:

$$E_2 - E_1 = A_{\text{толчка}} \quad (9.12)$$

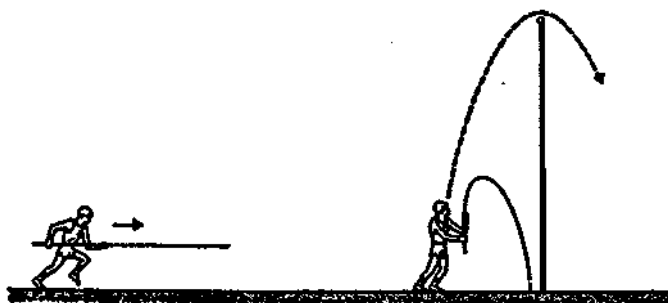


Рис. 9.9. Прыжок с шестом

Начальная энергия складывается из кинетической энергии разбега и потенциальной энергии центра масс бегущего человека:

$$E_1 = \frac{mv^2}{2} + mgH_0,$$

где $H_0 = 1$ м.

Энергия человека в момент перехода через планку на высоте H фактически является потенциальной энергией: $E_2 = mgH$.

Работа, совершенная при отталкивании — это работа аналогичная работе мышц при прыжке вверх с места. При рассмотрении таких прыжков была получена формула для расчета этой работы:

$$A_{\text{толчка}} = mg(h+d), \text{ где } h+d \approx 0,9 \text{ м.}$$

Подставим все эти оценки в соотношение (9.12):

$$mgH - \frac{mv^2}{2} - mgH_0 = mg(h+d).$$

Отсюда получим формулу для расчета предельной высоты прыжка:

$$H = (h+d+H_0) + \frac{v^2}{2g}.$$

Если положить максимальную скорость равной 9,5 м/с (мы не выбираем максимальную скорость равной 10,5 м/с, потому что прыгун еще несет шест), то получим:

$$H = (0,9+1) + \frac{9,5^2}{19,6} = 1,9 + 4,6 = 6,5 \text{ м.}$$

Эта оценка несколько превосходит реально достигнутую высоту, так как не вся кинетическая энергия прыгуна может превратиться в упругую потенциальную энергию шеста — прыгун должен обладать еще и некоторой горизонтальной скоростью для пересечения планки. Современный мировой рекорд для прыжков с шестом равен 6,2 м. Очевидно, что гибкий шест позволяет со значительно большей эффективностью использовать кинетическую энергию разбега. (Мы еще не учли усилие прыгуна, прилагаемое к шесту руками в завершающей фазе, а оно также увеличивает высоту прыжка).

9.3. Закон сохранения импульса. Реактивное движение

Закон сохранения импульса

В подразделе (5.8) было введено понятие импульса произвольного тела и получено уравнение (5.19), описывающее изменение импульса под действием внешних сил. Так как изменение импульса обусловлено только *внешними силами*, то уравнение (5.19) удобно применять для описания взаимодействий нескольких тел. При этом взаимодействующие тела рассматривают как одно сложное тело (систему тел). Можно показать, что **импульс сложного тела** (системы тел) равен векторной сумме импульсов его частей:

$$\mathbf{p} = \mathbf{p}_1 + \mathbf{p}_2 + \dots \quad (9.13)$$

Для системы тел уравнение вида (5.13) записывается без всяких изменений:

$$d\mathbf{p} = \mathbf{F} \cdot dt. \quad (9.14)$$

Изменение импульса системы тел равно импульсу действующих на нее внешних сил.

Рассмотрим некоторые примеры, иллюстрирующие действие этого закона.

На рис. 9.10, а спортсменка стоит, опираясь правой ногой на скейтборд, а левой отталкивается от земли. Достигнутая при толчке скорость зависит от

силы толчка и от времени, в течение которого эта сила действует.

На рис. 9.10, б изображен метатель копья. Скорость, которую приобретет копьё данной массы, зависит от силы, приложенной рукой спортсмена и от времени, в течение которого она приложена.

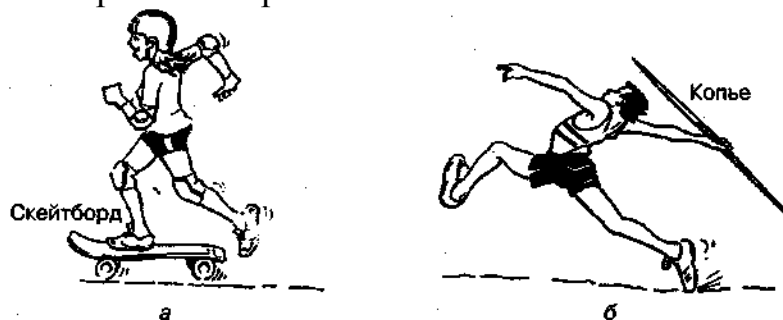


Рис. 9.10. а) Спортсменка на скейтборде; б) метатель копья

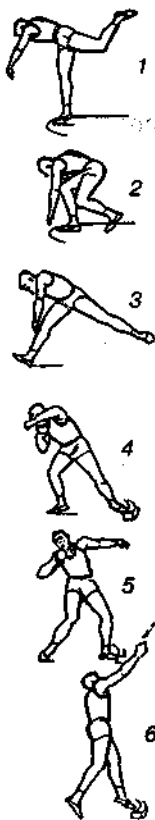


Рис. 9.11.

Толкание ядра

Поэтому перед броском копья спортсмен заносит руку далеко назад. Более детально подобный процесс разобран на примере спортсмена, толкающего ядро, рис. 9.11.

Из равенства (9.14) вытекает одно важное для практического применения следствие, называемое *законом сохранения импульса*. Рассмотрим систему тел, на которую не действуют внешние силы. Такую систему называют *замкнутой*.

Система тел, которые взаимодействуют только между собой и не взаимодействуют с другими телами, называется *замкнутой*.

Для такой системы внешних сил нет ($F = 0$ и $dp = 0$). Поэтому имеет место *закон сохранения импульса*.

Векторная сумма импульсов тел, входящих в замкнутую систему,

остаётся неизменной (*сохраняется*).

Иными словами, для любых двух моментов времени импульсы замкнутой системы одинаковы:

$$\mathbf{p}_1 = \mathbf{p}_2 \quad (9.15)$$

Закон сохранения импульса — это фундаментальный закон природы, не знающий никаких исключений. Он абсолютно точно соблюдается и в макромире и в микромире.

Конечно, замкнутая система — это абстракция, так как практически во всех случаях внешние силы есть. Однако для некоторых типов взаимодействий с очень малой длительностью наличием внешних сил можно пренебречь, так как при малом интервале действия импульс силы можно считать равным нулю:

$$\mathbf{F} \cdot dt \approx 0 \rightarrow d\mathbf{p} \approx 0.$$

К процессам малой длительности относятся

- соударения движущихся тел
- распад тела на части (взрыв, выстрел, бросок).

Примеры

В боевиках часто присутствуют сцены, в которых после попадания пули человека отбрасывает по ходу выстрела. На экране это выглядит довольно эффектно. Проверим, возможно ли это? Пусть масса человек $M = 70$ кг и он в момент попадания пули находится в состоянии покоя. Массу пули примем равной $m = 9$ г, а её скорость $v = 750$ м/с. Если считать, что после попадания пули человек приходит в движение (в действительности этому может помешать сила трения между подошвами и полом), то для системы человек — пуля можно записать закон сохранения импульса: $p_1 = p_2$. Перед попаданием пули человек не движется и в соответствии с (9.9) импульс системы $p_1 = m \cdot v + 0$. Будем считать, что пуля застревает в теле. Тогда конечный импульс системы $p_2 = (M + m) \cdot u$, где u — скорость, которую получил человек при попадании пули. Подставив эти выражения в закон сохранения импульса, получим:

$$\begin{aligned} (M + m) \cdot u &= m \cdot v; \\ u &= \frac{m \cdot v}{(M + m)} = \frac{0,009 \cdot 750}{70,009} = 0,1 \text{ м/с.} \end{aligned}$$

Полученный результат показывает, что ни о каком отлетании человека на несколько метров не может быть и речи (кстати, тело, брошенное вверх со скоростью 0,1 м/с, поднимется на высоту всего 0,5 мм!).

2) Столкновение хоккеистов.

Два хоккеиста массой M_1 и M_2 двигаются навстречу друг другу со скоростями, соответственно, v_1 , v_2 (рис. 9.12). Определить общую скорость их движения, считая столкновение *абсолютно неупругим* (при абсолютно неупругом ударе тела «сцепляются» и двигаются далее как одно целое).

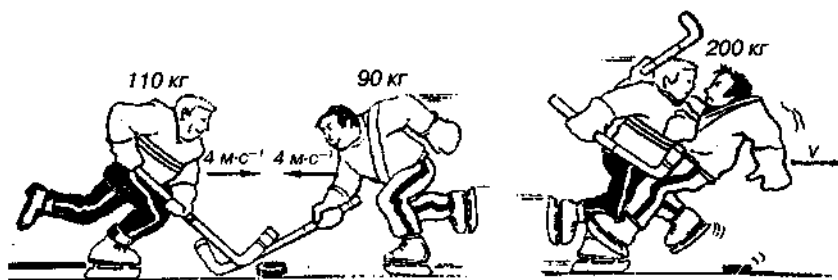


Рис. 9.12. Абсолютно неупругое столкновение хоккеистов

Применим закон сохранения импульса к системе, состоящей из двух хоккеистов. Импульс системы перед столкновением $p_1 = M_1 \cdot v_1 - M_2 v_2$. В этой формуле стоит знак «—» потому, что скорости v_1 и v_2 направлены навстречу друг другу. Направление скорости v_1 считается положительным, а направление скорости v_2 — отрицательным. После неупругого столкновения тела движутся с общей скоростью v и импульс системы $p_2 = (M_1 + M_2) \cdot v$. Запишем закон сохранения импульса и найдем скорость v :

$$(M_1 + M_2) \cdot v = M_1 v_1 - M_2 v_2;$$

$$v = \frac{(M_1 v_1 - M_2 v_2)}{(M_1 + M_2)} = 0,4 \text{ м/с.}$$

Направление скорости v определяется ее знаком.

Обратим внимание на одно важное обстоятельство: закон сохранения импульса можно применять только к *свободным телам*. Если движение одного из тел ограничено внешними связями, то общий импульс сохраняться не будет.

Реактивное движение

На использовании закона сохранения импульса основано реактивное движение. Так называют движение тела, возникающее при отделении от тела с какой-то скоростью некоторой его части. Рассмотрим реактивное движение ракеты. Пусть ракета и ее масса вместе с топливом M *покоится*. Первоначальный импульс ракеты с топливом равен *нулю*. При сгорании порции топлива массы m образуются газы, которые выбрасываются через сопло со скоростью u . По закону сохранения импульса общий импульс ракеты и топлива *сохраняется*: $p_2 = p_1 \rightarrow m \cdot u + (M - m) \cdot v = 0$, где v — скорость, полученная ракетой. Из этого уравнения находим: $v = -m \cdot u / (M - m)$. Мы видим, что ракета приобретает скорость, направленную в сторону противоположную направлению выброса газа. По мере сгорания топлива скорость ракеты непрерывно возрастает.

Примером реактивного движения является и отдача при выстреле из винтовки. Пусть винтовка, масса которой $m_1 = 4,5$ кг, стреляет пулей массой $m_2 = 11$ г, вылетающей со скоростью $v_1 = 800$ м/с. Из закона сохранения импульса можно высчитать скорость отдачи:

$$m_1 v_1 = -m_2 v_2; v_1 = -\frac{m_2 v_2}{m_1} = -2,0 \text{ м/с.}$$

Такая значительная скорость отдачи возникнет, если винтовка не прижата к плечу. В этом случае стрелок получит сильный удар прикладом. При

правильной технике выстрела стрелок прижимает винтовку к плечу и отдачу воспринимает все тело стрелка. При массе стрелка 70 кг скорость отдачи в этом случае будет равна 11,8 см/с, что вполне допустимо.

9.4. Применение закона сохранения импульса к ударам

Соударения часто встречаются в спорте: удары теннисной ракеткой, бейсбольной битой, клюшкой по мячу и шайбе, соударения бильярдных шаров, соударения футболистов и хоккеистов и т. д.

Ударом называется столкновение между двумя телами, если оно происходит за очень короткое время и силы взаимодействия при этом столь велики, что можно пренебречь всеми остальными силами.

(Сила удара боксера средней весовой категории — 2 кН, сила удара футболиста по мячу — 7,8 кН). Обычно время соударения много меньше по сравнению со временем наблюдения.

В физике принята следующая классификация ударов.

Абсолютно упругий удар

Это такой удар, при котором не происходит необратимых преобразований кинетической энергии во внутреннюю энергию тел.

При абсолютно упругом ударе свободных тел сохраняется кинетическая энергия системы и ее импульс. Формы всех тел после завершения удара восстанавливаются.

Упругое столкновение в макроскопическом мире — это недостижимый идеальный случай, так как часть кинетической энергии тел всегда переходит в другие виды энергии (тепловую, звуковую и т. п.).

Абсолютно неупругий удар

Это удар, при котором после столкновения тела «слипаются».

При абсолютно неупругом соударении свободных тел импульс системы сохраняется, а ее кинетическая энергия уменьшается (потерянная кинетическая энергия переходит во внутреннюю энергию — тела нагреваются). Деформации тел в процессе такого удара постоянно нарастают и формы тел после завершения удара не восстанавливаются.

Реальные удары

Абсолютно упругий и абсолютно неупругий удары — это идеальные предельные случаи. При соударении реальных тел имеют место элементы,

свойственные как упругим, так и неупругим ударам.

Характерные свойства абсолютно упругого и абсолютно неупругого ударов наглядно проявляются в системе отсчета, связанной с центром масс сталкивающихся тел. В этой системе отсчета удары выглядят очень просто.

Абсолютно упругий удар	Абсолютно неупругий удар	Удар реальных тел
Тела движутся навстречу друг другу со скоростями v_1, v_2 и после удара расходятся с такими же скоростями: $v_1^1 = v_1, v_2^1 = v_2$	Тела движутся навстречу друг другу со скоростями v_1, v_2 и после удара останавливаются: $v_1^1 = 0, v_2^1 = 0$	Тела движутся навстречу друг другу со скоростями v_1, v_2 и после удара расходятся со скоростями: $v_1^1 = kv_1, v_2^1 = kv_2$ ($0 < k < 1$).
Таким образом, в системе центра масс величины скоростей не изменяются	Таким образом, в системе центра масс величины скоростей после удара становятся равными нулю	Таким образом, в системе центра масс величины скоростей изменяются одинаково

Коэффициент k одинаков для обоих тел и показывает в системе центра масс, чему равно отношение величины скорости тела после удара (v^1) к величине скорости до удара:

$$k = \frac{v^1}{v}. \quad (9.16)$$

Его называют коэффициентом восстановления скорости. Он характеризует степень упругости. Если $k = 1$, то удар абсолютно упругий (удар стального шара о стальную плиту); если $k = 0$, то удар абсолютно неупругий (удар комка влажной глины о плиту).

При игре в теннис коэффициент восстановления может принимать значения до 0,7.

Игра в теннис

При игре в теннис резкое изменение характера движения мяча при ударе ракетки обусловлено силой, действующей на него со стороны ракетки. Время действия силы удара очень мало, но ее величина весьма значительна. И мяч, и ракетка при столкновении деформируются довольно сильно (рис. 9.13).

Подача мяча при игре в теннис — пример неупругого соударения. Все параметры удара представлены на рис. 9.14.

Ракетка массой M со скоростью v_0 ударяет по неподвижному мячу массой m . После того, как мяч отделился от поверхности ракетки, он движется со скоростью u , а скорость ракетки после этого становится v . Рассматривая ракетку и мяч как изолированную систему, можно записать закон сохранения импульса:

$$Mv_0 = Mv + mu.$$

Высокоскоростная съемка позволяет определить скорость ракетки в момент удара и после удара, а также скорость мяча после удара. Найденные таким путем скорости можно использовать для вычисления потерь кинетической энергии при выполнении подачи. Для профессионального игрока

разность между кинетической энергией ракетки перед ударом и суммарной кинетической энергией ракетки и мяча после удара составляет приблизительно 30—35 Дж. Эта энергия превращается в другие формы энергии, а именно в тепловую и звуковую (всегда слышен удар ракетки по мячу).



Рис. 9.13. Удар теннисной ракеткой по мячу: деформируются оба тела



Рис. 9.14. Взаимодействие ракетки и мяча при игре в теннис

Удар ногой по мячу

При изучении баллистического движения спортсменов, выполняющих удары, было обнаружено, что, если в начале выполнения такого движения все усилия, приложенные к центрам тяжести звеньев кинематической цепи (нога), направлены по ходу движения, то перед самым соприкосновением с ударяемым предметом эти усилия меняют свое направление на обратное (рис. 9.15).

Физиологически этому торможению соответствует активность антагонистов (совершенно пассивных в начальной фазе движения), хорошо прослеживаемая при отведении биоэлектрических потенциалов соответствующих мышц (рис. 9.16).

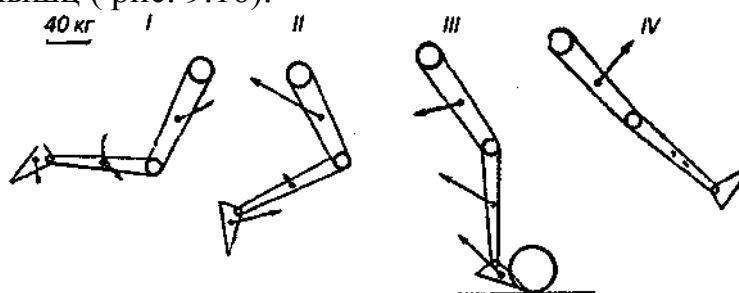


Рис. 9.15. Направление усилий, приложенных к центрам тяжести звеньев ноги

спортсмена, выполняющего удар по мячу: / и // — начало движения; ///— момент соприкосновения стопы с мячом; IV— момент после удара

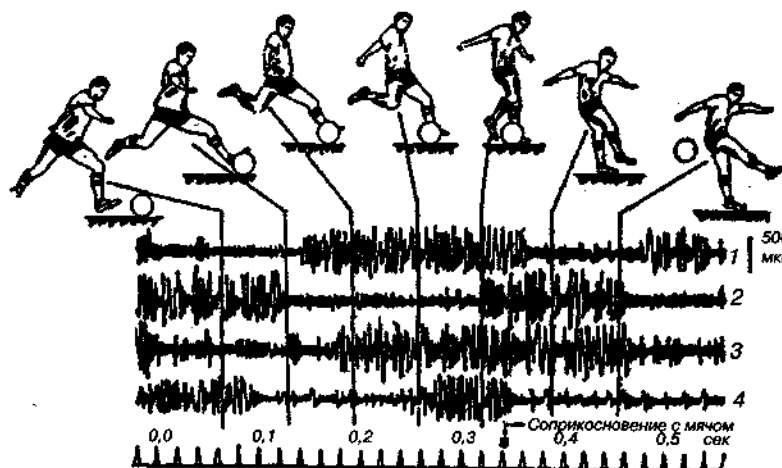


Рис. 9.16. Биоэлектрическая активность мышц ноги спортсмена, выполняющего удар по мячу: 1 — прямая мышца бедра; 2 — двуглавая мышца бедра; 3 — передняя большеберцовая; 4 — икроножная

Описываемое явление имеет под собой совершенно определенные физические причины. При нанесении любого удара весьма важно превратить *мягкую кинематическую цепь* ноги в единый жесткий рычаг (сделать ее стержнем). В этом случае в ударе примет участие не только масса конечного звена цепи, но и массы всех остальных звеньев (что заметно повышает массу ударяющего предмета). Превратившись в жесткую систему, кинематическая цепь конечности не будет в самые решающие мгновения амортизировать и, следовательно, передаст ударяемому предмету максимально возможное количество кинетической энергии.

9.5. Соударение предмета с движущимся массивным препятствием

Многие удары в игровых видах спорта можно рассматривать как столкновение мяча с движущейся «преградой». К таким соударениям, например, относятся прием мяча в теннисе, футболе, волейболе и т.п. Вследствие того, что конечность, наносящая удар, превращается в жесткую кинематическую цепь, удар мяча воспринимает не отдельное звено, а практически все тело. Масса тела во много раз больше массы мяча и его (тела) скорость в результате соударения практически не меняется. Для описания таких соударений существуют простые и удобные формулы. Мы рассмотрим два случая.

1. Перед ударом мяч и препятствие движутся навстречу друг другу. Скорость мяча — v_0 , скорость препятствия — u (рис. 9.17, а).

Обозначим коэффициент восстановления скорости k . Тогда скорость мяча после удара (рис. 9.17, б) определяется формулой

$$v = k \cdot v_0 + (k + 1) \cdot u. \quad (9.17)$$

Во встречных ударах скорость после удара *может оказаться больше*, чем до удара. В частности, при абсолютно упругом ударе ($k = 1$) она возрастет на $2u$.

2. Перед ударом мяч движется на «убегающее» от него препятствие. Скорость мяча — v_0 , скорость препятствия — u (рис. 9.18, а).

Обозначим коэффициент восстановления скорости мяча k . Тогда скорость мяча после удара (рис. 9.18, б) определяется формулой

$$v = k \cdot v_0 - (k + 1) \cdot u. \quad (9.18)$$



Рис. 9.17. Встречное соударение мяча с движущейся преградой: а) до удара, б) после

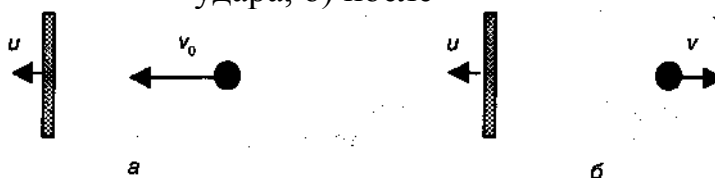


Рис. 9.18. Соударение мяча с «убегающей» преградой: а) до удара, б) после

При соударениях «вдогонку» скорость после удара всегда меньше чем до удара. Это используют для «укрощения» мяча при приеме. Например, футболист, принимающий мяч на грудь и сбрасывающий его себе под ноги, в момент приема мяча резко подает корпус назад.

9.6. Закон сохранения момента импульса

В подразделе 7.2 было введено понятие момента импульса произвольного тела и получено уравнение (7.6), описывающее изменение момента импульса под действием моментов сил. Если внешние силы не создают вращательного момента ($M = 0$), то уравнение (7.6) принимает вид, который выражает важный закон *сохранения момента импульса*:

$$dL = 0 \rightarrow L = \text{const.} \quad (9.19)$$

Если суммарный момент внешних сил, действующих на тело, вращающееся вокруг оси, равняется нулю, то его момент импульса остается постоянным.

Этот закон применяется при рассмотрении вращения системы тел вокруг общей оси. Примеры, иллюстрирующие этот закон, представлены на рис. 9.19.

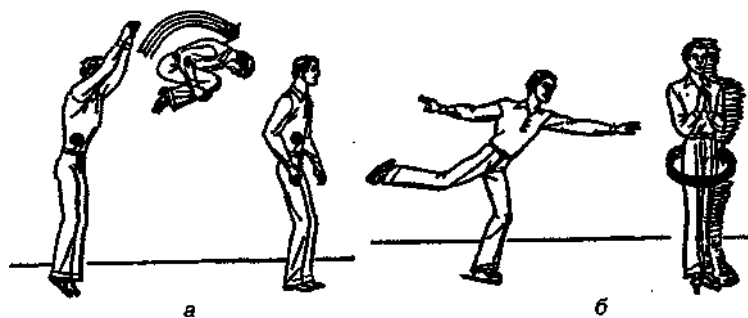


Рис. 9.19. Примеры проявления закона сохранения момента импульса: а) гимнаст, б) фигурист

Гимнаст, выполняющий сальто (рис. 9.19, а), в начальной фазе сгибает колени и прижимает их к груди, уменьшая тем самым момент инерции и увеличивая угловую скорость вращения вокруг горизонтальной оси. В конце прыжка его тело выпрямляется, момент инерции возрастает, угловая скорость уменьшается.

Фигурист, совершающий вращение вокруг вертикальной оси (рис. 9.19, б), в начале вращения приближает руки к корпусу, тем самым уменьшая момент инерции и увеличивая угловую скорость. Так, если момент инерции фигуриста уменьшается в два раза, то во столько же раз увеличивается его угловая скорость. В конце вращения происходит обратный процесс: при разведении рук увеличивается момент инерции и уменьшается угловая скорость, что позволяет легко остановиться.

Во время прыжка в воду с трамплина, толчок, испытываемый спортсменом в момент отрыва от гибкой доски, «закручивает» его, т. е. сообщает прыгуну начальный запас момента импульса относительно его ЦМ. Прежде чем прыгнуть в воду, прыгун совершает один или несколько оборотов с большой угловой скоростью; затем он вытягивает руки, увеличивая тем самым свой момент инерции и, следовательно, снижая свою угловую скорость до совсем небольшой величины перед входом в воду. Момент инерции при этом может измениться в 3,5 раза.

Глава 10 МЕХАНИЧЕСКИЕ КОЛЕБАНИЯ

10.1. Свободные колебания: гармонические и затухающие колебания

Внутри любого живого организма и в окружающей его среде непрерывно происходят разнообразные повторяющиеся процессы, например, работа сердца, движение маятника. Все эти явления подчиняются общим закономерностям, которые рассмотрим на примере механических колебаний.

Колебания — это движения или изменения состояния, обладающие той или иной степенью повторяемости.

Свободные колебания

Система из нескольких взаимодействующих тел, в которой могут происходить колебания, называется колебательной системой. Для колебательной системы характерно наличие состояния равновесия — такого взаимного расположения тел, которое при отсутствии внешнего воздействия может сохраняться сколь угодно долго. Для возбуждения колебаний необходимо вывести систему из равновесного состояния. Это можно сделать двумя способами:

- однократным внешним воздействием отклонить одно или несколько тел системы от равновесного положения;
- однократным внешним воздействием сообщить одному или нескольким телам системы начальные скорости.

Свободными механическими колебаниями называют колебательные движения системы, выведенной из положения равновесия вследствие начального смещения или сообщения начальной скорости.

Такие колебания совершаются при отсутствии внешнего воздействия за счет первоначально накопленной энергии. Свободные колебания возможны только в том случае, когда при отклонении тела от равновесного положения возникает сила, направленная в сторону положения равновесия. Такую силу называют возвращающей.

Пример

Колебательными движениями являются движения при свободных качаниях гимнаста в висячем положении (вис — это положение тела, при котором гимнаст располагается плечами ниже опоры, удерживаясь руками или ногами) на перекладине. При движении его вниз момент силы тяжести относительно оси перекладины ускоряет движение. Во время движения вверх момент силы тяжести замедляет движение, так как действует ему навстречу.

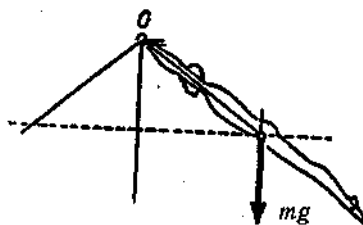


Рис. 10.1. Силы, изменяющие движение вокруг оси: при движении вниз сила тяжести ускоряет тело гимнаста, при движении вверх — замедляет

Гармонические колебания

Рассмотрим движение пружинного маятника — материальной точки массой m , подвешенной на пружине с жесткостью k . Если пружину оттянуть (сжать) на расстояние x от положения равновесия, то возникнет дополнительная упругая сила, величина и направление которой определяются законом Гука:

$$F = -k \cdot x. \quad (10.1)$$

Знак «—» показывает, что сила упругости всегда направлена в сторону, противоположную направлению смещения, т. е. к положению равновесия.

Предположим, что силы сопротивления отсутствуют. Тогда, подставив выражение (10.1) в формулу второго закона Ньютона, получим дифференциальное уравнение свободных колебаний при отсутствии трения:

$$-k \cdot x = m \cdot \frac{d^2 x}{dt^2}. \quad (10.2)$$

Преобразуем выражение (10.2) следующим образом: $\frac{d^2 x}{dt^2} = -\left(\frac{k}{m}\right)x$.
Отношение $\frac{k}{m}$ положительно, поэтому целесообразно заменить его квадратом некоторой величины:

$$\omega_0^2 = \frac{k}{m}. \quad (10.3)$$

Получили дифференциальное уравнение второго порядка:

$$\frac{d^2 x}{dt^2} = -\omega_0^2 x. \quad (10.4)$$

Его решение приводит к гармоническому закону:

$$x = A \cdot \cos(\omega_0 \cdot t + \varphi_0) \quad (10.5)$$

где A — амплитуда колебаний,

ω_0 — собственная круговая (циклическая) частота колебаний,

$\varphi = (\omega_0 t + \varphi_0)$ — фаза колебаний,

φ_0 — начальная фаза колебаний (при $t = 0$).

Амплитуда и начальная фаза колебаний определяются начальными

условиями движения, т. е. положением и скоростью материальной точки в момент времени $t = 0$.

Гармоническими колебаниями называются колебания, при которых наблюдаемая величина изменяется во времени по закону синуса или косинуса.

Таким образом, пружинный маятник совершает гармонические колебания.

График зависимости смещения от времени при гармонических колебаниях для случая $\varphi_0 = 0$ представлен на рис. 10.2.

Наряду с круговой частотой ω_0 используют и другие характеристики колебательного движения:

- *частота колебаний* ν , равная числу колебаний, совершаемых за единицу времени:

$$\nu = \frac{\omega_0}{2\pi} = \left(\frac{1}{2\pi}\right) \cdot \sqrt{\frac{k}{m}}, \quad (10.6)$$

- *период колебаний* T , равный времени, в течение которого совершается одно полное колебание:

$$T = \frac{2\pi}{\omega_0} = 2\pi \cdot \sqrt{\frac{m}{k}}. \quad (10.7)$$

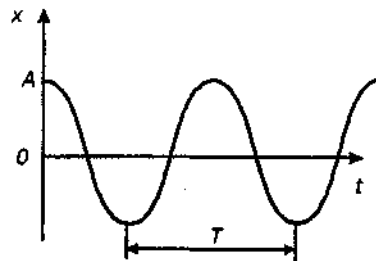


Рис. 10.2. График зависимости смещения от времени при гармонических колебаниях

Связь между указанными характеристиками определяется формулами:

$$T = \frac{1}{\nu}, \quad \omega_0 = 2\pi \cdot \nu = \frac{2\pi}{T}.$$

Закон движения (10.5) позволяет определить скорость и ускорение колеблющегося тела в любой момент времени:

$$v = \frac{dx}{dt} = -A \cdot \omega_0 \cdot \sin(\omega_0 \cdot t + \varphi_0) = -v_{\max} \cdot \sin(\omega_0 \cdot t + \varphi_0), \quad (10.8)$$

где $v_{\max} = A \cdot \omega_0$ — максимальная скорость (амплитуда скорости);

$$a = \frac{dv}{dt} = -A \cdot \omega_0^2 \cdot \cos(\omega_0 \cdot t + \varphi_0) = -a_{\max} \cdot \cos(\omega_0 \cdot t + \varphi_0), \quad (10.9)$$

где $a_{\max} = A \cdot \omega_0^2$ — максимальное ускорение (амплитуда ускорения).

Колеблющаяся материальная точка в любой момент времени обладает кинетической энергией собственного движения — E_k и потенциальной энергией E_p , связанной с деформацией пружины.

Полная энергия колеблющегося тела складывается из его кинетической и

потенциальной энергий:

$$E_k = \frac{m \cdot v^2}{2} = m \cdot A^2 \cdot \omega_0^2 \cdot \frac{\sin^2(\omega_0 \cdot t + \varphi_0)}{2}, \quad (10.10)$$

$$E_n = \frac{k \cdot x^2}{2} = k \cdot A^2 \cdot \frac{\cos^2(\omega_0 \cdot t + \varphi_0)}{2}, \quad (10.11)$$

$$E = E_k + E_n = \frac{k \cdot A^2}{2} = \frac{m \cdot A^2 \cdot \omega_0^2}{2}. \quad (10.12)$$

Как видно из (10.12), в этом случае полная механическая энергия системы не изменяется.

Затухающие колебания

Учет сил трения и сопротивления в реальных системах существенно изменяет характер движения: энергия движения постоянно убывает и колебания либо становятся затухающими, либо колебательное движение вообще не возникает.

Если в рассматриваемой системе появляются силы сопротивления среды (силы трения), то второй закон Ньютона можно записать так:

$$\frac{m \cdot d^2 x}{dt^2} = -k \cdot x + F_{\text{тр}}, \quad (10.13)$$

Предполагают, что при не очень больших амплитудах и частотах сила сопротивления пропорциональна скорости движения и, естественно, направлена противоположно ей:

$$F_{\text{тр}} = -r \cdot v = -r \cdot \frac{dx}{dt}, \quad (10.14)$$

где r — коэффициент трения, характеризующий свойства среды оказывать сопротивление движению. Учитывая (10.13) и (10.14),

$$\frac{m \cdot d^2 x}{dt^2} = -k \cdot x - r \cdot \frac{dx}{dt}$$

или

$$\frac{d^2 x}{dt^2} + \frac{2\beta \cdot dx}{dt} + \omega_0^2 \cdot x = 0, \quad (10.15)$$

где

$$2\beta = \frac{r}{m}; \quad \omega_0^2 = \frac{k}{m};$$

β — коэффициент затухания; ω_0 — круговая частота собственных колебаний системы.

Решение полученного дифференциального уравнения зависит от знака разности $\omega_0^2 - \beta^2$, т. е. от соотношения между величинами β и ω_0 . Параметр ω_0 — круговая частота затухающих колебаний.

а) Если $\omega_0^2 - \beta^2 > 0$ и круговая частота ω_0 со является действительной величиной, то решение уравнения (10.15) имеет вид:

$$x = A_0 \cdot \exp(-\beta \cdot t) \cdot \cos(\omega \cdot t + \varphi_0), \quad (10.16)$$

где $\omega = \sqrt{(\omega_0^2 - \beta^2)}$ – круговая частота затухающих колебаний. График таких колебаний представлен на рис. 10.3.

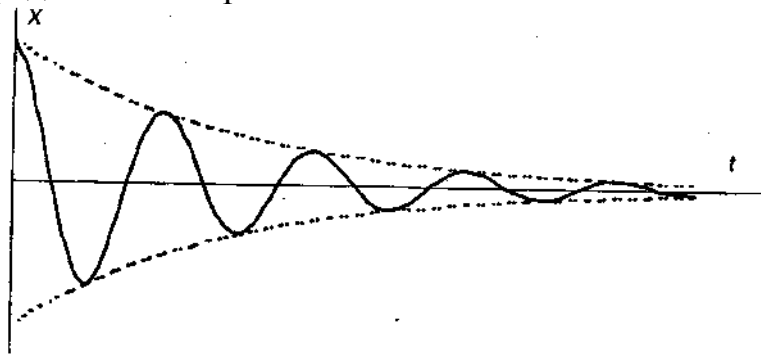


Рис. 10.3. График зависимости смещения от времени при затухающих колебаниях ($\varphi_0 = 0$)

В этом случае колебательный характер движения сохраняется, но амплитуда колебаний уменьшается со временем по экспоненциальному закону $A = A_0 \cdot \exp(-\beta \cdot t)$. Круговая частота колебаний становится *меньше*, чем при отсутствии силы трения. Период затухающих колебаний в этом случае возрастает и определяется формулой, показывающей зависимость от коэффициента трения:

$$T = \frac{2\pi}{\omega} = \frac{2\pi}{\sqrt{(\omega_0^2 - \beta^2)}}. \quad (10.17)$$

Быстрота убывания амплитуды колебаний зависит от коэффициента затухания: чем больше ρ , тем сильнее тормозящее действие среды и тем быстрее уменьшается амплитуда.

Количественно степень затухания характеризуется безразмерной величиной — *логарифмическим декрементом затухания* λ :

$$\lambda = \ln \left[\frac{A(t)}{A(t+T)} \right] = \beta \cdot T.$$

б) $\omega_0^2 < \beta^2$ (сильное затухание), то колебательное движение не возникает. Период колебаний становится мнимой величиной. В этом случае запас механической энергии тела к моменту его возвращения в положение равновесия полностью или почти полностью расходуется на преодоление сил трения и тело останавливается. Такое движение называется *апериодическим*.

10.2. Вынужденные колебания. Резонанс

В некоторых случаях колебания могут происходить под действием внешних сил.

Вынужденные колебания возникают в системе при участии внешней силы, изменяющейся по периодическому закону.

Рассмотрим случай, когда на тело помимо упругой силы F и силы трения $F_{тр}$ действует еще и вынуждающая гармоническая сила $F_B = F_0 \cdot \cos(\omega_B \cdot t)$, где

F_0 — амплитуда силы; ω_b — круговая частота ее колебаний.

Запишем дифференциальное уравнение движения, вытекающее из второго закона Ньютона:

$$m \cdot \frac{d^2 x}{dt^2} = -k \cdot x - r \cdot \frac{dx}{dt} + F_0 \cdot \cos(\omega_b \cdot t),$$

или

$$\frac{d^2 x}{dt^2} + 2\beta \cdot \frac{dx}{dt} + \omega_0 \cdot x = f_0 \cdot \cos(\omega_b \cdot t), \quad (10.18)$$

где

$$f_0 = \frac{F_0}{m}.$$

Можно показать, что для больших значениях t решение этого уравнения определяется формулой:

$$x = A \cdot \cos(\omega_b \cdot t + \varphi_b), \quad (10.19)$$

где φ_b — разность фаз между силой F_e и смещением x .

Таким образом, установившиеся вынужденные колебания, происходящие под воздействием гармонически изменяющейся силы, являются тоже гармоническими. Их частота равна частоте вынуждающей силы.

Амплитуда A установившихся вынужденных колебаний зависит от собственной частоты колебаний, массы материальной точки, амплитуды и частоты вынуждающей силы и коэффициента затухания:

$$A = \frac{f_0}{\sqrt{(\omega_0^2 - \omega_b^2)^2 + 4\beta^2 \omega_b^2}}. \quad (10.20)$$

Вибрация

Одним из проявлений вынужденных колебаний является вибрация. Вибрация используется при массаже. При ручном массаже массируемые ткани приводятся в колебательное движение при помощи рук массажиста. При аппаратном массаже используются вибрационные аппараты, которые подразделяются на аппараты для общей вибрации, вызывающие сотрясение всего тела (вибрационные «стул», «кровать», «платформа» и др.) и аппараты местного вибрационного воздействия.

Резонанс

Если ω_0 и β для системы заданы, то амплитуда вынужденных колебаний имеет максимальное значение при некоторой определенной частоте вынуждающей силы, называемой *резонансной*. Само явление — достижение максимальной амплитуды вынужденных колебаний при определенном значении частоты вынуждающей силы называется *резонансом*.

Резонансную круговую частоту можно найти, если определить условие минимума знаменателя в (10.20):

$$\omega_{\text{рез}} = \sqrt{\omega_0^2 - 2\beta^2}. \quad (10.21)$$

При этой частоте имеет место максимум амплитуды вынужденных колебаний, определяемый формулой:

$$A_{\text{рез}} = \frac{f_0}{2\beta\sqrt{\omega_0^2 - \beta^2}}. \quad (10.22)$$

10.3. Сложение гармонических колебаний, направленных по одной прямой

Пусть тело одновременно участвует в двух колебательных движениях, происходящих вдоль одной линии. Требуется записать закон, по которому изменяется смещение тела в этом случае. Приведем без вывода решение этой задачи для случая, когда частоты обоих колебаний одинаковы.

Полное смещение тела x равно сумме двух смещений:

$$x_1 = A_1 \cdot \cos(\omega t + \varphi_{10}), \quad x_2 = A_2 \cdot \cos(\omega t + \varphi_{20}). \quad (10.23)$$

Можно показать, что в этом случае получается гармоническое колебание с такой же частотой:

$$x = A \cdot \cos(\omega t + \varphi_0),$$

амплитуда и начальная фаза которого определяются формулами:

$$A = \sqrt{A_1^2 + A_2^2 + 2A_1A_2 \cos(\varphi_{01} - \varphi_{02})}, \quad (10.24)$$

$$\operatorname{tg}\varphi_0 = \frac{A_1 \cdot \sin\varphi_{01} + A_2 \cdot \sin\varphi_{02}}{A_1 \cdot \cos\varphi_{01} + A_2 \cdot \cos\varphi_{02}}. \quad (10.25)$$

10.4. Сложное колебание. Разложение сложного колебания на простые составляющие. Гармонический спектр

Сложное периодическое движение — сложное колебание — можно представить в виде суммы гармонических колебаний. Существуют математические методы обработки сложных колебаний. Фурье предложил метод разложения любой периодической функции в ряд гармонических функций, периоды которых кратны периоду сложного колебания. Разложение сложного колебания на гармонические колебания называется *гармоническим анализом*.

Совокупность гармонических колебаний, на которые разложено сложное колебание, называется *гармоническим спектром сложного колебания*. Пример сложного колебания $x(t)$, которое раскладывается на сумму двух гармонических колебаний, представлен на рис. 10.4.

Анализ колебаний, создаваемых телом человека или его отдельными частями, широко используется. При ходьбе, беге центр масс человека совершает движения по кривой, которую часто можно представить синусоидой, амплитуда которой ориентирована вертикально. Колебательные движения совершают участки сердца и легких спортсмена на перекладине и на батуте.

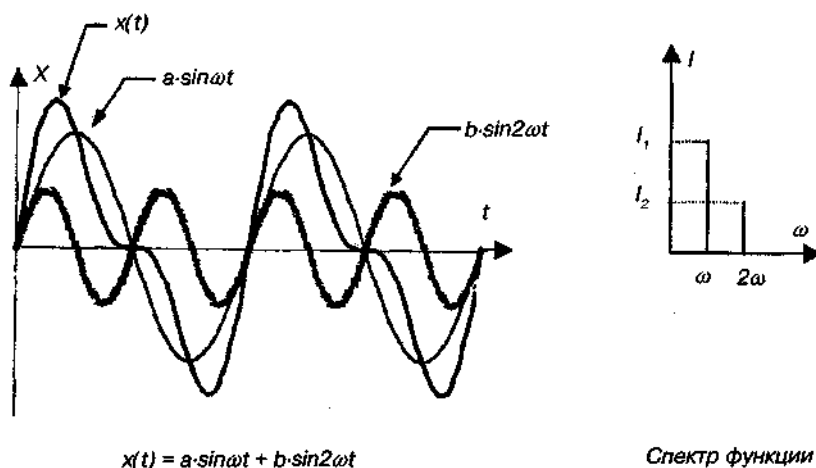


Рис. 10.4. Сложное колебание и его спектр

На анализе сложных колебаний основана *статокинезиметрия* — метод оценки способности спортсмена сохранять вертикальную позу. В эту группу методов входит и *стабилография* — метод оценки способности спортсмена удерживать проекцию центра масс в пределах координат границы площади опоры. Данный метод реализуется с помощью стабилорафа, основной частью которого является стабилорафа, на которой находится спортсмен во время испытаний. При поддержании вертикальной позы центр масс человека совершает сложные колебания. Стабилорафа содержит тензодатчики, регистрирующие малейшее изменение координат центра масс на плоскость опоры. Автоматически записывается *стабилограмма* — траектория перемещения центра масс, зависящая от сложного колебательного движения центра масс. Осуществляется спектральный анализ этих сложных колебаний. По гармоническому спектру можно судить об особенностях вертикального положения в норме и при отклонениях от нее. Данный метод эффективен при оценке результатов соответствующих тренировочных методик.

Теория колебаний используется в различных методиках по оценке работы сердца. *Сесмокардиография* основана на регистрации механических колебаний тела человека, вызванных работой сердца. В этом методе с помощью датчиков, установленных в области основания мечевидного отростка, регистрируется сердечный толчок, обусловленный механической активностью сердца в период изоволюмического сокращения. При этом происходят процессы, связанные с деятельностью волюморцепторов — тканевых механорецепторов сосудистого

русла, активирующихся при снижении объема циркулирующей крови. Сейсмокардиосигнал формируют колебания грудины.

Баллистокардиография. Метод исследования механических проявлений сердечной деятельности, основанный на регистрации пульсовых микроперемещений тела, обусловленных выбрасыванием толчком крови из желудочков сердца в крупные сосуды. При этом возникает явление *отдачи*. Тело человека помещают на специальную подвижную платформу, которая в результате отдачи приходит в сложное колебательное движение. Зависимость смещения платформы с телом от времени называется баллистокардиограммой, анализ которой позволяет судить о движении крови и состоянии сердечной деятельности.

Глава 11 МЕХАНИЧЕСКИЕ СВОЙСТВА

11.1. Деформация. Способы деформирования

Механическое воздействие на тело изменяет взаимное расположение его частиц. **Деформация** — изменение взаимного расположения точек тела, приводящее к изменению его формы и размеров.

При действии на тело внешней деформирующей силы расстояние между частицами меняется. Это приводит к возникновению внутренних сил, стремящихся вернуть атомы (ионы) в первоначальное положение. Мерой этих сил является механическое *напряжение*. Непосредственно напряжение не измеряется. В ряде случаев его можно вычислить через внешние силы, действующие на тело.

В зависимости от условий внешнего воздействия различают несколько способов деформирования, которые рассматриваются ниже.

Растяжение (сжатие)

К стержню (бруску) длиной l и площадью поперечного сечения S прикладывается сила F , направленная *перпендикулярно* сечению (рис. 11.1). В результате этого в теле возникает механическое *напряжение* σ , которое в данном случае характеризуется отношением силы к площади поперечного сечения стержня (малое изменение площади поперечного сечения не учитывается):

$$\sigma = \frac{F}{S}. \quad (11.1)$$

В СИ механическое напряжение измеряется в *паскалях* (Па).

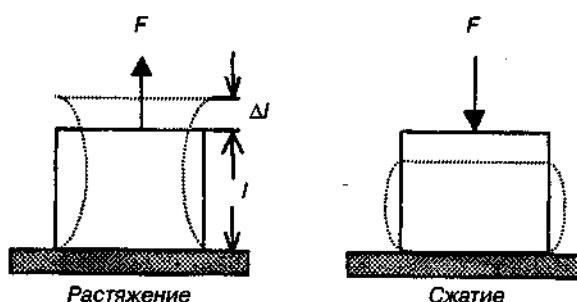


Рис. 11.1. Деформации растяжения и сжатия

Под действием приложенной силы длина стержня изменяется на некоторую величину Δl , которая называется *абсолютной* деформацией. Величина абсолютной деформации зависит от первоначальной длины стержня, поэтому степень деформации выражают через отношение абсолютной деформации к первоначальной длине. Это отношение называется *относительной* деформацией (ε):

$$\varepsilon = \frac{\Delta l}{l}.$$

Относительная деформация — величина безразмерная. Иногда

ее выражают в процентах: $\varepsilon = \frac{\Delta l}{l} \cdot 100\%$.

При небольшой величине относительной деформации связь между деформацией и механическим напряжением выражается законом Гука:

$$\sigma = E \cdot \varepsilon, \quad (11.2)$$

где E — модуль Юнга, Па (модуль продольной упругости).

При упругой деформации напряжение прямо пропорционально величине деформации.

Модуль Юнга численно равен напряжению, увеличивающему длину образца в два раза (практически разрушение образцов наступает при значительно меньших напряжениях). В табл. 11.1 представлены значения модулей упругости некоторых материалов.

В большинстве случаев при растяжении или сжатии степень деформации в различных сечениях стержня различна. Это можно увидеть, если на поверхность тела нанести квадратную сетку. После деформирования сетка исказится. По характеру и величине этого искажения можно судить о распределении напряжения вдоль образца (рис. 11.2).

Таблица 11.1

Модуль упругости (модуль Юнга) некоторых материалов

Материал	Модуль Юнга E , Па
Эластин	10^5 - 10^6
Коллаген	10^7 - 10^8
Мембрана эритроцита	$4 \cdot 10^7$
Клетки гладких мышц	10^4
Мышца в покое	$9 \cdot 10^5$
Кость	$2 \cdot 10^9$
Сухожилие	$1,6 \cdot 10^8$
Нерв	$18,5 \cdot 10^6$
Вена	$8,5 \cdot 10^5$
Артерия	$5 \cdot 10^4$
Древесина	$12 \cdot 10^9$
Резина	$5 \cdot 10^6$
Сталь	$2 \cdot 10^{11}$

Видно, что изменения формы ячеек сетки максимальны в средней части стержня и почти отсутствуют на его краях.

Сдвиг

Деформация сдвига возникает, если на тело действует касательная сила, приложенная параллельно закрепленному основанию (рис. 11.3). В этом случае

направление смещения свободного основания параллельно приложенной силе и перпендикулярно боковой грани. В результате деформации сдвига прямоугольный параллелепипед превращается в косоугольный. При этом боковые грани смещаются на некоторый угол γ , называемый углом сдвига.

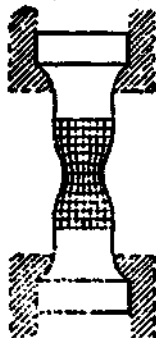


Рис. 11.2.Искажение квадратной сетки при растяжении стержня

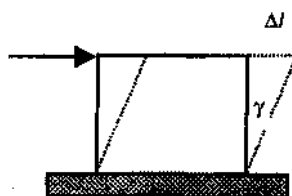


Рис. 11.3. Деформация сдвига

Абсолютная деформация сдвига измеряется величиной смещения свободного основания (Δl). Относительная деформация сдвига определяется через тангенс угла сдвига $\text{tg} \gamma$, называемый относительным сдвигом. Так как $\text{tg}(\gamma) \approx \gamma$, угол γ обычно мал, то можно считать

При сдвиге в образце возникает напряжение сдвига τ (касательное напряжение), которое равно отношению силы (F) к площади основания (S), параллельно которому действует сила:

$$\tau = \frac{F}{S}. \quad (11.3)$$

При небольшой величине относительной деформации сдвига связь между деформацией и механическим напряжением выражается эмпирическим соотношением:

$$\tau = G \cdot \gamma, \quad (11.4)$$

где G — модуль сдвига, Па.

Изгиб

Этот вид деформации характеризуется искривлением оси или срединной поверхности деформируемого объекта (балка, стержень) под действием внешних сил (рис. 11.4). При изгибе один наружный слой стержня сжимается, а другой наружный слой растягивается. Средний слой (называемый нейтральным) изменяет лишь свою форму, сохраняя длину. Степень

деформирования бруска, имеющего две точки опоры, определяется по перемещению X , которое получает середина стержня. Величина A , называется *стрелой прогиба*.

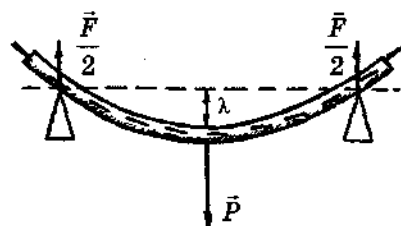


Рис. 11.4. Деформации изгиба

Применительно к прямому брусу в зависимости от направления действующих сил изгиб называют *продольным* или *поперечным*. *Продольный* изгиб возникает под действием сил, направленных вдоль бруса и приложенных к его концам навстречу друг другу (рис. 11.5, а). *Поперечный* изгиб возникает под действием сил, направленных перпендикулярно брусу и приложенных как к его концам, так и в средней части (рис. 11.5, б). Встречается также и смешанный *продольно-поперечный* изгиб (рис. 11.5, в).

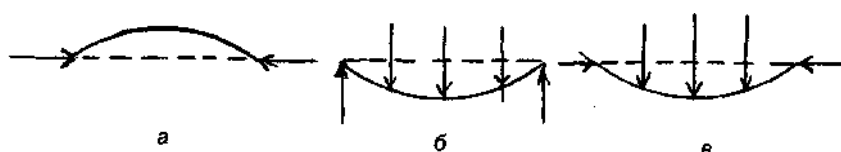
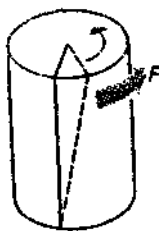


Рис. 11.5. Различные виды изгиба: а) продольный, б) поперечный, в) продольно-поперечный

Кручение

Этот вид деформации характеризуется взаимным поворотом поперечных сечений стержня под влиянием моментов (пар сил), действующих в плоскости этих сечений. Кручение возникает, например, когда нижнее основание стержня закреплено, а верхнее основание поворачивают вокруг продольной оси, рис. 11.6.

При этом расстояние между различными слоями остается практически неизменным, но точки слоев, лежащих на одной вертикали, сдвинуты относительно друг друга. Этот сдвиг в разных местах будет различен. Например, в центре сдвига совсем не будет, по краям он будет максимальный. Таким образом, деформация кручения сводится к деформации сдвига, различному в разных частях, т. е. к неоднородному сдвигу.



Основание фиксировано
Рис. 11.6. Деформации кручения



Рис. 11.6, а. Устранение асимметрии лица с помощью лейкопластыря

Абсолютная деформация при кручении характеризуется углом поворота (φ) одного основания относительно другого. Относительная деформация (θ) равна отношению угла φ к длине стержня:

$$\theta = \frac{\varphi}{l}$$

Сравнивая различные способы деформирования однородных тел, можно увидеть, что все они сводятся к комбинации растяжения (сжатия) и сдвига.

Пример

Для устранения асимметрии лица после травмы проводится лейкопластырное натяжение со здоровой стороны на больную, рис. 11.6, а. Лейкопластырное натяжение направлено против тяги мышц здоровой кожи и осуществляется прочной фиксацией другого свободного конца пластыря к специальному шлему — маске, изготовленному индивидуально.

11.2. Виды деформации

Зависимость механического напряжения от относительной деформации для твердых тел при растяжении представлена на рис. 11.7.

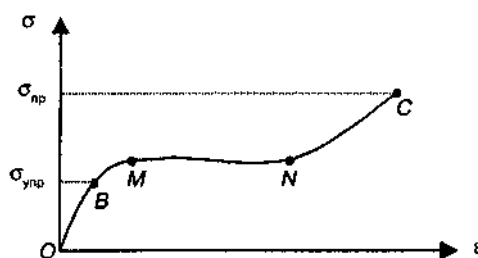


Рис. 11.7. Зависимость напряжения от деформации — диаграмма растяжения

Участок ОВ соответствует *упругой* деформации, которая исчезает сразу после снятия нагрузки.

Точка В — *предел упругости* $\sigma_{\text{упр}}$ — напряжение, ниже которого деформация сохраняет упругий характер (т. е. справедлив закон Гука).

Участок ВМ соответствует *пластической деформации*, которая не исчезает после снятия нагрузки.

Участок МN соответствует *деформации текучести*, которая возрастает без увеличения напряжения. Напряжение, начиная с которого деформация становится текучей, называется *пределом текучести*.

Точка С — *предел прочности* $\sigma_{\text{п}}$ — механическое напряжение, при котором происходит разрушение образца. Предел прочности зависит от способа деформирования и свойств материала.

В области упругих деформаций (линейная область) связь между механическим напряжением и деформацией описывается законом Гука (11.2).

11.3. Прочность

Прочность — способность тел выдерживать без разрушения приложенную к ним нагрузку.

Прочность обычно характеризуют величиной предельного напряжения, вызывающего разрушение тела при данном способе деформирования.

Предел прочности — это предельное напряжение, при котором образец разрушается.

При различных способах деформирования значения предела прочности отличаются.

Ниже (табл. 11.2) это показано на примере бедренной кости некоторых биологических объектов.

Таблица 11.2

Пределы прочности бедренной кости различных объектов

Предел прочности (МПа)	Человек	Лошадь
Сжатие	170	145
Растяжение	124	121

Разные ткани одного органа имеют разные пределы прочности. В табл. 11.3 приведены характеристики тканей различных органов.

Таблица 11.3

Прочностные характеристики различных тканей

Вид ткани	Предел прочности на сжатие, МПа
Сплошная кость	147
Минеральный компонент	44
Белковый компонент	0,1
Эмаль	34—45
Дентин	20
Ребро	1—4
Позвонок	7
Компактное вещество бедренной кости	1470—2940
Губчатое вещество бедренной кости	68
Связки крупных суставов	10—16
Кожа (живот)	17-36

11.4. Твердость

Одним из важных показателей многих материалов является их твердость. Под твердостью понимают разнообразные характеристики сопротивляемости материала местной, сосредоточенной в небольшом объеме деформации на его внешней поверхности или на поверхности его разреза.

Твердость — сопротивление материала местной пластической деформации, возникающей при внедрении в него более твердого тела — *индентора*.

Используются различные методы измерения твердости, основанные на определении размеров лунок, получаемых при вдавливании в поверхность испытуемого образца одного из следующих тел-инденторов:

- алмазного конуса (твердость по Роквеллеру, H_R);
- трех- или четырехгранной призмы (твердость по Виккерсу, H_V);
- стального шарика (твердость по Бринеллю H_B).

В первом методе твердость определяется величиной, связанной с осевым перемещением наконечника конуса при заданной нагрузке. В последних двух

методах мерой твердости служит величина, определяемая отношением нагрузки к площади поверхности отпечатка.

В табл. 11.4 приведены значения твердости для тканей челюстных костей и зубов.

Таблица 11.4

Твердость по Бринеллю для тканей челюстных костей и зубов

Участок	Исследуемая ткань	Твердость Нв, $10^4 \text{ Н}\cdot\text{м}^{-2}$
Верхняя челюсть (боковой участок)	Компактное вещество	444
	Трабекулы губчатого вещества	452
Нижняя челюсть (боковой участок)	Компактное вещество	458
	Трабекулы губчатого вещества	457
Эмаль	Резцы, клыки, премоляры, моляры	3776
Дентин	Резцы, клыки	726

11.5. Разрушение

Разрушение — макроскопическое нарушение целостности тела (материала) в результате механических или каких-либо иных воздействий.

В процессе разрушения тела можно выделить две стадии: начальную — развитие пор, трещин и конечную — разделение тела на две, три и более частей.

В зависимости от того, как протекают эти стадии, различают *хрупкое* и *пластическое* (вязкое) разрушения.

Рассмотрим, как происходит разрушение однородного стержня при его растяжении. Пусть один конец стержня закреплен, а к другому приложена продольная растягивающая сила, величину которой постепенно увеличивают. Эта сила вызывает относительное удлинение стержня (ϵ), в результате которого в материале возникает механическое напряжение (σ). На рис. 11.8 показано, как изменяется величина механического напряжения в зависимости от величины относительного удлинения при вязком (1) и хрупком (2) разрушениях.

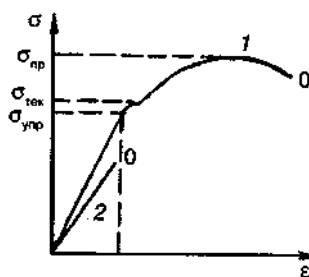


Рис. 11.8. Зависимость напряжения от величины относительной деформации при одноосном растяжении для пластичного (1) и хрупкого (2) материалов (O — точка разрушения)

Вязкое разрушение

Прямолинейный участок на диаграмме соответствует *упругой деформации*, при которой напряжение в материале возрастает пропорционально величине относительного удлинения. Затем начинается область необратимых изменений размеров и формы тела, обусловленная зарождением и развитием трещин в наиболее слабом месте. Скорость протекания процесса вязкого разрушения обычно невелика, а сам процесс можно замедлить (остановить), снизив приложенную нагрузку. Когда величина относительного растяжения достигает некоторого критического значения, происходит разрушение (разрыв) стержня (точка O).

Хрупкое разрушение

Это разрушение начинается практически сразу после завершения упругой деформации (прямолинейный участок) и характеризуется высокой скоростью протекания процесса. Зародившаяся трещина довольно быстро достигает критического размера, после чего происходит ее стремительное самопроизвольное распространение, завершающееся разрушением.

Основными факторами, определяющими характер процесса разрушения, являются:

- свойства материала и состояние вещества (структура вещества, температура, влажность и т. п.);
- свойства объекта (конструкционные особенности, размеры, форма, качество поверхности);
- динамика силового воздействия (скорость нагружения).

Трещины

При разрушении однородных тел процесс образования и развития трещины зависит от типа деформации. Схема основных частей трещины и их различные типы представлены на рис. 11.9, 11.10.

Для наглядности в вершине трещины (рис. 11.10) помещена трехмерная система координат. Если деформация определяется силами, ориентированными

по направлению OY , то края трещины симметрично расходятся в противоположных направлениях (I тип).

Если края трещины и ее поверхности скользят друг по другу в направлении OX (поперек фронта трещины), то возникают деформации поперечного сдвига (II тип).

В случае, когда края и поверхность трещины движутся относительно друг друга в направлении OZ (т. е. вдоль фронта трещины, параллельно ему) формируются деформации продольного сдвига (III тип).

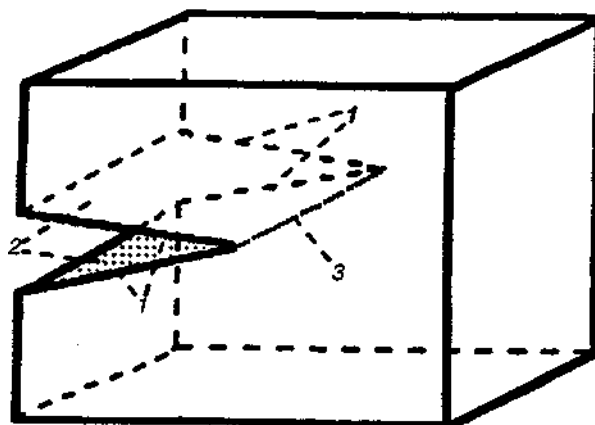


Рис. 11.9. Схема основных частей трещины: 1 — края трещины, 2 — поверхность трещины (излом), 3 — фронт трещины

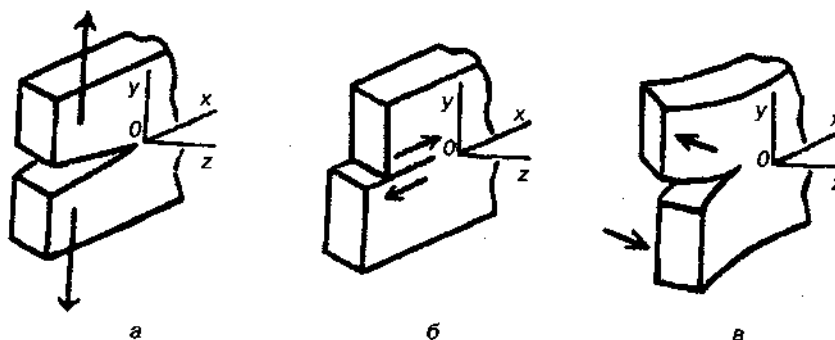


Рис. 11.10. Схема механизмов образования трещины в зависимости от способа деформирования: а — I тип (отрыв), б — II тип (поперечный сдвиг), в — III тип (продольный сдвиг)

Зарождение трещины и ее рост приводят к изменению конструктивных качеств деформируемого тела и могут закончиться разрушением тела.

Ниже для примера рассмотрены повреждения, характерные для длинных трубчатых костей. Разрушения таких костей можно рассматривать как разрушения стержня при воздействии нагрузок в продольном или поперечном направлениях.

Продольные нагрузки (сжатие) возникают, например, при падении на кисть вытянутой руки, на руку, согнутую в локтевом суставе или на согнутое колено (рис. 11.11).

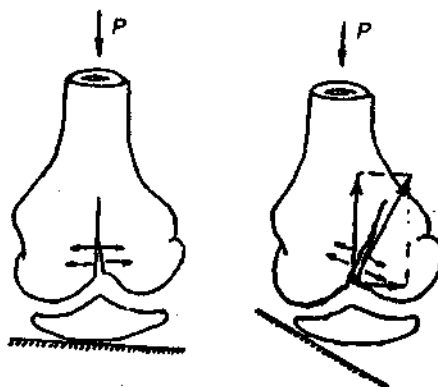


Рис. 11.11. Повреждение нижнего эпифиза бедренной кости вследствие разрывных или сдвиговых деформаций возможно при падении на согнутое колено

В спортивной практике часто имеет место повреждение костей вследствие их изгиба под влиянием внешнего воздействия. Зона начала разрушения диафиза длинной трубчатой кости при изгибе располагается на выпуклой стороне (рис. 11.12.) дуги, где сосредотачиваются наибольшие значения растягивающих напряжений.

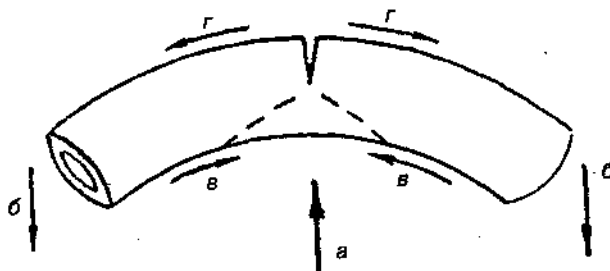


Рис. 11.12. Схема разрушения диафиза длинной трубчатой кости вследствие изгиба: *a*, *б*- векторы внешних усилий, *в* - сжимающие, *г* — растягивающие усилия

Другой вид повреждений больших трубчатых костей, сопровождающийся множественными переломами, возникает при ударе тупым предметом (рис. 11.13).

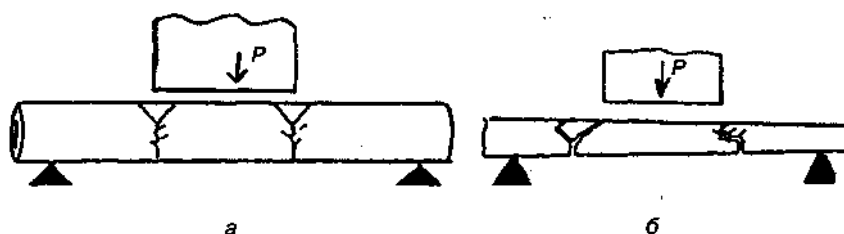


Рис. 11.13. Схема механизма образования фрагментарного перелома диафиза длинной трубчатой кости с равномерным сечением (а) и с неравномерным сечением (б) при воздействии тупым предметом (Крюков)

11.6. Механические свойства биологических тканей

Структура материала является главным фактором, определяющим его механические свойства и характер процесса разрушения. Большинство биологических тканей являются анизотропными композитными материалами, образованными объемным сочетанием химически разнородных компонентов. Состав каждого типа ткани сформировался в процессе эволюции и зависит от функций, которые она выполняет.

Костная ткань

Кость — основной материал опорно-двигательного аппарата. Так, в скелете человека более 200 костей. Скелет является опорой тела и способствует передвижению (отсюда и произошел термин «опорно-двигательный аппарат»). У взрослого человека скелет весит около 12 кг (18% общего веса).

В компактной костной ткани половину объема составляет неорганический материал, минеральное вещество кости — *гидроксилапатит*. Это вещество представлено в форме микроскопических кристалликов. Другая часть объема состоит из органического материала, главным образом *коллагена* (высокомолекулярное соединение, волокнистый белок, обладающий большой эластичностью). Способность кости к упругой деформации реализуется за счет минерального вещества, а ползучесть — за счет коллагена.

Кость является армированным композиционным материалом. Например, кости нижних конечностей армированы высокопрочными волокнами в окружных и спиральных перекрещивающихся направлениях.

Механические свойства костной ткани зависят от многих факторов: возраста, заболевания, индивидуальных условий роста. В норме плотность костной ткани 2400 кг/м^3 . Модуль Юнга $E = 10^{10} \text{ Па}$, предел прочности при растяжении $\sigma_{\text{пр}} = 100 \text{ МПа}$, относительная деформация достигает 1 %.

При различных способах деформирования (нагружения) кость ведет себя по-разному. Прочность на сжатие выше, чем на растяжение или изгиб. Так, бедренная кость в продольном направлении выдерживает нагрузку 45000 Н, а при изгибе — 2500 Н.

Запас механической прочности кости весьма значителен и заметно превышает нагрузки, с которыми она встречается в обычных жизненных условиях.

Вся архитектура костной ткани идеально соответствует опорной функции скелета, ориентация костных перекладин параллельна линиям основных напряжений, что позволяет кости выдерживать большие механические нагрузки. Так, например, в головке бедренной кости под каждую нагрузку формируется своя структура — так называемая ферма Мичелла. Все эти фермы связаны между собой и образуют сложную структуру (рис. 11.14).

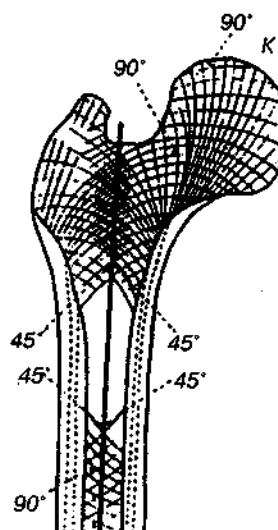


Рис. 11.14. Схема расположения костных перекладин губчатого вещества в виде фермы Мичелла в верхнем эпифизе бедра

Одной из важных особенностей конструкции костей скелета является галтельность, т. е. скругление внутренних и внешних углов. Галтельность повышает прочность и снижает внутренние напряжения в местах резкого перехода.

Кости обладают различной прочностью в зависимости от функции, которую выполняют. Бедренная кость в вертикальном положении выдерживает нагрузку до 1,5 т, а большая берцовая кость до 1,8 т (это в 25—30 раз больше веса нормального человека).

Установлено, что в соответствии с выполнением физиологических задач по реализации опорных и локомоторных функций согласно распределению силовых нагрузок в костях формируются зоны разной твердости. На рис. 11.15 приведена схема топографии разнотвердостных зон в одном из поперечных сечений большеберцовой кости.

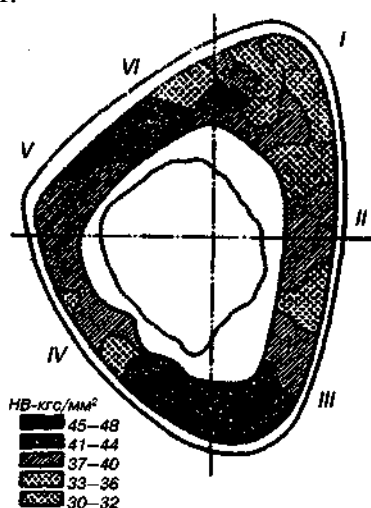


Рис. 11.15. Схема топографии разнотвердостных зон в одном из поперечных сечений большеберцовой кости

Кожа

Кожа представляет собой не только совершенный покров тела, но является сложным органом, выполняющим важные функции: поддержание гомеостаза; участие в процессе терморегуляции, регуляция общего обмена веществ в организме, секреторная функция (работа сальных и потовых желез), защита от повреждающего действия механических, физических, химических, инфекционных агентов. Она представляет собой обширное рецепторное поле, воспринимающее извне и передающее в ЦНС целый ряд ощущений. Кожа — граница раздела между телом и окружающей средой, поэтому она обладает значительной механической прочностью.

Кожа — самый крупный орган тела, важная анатомо-физиологическая часть целостного организма. При различных заболеваниях, в том числе и внутренних органов, в коже происходят те или иные изменения.

Кожу часто рассматривают как гетерогенную ткань, состоящую из трех наложенных друг на друга слоев, которые тесно связаны между собой, но четко различаются по природе, структуре, свойствам. Схематическое изображение основных трех слоев — эпидермиса, дермы, подкожной клетчатки представлено на рис. 11.16. Эпидермис покрыт сверху роговым слоем.

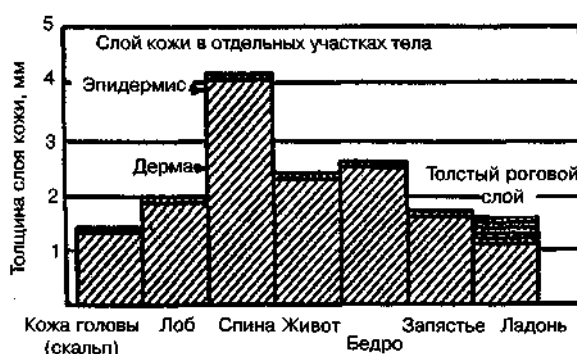


Рис. 11.17. Толщина слоев кожи для отдельных участков тела

Функции каждого слоя, в том числе и механические, отражают биомеханическую природу ее компонентов и их структурную организацию.

Соотношение толщины слоев на различных участках тела различно, что показано для некоторых участков на рис. 11.17.

Толщина эпидермиса L и такая механическая характеристика, как модуль упругости Юнга E , для различных участков сильно отличаются:

лицо, туловище	$L = 34—92$ мкм	$E = 10^4—10^6$ Па
ладони	$L = 500—600$ мкм	$E = 10^7$ Па
подошвы	$L = 5000—9000$ мкм	$E = 10^8$ Па

Среднюю толщину эпидермиса часто принято характеризовать его поверхностной плотностью, значения которой для различных участков на теле показано на рис. 11.18.

В общий состав кожи входят волокна коллагена, эластина и основной ткани — матрицы. Коллаген составляет 75% сухой массы, а эластин — около 4%. Плотность кожи в норме (область рук, груди) составляет 1100 кг/м^3 . Эластин растягивается очень сильно (до 200—300%). Коллаген может растягиваться до 10%. Механические характеристики компонентов кожи:

- коллаген — $E = 10\text{—}100 \text{ МПа}$, $\sigma_{\text{пр}} = 100 \text{ МПа}$;
- эластин — $E = 0,5 \text{ МПа}$, $\sigma_{\text{пр}} = 5 \text{ МПа}$.

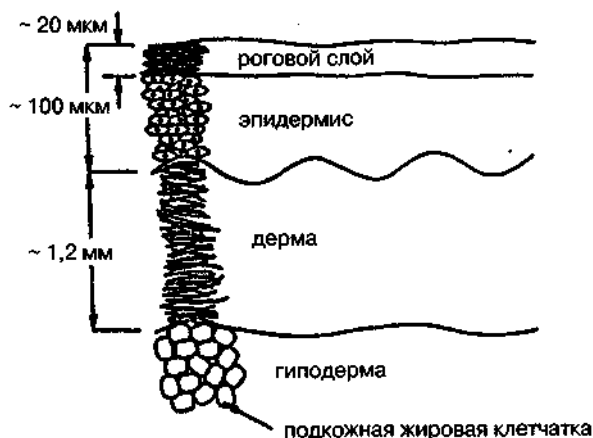


Рис. 11.16. Схематическое изображение слоев кожи

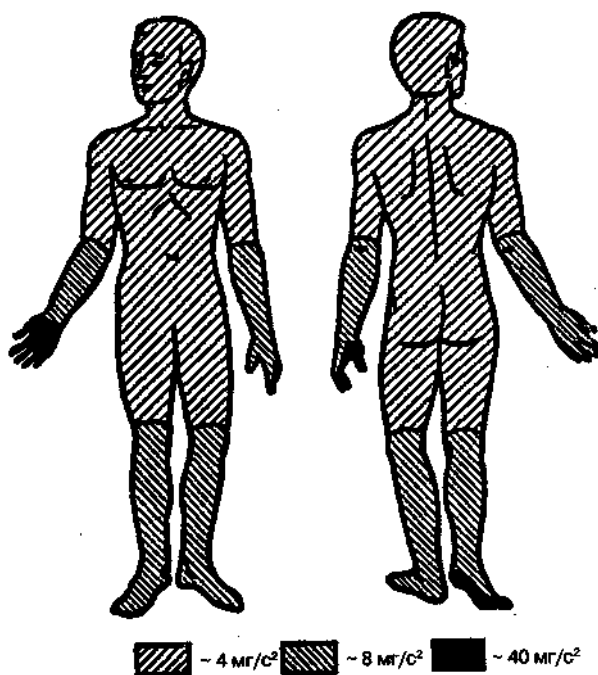


Рис. 11.18. Поверхностная плотность эпидермиса для различных участков тела

Механические свойства кожи в норме изменяются с возрастом. Это показано ниже на примере кожи груди.

Параметр	До 1 года	5—9 лет	25—30 лет
σ МПа	2-3	17-20	15—27
ε , %	70-100	130—145	80—140
$V_{\text{сдвиг}}$ М/с	25—35	30-45	40—60

При исследовании механических свойств кожи с помощью акустического анализатора тканей, позволяющего оценивать скорость распространения акустических возмущений звукового диапазона (5—6 кГц) была выявлена акустическая анизотропия кожи. Это проявляется в том, что скорость распространения поверхностной волны (V) во взаимно перпендикулярных направлениях — вдоль вертикальной (Y) и горизонтальной (X) осей тела различается.

Для количественной оценки степени выраженности акустической анизотропии был использован коэффициент анизотропии, который вычислялся по формуле

$$K = \frac{V_y}{V_x} - 1, \quad (11.5)$$

где V_y — скорость вдоль вертикальной оси, V_x — вдоль горизонтальной оси.

Коэффициент анизотропии принимается за положительный (K^+), если $V_y > V_x$; при $V_y < V_x$ коэффициент принимается за отрицательный (K^-).

Проявление акустической анизотропии на различных участках кожи представлено в табл. 11.5, где указаны преимущественные соотношения скоростей и коэффициенты акустической анизотропии (данные указаны для лиц 18—30 лет). Доля проявления соответствующей акустической анизотропии указана для лиц нормального телосложения.

Таблица 11.5

Проявление акустической анизотропии в коже

Область измерений	Соотношение скоростей	Коэффициент анизотропии	Доля проявления
Лоб (середина)	$V_y > V_x$	K^+	90%
Лоб (края)	$V_y < V_x$	K^-	90%
Веко верхнее	$V_y < V_x$	K^-	95%
Щека (середина)	$V_y < V_x$	K^-	70%
Предплечье	$V_y > V_x$	K^+	83%
Запястье	$V_y < V_x$	K^-	85%
Пальцы	$V_y > V_x$	K^+	80%
Ладонь	$V_y < V_x$	K^-	90%
Лопатка	$V_y < V_x$	K^-	87%
Молочная железа	$V_y < V_x$	K^-	88%
Грудь	$V_y < V_x$	K^-	93%
Поясница	$V_y < V_x$	K^-	85%

Живот (средн. лин.)	$V_y < V_x$	K^-	79%
Подколенный сгиб	$V_y < V_x$	K^-	75%
Голень	$V_y > V_x$	K^+	94%

Проявление акустической анизотропии находится в соответствии с ориентацией линий естественного натяжения кожи, так называемых линий Лангера. Сопоставление ориентации линий Лангера и вида акустической анизотропии показано на рис. 11.19.

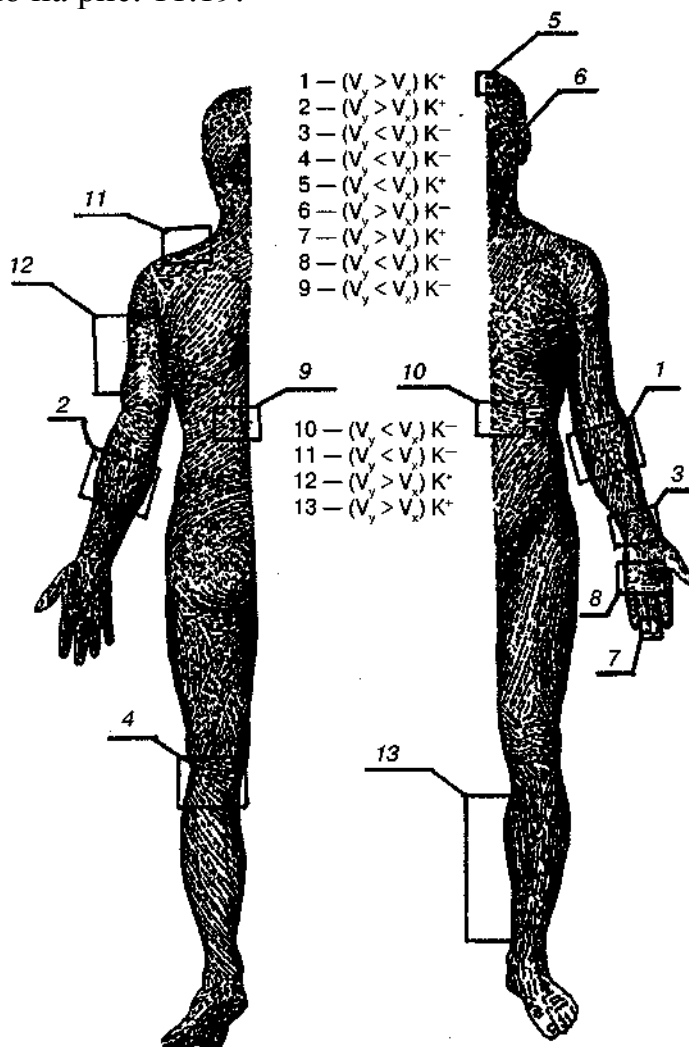


Рис. 11.19. Проявление акустической анизотропии и ориентация линий Лангера на различных участках тела

Степень анизотропии кожи при некоторых патологиях сильно возрастает. Например, при псориазе, при атонических дерматитах (особенно в областях сгибательных поверхностей) или на коже верхнего века при прогрессирующей близорукости.

На некоторых участках кожи проявляется асимметрия. Так, коэффициенты акустической анизотропии на коже голени различны для левой и правой ноги.

Существуют некоторые различия механических свойств кожи в зависимости от пола.

Сжимаемость кожной складки у девушек в области ягодиц больше, чем у юношей. В области задней поверхности шеи, на бедре, бицепсах, в надколенной и икроножной области наоборот, меньше у девушек, чем у юношей.

У женщин степень растяжимости кожи выше, а эластичность меньше по сравнению с мужчинами.

На тепловые раздражители реакции кожи (развитие терморегуляторных реакций) у мужчин и женщин одинаковы. Холодовые реакции существенно различаются у мужчин и женщин. Причем зимой толерантность к холодному воздействию существенно выше у женщин. Летом различия менее выражены.

Механические свойства кожи зависят от содержания в ней влаги. Влажность окружающей среды существенно влияет на эластичность кожи. Все указанные особенности кожи необходимо учитывать при проведении реабилитационных мероприятий, в частности, при проведении массажа.

Мышечная ткань

Мышечная активность — это одно из общих свойств высокоорганизованных живых организмов. Вся жизнедеятельность человека связана с мышечной активностью. Она обеспечивает работу отдельных органов и целых систем: работу опорно-двигательного аппарата, легких, сосудистую активность, желудочно-кишечного тракта, сократительную способность сердца и т. д. Нарушение работы мышц может привести к патологии, а ее прекращение — даже к летальному исходу (например, смерть при электротравме от удушья в результате парализации дыхательных мышц).

Мышцы разнообразны по форме, размерам, особенностям прикрепления, величине максимально развиваемого усилия. Количество мышц превышает число звеньев тела. Мышца состоит из большого числа двигательных единиц, каждая из которых управляется через собственный мотонейрон. Таким образом, количество управляющих воздействий в мышечной (нервно-мышечной) системе огромно. Тем не менее эта система обладает удивительной надежностью и широкими компенсаторными возможностями, способностью не только многократно повторять одни и те же стандартные комплексы движений, но и выполнять нестандартные произвольные движения. Помимо способности организовывать и активно заучивать необходимые движения, эта система обеспечивает приспособляемость к быстро меняющимся условиям окружающей и внутренней среды организма, изменяя применительно к этим условиям привычные действия.

Пример

Испытуемым предлагалось выполнить дифференцированные нажимы пальцем руки на жесткую опору в следующих ситуациях:

- 1) при переходе в невесомость;

- 2) в состоянии невесомости;
3) при возвращении в нормальные условия.

Наихудшее выполнение данного навыка наблюдалось в случае (1), к концу (2) в известной мере восстанавливалась способность дифференцировать нажимы. Переход (3) вновь нарушает координацию данного движения, которая, однако, вскоре полностью восстанавливается.

Деятельность мышц отражается в структуре движения. Благодаря этому становится возможным, наблюдая движение, получать информацию о мышечной регуляции движения и ее нарушениях. Такой возможностью широко пользуются при диагностике заболеваний, при разработке специальных тестов для контроля двигательных навыков у спортсменов.

Независимо от назначения, особенности строения и способов регуляции принцип работы различных мышц организма одинаков.

В состав мышц входит совокупность мышечных клеток (волокон), внеклеточное вещество (соединительная ткань), состоящее из коллагена и эластина, а также густая сеть нервных волокон и кровеносных сосудов.

Мышцы по строению разделяются на два вида:

<p>Гладкие мышцы, основу которых составляют веретеновидные клетки с удлиненным ядром; они не имеют поперечной исчерченности; характеризуются медленным сокращением, малой затратой энергии и малой утомляемостью</p>	<p>Кишечник, стенки внутренних органов (сосудов, желудка, мочевого пузыря) некоторых желез</p>
<p>Поперечно-полосатые мышцы состоят из длинных (несколько см) многоядерных волокон (<i>скелетные мышцы</i>), или из относительно коротких (<i>сердечная мышца</i>), имеющих поперечную исчерченность, которая обусловлена регулярно расположенными миофибриллами</p>	<p>Скелетные мышцы, мышцы сердца; мышцы, прочно прикрепленные к костям и обеспечивающие движения головы, туловища, конечностей</p>

Режим работы мышц может быть весьма разнообразным. Различают три основных вида таких режимов: изометрический, изотонический, ауксотонический, когда сокращение мышцы происходит в условиях некоторого предварительного растяжения.

Для исследования характеристик сокращения мышц реализуют два искусственных режима.

Изометрический режим — когда напряжение мышцы происходит в искусственных условиях сохранения ее длины, что достигается с помощью фиксатора. Схема опыта для реализации этого режима показана на рис. 11.20, а.

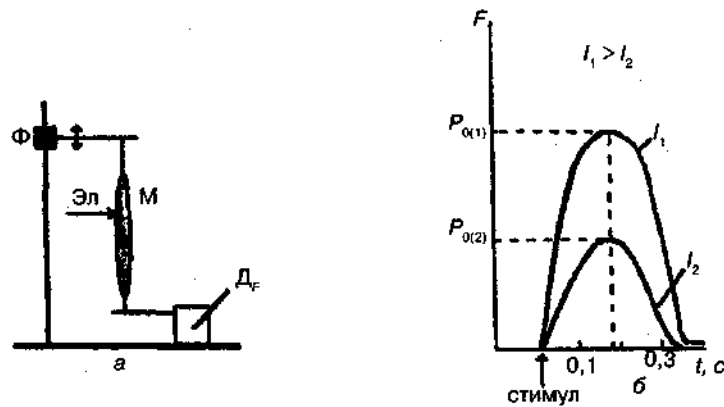


Рис. 11.20. Изометрический режим: а) схема установки для реализации режима:

Ф — фиксатор длины, М — мышца, Эл — электрод, Д_Ф — датчик силы; б) временная зависимость развиваемой силы F одиночного сокращения мышцы при изометрическом режиме сокращения, l — длина мышцы, P —, максимальная сила

После установки длины на электроды (Эл) подается электрический стимул. В возбужденной мышце развивается сила F (напряжение), которая регистрируется датчиком силы (Д_Ф). Максимальная сила P_0 , которую может развивать мышца, зависит от ее начальной длины и области перекрытия актиновых и миозиновых нитей, в которой могут замыкаться мостики: при начальной длине саркомера 2,2 мкм в сокращении участвуют все мостики.

Если длина мышцы больше, то и количество мостиков в мышце больше, поэтому и возникающая сила будет больше. На рис. 11.20, б большей длине мышцы ($l_1 > l_2$) соответствует большая сила ($P_{01} > P_{02}$).

Изотонический режим — когда искусственно поддерживается постоянство напряжения мышцы. Например, мышца поднимает постоянный груз $P = \text{const}$, а регистрируется изменение ее длины при сокращении.

Схема опыта для реализации этого режима показана на рис. 11.21, а.

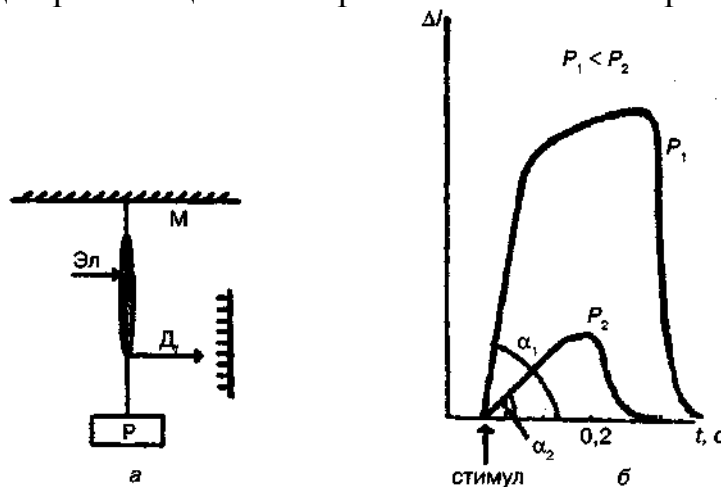


Рис. 11.21. Изотонический режим:

а) схема установки для реализации режима: Р — нагрузка, Д, — датчик изменения длины; б) временная зависимость изменения длины мышцы Δl одиночного сокращения мышцы, P — нагрузка

При этом режиме к незакрепленному концу мышцы подвешивается груз P , а на электроды подается электрический импульс. Регистрируется сокращение мышцы, т. е. изменение ее длины Δl со временем. В изотоническом режиме мышца быстро сокращается до определенной длины, а затем расслабляется. Вид зависимости $\Delta l(t)$ для двух различных нагрузок показан на рис. 11.21, б. При изотоническом режиме имеет место следующее: чем больше груз P , тем меньше укорочение мышцы и короче время удержания груза. При некоторой нагрузке $P = P_0$ мышца совсем перестанет поднимать груз. Это значение P_0 и будет максимальной силой изометрического сокращения для данной мышцы (рис. 11.20, б).

При увеличении нагрузки угол наклона восходящей части кривой изотонического сокращения уменьшается: $\alpha_2 < \alpha_1$ рис. 11.21, б. Это означает, что скорость укорочения с ростом нагрузки падает.

Примеры режимов сокращения

Изометрический режим	Изотонический режим
Жевательные мышцы при сомкнутых челюстях (огромное напряжение)	Сокращение бицепса плеча
Сокращение миокарда желудочков при закрытых клапанах	Сокращение миокарда желудочков при открытии полулунных клапанов

Уравнения Хилла

Между нагрузкой (P) и скоростью укорочения мышцы (v) при изотоническом сокращении существует зависимость, выражаемая *уравнением Хилла*:

$$(P+a)v = b(P_0 - P), \quad (11.6)$$

или

$$v = \frac{b \cdot (P_0 - P)}{(P + a)}, \quad (11.7)$$

где a — постоянная, имеющая размерность силы; P_0 — постоянная, соответствующая максимальной силе, развиваемой в изотоническом режиме (максимальный груз, который удерживает мышца без ее удлинения); b — константа, имеющая размерность скорости.

Анализ уравнения (11.7) показывает, что в зависимости от нагрузки P поведение мышцы, т. е. ее сокращение, проявляется по-разному. Рассмотрим два крайних случая.

Нагрузка	Скорость	Поведение мышцы
$P=0$	$v_{\max} = \frac{P_0 b}{a}$	Максимальная скорость сокращения мышцы
$P=P_0$	$v=0$	Сокращения мышцы не происходит

Рассмотрим энергетические характеристики процесса. Работа A , совершаемая мышцей при одиночном укорочении на величину Δl , определяется известной формулой:

$$A = P \cdot \Delta l.$$

Эта зависимость очевидно нелинейная, так как скорость сокращения мышцы (v) зависит от нагрузки (P). Но на ранней стадии сокращения этой нелинейностью можно пренебречь и считать $v = \text{const}$. Тогда

$$\Delta l = v \cdot \Delta t,$$

а развиваемая мышцей мощность $W = \frac{dA}{dt}$ имеет вид:

$$W = P \cdot v. \quad (11.8)$$

Подставляя (11.7) в (11.8), получим зависимость полной мощности от развиваемой силы P :

$$W(p) = p \cdot v = \left[\frac{b \cdot (P_0 - P)}{P + a} \right] \cdot p \quad (11.9)$$

График функции (11.9) имеет колоколообразную форму и представлен на рис. 11.22 в относительном виде.

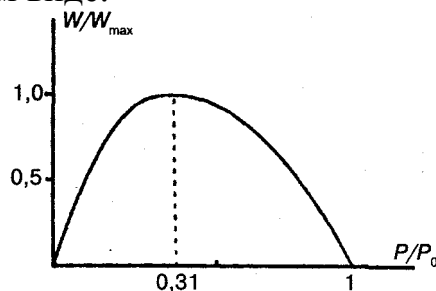


Рис. 11.22. Зависимость мощности мышцы от нагрузки

Эта кривая, полученная из уравнения Хилла, хорошо согласуется с опытными данными. В зависимости от нагрузки P мощность имеет разные значения

Мощность	Нагрузка
$W=0$	$P=P_0$
$W=0$	$P=0$
W — максимальна	$P_{opt} = \sqrt{a \cdot (P_0 + a)} - a$, когда $P=0,31P_0$

При работе мышц КПД при сокращении может быть определен как отношение совершенной работы к затраченной энергии ΔE :

$$\text{КПД} = \frac{A}{\Delta E}.$$

Развитие наибольшей мощности и эффективности сокращения достигается при усилиях 0,3—0,4 от максимальной изометрической нагрузки P_0 для данной мышцы. Это используют, например, спортсмены-велогонщики: при переходе с равнины на горный участок нагрузка на мышцы возрастает и спортсмен переключает скорость на низшую передачу, тем самым уменьшая P , приближая ее к $P_{\text{опт}}$.

Практически КПД может достигать 40—60% для разных типов мышц.

Среднее значение плотности мышечной ткани 1050 кг/м^3 . Модуль Юнга $E = 10^5 \text{ Па}$.

Сосудистая ткань

Механические свойства кровеносных сосудов определяются главным образом свойствами коллагена, эластина и гладких мышечных волокон. Содержание этих составляющих сосудистой ткани изменяется по ходу кровеносной системы. С удалением от сердца увеличивается доля гладких мышечных волокон, в артериолах они уже являются основной составляющей сосудистой ткани.

Так как стенки кровеносных сосудов построены из высокоэластического материала, то они способны к значительным обратимым изменениям размера при действии на них деформирующей силы. Деформирующая сила создается внутренним давлением. При заданном внутреннем давлении P равновесное состояние сосуда описывается уравнением Ламе:

$$\sigma = \frac{P \cdot r}{h}, \quad (11.10)$$

где r — внутренний радиус кровеносного сосуда, h — толщина стенки сосуда, σ — механическое напряжение в стенке сосуда.

Следует иметь в виду, что живой организм имеет два механизма сопротивления нагрузкам. Некоторые части организма (кости, зубы) воспринимают нагрузку так же, как и неживое тело. Другие (мышцы) — непрерывно подстраиваются под внешнюю нагрузку. Но сохранение напряжения в мышечной ткани требует непрерывного притока энергии. Расход энергии приводит к усталости мышц. Только обморок или смерть прерывают мышечные процессы.

Представления о механических свойствах биологических тканей важны для различных направлений:

- в спортивной и космической медицине;
- результативность спортивных достижений и ее возрастание побуждают спортивных медиков обращать внимание на физические возможности человека;

- в спортивной медицине следует знать устойчивость биологических структур по отношению к различным деформациям;
- в спортивной травматологии и ортопедии вопросы механического воздействия на организм являются определяющими.

Глава 12 ВОЗДЕЙСТВИЕ ФИЗИЧЕСКИХ ФАКТОРОВ НА ЧЕЛОВЕКА

12.1. Механические воздействия

Механические воздействия со стороны окружающей среды сопровождают человека всю жизнь. Такие воздействия могут быть непрерывными (сила тяжести, атмосферное давление) или кратковременными (аварии, спортивные травмы, погружение в воду). Биомеханические проявления механического воздействия зависят от его продолжительности и интенсивности. Например, воздействие на голову силы величиной в десятки килоньютон приводит к разрушению костей свода черепа за доли миллисекунды. Если силу воздействия уменьшить на порядок, а время воздействия на порядок увеличить, то разрушение охватит большие области черепа. Дальнейшее снижение интенсивности и увеличение времени воздействия приведет к тому, что разрушение черепа не наступит, но возникнет перемещение мозга относительно черепа.

По характеру действия механические воздействия можно условно разделить на два вида: *статические* и *динамические*.

Вид воздействий	Проявление
Статические	Телу (отдельным элементам) сообщаются малые ускорения, которые можно не учитывать
Динамические	Телу (отдельным элементам) сообщаются большие ускорения, с которыми связаны значительные силы инерции

Статические воздействия

Длительные (регулярные) статические воздействия приводят к направленным изменениям в организме. К таким воздействиям можно отнести многие виды тренировок спортсменов. Так, регулярные нагрузки на определенные группы мышц приводят к увеличению их объема и силы (гантели, штанга, тренажеры). Упражнения на растяжку позволяют увеличить эластичность мышц и связок.

В то же время длительные статические нагрузки могут привести и к развитию заболеваний. Например, к искривлению позвоночника при неправильной осанке. Отметим также, что длительные статические нагрузки целенаправленно использовались для создания анатомических изменений, в соответствии с «местными» представлениями о красоте. Например, тугое

пеленание ступней девочек в Китае для ограничения их роста.

Кратковременные статические нагрузки, приложенные в соответствующих направлениях, могут привести к серьезным травмам или летальному исходу. На этом основано действие болевых приемов.

Динамические кратковременные воздействия

Кратковременные динамические воздействия часто называют *ударными*. Они характеризуются высокой интенсивностью и малой длительностью. Например, воздействие на организм при катапультировании. Ударные воздействия сопровождаются значительным ускорением тела или его отдельных частей. Перегрузки, возникающие при ударных воздействиях, принято выражать отношением к ускорению свободного падения: $n = \frac{a}{g}$.

Понятие *ударного* воздействия достаточно условно. Некоторые авторы относят к ударным воздействия, длительность которых менее одной секунды. Однако следует иметь в виду, что травмы органов могут возникнуть при перегрузках любой длительности. Поэтому предельную допустимую длительность перегрузки определяют с физиологических позиций. Она может лимитироваться не только уровнем механических напряжений в тканях, но и перемещением жидких сред организма, например, перемещением крови при выполнении фигур пилотажа.

Учет направления действия ударных перегрузок

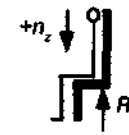
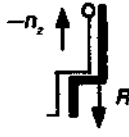
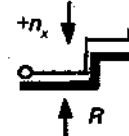

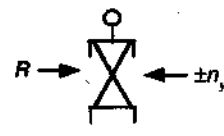
Ударные перегрузки классифицируются с учетом направления их действия. Виды перегрузок, их направления и наиболее опасные последствия показаны в табл. 12.1.

В некоторых процессах на человека могут действовать перегрузки различных направлений. В таблице 12.2 показаны перегрузки и их направления, возникающие на различных стадиях катапультирования.

Нормирование перегрузок производят путем подбора критериев переносимости. Такие критерии устанавливаются в ходе испытаний с участием добровольцев. Учитываются как субъективные ощущения испытуемых, так и результаты клинико-физиологических исследований. Пример результатов подобных исследований приведен на рис. 12.1. Здесь представлена зависимость допустимого уровня ударных перегрузок от времени действия. Видно, что чем больше время действия перегрузок, тем ниже их допустимый уровень. При этом безопасные уровни перегрузок продольного направления (рис. 12.1, а) значительно ниже, чем поперечного (рис. 12.1, б).

Таблица 12.1

Характер повреждений при перегрузках

Схема действия перегрузки	Вектор перегрузки		Характер повреждений
	Обозначение	Название	
	$+n_z$	Голова—таз	Перелом позвоночника
	$-n_z$	Таз—голова	Смещение внутренних органов. Растяжение позвоночника
	$+n_x$	Грудь—спина	Кровоизлияния, разрывы внутренних органов
	$-n_x$	Спина—грудь	
	$+n_y$	Левый бок — правый бок	
	$-n_y$	Правый бок — левый бок	

Из рис. 12.1, б (1—3) видно, что легче всего переносятся перегрузки в направлении «грудь—спина». Перегрузки бокового направления переносятся тяжелее, о чем говорит более низкий уровень границы добровольной переносимости (линия 4). При перегрузках, имеющих направление «таз — голова», внутренние органы смещаются в краниальном направлении, а позвоночник испытывает деформацию растяжения. Эти перегрузки переносятся хуже всего (рис. 12.1, а).

Таблица 12.2

Перегрузки при катапультировании

Стадия катапультирования	Направление вектора перегрузки
1. Взрыв катапультирующего заряда	Голова — таз
2. Действие воздушного потока в момент выхода из кабины (подобное ударной волне в направлении «грудь — спина»)	Грудь — спина
3. Перегрузка торможения кресла в воздушном потоке после отделения от самолета	Спина — грудь
4. Перегрузка приземления	Голова — таз

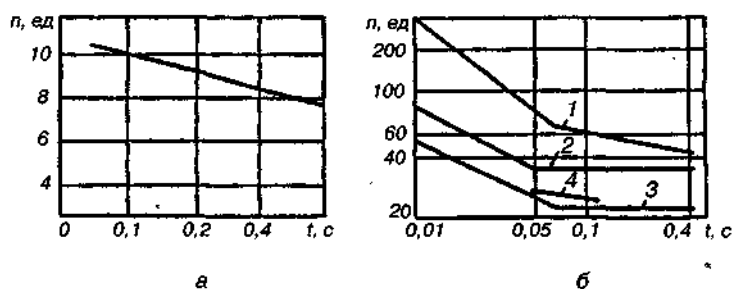


Рис. 12.1. Допустимые значения ударных перегрузок в зависимости от времени действия в направлении «таз — голова» (а) и «грудь — спина» (б):

1 — предел добровольной переносимости; 2 — выраженные физиологические реакции; 3 — слабые физиологические реакции; 4 — предел добровольной переносимости в направлении «бок — бок»

Нагрузка на кости и связки в процессе приземления

Человек, который прыгает или падает с некоторой высоты и приземляется ногами на твердую поверхность, испытывает значительное воздействие на берцовые кости ног. Но наиболее уязвимы кости голени. Воздействующая сила будет максимальной в точке наименьшего поперечного сечения — прямо над лодыжкой. Кости голени сломаются в том случае, если сила давления превысит величину — $0,5 \cdot 10^5$ Н. Если прыгун приземлился на обе ноги, то максимальная сила, которой кости ног могут сопротивляться, удваивается до 10^5 Н. Эта сила соответствует примерно 130-кратному увеличению веса нормального человека (75 кг).

Опишем падение (прыжок) с высоты количественно. Сила, действующая на кости ног, равна:

$$F = m \cdot (a + g), \quad (12.1)$$

где m — масса человека, a — среднее ускорение центра масс человека в процессе приземления.

Скорость v , которую имеет человек при падении с высоты H из состояния покоя, задается выражением:

$$v^2 = 2gH. \quad (12.2)$$

Среднее ускорение, возникающее в процессе остановки тела, движущегося со скоростью v на пути h определяется из выражения:

$$v^2 = 2ah. \quad (12.3)$$

Из соотношений (12.2) и (12.3) находим ускорение:

$$a = \frac{gH}{h}.$$

Следовательно, сила, действующая на тело при торможении, равна:

$$F = mg \cdot \left(\frac{H}{h} + 1 \right). \quad (12.4)$$

Важно, что эта сила зависит от параметра $\frac{H}{h}$ — отношения высоты падения к расстоянию, на котором происходит торможение тела до полной остановки. Выразим из соотношения (12.4) предельно допустимую высоту

падения, при которой наступает перелом костей голени ($F = 130 \cdot m \cdot g$):

$$H = (F - mg) \cdot \frac{h}{mg} \quad (12.5)$$

а) Если человек будет приземляться на стопы обеих ног твердо, не сгибая коленей, то расстояние h будет примерно 1 см (деформация стоп). Тогда максимально допустимая высота падения H будет равна

$$H = 1,3 \text{ м.}$$

Таким образом, падение с относительно небольшой высоты 1,3 м при жестком приземлении может окончиться переломом костей голени.

б) Участок торможения можно сделать больше за счет сгиба ног в коленях во время приземления. В этом случае $h \approx 0,6$ м и по формуле (12.5) получим предельную высоту падения $H = 78$ м. Полученное число непомерно велико. Причина этого заключается в том, что при сгибании ног в коленях возникает нагрузка на сухожилия и связки, которые способны выдерживать только $1/20$ силы, ломающей кости ($F \approx 6,5mg$). Для этого значения формула (12.5) дает

$$H = 3,3 \text{ м.}$$

Если человек приземлится не на твердую поверхность (например, в воду, мягкий снег, песок) то предельная высота падения будет больше.

Влияние сопротивления воздуха на скорость падения тел

На величину скорости падающего тела влияет не только высота падения, но и сила сопротивления воздуха. Так, для человека падение на землю с высоты третьего этажа всегда опасно. В то же время такое падение может быть безопасным для мелких животных. Причина этого состоит в следующем. На падающее тело действуют две силы: сила тяготения, пропорциональная массе тела, и противоположно ей направленная сила сопротивления воздуха, зависящая от *размеров поперечного сечения предмета и его скорости*.

Скорость падающего тела возрастает до тех пор, пока величина силы сопротивления не сравняется с силой тяжести. После чего падение станет равномерным. Максимальная скорость падения называется *предельной скоростью* и зависит от отношения площади поперечного сечения к весу тела ($\frac{S}{mg}$). Чем больше это отношение, тем меньше будет предельная скорость. Вес тела пропорционален кубу размеров ($mg \sim l^3$), а площадь сечения пропорциональна квадрату размеров ($S \sim l^2$). Поэтому при *уменьшении* размеров тела отношение $\frac{S}{mg}$ *растет* ($\frac{S}{mg} \sim \frac{1}{l}$), а предельная скорость падения *уменьшается*.

Для падающих тел, не являющихся сферическими, площадь поперечного сечения зависит от ориентации тела относительно земли. Соответственно от ориентации тела зависит и предельная скорость падения. Этим пользуются парашютисты для изменения скорости в фазе свободного падения.

Предельная скорость падающего человека приблизительно равна 65 м/с в том случае, если он расправит руки и ноги так, как это делает парашютист. Если бы человек имел шарообразную форму, его предельная скорость возросла бы до 105 м/с. Максимальная скорость падения маленького насекомого равна нескольким метрам в секунду.

Если бы сила сопротивления воздуха не ограничивала скорость падения, то капли дождя, падающие с высоты 3000 м, достигали бы Земли на скорости 270 м/с. При этом дождь стал бы причиной невероятных повреждений.

12.2. Электромагнитное воздействие

Рассмотрим два вида электромагнитных воздействий на организм человека: воздействие электрического тока и воздействие электромагнитных полей.

Действие электрического тока

В электрической сети действие на организм или органы оказывает электрический ток, т. е. заряд, протекающий через биологический объект в единицу времени.

Сопротивление тела человека между двумя касаниями (электродами) складывается из сопротивления внутренних тканей и органов и сопротивления кожи. Электросопротивление можно смоделировать электрической цепью, представленной на рис. 12.2, состоящей из резисторов и конденсаторов, отображающих омические (R) и емкостные (C) свойства биологических тканей.

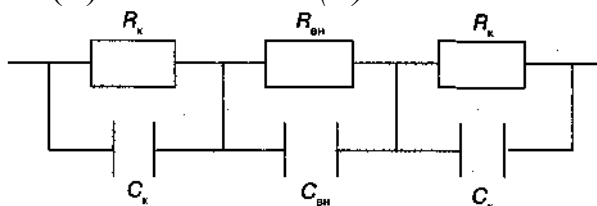


Рис. 12.2. Эквивалентная электрическая схема тела между двумя касаниями (электродами)

Сопротивление ($R_{вн}$) внутренних частей организма слабо зависит от общего состояния человека, в расчетах принимают $R_{вн} = 1$ кОм (для пути «ладонь — ступня»). Сопротивление кожи R_k при прохождении тока от ее поверхности к внутренним тканям в десятки раз больше $R_{вн}$. Поэтому для постоянного и низкочастотного тока (50—60 Гц) сопротивление кожи при точечном контакте является определяющим фактором, который ограничивает

ток. (При высоких частотах более существенным фактором является внутреннее сопротивление тела). Следовательно, в большинстве ситуаций действие тока, протекающего через тело, в основном зависит от состояния тела в точке контакта. Сухая кожа имеет высокое сопротивление, а влажная или мокрая кожа будет обладать низким сопротивлением, так как ионы, находящиеся во влаге, обеспечивают прохождение тока в тело. При сухой коже сопротивление между крайними точками тела (ладонь — ступня) может быть равным 10^5 Ом, а при мокрой коже может составить 1% этого значения. Полное сопротивление тела между влажными руками принимают равным 1500 Ом.

Максимальные токи, которые возникнут при контакте с бытовой электросетью с напряжением 220 В, будут равны:

$$I = 220 \text{ В} / 10^5 \text{ Ом} = 2,2 \text{ мА (сухая кожа)},$$

$$I = 220 \text{ В} / 1500 \text{ Ом} = 146 \text{ мА (мокрая кожа)}.$$

Ток 1 мА при прохождении через тело будет едва заметен, но ток 146 мА будет смертелен даже при кратковременном воздействии.

Сопротивление кожи R_k существенно зависит от внутренних и внешних причин (потливость, влажность, наличие раневого повреждения). Кроме того, на разных участках тела кожа имеет разную толщину и, следовательно, различное сопротивление. Поэтому, учитывая изменчивость сопротивления кожи, ее вообще при расчетах не учитывают, принимая $R_k = 0$. Ток, протекающий через тело, рассчитывают по формуле:

$$I = \frac{U}{R_{\text{вн}}}. \quad (12.6)$$

Действие переменного тока на организм оценивается пороговыми значениями.

Порог ощутимого тока — минимальная сила тока, раздражающее действие которого ощущает человек.

Эта величина зависит как от индивидуальных особенностей человека, так и от частоты тока, места и площади контакта. У мужчин для участка «предплечье — кисть» на частоте 50 Гц эта величина составляет приблизительно 1 мА. У детей и женщин пороговые значения несколько меньше.

Порог неотпускающего тока — минимальная сила тока, вызывающая такое сгибание сустава, при котором человек не может самостоятельно освободиться от проводника.

Для мужчин эта величина составляет 10—15 мА.

Наиболее чувствительными к электрическому току частями организма являются мозг, грудные мышцы и нервные центры, которые контролируют дыхание и сердце. Поэтому последствия электротравмы зависят от того, какая часть тела оказалась включенной в электрическую цепь. Очень опасно, если электрический ток идет через сердце. Опасно и действие тока на кожу лица, где слабо развит роговой слой, обеспечивающий высокое сопротивление кожных покровов. Низким сопротивлением обладают слизистые оболочки.

Характер электротравмы зависит и от силы тока. Так, при включении в цепь обеих рук с органами грудной клетки, расположенными между ними, происходит следующее:

- ток 10 мА вызывает сокращение мышц обеих рук;
- ток 20 мА вызывает расстройства дыхания, связанные с тетаническим сокращением дыхательных мышц;
- ток 80 мА вызывает нарушение сердечной деятельности;
- ток 100—400 мА вызывает необратимые расстройства в функционировании возбудимых тканей сердца (одна из причин гибели при электротравме).

Действие переменного электрического поля

Переменное электрическое поле вызывает продольные колебания свободных зарядов в проводнике и вращательные колебания молекул в диэлектрике. Эти процессы сопровождаются выделением теплоты.

Пусть в переменном электрическом поле находится *проводник* (например, электролит). Высокочастотное поле вызывает колебательное движение ионов, т. е. ток проводимости, сопровождающийся тепловым эффектом.

Количество теплоты выразим через напряженность E электрического поля в проводящем теле, сопротивление которого примем равным $R = \frac{\rho L}{S}$. Для этого выполним следующие преобразования:

$$P = \frac{U_m^2}{2R} = \frac{(E_m \cdot L)^2}{2R} = \frac{E_m^2 \cdot L^2 \cdot S}{2\rho L} = \frac{E_m^2 \cdot S \cdot L}{2\rho}.$$

Разделив это равенство на объем тела ($S \cdot L$), получим, что количество теплоты, выделяющееся за 1 с в 1 м³ ткани пропорционально квадрату амплитуды напряженности электрического поля E_m и обратно пропорционально удельному электрическому сопротивлению ρ :

$$q = \frac{P}{SL} = \frac{E_m^2}{2\rho}, \quad (12.7)$$

Пусть в переменном электрическом поле с амплитудной E находится *диэлектрик* с относительной диэлектрической проницаемостью ϵ . Под действием переменного электрического поля происходят ориентационная и структурная поляризации молекул. При этом возникает колебательное движение молекул, сопровождающееся выделением теплоты (диэлектрические потери). Количество выделившейся теплоты зависит от круговой частоты поля ω и угла δ , на который колебания молекул отстают по фазе от колебаний напряженности поля (угол δ называется углом диэлектрических потерь):

$$q = \frac{\epsilon_0 \cdot \epsilon \cdot \omega \cdot E_m^2 \cdot \operatorname{tg} \delta}{2}. \quad (12.8)$$

Действие переменного магнитного поля

Пусть в переменном магнитном поле находится *проводник*. В результате явления электромагнитной индукции в нем возникают вихревые токи (токи Фуко), нагревающие объект. Количество теплоты, выделяющееся за 1 с в 1 м³ вещества, определяется соотношением:

$$q = \frac{k \cdot \omega^2 \cdot B^2}{2\rho}. \quad (12.9)$$

где B — амплитудное значение магнитной индукции; ω — круговая частота; ρ — удельное электросопротивление ткани; k — некоторый коэффициент, учитывающий геометрию тела.

Использование токов и полей в лечебных целях

Биологические ткани и органы являются разнородными образованиями: одни из них являются диэлектриками, другие проводниками. Значительную часть организма составляют биологические жидкости (электролиты), содержащие большое количество ионов.

Постоянный ток

Под воздействием постоянного электрического поля ионы, содержащиеся в биологических тканях, приходят в направленное движение. При этом происходит их разделение и изменение их концентрации в различных элементах ткани.

Электрофорез — метод, основанный на введении вещества через кожу или слизистые оболочки под действием постоянного тока. Под электроды на кожу кладут прокладки, смоченные соответствующим лекарственным препаратом. Через катод вводят анионы (йод, гепарин, бром), а через анод — катионы (Na, Ca, новокаин).

Гальванизация — физиотерапевтический метод, основанный на пропускании постоянного тока напряжением 60—80 В через ткани организма.

Высокочастотные токи

Первичное действие переменного (гармонического) тока и электромагнитного поля на биологические объекты заключается в следующем: а) смещение ионов в растворах электролитов, их разделение, перераспределение; б) изменение поляризации диэлектриков.

Высокочастотные токи. При частотах приблизительно более 500 кГц смещение ионов становится соизмеримым с их смещением в результате молекулярно-теплового движения, поэтому ток или электромагнитная волна не будет вызывать раздражающего действия. Основным первичным эффектом в этом случае является *тепловое воздействие*. (Постоянный ток и токи низкой

частоты для нагревания тканей не пригодны, так как их использование при больших значениях может привести к электролизу и разрушению).

Преимущества лечебного прогревания ВЧ электромагнитными колебаниями перед грелкой:

- образование теплоты во внутренних частях организма;
- подбирая соответствующую частоту, можно осуществлять термоселективное воздействие;
- можно дозировать нагревание, регулируя мощность генератора;
- возникновение внутримолекулярных процессов, которые приводят к специфическим воздействиям.

Вычислим количество теплоты q , выделяющееся в единице объема.

Мощность тока, расходуемая на нагревание тканей, определяется по формуле $P = I^2 \cdot R$. Преобразуем ее, считая, что образец биологической ткани длиной L имеет удельное сопротивление ρ и контактирует с двумя плоскими электродами площадью S (рис. 12.3).

Пусть плотность тока j одинакова во всех точках ткани и равна плотности тока на электродах. Учитывая что $R = \frac{\rho L}{S}$, получаем:

$$P = I^2 R = \frac{j^2 S^2 \rho L}{S} = j^2 \rho V,$$

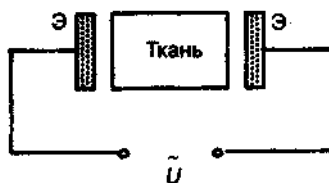


Рис. 12.3. Схема расположения биологической ткани между электродами

где $V = SL$ — объем ткани. Разделив полученное выражение на объем, узнаем количество теплоты q , выделяющееся за 1 с в 1 м^3 :

$$q = j^2 \cdot \rho. \quad (12.10)$$

Пропускание тока высокой частоты через ткань используют в следующих физиотерапевтических процедурах.

Диатермия (сквозное прогревание) — получение теплового эффекта в глубоколежащих тканях. При диатермии применяют ток частотой 1—2 МГц, напряжением 100—150 В, сила тока 1—1,5 А. При этом сильно нагреваются кожа, жир, кости, мышцы (так как у них наибольшее удельное сопротивление). Меньше нагреваются органы, богатые кровью или лимфой: легкие, печень, лимфоузлы.

Недостаток диатермии — непродуктивное выделение теплоты в слое кожи и подкожной клетчатке.

Местная дарсонвализация. При этом применяют ток частотой 100—400

кГц, силой тока $I = 10—15$ мА и напряжением — десятки кВ.

Токи высокой частоты используются для хирургических целей.

Диатермокоагуляция — прижигание, «сваривание» ткани. При этом применяется плотность тока $6—10$ мА/мм², в результате чего температура ткани повышается и ткань коагулирует.

Диатермотомия — рассечение тканей при помощи электрода в форме лезвия. При этом плотность тока составляет 40 мА/мм².

Электрохирургическое воздействие сопровождается меньшими кровопотерями.

Переменное магнитное поле

Если поместить биологическую ткань в переменное магнитное поле (например, возле торца катушки с переменным током), то в результате явления электромагнитной индукции в проводящих тканях образуются вихревые токи (токи Фуко), нагревающие объект.

Нагревание области тела при действии высокочастотного магнитного поля (частота $10—15$ МГц) называется *индуктотермией*. Схема воздействия показана на рис. 12.4.

При индуктотермии больше нагреваются ткани с небольшим удельным сопротивлением. Сильнее будут нагреваться ткани, богатые сосудами, например, мышцы. Меньше будут нагреваться такие ткани, как жир. Используется также индуктотермия при УВЧ магнитном поле.

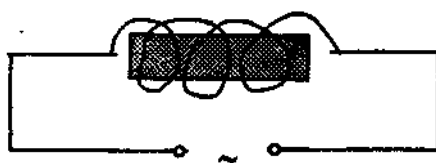


Рис. 12.4. Схема воздействия при индуктотермии

В полюю катушку помещают образец. При пропускании по катушке переменного тока создается высокочастотное магнитное поле, нагревающее образец

Высокочастотные токи и поля

Одним из распространенных методов высокочастотной терапии является воздействие высокочастотным электрическим полем УВЧ (УВЧ-терапия). При этом биологическая система помещается между плоскими электродами, которые не касаются тела (рис. 12.5).

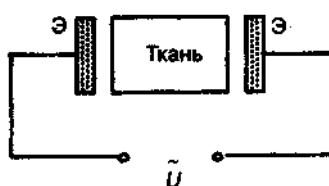


Рис. 12.5. Схема воздействия полем УВЧ

При УВЧ-терапии колебания имеют частоту 40—50 МГц. В России в аппаратах УВЧ используется частота 40,58 МГц.

При УВЧ-терапии диэлектрические ткани организма нагреваются интенсивнее проводящих (на частоте около 40 МГц, которая используется на практике).

Тепловой эффект не всегда является главной целью процедуры. Во многих случаях важным является значительное влияние на физиологическое состояние клетки, которое может изменяться под влиянием колебаний полярных молекул или отдельных частей органических молекул в переменном УВЧ электрическом поле.

Электромагнитные СВЧ волны

Физиотерапевтические методы, основанные на использовании электромагнитных волн СВЧ диапазона, в зависимости от длины волны получили два названия: *микроволновая терапия* (частота — 2375 МГц, длина волны — 12,6 см) и *ДЦВ-терапия, т. е. терапия дециметровыми волнами* (частота — 460 МГц, длина волны — 65,2 см).

Первичное действие СВЧ волн на вещество обусловлено колебаниями ионов в растворах электролитов, а также атомов или молекул в полярных диэлектриках, которые вызываются переменным высокочастотным электромагнитным полем волны, проникающей в вещество. При этом в единице объема ткани выделяется количество теплоты прямо пропорциональное относительной диэлектрической проницаемости ткани ϵ , круговой частоте ω и квадрату интенсивности электромагнитного поля I .

$$q = k \cdot I^2 \cdot \left(\frac{\epsilon \cdot \omega}{2} \right), \quad (12.11)$$

где k — некоторый коэффициент.

Глубина проникновения электромагнитных волн в биологические ткани зависит от способности этих тканей поглощать энергию волны. Сантиметровые волны проникают в мышцы, кожу на глубину до 2 см, в жировую ткань, кости — около 10 см. Дециметровые волны проникают на глубину в 2 раза большую.

Поскольку в частотный диапазон СВЧ-излучения попадает собственная частота колебаний молекул воды, то именно водные среды организма поглощают энергию СВЧ-волн в большей степени. СВЧ-волны слабо взаимодействуют с кожей и жировой клетчаткой, а в мышцах и внутренних органах интенсивно поглощаются. Поэтому мышцы и внутренние органы испытывают наибольшее нагревание при микроволновой терапии. Много тепла выделяется в жидкостях, заполняющих различные полости.

12.3. Тепловые воздействия

Организм человека поддерживает постоянную температуру тела, которая отличается от температуры внешней среды. Вследствие этого между телом человека и окружающей средой возникает теплообмен. Задача организма состоит в обеспечении *равенства* между теплотой, выделяющейся в организме ($Q_{\text{выд}}$) и теплотой, отдаваемой в окружающую среду ($Q_{\text{отд}}$). Если по каким-либо причинам поддержание *баланса* между выделяемой и отдаваемой теплотами становится невозможным, организм погибает от переохлаждения или от перегрева. Выделение теплоты в организме происходит за счет энергии метаболических процессов и характеризуется **удельной теплопродукцией** — *количеством теплоты, выделяемой единицей массы, тела за 1 с*. Передача теплоты в окружающую среду осуществляется за счет процессов теплообмена, указанных ниже.

Тепловое воздействие на организм человека могут оказывать внешняя среда и процессы, протекающие в самом организме.

Теплообмен за счет теплопроводности

Теплопроводность — процесс передачи теплоты от более нагретых частей системы к менее нагретым, происходящий без переноса массы вещества и без излучения электромагнитных волн. Теплопроводность обусловлена тем, что частицы вещества, обладающие большей кинетической энергией, передают ее менее быстрым частицам. Передача теплоты путем теплопроводности может происходить между любыми телами при непосредственном контакте или через промежуточную среду (кроме вакуума).

Передачу теплоты путем теплопроводности в однородной среде описывают законом Фурье.

Тепловой поток (P), переносимый через поверхность S , перпендикулярно направлению оси X , вдоль которой убывает температура, пропорционален площади этой поверхности и градиенту температуры

$$P_k = \alpha_k \cdot S \cdot \left(\frac{\Delta T}{\Delta X} \right) \quad (12.12)$$

При расчете теплообмена между телом и окружающей средой, осуществляемого путем теплопроводности через одежду, величины, входящие в это уравнение, имеют следующий смысл:

$S, \text{ м}^2$ — площадь поверхности одежды;

$\Delta T, \text{ К}$ — разность температур между внутренней и внешней сторонами одежды;

$\Delta X, \text{ м}$ — толщина одежды;

$\alpha_k, \frac{\text{Вт}}{\text{м}^2 \cdot \text{К}}$ — коэффициент теплопроводности материала одежды.

Значения коэффициента теплопроводности для некоторых веществ приведены в табл. 12.4.

Отметим, что коэффициент теплопроводности воздуха сравнительно мал, поэтому потери тепла тела за счет теплопроводности воздуха невелики. Коэффициент теплопроводности воды превышает коэффициент теплопроводности воздуха более чем в 20 раз, поэтому в холодной воде человек начинает мерзнуть довольно быстро.

Таблица 12.4

Коэффициент теплопроводности

Вещество	Коэффициент теплопроводности α_k , $\frac{\text{Вт}}{\text{м}^2 \cdot \text{К}}$
Сухой воздух	0,024
Ткань шерстяная сухая	0,025
Вода	0,585
Жировая клетчатка	0,17—0,21
Эпидермис человека	0,25
Мышечная ткань	0,58
Кости черепа	0,38
Серое вещество мозга	0,56
Ангиома (сосудистая опухоль)	0,56
Кровь	0,70
Кожа при слабом кровотоке	0,314
Кожа при сильном кровотоке	1,456
Снег свежеснеженный	0,105
уплотненный	0,35
тающий	0,640
Глицерин	0,286
Парафин	0,127
Спирт метиловый	0,223
этиловый	0,189
Бумага	0,006
Вата хлопковая	0,003
Лед (-5°C)	0,22

В живом организме ткани имеют различную теплопроводность, и это различие весьма существенно для поддержания теплового режима организма. Значительная теплопроводность мышечной ткани, в которой находится много кровеносных сосудов, позволяет быстро переносить тепло от внутренних органов к внешним, предохраняя внутренние органы от перегрева. Напротив, при низких температурах внешней среды слой жировой ткани препятствует быстрой утечке тепла. Аналогичную роль играет волосяной покров и слой воздуха между волосами.

Теплообмен за счет конвекции

В тех случаях, когда в теплообмене участвуют жидкости или газы, обычно возникают явления *конвекции*: одновременно с потоком тепла возникают потоки вещества — более нагретые слои всплывают кверху, а менее нагретые опускаются. Такое перемешивание в громадной степени ускоряет процесс теплообмена. В случае, когда твердое тело находится в обтекающем его потоке жидкости или газа, теплообмен также носит конвекционный характер и происходит значительно быстрее, чем в покоящейся среде. Поэтому даже небольшой ветер (сквозняк) приводит к увеличению потерь тепла с поверхности тела.

Теплообмен посредством *конвекции* описывается законом Ньютона

$$P_c = \alpha_c \cdot S \cdot (T_n - T_v). \quad (12.13)$$

Здесь:

- P_c — тепловой поток от организма к среде, Вт;
- S — площадь поверхности тела, м^2 ;
- T_n , T_v — соответственно температуры поверхности тела (внешней стороны одежды) и воздуха;
- α_c — коэффициент теплопередачи конвекцией, $\frac{\text{Вт}}{\text{м}^2 \cdot \text{К}}$.

Для открытых участков конвекционные процессы значительно интенсивнее теплопередачи путем теплопроводности и в воздухе играют основную роль. Напротив, для участков тела, укрытых одеждой, конвекционные процессы могут быть сведены к нулю. Например, температура поверхности зимней одежды обычно равна температуре окружающего воздуха: $T_n = T_v$ и в соответствии с (12.13) $P_c = 0$.

Тепловой удар. Теплопередача путем теплопроводности и конвекции происходит в направлении уменьшения температуры. Если температура окружающей среды выше температуры тела, то теплопроводность и конвекция создают тепловой поток, направленный внутрь тела, что при определенной длительности приводит к перегреву (тепловой удар). Живой организм не в состоянии функционировать без отдачи тепла наружу.

Теплообмен за счет испарения

Еще один механизм, посредством которого организм отдает теплоту в окружающую среду, связан с испарением жидкости. Количество теплоты, расходуемой на парообразование, определяется формулой:

$$Q = r \cdot m, \quad (12.14)$$

где m — масса испарившейся жидкости, r — удельная теплота парообразования.

При комнатной температуре и нормальной влажности человек выводит из

организма около 0,35 кг влаги в сутки вместе с выдыхаемым воздухом и примерно 0,5 кг влаги в виде пота. Удельная теплота парообразования воды равна $2,52 \cdot 10^6$ Дж/кг. Поэтому тепловые потери организма на испарение могут достигать $0,85 \cdot 2,52 \cdot 10^6 \approx 2 \cdot 10^6$ Дж в сутки, что составляет 25—30% всей теплопродукции организма.

Потоотделение зависит как от температуры внешней среды, так и от ее относительной влажности, так как она в значительной мере обуславливает скорость испарения влаги с поверхности организма. Нормальная относительная влажность среды составляет около 40—60%. При высокой влажности процесс испарения с поверхности тела замедляется, а при 100% прекращается полностью. При высокой температуре окружающей среды это ведет к перегреву организма. По этой причине человеку трудно выполнять физическую работу при повышенной влажности. Влажность менее 40% приводит к усилению потери влаги организмом, к его обезвоживанию. Это также затрудняет выполнение работы.

Для протекания некоторых процессов важна не *относительная*, а *абсолютная* влажность. Так, испарение воды с поверхности альвеол в легких зависит от абсолютной влажности воздуха, так как из легких выдыхается воздух почти полностью насыщенный паром при температуре примерно 30°C. Количество пара, которым воздух насыщается в легких, очевидно, зависит от абсолютной влажности вдыхаемого воздуха.

Теплообмен за счет теплового излучения

Еще один способ теплообмена между телом и окружающей средой состоит в испускании и поглощении электромагнитных волн.

Тепловое излучение — электромагнитное излучение, испускаемое веществом и возникающее за счет его внутренней энергии.

Тепловое излучение обуславливается возбуждением частиц вещества при соударениях в процессе теплового движения или ускоренным движением зарядов (колебания ионов кристаллической решетки, тепловое движение свободных электронов и т. д.). Оно возникает при любых температурах и потому присуще всем телам.

Характеристики теплового излучения

Процессы испускания и поглощения теплового излучения количественно характеризуются следующими величинами.

Поток излучения (Φ) — энергия, которую излучает вся поверхность тела за единицу времени.

По своей сути поток — это *мощность* излучения. Размерность этой характеристики — [Дж/с = Вт].

Энергетическая светимость (Re) — энергия теплового излучения, испускаемая с единичной поверхности нагретого тела за единицу времени.

$$R_e = \frac{\Phi}{S} [\text{Вт}/\text{м}^2]. \quad (12.15)$$

И поток излучения, и энергетическая светимость зависят от строения вещества и его температуры: $\Phi = \Phi(T)$, $R_e = R_e(T)$.

Энергетическая светимость R_e , определенная выше, охватывает весь диапазон длин испускаемых волн (теоретически — от нуля до бесконечности). Для того, чтобы показать, как излучаемая энергия распределена по этому диапазону, используют специальную величину, называемую *спектральной плотностью энергетической светимости*. Обозначим энергию теплового излучения, испускаемую единичной поверхностью тела за 1 с в узком интервале длин волн от λ , до $\lambda+d\lambda$ через dR_e .

Спектральной плотностью энергетической светимости (τ) (испускательной способностью) называется отношение энергетической светимости в узком участке спектра (dR_e) к ширине этого участка ($d\lambda$):

$$\tau(\lambda, T) = \frac{dR_e}{d\lambda}. \quad (12.16)$$

Поясним физический смысл этой величины. Пусть $d\lambda = 1$ м. Тогда выполняется численное равенство $\tau(\lambda) = dR_e$, поэтому *спектральная плотность* показывает величину энергии, излучаемой за единицу времени с единичной поверхности в интервале длин волн шириной 1 м (от λ до $\lambda + 1$ м). Размерность τ — $[\text{Вт}/\text{м}^3]$.

Зная спектральную плотность энергетической светимости тела, можно рассчитать энергетическую светимость тела в любом диапазоне. Например, энергетическая светимость, приходящаяся на диапазон длин волн (λ_1 λ_2), определяется следующим интегралом:

$$R_e(\lambda_1, \lambda_2) = \int_{\lambda_1}^{\lambda_2} \tau \cdot d\lambda.$$

В частности, полная энергетическая светимость тела равна:

$$R_e = \int_0^{\infty} \tau \cdot d\lambda.$$

Как уже указывалось, тела не только испускают, но и поглощают тепловое излучение. Способность тела поглощать энергию характеризуется *коэффициентом поглощения* α . Пусть на тело падает *монохроматическое излучение с длиной волны* λ . Обозначим поток этого излучения $\Phi_{\text{пад}}$. Тело поглощает только *часть* этого потока — $\Phi_{\text{погл}}$, величина которой зависит от длины волны λ и температуры тела.

Монохроматическим коэффициентом поглощения (α) называется отношение потока излучения, поглощенного данным телом, к потоку излучения, упавшего на него:

$$\alpha(\lambda, T) = \frac{\Phi_{\text{погл.}}}{\Phi_{\text{пад.}}} \quad (12.17)$$

Для всех реальных тел коэффициент поглощения зависит от длины волны падающего излучения. Из определения следует, что $0 < \alpha < 1$. В общем случае вид функции $\alpha(\lambda, T)$ может быть весьма сложным.

Ниже приводятся некоторые простейшие типы поглощения.

Абсолютно черное тело — такое тело, коэффициент поглощения которого равен единице для всех длин волн: $\alpha = 1$. Оно поглощает все падающее на него излучение.

Хотя тел, которые являются *абсолютно черными*, в природе нет, нетрудно построить достаточно хорошую модель абсолютно черного тела — маленькое отверстие в замкнутой непрозрачной полости со стенками, покрытыми сажей. Луч, попавший в это отверстие, после многократных отражений от стенок, будет поглощен практически полностью. Кроме того, к абсолютно черному телу близки поглощательные свойства сажи, черного бархата, платиновой черни и т. п.

Спектральная плотность энергетической светимости абсолютно черного тела обозначается символом e . Ее зависимость от длины волны определяет *спектр излучения черного тела*, который играет особую роль. С ним связаны спектры других тел.

Абсолютно белое тело — такое тело, коэффициент поглощения которого равен нулю для всех длин волн: $\alpha = 0$.

Истинно белых тел в природе нет, однако существуют тела, близкие к ним по свойствам в достаточно широком диапазоне. Например, зеркало в оптической части спектра отражает почти весь падающий свет.

Серое тело — такое тело, для которого коэффициент поглощения меньше единицы и не зависит от длины волны: $\alpha = \text{const} < 1$.

Некоторые реальные тела обладают этим свойством в определенном интервале длин волн. Например, «серой» ($\alpha = 0,9$) можно считать кожу человека в инфракрасной области.

Законы теплового излучения

Между испускательной способностью тела и его поглощательной способностью существует связь, выражаемая законом Кирхгофа.

Отношение спектральной плотности энергетической светимости к величине монохроматического коэффициента поглощения не зависит от природы тела и является универсальной функцией длины волны и абсолютной температуры (ϵ):

$$\frac{\tau(\lambda, T)}{\alpha(\lambda, T)} = \epsilon(\lambda, T). \quad (12.18)$$

Если применить этот закон к абсолютно черному телу, для которого $\alpha(\lambda, T) = 1$, то получим $\tau(\lambda, T) = \epsilon(\lambda, T)$. Таким образом, получается, что универсальная функция в правой части (12.18) представляет собой спектральную плотность энергетической светимости *абсолютно черного тела*.

Как было уже сказано, атомы и молекулы любого тела излучают

электромагнитные волны, уносящие с собой часть внутренней энергии тела. Энергетическая светимость повышается при увеличении температуры тела. Для *абсолютно черного* тела, справедлив закон Стефана — Больцмана:

Энергетическая светимость абсолютно черного тела пропорциональна четвертой степени его абсолютной температуры.

$$R_e = \sigma \cdot T^4, \quad (12.19)$$

где σ — постоянная Стефана — Больцмана, $\sigma = 5,669 \cdot 10^{-8}$ Вт/(м² К⁴). Полный поток теплового излучения со всей поверхности *абсолютно черного* тела определяется формулой

$$\Phi_{\text{изл.}} = S \cdot R_e = S \cdot \sigma \cdot T^4. \quad (12.20)$$

Как следует из закона Кирхгофа, энергетическая светимость реальных тел ($\alpha < 1$) меньше чем у абсолютно черного тела. В частности, для *серого* тела можно записать

$$R_e = \alpha \cdot \sigma \cdot T^4 = \delta \cdot T^4, \quad \Phi_{\text{изл.}} = S \cdot \delta \cdot T^4. \quad (12.21)$$

где $\delta = \alpha \cdot \sigma$ — приведенный коэффициент поглощения.

Поскольку каждое тело излучает само и в то же время получает энергию излучения от окружающих тел, то суммарная интенсивность тепловых потерь равна разности потоков, излучаемых и поглощаемых данным телом:

$$P = \Phi_{\text{изл.}} - \Phi_{\text{погл.}}$$

Для *серого* тела можно записать:

$$P = \delta \cdot S \cdot (T_n^4 - T_o^4), \quad (12.22)$$

где T_n , T_o — температуры поверхности тела и окружающей среды соответственно, S — площадь поверхности тела, а δ — приведенный коэффициент поглощения.

Ниже приведены параметры поглощения для некоторых материалов.

Материал	Коэффициент поглощения, α	Приведенный коэффициент поглощения δ , 10^{-8} Вт/(м ² К ⁴)
Хлопчатобумажная ткань	0,73	4,2
Шерсть, шелк	0,76	4,3
Кожа человека	0,90	5,1

Для одетого человека под температурой T_n следует понимать температуру поверхности одежды. Рассмотрим следующий пример.

Пример

Для раздетого человека, температура поверхности кожи которого 33°C (306 K), а площадь поверхности $1,5\text{ м}^2$, мощность потерь за счет теплового излучения при температуре окружающей среды 18°C (291 K) равна

$$P = 1,5 \cdot 5,1 \cdot 10^{-8} \cdot (306^4 - 291^4) \approx 122\text{ Вт.}$$

При той же температуре окружающей среды у человека в хлопчатобумажной одежде, температура поверхности которой 24°C (297 K), мощность потерь в несколько раз меньше:

$$P_{\text{од}} = 1,5 \cdot 4,2 \cdot 10^{-8} \cdot (297^4 - 291^4) \approx 37\text{ Вт.}$$

Особенности теплового излучения человека

Доля теплового излучения в теплообмене человека с окружающей средой достигает 45%. Инфракрасное излучение различных участков поверхности тела определяется тремя факторами:

- особенностями васкуляризации (плотности снабжения органов и тканей сосудами) поверхностей тканей;
- уровнем метаболических процессов (обмена веществ) в них;
- различиями в теплопроводности (связанными с развитием жировой клетчатки).

При соблюдении стандартных условий, регистрируемая топография излучения характерна для данного человека. Изменения топографии излучения могут наблюдаться в следующих случаях:

Нарушения	Механизм нарушения
Нарушение структурных соотношений сосудистой сети	Врожденные аномалии, сосудистые опухоли (например, различные гемангиомы)
Изменения тонуса сосудов	Нарушение вегетативной иннервации, рефлекторное изменение тонуса
Местные расстройства кровообращения	Травмы, тромбоз, склероз сосудов
Нарушение венозного кровотока	Застой, обратный ток крови при недостаточности клапанов вен
Локальные изменения теплопродукции	Воспалительные очаги, опухоли, ревматические артриты
Изменения теплопроводности тканей	Отек, уплотнение тканей, изменение содержания жира

Вследствие сильной температурной зависимости мощности излучения (четвертая степень термодинамической температуры) даже небольшое повышение температуры поверхности может вызвать сильное изменение излучаемой мощности. Так, если температура поверхности тела человека

измениться на 3 К, т. е. приблизительно на 1%, то мощность измениться на 4%. Такое изменение надежно фиксируется соответствующими приборами (тепловизорами, датчиками на жидких кристаллах и т. п.) У здоровых людей распределение температуры по различным точкам поверхности тела достаточно характерно. Различные процессы (воспаление, изменение кровообращения в венах, например, при охлаждении или нагревании, опухоль) могут изменять местную температуру. Таким образом, регистрация излучения разных участков поверхности тела человека и определение их температуры является надежным неинвазивным диагностическим методом.

Воздействие низких температур

Холод — лечебное средство. Под воздействием холода (лед, снег) происходит спазм мелких сосудов, понижается нервная возбудимость, замедляется кровоток, снижается проницаемость мелких сосудов, предотвращается возникновение отеков. Криоком-пресс (гр. *kyos* — холод, мороз, лед) уменьшает боль при ушибах мягких тканей, суставов, растяжениях связок и других травмах. С лечебной целью на кожу воздействуют процедурой криомассажа, которая осуществляется с использованием жидкого азота. Воздействие на кожу осуществляется при этом с помощью заполненного жидким азотом криодеструктора, на котором имеется тефлоновая насадка с температурой -50 — -60°C . Для криогенных методов создают специальную криогенную аппаратуру.

Защита от тепловых воздействий

Важным вопросом, связанным с работой человека в экстремальных температурных условиях, является организация защиты организма от тепловых воздействий. Защита от воздействия высоких температур — сложная задача, требующая комплексного решения. Кроме теплоизоляционных материалов для такой защиты используются металлизированные пленки, хорошо отражающие тепловое излучение, а в ряде случаев и принудительный обдув тела охлажденным воздухом. Эффективность использования металлизированных покрытий (например, мелинекса) демонстрирует следующий пример. Испытуемые выполняли работу в помещении с $t = 50^{\circ}\text{C}$. При этом интенсивность облучения составляла 1487 Вт/м^2 . У одетых в хлопчатобумажный комбинезон температура тела повышалась в среднем до 39°C , а при использовании одежды с покрытием из мелинекса — до 38°C . При этом применение одежды с покрытием увеличивало время переносимости данных условий на 50—70%.

Для защиты от радиационного нагрева космонавтов, выходявших на поверхность Луны, применялся специальный комбинезон, надеваемый на скафандр. Он состоял из нескольких слоев ткани с блестящей металлической поверхностью (до 14 слоев). Внутри скафандра располагались трубки, по которым циркулировала охлаждающая жидкость. При разработке конструкции

скафандра пришлось учитывать, что теплопродукция различных частей организма неодинакова. Поэтому охлаждающие трубки в защитном костюме располагались так, чтобы 50% их приходилось на ноги, 23% — на руки, 19% — на туловище, 8% — на голову и шею. На рис. 12.6 показан защитный костюм космонавта.

Одежда, предназначенная для защиты от низких температур окружающей среды, должна обеспечивать адекватную вентиляцию, чтобы под одеждой не конденсировалась влага, создавать изолирующую прослойку неподвижного воздуха вокруг тела. Теплоизоляционные свойства одежды снижаются при ветре и при движении. Для защиты от переохлаждения применяют, в частности, одежду с локальным подогревом (на спине, пояснице, стопах, предплечьях, шее, лице) до 46—51°С и суммарной мощностью энергопитания 100 Вт. Электрообогреваемая одежда должна не нагревать поверхность тела человека, а лишь способствовать уменьшению теплопотерь и поддерживать нормальную температуру тела независимо от изменений температуры и скорости движения окружающего воздуха, а также интенсивности физической работы. Используют и комбинезоны с водяным подогревом, в которых по системе трубок движется нагретая жидкость, как в отдельных элементах защитного костюма космонавта.

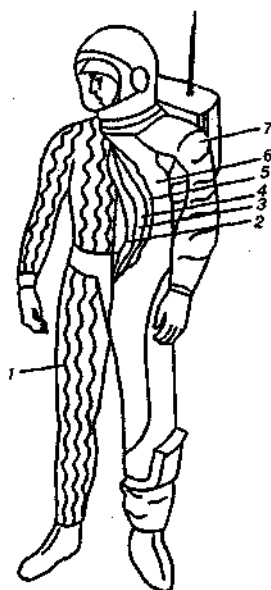


Рис. 12.6. Скафандр космонавта:

- 1 — костюм с водяным охлаждением; 2 — внутренняя оболочка скафандра;
 3 — вентилируемый костюм; 4 — герметизирующая дополнительная оболочка;
 5 — герметизирующая основная оболочка; 6 — силовая оболочка; 7 — экранно-вакуумная тепловая изоляция

12.4. Радиационные воздействия

Ионизирующее излучение

Земля находится под постоянным воздействием потока быстрых частиц и квантов жесткого электромагнитного излучения, приходящих из космоса. Этот поток называют космическими лучами. Космические лучи приходят из глубин вселенной и от Солнца. Часть потока космических лучей достигает поверхности Земли, а часть поглощается атмосферой, порождая вторичное излучение и приводя к образованию различных радионуклидов. Взаимодействие космических лучей с веществом приводит к его ионизации.

Поток частиц или электромагнитных квантов, взаимодействие которых со средой приводит к ионизации ее атомов, называется *ионизирующим излучением*.

Ионизирующее излучение может иметь и земное происхождение. Например, возникает при радиоактивном распаде.

Радиоактивность

Явление радиоактивности было открыто в 1896 г. А. Беккерелем.

Радиоактивность — способность некоторых атомных ядер самопроизвольно (спонтанно) превращаться в другие ядра с испусканием частиц.

Существуют два вида радиоактивности:

- естественная, которая встречается у природных неустойчивых ядер;
- искусственная, которая встречается у радиоактивных ядер, образованных в результате различных ядерных реакций.

Оба вида радиоактивности имеют общие закономерности.

Основной закон радиоактивного распада

Радиоактивный распад — явление статистическое. Можно установить *вероятность* распада одного ядра за определенный промежуток времени. За равные промежутки времени распадаются одинаковые доли наличных (т. е. еще не распавшихся к началу данного промежутка времени) ядер радиоактивного элемента.

Пусть за малое время dt распадается dN ядер. Это число пропорционально интервалу времени dt и общему числу радиоактивных ядер N :

$$dN = -\lambda \cdot N \cdot dt, \quad (12.23)$$

где λ — *постоянная распада*, пропорциональная вероятности распада радиоактивного ядра и зависящая от природы элемента; знак «—» указывает на *убывание* количества радиоактивных ядер.

Решением дифференциального уравнения (12.23) является экспоненциальная функция:

$$N = N_0 \cdot \exp(-\lambda \cdot t), \quad (12.24)$$

где N_0 — число радиоактивных ядер в момент $t = 0$, а N — число не распавшихся ядер в текущий момент времени t .

Формула (12.24) выражает закон радиоактивного распада.

Число радиоактивных ядер убывает со временем по экспоненциальному закону.

На практике вместо постоянной распада λ , часто используют другую величину, называемую *периодом полураспада*.

Период полураспада (T) — это время, в течение которого распадается половина радиоактивных ядер.

Период полураспада может быть как очень большим, так и очень маленьким. Например, для урана $T = 4,5 \cdot 10^9$ лет, а для лития $T_{Li} = 0,89$ с.

Характеристики распада T и λ , связаны соотношением: $T = \frac{\ln 2}{\lambda}$.

Закон радиоактивного распада с использованием периода полураспада записывается так:

$$N = N_0 \cdot 2^{-\frac{t}{T}}. \quad (12.25)$$

На рис. 12.7 изображены процессы радиоактивного распада для двух веществ с различными периодами полураспада.

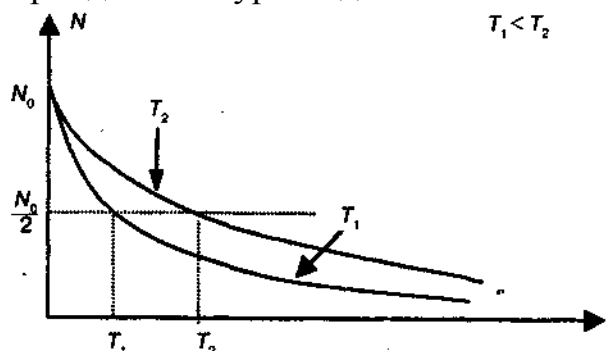


Рис. 12.7. Убывание количества ядер исходного вещества при радиоактивном распаде

Активность

При работе с радиоактивным источником важно знать общее число частиц, вылетающих из препарата за единицу времени. Эта величина зависит от того, сколько частиц (включая γ -фотоны) образуется при распаде одного ядра, и от числа распадов за $t = 1$ с. Скорость радиоактивного распада называется *активностью*.

Активность — число ядер радиоактивного препарата, распадающихся за единицу времени:

$$A = -\frac{dN}{dt}. \quad (12.26)$$

Единица измерения активности в СИ — *беккерель* (Бк), что соответствует одному акту распада в секунду.

На практике более употребительна внесистемная единица активности — *Кюри* (Ки): $1 \text{ Ки} = 3,77 \cdot 10^{10} \text{ Бк} = 3,77 \cdot 10^{10} \text{ с}^{-1}$.

Приведем еще одну полезную формулу. Пусть в некоторый момент времени активность равна A_0 тогда через время t активность определяется соотношением:

$$A = A_0 \cdot 2^{-\frac{t}{T}}. \quad (12.27)$$

Зная *активность* препарата и продукты, образующиеся при распаде одного ядра, можно вычислить, сколько частиц каждого вида испускает препарат за 1 с. Например, если при делении одного ядра образуется n *частиц*, то за одну секунду препарат испускает поток частиц $N = n \cdot A$.

Основные виды радиоактивного излучения

Первоначально при изучении явления радиоактивности были обнаружены 3 вида лучей, испускаемых радиоактивными ядрами, которые получили названия α -, β - и γ -лучей. Позже было установлено, что α -лучи — это поток ядер гелия, β -лучи — поток электронов, а γ -лучи — поток квантов электромагнитного излучения с длиной волны $\lambda \leq 10^{-10}$ м. Кроме перечисленных видов излучения при радиоактивном распаде возникают и потоки быстрых нейтронов, но собственного названия нейтронное излучение не получило.

Биофизические основы действия ионизирующего излучения

Под воздействием ионизирующего излучения в тканях организма возникают следующие процессы:

- при воздействии излучения на молекулы воды, содержащейся в тканях, происходят различные реакции, названные *радиолизом воды*;
- воздействие излучения на молекулы органических соединений приводит к образованию возбужденных молекул, ионов, радикалов, перекисей. Эти высокоактивные в химическом отношении соединения будут взаимодействовать с остальными молекулами биологической системы, что, в свою очередь, приведет к нарушениям мембран, клеток, а следовательно, и функций всего организма.

Отметим общие закономерности биологического действия ионизирующего излучения:

- большие нарушения при малой поглощенной энергии;
- действие на последующие поколения через наследственный аппарат клетки;
- характерен скрытый, латентный период;

- разные части клеток по-разному чувствительны к излучению;
- прежде всего, поражаются делящиеся клетки, что особенно опасно для детского организма;
- губительное действие на ткани взрослого организма, в которых есть деление.

Дозиметрия

Дозиметрия — раздел ядерной физики и измерительной техники, в котором изучают величины, характеризующие действие ионизирующего излучения на вещества, а также методы и приборы для их измерения.

Количественно действие ионизирующего излучения (независимо от его природы) оценивается по энергии, переданной веществу. Для этого вводится величина — *доза излучения* (доза — порция).

а) Поглощенная доза

Поглощенная доза (D) — величина, равная отношению энергии A, E , переданной элементу облучаемого вещества, к массе m этого элемента:

$$D = \frac{\Delta E}{m}. \quad (12.28)$$

В СИ единицей поглощенной дозы является *грей* [Гр].

1 Гр соответствует дозе излучения, при которой облученному веществу массой 1 кг передается энергия ионизирующего излучения 1 Дж.

Иногда пользуются внесистемной единицей поглощенной дозы — *рад*.

$$1 \text{ рад} = 10^{-2} \text{ Гр}.$$

Практическое определение *поглощенной дозы* затруднено из-за неоднородности тела, рассеивания энергии излучения по различным направлениям и т. п. Для электромагнитного излучения поглощенную телом дозу можно оценить по ионизирующему действию излучения в воздухе, окружающем объект.

б) Экспозиционная доза

Экспозиционная доза оценивает действие *рентгеновского и g-излучения* по ионизации, вызываемой ими в воздухе, окружающем облучаемое тело.

Экспозиционной дозой (X) называется отношение суммарного заряда всех ионов одного знака, созданных излучением в некотором объеме воздуха, к массе воздуха в этом объеме.

В СИ единицей экспозиционной дозы является *кулон на килограмм*.

1 Кл/кг соответствует экспозиционной дозе фотонного излучения, при которой в результате ионизации в 1 кг сухого воздуха (при нормальных условиях) образуются ионы, несущие заряд, равный 1 Кл каждого знака.

На практике пользуются единицей, которая называется *рентген* [Р].

$$1 \text{ Р} = 2,58 \cdot 10^{-4} \text{ Кл/кг}.$$

При экспозиционной дозе 1 Р в результате ионизации в 1 см³ сухого воздуха при нормальных условиях образуется $2 \cdot 10^9$ пар ионов. Связь между поглощенной и экспозиционной дозами:

$$D = f \cdot X, \quad (12.29)$$

где f — некоторый коэффициент, зависящий от облучаемого вещества и энергии фотонов.

Для костной ткани $f = 1 — 4,5$. Для воды и мягких тканей $f \approx 1$. Следовательно, поглощенная доза излучения в *радах* численно равна соответствующей экспозиционной дозе в *рентгенах* (1 рад = 1 Р). Это определяет удобство использования внесистемных единиц рад и Р.

в) Эквивалентная доза

При облучении живых организмов возникают биологические эффекты, величина которых при одной и той же поглощенной дозе различна для разных видов излучений. По этой причине принято сравнивать биологические эффекты, вызываемые любыми ионизирующими излучениями, с эффектами от рентгеновского и γ -излучений. Коэффициент, показывающий во сколько раз радиационная опасность данного вида излучения выше, чем радиационная опасность рентгеновского излучения (при одинаковой поглощенной дозе), называется коэффициентом качества излучения (K). Для рентгеновского и γ -излучений $K = 1$, а для всех других видов ионизирующего излучения K устанавливается на основании радиобиологических данных.

Эквивалентной дозой (H) называется произведение коэффициента качества излучения на поглощенную дозу:

$$H = K \cdot D. \quad (12.30)$$

Единица измерения эквивалентной дозы имеет такую же размерность, что и единица поглощенной дозы, но название у нее другое. В СИ единицей эквивалентной дозы является *зиверт* [Зв]:

$$1 \text{ Зв} = 1 \text{ Дж/кг.}$$

Внесистемная единица эквивалентной дозы — бэр:

$$1 \text{ бэр} = 10^{-2} \text{ Зв.}$$

Коэффициент качества устанавливается на основании опытных данных. Он зависит не только от вида частицы, но и от ее энергии. В табл. 12.5 представлены приближенные значения K для некоторых излучений.

Таблица 12.5

Значения коэффициента качества для некоторых излучений

Вид излучения	K
Рентгеновское, γ -, β -излучения	1
Тепловые нейтроны (0,01 эВ)	3
Нейтроны (5 МэВ)	7
Нейтроны (0,5 МэВ), протоны	10
α -излучение	20

Физиологическое действие ионизирующего излучения

Физиологическое действие излучения с различной эквивалентной дозой указано в табл. 12.6.

Таблица 12.6

Физиологическое действие излучения для различных эквивалентных доз

Эквивалентная доза, бэр	Физиологическое действие
0—25	У взрослого человека видимых нарушения нет, у эмбриона могут быть поражения мозга
25—50	Возможны изменения в крови
50—100	Обязательно есть изменения в крови
200—400	Потеря трудоспособности, инвалидизация
400-500	50% смертность
$H > 600$	100% смертность

Приняты предельно допустимые эквивалентные дозы ($H_{\text{пред}}$):

- 0,17 бэр за год — для обычного человека;
- 5 бэр за год — для профессионалов.

Соотношения между различными дозами

В табл. 12.7 представлены соотношения между различными дозами облучения.

Таблица 12.7

Соотношение между дозами

Поглощенная доза излучения (D)	Экспозиционная доза (X)	Эквивалентная доза (H)
$D = fX$	X	$H = K \cdot D$
СИ: Гр = Дж/кг Практ.: 1 рад = 10^{-2} Гр	СИ: Кл/кг 1 Р = $2,58 \cdot 10^{-4}$ Кл/кг	СИ: Зв = Дж/кг 1 бэр = 10^{-2} Зв

Мощность дозы

Доза облучения пропорциональна времени действия ионизирующего облучения:

$$\Delta D = N \cdot \Delta t, \quad (12.31)$$

где ΔD — доза облучения, полученная за время Δt . Коэффициент пропорциональности N называется мощностью дозы.

Мощность дозы (N) — величина, определяющая дозу, полученную объектом за единицу времени:

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

При равномерном действии излучения доза равна произведению мощности на время действия излучения:

$$D = N \cdot t. \text{ (12.32)}$$

- Единица мощности *поглощенной дозы* излучения — [Гр/с], внесистемная единица мощности — [рад/с].
- Единица мощности *экспозиционной дозы* — [А/кг], внесистемные единицы мощности — [Р/с], [Р/ч], [мкР/ч]
- Единица мощности *эквивалентной дозы* — [Зв/с], внесистемная единица мощности — [бэр/с].

Мощность эквивалентной дозы, соответствующая *нормальному радиационному фону*, равна 1,25 мЗв/год (125 мбэр/год). *Предельно допустимый фон* составляет 5 мЗв/год.

На земном шаре есть места, где нормальный фон равен 13 мЗв/год.

Газ радон

Существенным среди естественных источников радиации является невидимый, не имеющий вкуса и запаха тяжелый газ радон (в 7,5 раз тяжелее воздуха). В природе радон встречается в двух основных формах, которые являются продуктами распада урана 238 и тория 232. Радон высвобождается из земной коры повсеместно. Основную часть дозы облучения от радона человек получает, находясь в закрытом, непроветриваемом помещении. В зоне умеренного климата концентрация радона в закрытых непроветриваемых помещениях в среднем примерно в 8 раз выше, чем в наружном воздухе. Радон концентрируется в воздухе внутри помещения лишь тогда, когда оно изолировано от внешней среды. При этом он поступает в помещение различными путями:

- из грунта (просачиваясь через фундамент и пол);
- из материалов, использованных для строительства данного помещения.

В табл. 12.8 представлена удельная активность некоторых строительных материалов. Здесь же для сравнения приведено значение для отходов урановых обогатительных предприятий.

Таблица 12.8

Удельная активность строительных материалов

Строительный материал	Активность (Бк на 1 кг)
Дерево	1,1
Природный гипс	29
Песок и гравий	34
Цемент	45
Кирпич	126
Гранит	170
Зольная пыль	341
Шлак	2140
Отходы урановых предприятий	4625

Поступление радона в помещение складывается из следующих источников:

Таблица 12.9

Поступление радона в помещения

Источники	Поступление за сутки (кБк)
Природный газ Вода из водоемов (вода из артезианских скважин содержит радона во много раз больше)	3 4
Наружный воздух	10
Стройматериалы и грунт под зданием	60

Концентрация радона в верхних этажах ниже, чем на первом этаже. Эмиссия радона уменьшается при облицовке стен некоторыми материалами. Даже при оклейке стен обоями эмиссия радона уменьшается примерно на 30%.

Герметизация помещений с целью утепления затрудняет выход радиоактивного газа из помещения. Тщательная герметизация может привести к 5000-кратному превышению концентрации радона. Поэтому чрезвычайно важно регулярно проветривать помещения. На рис. 12.8 показано влияние проветривания помещений на содержание радона в воздухе.

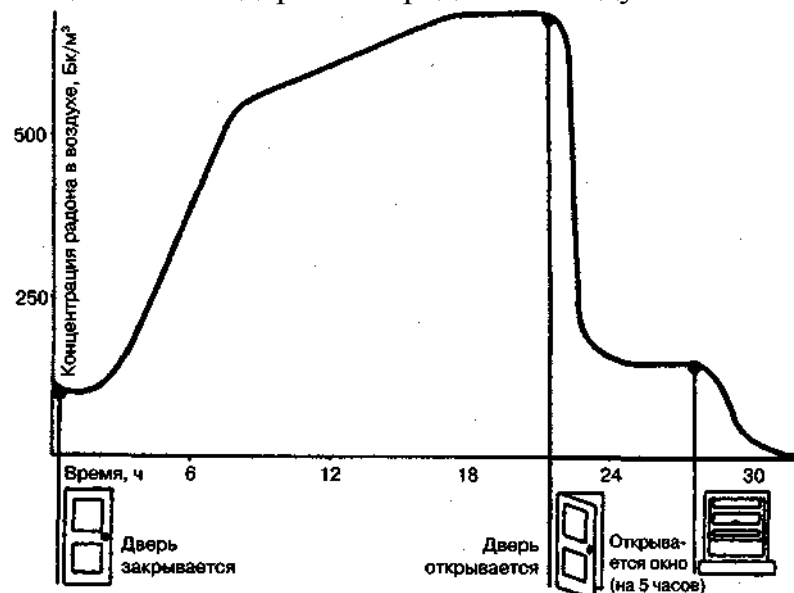


Рис. 12.8. Влияние проветривания на содержание радона в воздухе жилой комнаты многоквартирного дома

Особо следует обратить внимание на содержание радона в воде. При кипячении воды и приготовлении горячих блюд радон в значительной степени улетучивается. Основное поступление в организм с пищей связано с употреблением не кипяченой воды. Радон поступает в организм и другим путем: попадание паров воды с высоким содержанием радона в легкие вместе с

вдыхаемым воздухом, что чаще всего происходит в ванной комнате. При включении теплого душа концентрация радона и его дочерних продуктов в ванной возрастает в десятки раз. Снижение их концентрации до исходного уровня происходит довольно медленно.

12.5. Акустические воздействия

Под акустическими воздействиями чаще подразумевают воздействия механических волн.

Частота волны

При распространении волны частицы среды вовлекаются в колебательное движение. Частота этих колебаний называется *частотой волны*. Механические волны разделены на следующие частотные диапазоны, указанные в табл. 12.10.

Таблица 12.10

Шкала механических волн

Частота (Гц)	Наименование диапазона	Источники волн
0,5-20	Инфразвуковой	Цунами, тоны сердца
20— $2 \cdot 10^4$	Звуковой	Голос, фонокардиограмма
$2 \cdot 10^4$ — 10^5	Низкочастотный ультразвуковой	Звуки, издаваемые дельфинами, летучими мышами; магнитострикционные излучатели
10^5 — 10^7	Среднечастотный ультразвуковой	Пьезоэлектрические излучатели
10^7 — 10^9	Высокочастотный ультразвуковой	

Скорость распространения волны

При распространении волны колебания охватывают все более широкую область среды. Поверхность, отделяющую область среды, охваченную колебательным движением, от области, где колебательное движение частиц еще не началось, называют *фронтом волны*.

Скоростью волны называется скорость перемещения ее фронта.

Скорость волны зависит от свойств среды, характера движения ее частиц и, в некоторой степени, от частоты.

Скорость распространения механических волн, в частности, ультразвуковых широко используется для оценки механических свойств биологических тканей. В табл. 12.11 представлена скорость распространения ультразвука в некоторых тканях человека.

Таблица 12.11

Скорость распространения ультразвука в тканях человека

Ткань	Скорость v , м/с
Вода	1500
Кровь	1590
Жировая ткань	1450
Мышечная ткань, хрящи	1550—1570
Кожа	1600
Роговица, хрусталик, склера	1640—1650

Скорость распространения механических волн в биологических объектах зависит от их строения и состава. Очевидно, что процесс тренировки сказывается на мышечной ткани. Звуковые измерения позволили обнаружить, что тренировочный процесс приводит к заметным изменениям и в свойствах костной ткани. В табл. 12.12 приведена скорость распространения ультразвука с частотой 125 кГц по медиальной поверхности большеберцовых костей спортсменов на различных этапах тренировки.

Таблица 12.12

Скорость распространения ультразвука на различных этапах тренировки

Обследуемые	Скорость v (м/с) в нижних конечностях	
	правая	левая
Люди, не занимающиеся спортом	1250	1240
Спортсмены в начале сборов	1690	1640
Спортсмены в конце сборов	1650	1610

Звук, виды звука

Звук в широком смысле — упругие колебания и волны, распространяющиеся в некоторой среде; в узком смысле — явление, субъективно воспринимаемое органом слуха человека и животных. В норме ухо человека слышит звук в диапазоне частот от 16 Гц до 20 кГц.

Верхняя граница частоты колебаний, воспринимаемая ухом человека изменяется с возрастом, что показано ниже в таблице 12.13.

Таблица 12.13

Возрастная зависимость верхней границы частоты воспринимаемого звука

Возраст	Верхняя граница частоты, Гц
Маленькие дети	22000
До 20 лет	20000
35 лет	примерно 15000
50 лет	примерно 12000

Существующие в природе звуки разделяют на несколько видов.

- **Звуковой удар** — это кратковременное звуковое воздействие (хлопок, взрыв, удар, гром).

- **Тон** — это звук, представляющий собой периодический процесс. Основной характеристикой тона является частота. Тон может быть простым, характеризующимся одной частотой (например, издаваемый камертоном, звуковым генератором) и сложным (издаваемый, например, аппаратом речи, музыкальным инструментом).

- **Шум** — это звук, имеющий сложную, неповторяющуюся временную структуру, сочетание беспорядочно изменяющихся сложных тонов (шорох, скрип).

Акустический спектр

Сложный тон можно представить в виде *суммы* простых тонов с кратными частотами и различными амплитудами. Такое представление называется разложением на составляющие тона. Тон наименьшей частоты называется *основным*, а остальные тона называют *обертонами*, или *гармониками*. Обертоны имеют частоты, кратные частоте основного тона. Такое разложение однозначно описывается указанием частот всех составляющих тонов и их амплитуд.

Акустический спектр сложного тона — это набор частот с указанием их относительной интенсивности (амплитуды).

Наибольшую амплитуду в спектре обычно имеет основной тон, а его частота воспринимается ухом как высота звука (см. ниже).

Физические характеристики звука

а) **Скорость (v)**. Звук распространяется в любой среде, кроме вакуума. Скорость его распространения зависит от упругости, плотности и температуры среды. Скорость звука в воздухе при нормальных условиях равна 330 м / с. Скорость звука в воде равна 1500 м / с; близкое значение имеет скорость звука и в мягких тканях организма.

б) **Интенсивность (I)**. Это энергетическая характеристика звука. По

определению — это плотность потока энергии звуковой волны. Для уха человека важны два значения интенсивности (на частоте 1 кГц):

- *порог слышимости* — $I_0 = 10^{-12} \text{Вт/м}^2$,
- *порог болевого ощущения* — $I_{\text{макс}} = 10 \text{Вт/м}^2$.

в) *Звуковое давление*. Распространение звуковой волны обуславливает возникновение звукового давления, которое является *избыточным* по отношению к среднему давлению в среде. Звуковое давление простого тона изменяется по гармоническому закону и характеризуется *эффективным* и амплитудным значениями ($P_{\text{эф}} = \frac{P}{\sqrt{2}}$).

Физиологически звуковое давление проявляется как давление на барабанную перепонку. Для человека важны два значения этого параметра:

- *эффективное звуковое давление на пороге слышимости* — $P_0 = 2 \cdot 10^{-5} \text{Па}$;
- *эффективное звуковое давление на пороге болевого ощущения* — $P_{\text{макс}} = 60 \text{Па}$.

Между интенсивностью (I) и звуковым давлением (P) существует связь, которая для плоской волны записывается так:

$$I = \frac{P^2}{2\rho v} = \frac{P_{\text{эф}}^2}{\rho v}, \quad (12.33)$$

где ρ — плотность среды, v — скорость звука в среде.

г) *Волновое сопротивление среды* (R_a). Важнейшей характеристикой среды, определяющей условия отражения и преломления звука (как плоской волны) на ее границе, является волновое сопротивление, равное произведению плотности среды (ρ) на скорость распространения звука:

$$R_a = \rho \cdot v. \quad (12.34)$$

д) *Уровень интенсивности*. Наряду с интенсивностью звука используется и другая характеристика, называемая *уровнем интенсивности*. Уровень интенсивности (L) равен десятичному логарифму отношения интенсивности данного звука к интенсивности звука на пороге слышимости ($I_0 = 10^{-12} \text{Вт/м}^2$):

$$L = \lg\left(\frac{I}{I_0}\right) = 2 \cdot \lg\left(\frac{P}{P_0}\right). \quad (12.35)$$

Единицей измерения уровня интенсивности является *бел* [Б].

Логарифмический характер зависимости *уровня интенсивности* от самой *интенсивности* означает, что при увеличении *интенсивности* в 10 раз *уровень* возрастает на 1 Б.

Интенсивность, Вт/м ²	I_0	$10 \cdot I_0$	$10^2 \cdot I_0$	$10^3 \cdot I_0$...
Уровень интенсивности, Б	0	1	2	3	...

На практике используют более мелкую единицу уровня интенсивности — *децибел* [дБ]: 1 дБ = 0,1Б (1 дБ соответствует двум уровням, интенсивности

которых отличаются в 1,26 раза). Уровень интенсивности в децибелах выражается по следующим формулам:

$$L_{\text{дБ}} = 10 \cdot \lg\left(\frac{I}{I_0}\right); L_{\text{дБ}} = 20 \cdot \lg\left(\frac{P}{P_0}\right)$$

При действии нескольких источников складываются мощности, т. е. интенсивности, а затем определяется уровень интенсивности результирующего сигнала.

Характеристики слухового ощущения, звуковые измерения

Звук является объектом слухового ощущения и оценивается человеком субъективно. Однако субъективные характеристики слухового ощущения связаны с объективными характеристиками звуковой волны.

а) *Высота, тембр, громкость звука.* Воспринимая звуки, человек различает их по высоте, тембру и громкости.

Высота тона обусловлена прежде всего частотой основного тона (чем больше частота, тем более высоким воспринимается звук). В меньшей степени высота зависит от интенсивности волны (звук большей интенсивности воспринимается более низким).

Тембр звука определяется его гармоническим спектром. Различные акустические спектры соответствуют разному тембру даже в том случае, когда основной тон у них одинаков.

Громкость звука — это субъективная оценка уровня его интенсивности.

б) *Закон Вебера—Фехнера, шкала громкости.* Использование логарифмической шкалы для оценки уровня интенсивности звука хорошо согласуется с психофизическим законом **ВЕБЕРА—ФЕХНЕРА**.

Если увеличивать раздражение в геометрической прогрессии (т. е. в одинаковое число раз), то ощущение этого раздражения возрастает в арифметической прогрессии (т. е. на одинаковую величину).

На первый взгляд кажется, что *громкость звука* следует измерять в белах или децибелах. Действительно, при таком подходе увеличение интенсивности (раздражителя) в 10 раз вызовет увеличение громкости (ощущения звукового раздражения) на 1 Б. Однако субъективное восприятие интенсивности звука связано не только с *уровнем интенсивности*, но и с *частотой звука*. Так, например, ухо человека не воспринимает ультразвук даже при большом уровне интенсивности. По этой причине при построении *шкалы громкости* следует учитывать восприимчивость уха «среднего» человека к различным частотам.

Поступают следующим образом.

1. Для звука с частотой 1 кГц вводят единицу *уровня громкости* — **фон**, которая соответствует уровню интенсивности 1 дБ.

2. Для других частот уровень громкости также выражают в **фонах** по следующему правилу.

Громкость звука — это число, которое показывает уровень интенсивности звука (дБ) с частотой 1 кГц, вызывающего у «среднего» человека такое же ощущение громкости, какое вызывает данный звук.

Уровень громкости обозначают буквой E , например, $E = 30$ фон. Ниже приводится пример зависимости уровня громкости от частоты.

Зависимость громкости от частоты звука при уровне интенсивности 60 дБ

Частота, Гц	50	100	200	500	1000	2000	5000	10000
Громкость, фон	10	30	47	57	60	64	59	49

в) **Кривые равной громкости.** Зависимость громкости от частоты колебаний в системе звуковых измерений определяется на основании экспериментальных данных при помощи графиков, которые называются **кривыми равной громкости** (рис. 12.9).

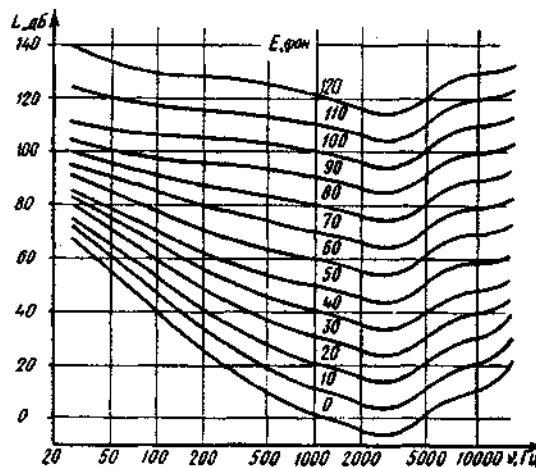


Рис. 12.9. Кривые равной громкости

Эти кривые дают зависимость уровня интенсивности / от частоты ν звука при постоянном уровне громкости.

Верхняя кривая показывает верхний предел чувствительности уха, когда слуховое ощущение переходит в ощущение боли ($E = 130$ фон).

Каждая кривая соответствует одинаковой громкости, но разной интенсивности для разных частот. По отдельной кривой равной громкости можно найти интенсивности, которые при определенных частотах вызывают ощущение этой громкости.

Информативной для медиков кривой является нижняя кривая, соответствующая **порогу слышимости**. Она дает зависимость пороговой интенсивности I_0 от частоты: $I_0 = f(\nu)$.

У человека с нормальным слухом колебания с частотой ниже 16 Гц или выше 20000 Гц слухового ощущения не вызывают. При увеличении частоты, начиная с 16 Гц, чувствительность уха растет и порог слышимости снижается, в области частот 1000—5000 Гц чувствительность наибольшая, т. е. порог минимален. При дальнейшем увеличении частоты чувствительность падает до

нуля при 20000Гц.

Для измерения уровня громкости применяется прибор — *шумомер*. Шумомер снабжен микрофоном, который превращает акустический сигнал в электрический. Уровень громкости (дБ) регистрируется стрелочным измерительным прибором.

Вибрация

При соприкосновении с колеблющимся (сотрясающимся) объектом весь организм включается в общую систему сотрясений. Костная система, нервные структуры, вся сосудистая система являются хорошими проводниками и резонаторами вибрации (от лат. *vibratio* — колебание).

Вибрация может оказывать на организм различное действие. В некоторых случаях это влияние может быть благотворным — стимулирующее действие на функции различных органов и систем, но, в основном, это вредный фактор. Ниже перечислены основные отрицательные воздействия вибрации на организм

1. Вибрация влияет на вестибулярный аппарат.
2. Вибрирующие системы не дают «правильных» колебаний, к которым организм может приспособиться, а дают колебания с постоянно меняющейся частотой, амплитудой, ускорением.
3. Биологическая реакция организма зависит в основном от частоты: чем выше частота, тем больше повреждающее действие. Особенно вредны частоты 35—250 Гц.
4. Степень чувствительности человека к воздействию вибрации зависит от положения тела в пространстве. В положении стоя очень вредное влияние на организм оказывает вертикально направленная вибрация.
5. Повреждающее действие зависит от силы обратного удара, например, на ладонь, удерживающую вибрирующий элемент. Чем больше амплитуда, чем тяжелее элемент, тем сильнее травми-ация.
6. Неблагоприятное воздействие вибрации на организм в значительной степени зависит от внешних условий. Особенно отрицательное действие оказывают низкая температура и высокая влажность.
7. Вибрация может передаваться на тело человека через нижние конечности, через все тело одновременно (сидя), через верхние конечности.
8. Колебательные движения в тканях приводят к перемещению тканевых структур относительно друг друга, что является мощным раздражителем для воспринимающих рецепторов.
9. Вибрации сказываются и на костном аппарате. Даже при незначительных, но длительных вибрациях рентгенологически подтверждаются изменения в мелких костях, например, кисти.
10. Смещение тканей при вибрации действует на периферические нервы, на костный аппарат и вызывает сильное раздражение, передающееся в ЦНС. Это приводит к сильному возбуждению вегетативных центров. Постоянный поток раздражений, идущих с периферии, вызывает изменения в

функциональном состоянии не только периферических нервных рецепторов, но и центров спинного и головного мозга. Степень чувствительности организма к вибрации зависит от функционального состояния коры больших полушарий.

Действие шума на организм человека

Действие шума на организм человека определяется следующими факторами:

- близость от источника шума;
- интенсивностью шума;
- длительность воздействия;
- ограниченность пространства.

Длительное воздействие шума вызывает сложный симптоматический комплекс функциональных и органических изменений в организме (и не только органа слуха).

1. Воздействие на ЦНС, проявляющееся в замедлении всех нервных реакций, сокращении времени активного внимания, снижении работоспособности.

2. Расстройство функции вегетативной нервной системы. После длительного действия шума изменяется ритм дыхания, ритм сердечных сокращений, возникает усиление тонуса сосудистой системы, что приводит к повышению систолического и диастолического уровня кровяного давления. Изменяется двигательная и секреторная деятельность желудочно-кишечного тракта, гиперсекреция отдельных желез внутренней секреции. Имеет место повышение потливости, особенно стоп и кистей.

3. Нарушение обмена веществ, особенно липидного. В крови повышается содержание липидов, резко возрастает уровень холестерина, что ускоряет развитие атеросклероза и развитие гипертонической болезни.

4. Угнетение иммунных реакций организма, снижение его защитных функций.

5. Отмечается подавление психических функций, особенно памяти.

Специфическое действие оказывает шум на функции органа слуха. Ухо, как и все органы чувств, способно адаптироваться к шуму. При этом под действием шума порог слышимости повышается на 10—15 дБл. После прекращения шумового воздействия нормальное значение порога слышимости восстанавливается только через 3—5 минут.

При высоком уровне интенсивности шума (80—90 дБл) его утомляющее действие резко возрастает. Одной из форм расстройства функции органа слуха, связанной с длительным воздействием шума, является тугоухость — стойкое снижение чувствительности к различным тонам речи и шепоту.

Глава 13 БИОМЕХАНИКА ДВИГАТЕЛЬНОГО АППАРАТА ЧЕЛОВЕКА

Среди многочисленных физиологических функций организма двигательная функция является единственной, обеспечивающей активное воздействие человека на внешнюю среду, преодоление ее сопротивления, приспособление к условиям внешней среды.

Движения человека подчиняются законам механики.

С точки зрения механики, человек представляет собой систему подвижно соединенных звеньев, обладающих определенными размерами, массой, моментами инерции и снабженных мышечными двигателями.

Анатомическими структурами, образующими эти звенья и соединения являются кости, сухожилия, мышцы и фасции, фиброзные и синовиальные соединения костей, а также внутренние органы, кожа и т. д.

Биомеханические цепи

Количество соединений звеньев и число степеней свободы живого организма определяемое как общее число возможных независимых перемещений частей тела намного превышает то, с чем имеет дело теория механизмов и машин.

Ясно, что нервно-мышечное управление движениями, состоящее в ограничении этих степеней свободы, должно сильно отличаться от системы управления в технике. Своеобразие процессов управления движениями человека или животного обусловлено также особенностями мышечной системы как системы двигателей, преодолевающих избыточные степени свободы. Мышцы разнообразны по форме, размерам, особенностям прикрепления, величине максимально развиваемого усилия, не обладают обратным действием. Количество мышц превышает число звеньев тела. Каждая мышца состоит из большого числа двигательных единиц и каждая единица управляется через собственный мотонейрон (рис. 13.1).

Основной функцией каждой мышцы, состоящей из поперечнополосатых мышечных волокон, является сократимость.

Начинаются и прикрепляются мышцы чаще всего на костях, значительно реже на хрящах, фасциях, сухожилиях. Концы мышцы, как правило, состоят из фиброзных соединительнотканых пучков и лишь иногда бывают мышечными. Если один или оба соединительнотканых конца мышцы имеют вид тяжа с поперечным сечением в форме овала или круга, говорят о *сухожилии*, если же конец мышцы представлен в виде фиброзного листка или пластинки, его называют сухожильным растяжением, или *апоневрозом*.

В организме насчитывается около 600 произвольных мышц, различных по форме, строению, развитию и функциям, в связи с чем классификация мышц (табл. 13.1) представляет большие затруднения. По форме различают мышцы

плоские, длинные, квадратные, трапециевидные, ромбовидные и др.

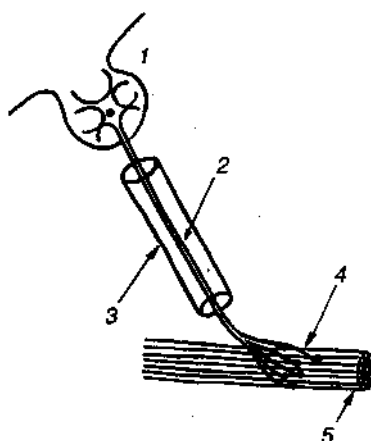


Рис. 13.1. Схематическое изображение мотонейрона и двигательной единицы (по Дж. Бендолл): 1 — нервная клетка в переднем роге; 2 — отдельное нервное волокно; 3 — нервный ствол; 4 — концевые пластинки (нервные окончания); 5 — мышечные волокна

Таблица 13.1

Классификация мышц

Подразделение	Вид	Части мышцы
По форме	Веретенообразная Квадратная Треугольная Лентовидная Круговая	Головка Брюшко Хвост
По количеству головок	Двуглавая Трехглавая Четырехглавая	
По количеству брюшек	Однобрюшная Двубрюшная	
По направлению мышечных пучков	Одноперистая Двуперистая Многoperистая	
По функции	Сгибатель Разгибатель Вращатель Подниматель Сжиматель (сфинктер) Отводящая (абдуктор) Приводящая (аддуктор) Напрягатель	
По расположению	Поверхностная Глубокая Медиальная Латеральная	

Большинство длинных мышц имеет брюшко, но есть мышцы двубрюшные (с сухожильной перемычкой на протяжении), двуглавые, трехглавые и четырехглавые.

Направление мышечных пучков различно. В мышцах, сохранивших свое эмбриональное положение, мышечные пучки следуют либо строго продольно, либо косо. В сместившихся мышцах различают направления пучков:

поперечное, косое, продольное, одно- и двуперистое (см. рис. 13.3).

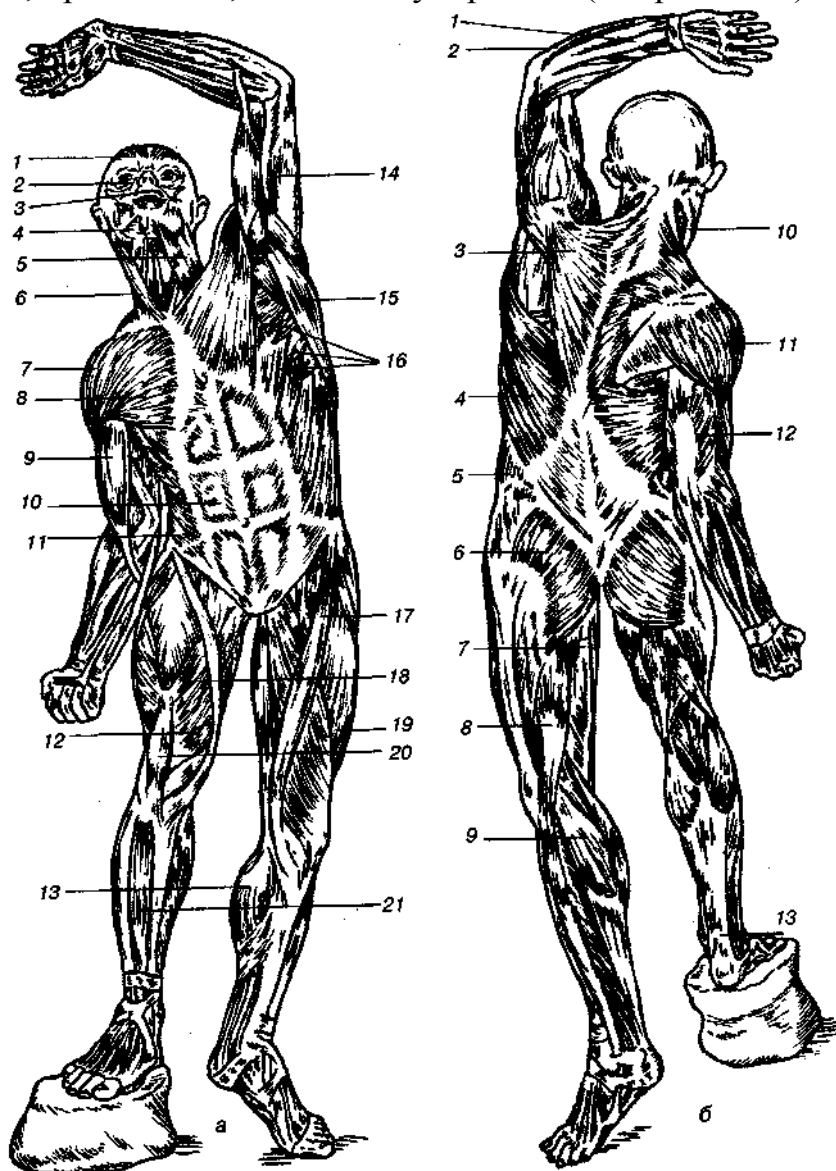


Рис. 13.2. Мышцы человека (по В.П. Воробьеву)

а — вид спереди: 1 — лобная мышца; 2 — круговая мышца глаза; 3 — круглая мышца рта; 4 — жевательная мышца; 5 — подкожная мышца шеи; б — грудино-ключично-сосцевидная мышца; 7 — дельтовидная мышца; 8 — большая грудная мышца; 9 — двуглавая мышца плеча; 10 — прямая брюшная мышца; 11 — наружная косая мышца живота; 12 — внутренняя и широкая мышцы; 13 — икроножная мышца; 14 — трехглавая мышца плеча; 15 — широчайшая мышца спины; 16 — передняя зубчатая мышца; 17 — портняжная мышца; 18 — четырехглавая мышца бедра; 19 — наружная широкая мышца; 20 — сухожилие четырехглавой мышцы бедра; 21 — передняя большеберцовая мышца.

б — вид сзади: 1 и 2 — разгибатели предплечья; 3 — трапецевидная мышца; 4 — широчайшая мышца спины; 5 — наружная косая мышца живота; б — большая ягодичная мышца; 7 — полусухожильная и полуперепончатая мышца; 8 — двуглавая мышца бедра; 9 — икроножная мышца; 10 — пластырная мышца; 11 — дельтовидная мышца; 12 — трехглавая мышца плеча; 13 — ахиллово сухожилие

Сокращение мышц приводит в движение части скелета — рычаги с точками опоры в области суставов. Второй силой, воздействующей на эти рычаги, служит сила тяжести или какое-либо другое сопротивление. В теле человека, как и в механике вообще, принято различать *рычаги первого и рычаги второго рода*.

Если мышцы или отдельные мышечные группы оказывают при сокращении противоположное действие (сгибание, разгибание и т. п.), они носят название *антагонистов*. Мышцы, выполняющие однотипные движения, получили название *синергистов*. Однако работа мышц-антагонистов и синергистов весьма разнообразна: мышцы, являющиеся для одного движения синергистами, для другого вида движений того же самого звена могут быть антагонистами (например, лучевой и локтевой сгибатели запястья при сгибании кисти являются синергистами, а при отведении и приведении — антагонистами).

Биодинамика мышц. Особенности структуры и биомеханика мышечной ткани

Живой организм — сложная, постоянно изменяющаяся, развивающаяся целостная система, находящаяся в постоянной связи с внешней средой и образующая с ней неразрывное единство.

Произвольная мускулатура составляет значительную часть тела человека (у взрослого до 40%) и представлена в виде отдельных мышц, расположенных в определенном порядке и выполняющих определенные движения (рис. 13.2), таблица 13.2.

Таблица 13.2

Функции мышц

Название	Начало	Прикрепление	Функция	Иннервация
Мимические мышцы (иннервируются ветвями лицевого нерва)				
Надчерепная мышца (m. epicranii frontalis)				
Затылочно-лобная мышца (m. occipitalis)				
1. Затылочное брюшко (m. venter occipitalis)	Наивысшая выйная линия, основание сосцевидного отростка височной кости	Сухожильный шлем	Тянет сухожильное растяжение (кожу волосистой головы) кзади	
2. Лобное брюшко (m. venter frontalis)	Сухожильный шлем	Кожа бровей	Поднимает бровь кверху, образует поперечные складки кожи лба	
Височно-теменная мышца (m. temporoparietalis)	Сухожильный шлем	Основание ушной раковины	Рудиментарная, двигает ушную раковину	
Мышца, сморщивающая бровь (m. corrugator supercilii)	Медиальная часть надбровной дуги лобной кости	Кожа брови	Сближает брови, вызывает образование вертикальных морщин над переносьем	
Мышца гордецов (m. procerus)	Носовая кость	Кожа между бровями	Образует поперечные морщины над переносьем	
Круговая мышца глаза (m. orbicularis oculi)				
1. Глазничная часть (pars orbitalis)	Носовая часть лобной кости, лобный отросток верхней челюсти	Окружает глазную щель, располагаясь на костном крае глазницы, прикрепляясь	Зажмуривает глаз	

около своего
начала

Продолжение табл. 13.2

Название	Начало	Прикрепление	Функция	Иннервация
2. Вековая часть (pars palpebralis)	Медиальная связка века	Латеральная связка века	Смыкает веки	
3. Слезная часть (pars lacrimalis)	Слезная кость	Стенка слезного мешка	Расширяет слезный мешок	
Носовая мышца (m. nasalis)				
1. Поперечная часть (pars transverse)	Верхняя челюсть, латеральнее верхних резцов	Апоневроз спинки носа	Суживает ноздри	
2. Крыльчатая часть (pars alaris)	Верхняя челюсть, латеральнее верхних резцов	Кожа крыла носа	Опускает крыло носа	
3. Мышца, опускающая перегородку носа (m. depressor septi nasi)	Верхняя челюсть над медиальным резцом	Хрящевая часть перегородки носа	Опускает перегородку носа	
Круговая мышца рта (m. orbicularis oris)	Щечная мышца. Кожа в области углов рта	Кожа и слизистая оболочка верхней и нижней губ	Закрывает ротовое отверстие (губная часть), стягивает и выдвигает вперед губы (краевая часть)	
1. Краевая часть (pars marginalis)				
2. Губная часть (pars labialis)				
Мышца, поднимающая верхнюю губу (m. levator labii superioris)	Нижнеглазничный край верхней челюсти	Кожа верхней губы	Поднимает верхнюю губу	
Мышца, поднимающая угол рта (m. levator anguli oris)	Клыковая ямка верхней челюсти	Угол рта	Поднимает угол рта	
Большая и малая скуловые мышцы (mm. zygomatici major et minor)	Скуловая кость	Угол рта	Поднимают угол рта, углубляют носогубную складку	
Мышца смеха (m. risorius)	Фасция жевательной мышцы	Кожа угла рта	Растягивает рот, образует ямочку	

на щеке

Продолжение табл. 13.2

Название	Начало	Прикрепл ение	функция	Иннервация
Щечная мышца (m. buccinator)	Верхняя, нижняя челюсти, крыловидно- нижнечелюстной шов	Круговая мышца рта	Напрягает (укрепляет) щеку, тянет угол рта назад (мышца «трубачей»).	
Мышца, опускающая угол рта (m. depressor anguli oris)	Нижний край (основание) нижней челюсти	Кожа угла рта. Частично ее волокна вплетаются в круговую мышцу рта	Тянет угол рта книзу	
Мышца, опускающая нижнюю губу (m. depressor labii superioris)	Нижний край (основание) нижней челюсти	Кожа и слизистая оболочка нижней губы	Тянет нижнюю губу вниз	
Подборочна я мышца (m. mentalis)	Стенки альвеол нижних резцов	Кожа подбородка	Поднимает кожу подбородка	
Подкожная мышца шеи (m. platysma)				
Жевательные мышцы				
<i>Жевательные мышцы (иннервируются III ветвью тройничного нерва)</i>				
Жевательная мышца (m. masseter)	Нижний край скуловой кости, скуловая дуга	Жеватель ная бугристость нижней челюсти	Поднимае т угол нижней челюсти	
Височная мышца (m. temporalis)	Височная поверхность лобной кости, теменная кость, чешуя височной кости, большое крыло клиновидной кости, височная фасция	Венечный отросток нижней челюсти	Поднимает нижнюю челюсть («кусающая» мышца); задние пучки тянут челюсть назад	
Медиальная крыловидная мышца (m. pterygoideus medialis)	Крыловид ная ямка крыловидного отростка клиновидной кости	Крыловидная бугристость нижней челюсти	Поднимает угол нижней челюсти	

Продолжение табл. 13.2

Название	Начало	Прикрепление	Функция	Иннервация
Латеральная крыловидная мышца (m. pterygoideus lateralis)	Подвисочный гребень большого крыла клиновидной кости, наружная поверхность латеральной пластинки крыловидного отростка	Шейка нижней челюсти, внутрисуставной диск и капсула височно-нижнечелюстного сустава	При одностороннем сокращении смещает нижнюю челюсть в противоположную сторону, при двустороннем — нижняя челюсть выдвигается вперед	
Мышцы шеи				
<i>Поверхностные мышцы шеи</i>				
Подкожная мышца шеи (m. platysma) (по своему развитию относится к мимическим мышцам)	Грудная фасция, кожа верхней части груди на уровне II ребра	Жевательная фасция, край нижней челюсти; угол рта	Тянет угол рта вниз, оттягивает кожу шеи, препятствуя сдавлению подкожных вен	Лицевой нерв (VII)
Грудино-ключично-сосцевидная мышца (m. sternocleidomastoideus)	Рукоятка грудины, медиальная треть ключицы	Сосцевидный отросток височной кости, верхняя выйная линия	При одностороннем сокращении наклоняет голову в свою сторону и поворачивает лицо в противоположную сторону; при двустороннем — запрокидывает голову назад	Добавочный нерв (XI)
Трапециевидная мышца (m. trapezius)				

Продолжение табл. 13.2

Название	Начало	Прикрепление	Функция	Иннервация
<i>Надподъязычные мышцы</i>				
Двубрюшная мышца (m. digastricus) (у обезьян и человека имеется 2 брюшка, у остальных позвоночных — только заднее)	Сосцевидная вырезка височной кости (заднее брюшко)	Двубрюшная ямка нижней челюсти (переднее брюшко) (сухожилие, соединяющее переднее и заднее брюшко, прикрепляется к телу и большому рожку подъязычной кости при помощи фасциальной петли)	Тянет вверх подъязычную кость. При фиксированной подъязычной кости опускается нижнюю челюсть -	Переднее брюшко — тройничный нерв (V), заднее брюшко — лицевой нерв (VII)
Шилоподъязычная мышца (m. stylohyoideus)	Шиловидный отросток височной кости	Тело подъязычной кости	Тянет вверх подъязычную кость	Лицевой нерв (VII)
Челюстно-подъязычная мышца (m. mylohyoideus)	Внутренняя поверхность тела нижней челюсти	Старается с противоположной мышцей, образуя дно — диафрагму рта	То же	Челюстно-подъязычный нерв (из тройничного нерва — V)
Подбородочно-подъязычная мышца (m. geniohyoideus)	Подбородочная ость нижней челюсти	Тело подъязычной кости	Тянет вверх подъязычную кость, при укрепленной кости опускает нижнюю челюсть	Шейное сплетение
<i>Подподъязычные мышцы</i>				
Грудино-подъязычная мышца (m. sternohyoideus)	Задняя поверхность рукоятки грудины, грудинный конец ключицы	Тело подъязычной кости	Тянет подъязычную кость вниз	Шейная петля (шейное сплетение)
Грудино-щитовидная мышца (m. sternothyroideus)	Задняя поверхность рукоятки грудины, хрящ I ребра	Боковая поверхность щитовидного хряща (косая линия)	Опускает гортань	То же

Продолжение табл. 13.2

Название	Начало	Прикрепление	Функция	Иннервация
Лопаточно-подъязычная мышца (m. omohyoideus)	Верхний край лопатки медильнее ее вырезки (нижнее брюшко)	Тело подъязычной кости (верхнее брюшко) (оба брюшка соединены промежуточным сухожилием)	Тянет вниз подъязычную кость, натягивает претрахеальную пластинку шейной фасции	Шейная петля (шейное сплетение)
Щитоподъязычная мышца (m. thyrohyoideus)	Косая линия щитовидного хряща	Тело, большой рог подъязычной кости	При фиксированной подъязычной кости поднимает гортань	То же
<i>Глубокие мышцы шеи</i>				
<i>Боковые мышцы</i>				
Передняя лестничная мышца (m. scalenus anterior)	Поперечные отростки III — VI шейных позвонков	Бугорок передней лестничной мышцы на 1 ребре	Поднимают 1, II ребра, участвуют в акте вдоха. При фиксированных ребрах, сокращаясь на обеих сторонах, сгибают шейный отдел позвоночника кпереди, а при одностороннем сокращении наклоняют его в свою сторону	Шейное и плечевое сплетения
Средняя лестничная мышца (m. scalenus medius)	Поперечные отростки II — VII шейных позвонков	1 ребро, сзади от борозды подключичной артерии		
Задняя лестничная мышца (m. scalenus posterior)	Поперечные отростки IV — VI шейных позвонков	Верхний край II ребра		

Продолжение табл. 13.2

Название	Начало	Прикрепление	Функция	Иннервация
<i>Предпозвоночные мышцы</i>				
Длинная мышца шеи (m. longus colli)	Передняя поверхность тел и поперечные отростки III — VII шейных, 1 — III грудных позвонков	Тела и поперечные отростки верхних пяти шейных позвонков, передний бугорок атланта	Наклоняет шейный отдел позвоночника вперед и в свою сторону	Шейное сплетение
Длинная мышца головы (m. longus capitis)	Поперечные отростки III — VI шейных позвонков	Нижняя поверхность базилярной части затылочной кости	Наклоняет голову вперед	— » —
Передняя прямая мышца головы (m. rectus capitis anterior)	Передняя поверхность латеральной массы атланта	Нижняя поверхность базилярной части затылочной кости	Наклоняет голову вперед	Шейное сплетение
Латеральная прямая мышца головы (m. rectus capitis lateralis)	Поперечный отросток атланта	Нижняя поверхность яремного отростка затылочной кости	Наклоняет голову в свою сторону	— » —
Мышцы спины				
<i>Поверхностные мышцы спины</i>				
Трапециевидная мышца (m. trapezius)	Наружный затылочный выступ, верхняя выйная линия, выйная связка, остистые отростки VII шейного и грудных позвонков, надостистая связка	Акромиальный конец ключицы, акромион, ость лопатки	Приближает лопатку к позвоночнику, вращает лопатку вокруг сагиттальной оси; при двустороннем сокращении наклоняет голову назад, разгибает шейную часть позвоночника	Добавочный нерв (XI)

Продолжение табл. 13.2

Название	Начало	Прикрепление	Функция	Иннервация
Широчайшая мышца ¹ спины (m. latissimus dorsi) ¹	Остистые отростки нижних грудных и всех поясничных позвонков, дорсальная поверхность крестца, наружная губа подвздошного гребня, IX— XII ребра	Гребень малого бугорка плечевой кости	Приводит плечо, тянет его кзади, поворачивает кнутри. При фиксированных руках подтягивает туловище	Грудоспинальный нерв
Большая ромбовидная мышца (m. rhomboideus major)	Остистые отростки I — V грудных позвонков	Медиальный край лопатки, ниже ее ости	Тянут лопатку к позвоночному столбу и вверх, прижимают лопатку к грудной клетке (вместе с передней зубчатой мышцей)	Дорсальный нерв лопатки
Малая ромбовидная мышца (m. rhomboideus minor)	Остистые отростки нижних двух шейных позвонков	Медиальный край лопатки выше ее ости	— » —	— » —
Мышца, поднимающая лопатку (m. levator scapulae)	Поперечные отростки четырех верхних шейных позвонков	Верхний угол лопатки	Поднимает верхний угол лопатки и тянет его в медиальном направлении	— » —
Верхняя задняя зубчатая мышца (m. serratus posterior superior)	Остистые отростки VI— VII шейных и I — II грудных позвонков	II — V ребра, снаружи от углов	Поднимает II — V ребра, участвует в акте вдоха	Межреберные нервы
Нижняя задняя зубчатая мышца (m. serratus posterior inferior)	Остистые отростки VI— XII грудных и I — II поясничных позвонков	Нижние края IX — XII ребер	Опускает IX— XII ребра, участвует в акте выдоха	— » —

¹ В поясничной области образует мощный апоневроз, который срастается с собственной фасцией спины.

Продолжение табл. 13.2

Название	Начало	Прикрепление	Функция	Иннервация
<i>Глубокие мышцы спины (лежат в костно-фиброзном влагалище, образованном двумя листками глубокой (собственной) фасции спины и позвоночным столбом)</i>				
Ременная мышца головы (т. splenius capitis)	Нижняя часть выйной связки, остистые отростки шейного верхних четырех грудных позвонков	Верхняя выйная линия, сосцевидный отросток височной кости	Поворачивает голову в одноименную сторону, обе мышцы наклоняют голову и шею кзади	Задние ветви спинно-мозговых нервов
Ременная мышца шеи (m. splenius cervicis)	Остистые отростки III — IV грудных позвонков	Поперечные отростки 2 — 3 верхних шейных позвонков		
Мышца, выпрямляющая позвоночник (m. erector spinae)	Дорсальная поверхность крестца и наружная губа подвздошного гребня, остистые отростки поясничных и нижних грудных позвонков, пояснично-грудная фасция		Удерживает тело в вертикальном положении, разгибает позвоночник	Задние ветви спинно-мозговых нервов
В ней выделяют три части: подвздошно-реберная мышца (m. iliocostalis)		Углы ребер, поперечные отростки IV — VII шейных позвонков		

длиннейшая мышца (m. longissimus)		Поперечные отростки поясничных, грудных и шейных позвонков, углы II — XII ребер, сосцевидный отросток		
остистая мышца (m. spinalis)		Остистые отростки грудных и шейных позвонков		
<p>Поперечно-остистая мышца (m. transversospinalis)</p> <p>В ней выделяют три части:</p> <p>полуостистая мышца (m. semispinalis)</p> <p>многоздельные мышцы (mm. multifidi)</p> <p>мышцы-вращатели (mm. rotatores)</p>	Поперечные отростки позвонков	Остистые отростки вышележащих позвонков	Мышца является разгибателем позвоночного столба в соответствующих отделах (при двустороннем сокращении), при одностороннем сокращении наклоняет соответствующий отдел позвоночника, поворачивает его	Задние ветви шейных, грудных и поясничных нервов
Межостистые мышцы (mm. interspinales)	Остистые отростки позвонков	Остистые отростки вышележащих позвонков	Разгибает позвоночник	Задние ветви шейных, грудных и поясничных нервов
Межпоперечные мышцы (mm. intertransversarii)	Поперечные отростки позвонков	Поперечные отростки вышележащих позвонков	Наклоняет позвоночник в свою сторону	То же

Продолжение табл. 13.2

Название	Начало	Прикрепление	Функция	Иннервация
<i>Подзатылочные мышцы</i>				
Большая задняя прямая мышца головы (m. rectus capitis posterior major)	Остистый отросток шейного позвонка (осевого) Задний бугорок шейного позвонка (атланта)	II 1	Затылочная кость под нижней выйной линией	Поворачивает голову, наклоняет голову в свою сторону Запрокидывает и наклоняет голову в свою сторону Наклоняет голову кзади (при двустороннем сокращении), при одностороннем — наклоняет в свою сторону Поворачивает голову
Малая задняя прямая мышца головы (m. rectus capitis posterior minor)			Затылочная кость под нижней выйной линией	
Верхняя косая мышца головы (m. obliquus capitis superior)	Поперечный отросток шейного позвонка (атланта)	1	Затылочная кость над нижней выйной линией	
Нижняя, косая мышца головы (m. obliquus capitis inferior)	Остистый отросток шейного позвонка (осевого)	II	Поперечный отросток 1 шейного позвонка (атланта)	Подзатылочный нерв — » — — » — — » —
<i>Мышцы груди</i>				
<i>Поверхностные мышцы груди</i>				
Большая грудная мышца (m. pectoralis major)	Медиальная половина ключицы, рукоятка и тело грудины, хрящи II — VII ребер, передняя стенка влагалища прямой мышцы живота		Гребень большого бугорка плечевой кости	Приводит к плечу туловищу, опускает поднятое плечо. При фиксированных верхних конечностях приподнимает ребра, участвуя в акте вдоха
Малая грудная мышца (m. pectoralis minor)	III— V ребра		Клювовидный отросток лопатки	Оттягивает лопатку вперед и вниз, при укрепленном плечевом поясе поднимает ребра
				Медиальный и латеральный грудные нервы (из плечевого сплетения) Передние ветви грудных нервов

Продолжение табл. 13.2

Название	Начало	Прикрепление	Функция	Иннервация
Подключичная мышца (m. subclavius)	Хрящ 1 ребра	Акромиальный конец ключицы	Оттягивает ключицу медиально и вниз	Подключичный нерв
Передняя зубчатая мышца (m. serratus anterior)	1— IX ребра	Медиальный край и нижний угол лопатки	Тянет лопатку латерально и вниз	Длинный грудной нерв
<i>Глубокие мышцы груди</i>				
Наружные межреберные мышцы (mm. intercostales externi)	Нижние края вышележащих ребер	Верхние края нижележащих ребер	Поднимают и расширяют ребра грудную клетку	Межреберные нервы
Внутренние межреберные мышцы (mm. intercostales interni)	Верхние края нижележащих ребер	Нижние края вышележащих ребер	Опускают ребра	— » —
Подреберные мышцы (mm. subcostales)	X— XII ребра, возле их углов	Внутренняя поверхность вышележащих ребер	— » —	— » —
Поперечная мышца груди (m. transversus thoracis)	Мечевидный отросток и край нижней части грудины	II — VI ребра в местах соединения костной части с реберным хрящом	Опускают ребра	Межреберные нервы
Мышцы, поднимающие ребра (mm. levatores costarum) (последние три мышцы расположены на внутренней поверхности грудной клетки)	Поперечные отростки VII шейного, 1 — XI грудных позвонков	Угол ближайшего ребра	Поднимают ребра	— » —

Продолжение табл. 13.2

Название	Начало	Прикрепление	Функция	Иннервация
Мышцы живота				
<i>Мышцы боковых стенок живота</i>				
Наружная косая мышца живота (m. obliquus externus abdominis)	Наружная поверхность V— XII ребер	Наружная губа подвздошного ребня, лобковый симфиз, белая линия живота. Нижний край апоневроза наружной косой мышцы перекидывается между верхней передней подвздошной остью и лобковым бугорком и образует паховую связку	Поворачи вает туловище в противоположну ю - сторону. При укрепленном и двустороннем сокращении опускает ребра и сгибает позвоночник (мышца брюшного пресса)	Нижние межреберные нервы, подвздошно- подчревный и подвздошно- паховый нервы
Внутренняя косая мышца живота (m. obliquus internus abdominis)	Промежут очная линия подвздошного ребня, паховая связка, пояснично- грудная фасция	Хрящи нижних ребер, белая линия живота	Поворачи вает туловище в свою сторону. При двустороннем сокращении опускает ребра и сгибает позвоночник (мышца брюшного пресса)	То же

Продолжение табл. 13.2

Название	Начало	Прикрепление	Функция	Иннервация
Поперечная мышца живота (m. transversus abdominis)	Внутренние поверхности VI — XII ребер, внутренняя губа подвздошного гребня, пояснично-грудная фасция. Латеральная треть паховой связки	Белая линия живота	При двустороннем сокращении уменьшают размеры брюшной полости (основная мышца брюшного пресса)	Нижние межреберные нервы, подвздошно-подчревный и подвздошно-паховый нервы
<i>Мышцы передней стенки живота</i>				
Прямая мышца живота (m. rectus abdominis)	Лобковый гребень, лобковый симфиз	Хрящи V — VII ребер, мечевидный отросток грудины	Тянет ребра вниз (опускает грудную клетку вниз), сгибает позвоночник. При фиксированной грудной клетке поднимает таз, натягивает белую линию живота	Нижние межреберные нервы, подвздошно-подчревный и подвздошно-паховый нервы
Пирамидальная мышца (m. pyramidalis)	Лобковый гребень	Вплетается в белую линию живота	Поднимает таз, натягивает белую линию живота	Подвздошно-подчревный и подвздошно-паховый нервы
<i>Мышцы задней стенки живота</i>				
Квадратная мышца поясницы (m. quadratus lumborum)	Подвздошный гребень, поперечные отростки нижних поясничных позвонков	XII ребро, поперечные отростки I — IV поясничных позвонков	При одностороннем сокращении наклоняет позвоночник в свою сторону. При двустороннем сокращении удерживает позвоночник в вертикальном положении	Мышечные ветви поясничного сплетения

Продолжение табл. 13.2

Название	Начало	Прикрепление	Функция	Иннервация
Мышцы промежности (мышцы тазового дна)				
<i>Мышцы диафрагмы таза</i>				
<i>1. Глубокие мышцы диафрагмы таза</i>				
Мышца, поднимающая задний проход (m. levator ani)	Внутренняя поверхность нижней ветви лобковой кости, сухожильная дуга мышц, поднимающей задний проход	Поверхностный слой мышц диафрагмы таза. Копчик, заднепроходно-копчиковая связка, охватывает конечный отдел прямой кишки	Укрепляет и поднимает дно таза, поднимает конечный отдел прямой кишки	Крестцовое сплетение
Копчиковая мышца (m. coccygeus)	Седалищная ость	Боковые края IV—V крестцовых позвонков, копчик	Удерживает копчик	Крестцовое сплетение
<i>2. Поверхностные мышцы диафрагмы таза</i>				
Наружный сфинктер заднего прохода (m. sphincter ani externus)	Копчик, заднепроходно-копчиковая связка	Кольцеобразно окружает задний проход	Замыкает задний проход	Половой нерв
<i>Мышцы мочеполовой диафрагмы</i>				
<i>1. Глубокие мышцы мочеполовой диафрагмы</i>				
Глубокая поперечная мышца промежности (m. trans versus perinei profundus)	Ветвь седалищной кости	Пучки обеих мышц перекрещиваются, образуя сухожильный центр промежности	Укрепляет сухожильный центр промежности	Половой нерв
Сфинктер мочеиспускательного канала (m. sphinter urethare)	Циркулярные пучки окружающей мочеиспускательный канал. У женщин окружает также влагалище		Сжимает мочеиспускательный канал, у женщин также влагалище	— » —

Продолжение табл. 13.2

Название	Начало	Прикрепление	Функция	Иннервация
<i>2. Поверхностные мышцы мочеполовой диафрагмы</i>				
Поверхностная поперечная мышца промежности (m. transversus perinei superficialis)	Седалищный бугор	Сухожильный центр промежности	Фиксирует сухожильный центр	Половой нерв
Седалищно-пещеристая мышца (m. ischiocavernosus)	Ветвь седалищной кости	Пещеристое тело мужского полового члена (клитора)	Способствует эрекции	— » —
Луковично-губчатая мышца (m. bulbospongiosus)	Луковица полового члена. Окружает луковицу полового члена и его губчатое тело. Окружает вход во влагалище	Губчатое тело полового члена, обе мышцы срастаются по средней линии, образуя шов	Сдавливает мочеиспускательный канал, способствует выделению мочи и семени. Сжимает отверстие влагалища	— » —
Мышцы верхней конечности				
<i>Мышцы плечевого пояса</i>				
Дельтовидная мышца (m. deltoideus)	Акромиальный конец ключицы, акромион, ость лопатки	Дельтовидная бугристость плечевой кости	Вся мышца отводит руку от туловища до горизонтального уровня, передняя часть сгибает плечо, задняя — разгибает	Подмышечный нерв
Надостная мышца (m. supraspinatus)	Надостная ямка лопатки, надостная фасция	Большой бугорок плечевой кости, капсула плечевого сустава	Отводит плечо, оттягивает капсулу плечевого сустава	Надлопаточный нерв
Подостная мышца (m. infraspinatus)	Подостная ямка лопатки, подостная фасция	Большой бугорок плечевой кости	Вращает плечо кнаружи	— » —
Малая круглая мышца (m. teres minor)	Латеральный край лопатки, подостная фасция	То же	— » —	Подмышечный нерв

Продолжение табл. 13.2

Название	Начало	Прикрепл ение	Функция	Иннервация
Большая круглая мышца (m. teresmajor)	Нижний угол лопатки, подостная фасция	Гребень малого бугорка плечевой кости	Разгибает плечо, поворачивает его кнутри	Подлопаточный нерв
Подлопаточная мышца (m. subscapularis)	Реберная поверхность лопатки	Малый бугорок плечевой кости	Вращает плечо внутрь и приводит его к туловищу	— » —
Мышцы свободной верхней конечности				
<i>Мышцы плеча</i>				
<i>1. Передняя группа мышц</i>				
Клювовидно-плечевая мышца (m. coracobrachialis)	Клювовидный отросток лопатки	Ниже гребня малого бугорка плечевой кости	Сгибает плечо в плечевом суставе и приводит его	Мышечно-кожный нерв
Двуглавая мышца плеча (m. bicepsbrachii)	Надсуставной бугорок лопатки (длинная головка), клювовидный отросток лопатки (короткая головка)	Бугристая поверхность лучевой кости	Сгибает и супинирует предплечье в локтевом суставе, сгибает плечо в плечевой суставе	— » —
Плечевая мышца (m. brachialis)	Плечевая кость, дистальнее дельтовидной бугристости	Бугристая поверхность локтевой кости	Сгибает предплечье в локтевом суставе	— » —
<i>2. Задняя группа мышц</i>				
Трехглавая мышца плеча (m. triceps brachii)	Подсуставной бугорок лопатки (длинная головка), задняя поверхность тела плечевой кости (медиальная и латеральная головки)	Локтевой отросток локтевой кости -	Разгибает предплечье в локтевом суставе. Длинная головка разгибает и приводит плечо в плечевом суставе	Лучевой нерв
Локтевая мышца (m. anconeus) -	Латеральный надмыщелок плечевой кости	Локтевой отросток, задняя поверхность локтевой кости	Разгибает предплечье в локтевом суставе	— » —

Продолжение табл. 13.2

Мышцы предплечья				
1. Передняя группа мышц				
По верхностный слой мышц				
Название	Начало	Прикрепление	Функция	Иннервация
Плечелучевая мышца (m. brahioradialis)	Латеральный надмыщелковый гребень плечевой кости, латеральная межмышечная перегородка плеча	Лучевая кость над шиловидным отростком	Сгибает предплечье, устанавливает его в положении, среднем между пронацией и супинацией	Срединный нерв — » —
	Круглый пронатор (m. pronator teres)	Латеральная поверхность лучевой кости	Пронирует и сгибает предплечье	
Лучевой сгибатель запястья (m. flexor carpi radialis)	Медиальный надмыщелок плечевой кости, медиальная межмышечная перегородка плечевой кости, фасция предплечья	Ладонная поверхность основания II—III пястных костей	Сгибает запястье и отводит кисть (вместе с лучевым разгибателем кисти), сгибает предплечье	— » —
Длинная ладонная мышца (m. palmaris longus)	Медиальный надмыщелок плечевой кости, медиальная межмышечная перегородка плеча	Ладонный апоневроз	Натягивает ладонный апоневроз, сгибает кисть и предплечье	— » —
Локтевой сгибатель запястья (m. flexor carpi ulnaris)	Медиальный надмыщелок плечевой кости, медиальная межмышечная перегородка плеча, локтевой отросток локтевой кости, фасция предплечья	Гороховидная и крючковидная кости, основание V пястной кости	Сгибает запястье и приводит кисть (вместе с локтевым разгибателем запястья), сгибает предплечье	Локтевой нерв

Продолжение табл. 13.2

Название	Начало	Прикрепление	Функция	Иннервация
<i>Второй слой мышц</i>				
Поверхностный сгибатель пальцев (m. flexor digitorum superficialis)	Медиальный надмыщелок плечевой кости, венечный отросток локтевой кости, передний край лучевой кости, фасция предплечья	Четыре сухожилия прикрепляются к ладонной поверхности средних фаланг II — V пальцев. На уровне тела проксимальной фаланги каждое из сухожилий делится на две ножки, между которыми проходит сухожилие глубокого сгибателя пальцев	Сгибает средние фаланги II — V пальцев, сгибает кисть и предплечье	Срединный нерв
<i>Третий слой мышц</i>				
Глубокий сгибатель пальцев (m. flexor digitorum profundus)	Передняя поверхность локтевой кости, межкостная перепонка предплечья	Четыре сухожилия прикрепляются к дистальным фалангам II — V пальцев	Сгибает дистальные фаланги II — V пальцев, сгибает кисть	Срединный и локтевой нервы
Длинный сгибатель большого пальца кисти (m. flexor pollicis longus)	Передняя поверхность лучевой кости, межкостная перепонка предплечья	Ладонная поверхность дистальной фаланги 1 пальца	Сгибает большой палец, сгибает кисть	Срединный нерв
<i>Четвертый слой мышц</i>				
Квадратный пронатор (m. pronator quadratus)	Передний край и медиальная передняя поверхность локтевой кости	Передняя поверхность лучевой кости (нижняя четверть)	Пронирует предплечье и кисть	Средний нерв

Продолжение табл. 13.2

Название	Начало	Прикрепление	Функция	Иннервация
2. Задняя группа				
<i>Поверхностный слой</i>				
Длинный лучевой разгибатель запястья (m. extensor carpi radialis longus)	Латеральный надмыщелок плечевой кости, латеральная межмышечная перегородка плеча	Тыльная поверхность основания II пястной кости	Разгибает кисть, отводит ее в лучевую сторону, сгибает предплечье	Лучевой нерв
Короткий лучевой разгибатель запястья (m. extensor carpi radialis brevis)	Латеральный надмыщелок плечевой кости, фасция предплечья	Тыльная поверхность основания III пястной кости	Разгибает и отводит кисть	— » —
Разгибатель пальцев (m. extensor digitorum)	Латеральный надмыщелок плечевой кости, фасция предплечья	Четыре сухожилия прикрепляются к тыльной поверхности средних и ногтевых фаланг II — V пальцев (вплетаются в тыльный апоневроз пальцев)	Разгибает II — V пальцы, разгибает кисть	— » —
Разгибатель мизинца (m. extensor digiti minimi)	Латеральный надмыщелок плечевой кости, фасция предплечья	Тыльная поверхность средней и дистальной фаланг мизинца (вплетается в тыльный апоневроз)	Разгибает мизинец	— » —
Локтевой разгибатель запястья (m. extensor carpi ulnaris)	Латеральный надмыщелок плечевой кости, фасция предплечья	Тыльная поверхность основания V пястной кости	Разгибает и приводит кисть	— » —
<i>Глубокий слой мышц</i>				
Супинатор (m. supinator)	Латеральный надмыщелок плечевой кости, локтевая кость	Проксимальная треть латеральной поверхности лучевой кости	Супинирует предплечье	Лучевой нерв

Продолжение табл. 13.2

Название	Начало	Прикрепление	Функция	Иннервация
Длинная мышца, отводящая большой палец кисти (m. abductor pollicis longus)	Задние поверхности локтевой и лучевой костей, межкостная перепонка предплечья	Тыльная поверхность основания 1 пястной кости	Отводит большой палец и кисть	Лучевой нерв
Короткий разгибатель большого пальца кисти (m. extensor pollicis brevis) (имеется только у человека)	Задняя поверхность лучевой кости, межкостная перепонка предплечья	Тыльная поверхность основания проксимальной фаланги большого пальца	Разгибает проксимальную фалангу большого пальца	— » —
Длинный разгибатель большого пальца кисти (m. extensor pollicis longus)	Задняя поверхность локтевой кости, межкостная перепонка, предплечья	Тыльная поверхность основания дистальной фаланги большого пальца	Разгибает большой палец	— » —
Разгибатель указательного пальца (m. extensor indicis)	То же	Тыльная поверхность (апоневроз) проксимальной фаланги указательного пальца	Разгибает указательный палец	— » —
Мышцы кисти				
1. Мышцы возвышения большого пальца				
Короткая мышца, отводящая большой палец кисти (m. abductor pollicis brevis)	Ладьевидная кость, кость-трапеция, удерживатель сгибателей	Латеральный край основания проксимальной фаланги большого пальца	Отводит большой палец	Срединный нерв
Короткий сгибатель большого пальца кисти (m. flexor pollicis brevis)	Удерживатель сгибателей, кость-трапеция, трапециевидная кость, II пястная кость	Передняя поверхность основания проксимальной фаланги большого пальца	Сгибает большой палец	Срединный и локтевой нервы
Мышца, противопоставляющая большой палец кисти (m. opponens pollicis)	Кость-трапеция, удерживатель сгибателей	Латеральный край и передняя поверхность 1 пястной кости	Противопоставляет большой палец мизинцу	Срединный нерв

Продолжение табл. 13.2

Название	Начало	Прикрепл ение	Функция	Иннервац ия
Мышца, приводящая большой палец кисти (m. adductor pollicis)-	Головчатая кость, основания и передняя поверхность II и III пястных костей	Основание проксимальной фаланги большого пальца	Приводит большой палец -	Локтевой нерв
<i>2. Мышцы возвышения мизинца</i>				
Короткая ладонная мышца (m. palmaris brevis)	Удерживатель сгибателей Ладонный апоневроз	Кожа медиального края кисти	Сморщивает кожу в области возвышения мизинца	Локтевой нерв
Мышца, отводящая мизинец (m. abductor digitiminimi)	Удерживатель сгибателей, гороховидная кость	Медиальный край основания проксимальной фаланги мизинца	Отводит мизинец	— » —
Короткий сгибатель мизинца (m. flexor digiti minimi brevis)	Крючок крючковидной кости, удерживатель сгибателей	Ладонная поверхность проксимальной фаланги мизинца	Сгибает мизинец	— » —
Мышца, противопоставляющая мизинец (m. opponens digiti minimi)	Удерживатель сгибателей, крючок крючковидной кости	Медиальный край и передняя поверхность V пястной кости	Противопоставляет мизинец большому пальцу	— » —
<i>3. Средняя группа</i>				
Червеобразные мышцы (mm. lumbricales)	Сухожилия глубокого сгибателя пальцев	Тыльные поверхности (апоневрозы) проксимальных фаланг II — V пальцев	Сгибают проксимальную, выпрямляют среднюю и дистальную фаланги II — V пальцев	Срединный нерв (I и II мышцы), локтевой нерв(III и IV мышцы)
Ладонные межкостные мышцы (mm. interossei palmares) -	Медиальный край II, латеральный край IV и V - пястных костей	Тыльная сторона (апоневроз) проксимальных фаланг II, IV и V пальцев	Приводят II, IV, V пальцы к III -	Локтевой нерв
Тыльные межкостные мышцы (mm. interossei dorsales) -	Обращенные друг к другу стороны I — V пястных костей	Тыльная сторона (оснований) проксимальных фаланг (апоневроз) II, III и IV пальцев	Отводят II, IV, V пальцы от III -	— » —

Продолжение табл. 13.2

Название	Начало	Прикрепление	Функция	Иннервация
Мышцы нижней конечности				
<i>Мышцы таза</i>				
<i>1. Внутренние мышцы таза</i>				
Подвздошно-поясничная мышца (m. iliopsoas) состоит из двух мышц: -				
1) подвздошная мышца (m. iliacus)	Подвздошная ямка одноименной кости	Малый вертел бедренной кости (соединяется с большой поясничной мышцей)	Сгибает бедро в тазобедренном суставе. При фиксированной нижней конечности наклоняет таз вместе с туловищем	Мышечные ветви поясничного сплетения
2) большая поясничная мышца (m. psoas major)	Боковые поверхности тел и межпозвоночных дисков XII грудного, I — V поясничных позвонков, их поперечные отростки	Малый вертел бедренной кости	— » —	— » —
Внутренняя запирающая мышца (m. obturatorius internus)	Края запирающего отверстия, запирающая перепонка	Медиальная поверхность большого вертела	Поворачивает бедро наружи	Мышечные ветви крестцового сплетения
Грушевидная мышца (m. piriformis)	Тазовая поверхность крестца латеральнее крестцовых отверстий	Верхушка большого вертела	— » —	— » —

Продолжение табл. 13.2

Название	Начало	Прикрепление	Функция	Иннервация
<i>2. Наружные мышцы таза</i>				
Большая ягодичная мышца (m. gluteus maximus)	Ягодичная поверхность подвздошной кости, дорсальные поверхности крестца и копчика	Ягодичная бугристая бедренной кости, подвздошно-большеберцовый тракт	Разгибает бедро в тазобедренном суставе, при укрепленных нижних конечностях (ногах) разгибает туловище, поддерживает равновесие таза и туловища	Нижний ягодичный нерв
Средняя ягодичная мышца (m. gluteus medius)	Ягодичная поверхность подвздошной кости	Верхушка и наружная поверхность большого вертела	Отводит бедро, передние пучки поворачивают бедро кнутри, задние — кнаружи	Верхний ягодичный нерв
Малая ягодичная мышца (m. gluteus minimus)	Ягодичная поверхность подвздошной кости	Передне-латеральная поверхность большого вертела	— » —	— » —
Квадратная мышца бедра (m. quadratus femoris)	Латеральный край седалищного бугра	Межвертельный гребень	Поворачивает бедро кнаружи	Мышечные ветви крестцового сплетения
Наружная запирающая мышца (m. obturatorius externus)	Наружные поверхности лобковой и седалищной костей возле запирающего отверстия, запирающая перепонка	Вертельная ямка бедренной кости	— » —	Запирательный нерв
Напрягатель широкой фасции (m. tensor fasciae latae)	Верхняя передняя подвздошная кость	Переходит в широкую фасцию бедра (подвздошно-большеберцовый тракт)	Натягивает широкую фасцию бедра	Верхний ягодичный нерв
Верхняя и нижняя близнецовые мышцы (m. gemellus inferior, m. gemellus superior)	Седалищная ость, седалищный бугор	Вертельная ямка бедренной кости	Поворачивает бедро кнаружи	Мышечные ветви крестцового сплетения

Продолжение табл. 13.2

Название	Начало	Прикрепл ение	Функция ия	Иннервац ия
Мышцы свободной нижней конечности				
<i>Мышцы бедра</i>				
<i>1. Передняя группа мышц, бедра</i>				
Портняжная мышца (m. sartorius)	Верхняя передняя подвздошная ость подвздошной кости	Бугристость большеберцовой кости, голени	Сгибает бедро и голень, поворачивает бедро кнаружи	Бедренный нерв
Четырехглавая мышца бедра (m. quadriceps femoris) состоит из четырех частей:		Основание и боковые края надколенника, бугристость большеберцовой кости	Разгибает голень в коленном суставе, прямая мышца сгибает бедро в тазобедренном суставе	Бедренный нерв
латеральная широкая мышца бедра (m. vastus lateralis)	Межвертельная линия, большой вертел, латеральная губа шероховатой линии бедренной кости, латеральная межмышечная перегородка бедра			
медиальная широкая мышца бедра (m. vastus medialis)	Медиальная губа шероховатой линии бедренной кости, медиальная межмышечная перегородка бедра			
Промежуточная широкая мышца бедра (m. vastus intermedius)	Передняя и латеральная поверхности тела бедренной кости, латеральная межмышечная перегородка бедра			
прямая мышца (m. rectus femoris)	Нижняя передняя подвздошная ость подвздошной кости			

Продолжение табл. 13.2

2. Задняя группа мышц бедра

Название	Начало	Прикрепление	Функция	Иннервация
Двуглавая мышца бедра (m. biceps femoris): длинная головка короткая головка	Седалищный бугор Латеральная губа шероховатой линии, латеральный надмыщелок бедренной кости, латеральная межмышечная перегородка бедра	Головка малоберцовой кости, латеральный мыщелок большеберцовой кости, фасция голени	Разгибает бедро длинная головка, сгибает голень, при согнутой голени поворачивает ее наружи	Седалищный нерв, большеберцовый нерв — длинная головка и общий малоберцовый нерв — короткая головка
Полусухожильная мышца (m. semitendinosus)	Седалищный бугор	Медиальная поверхность бугристости, большеберцовой кости, фасция голени	Разгибает бедро, сгибает голень. При согнутой голени поворачивает голень кнутри разгибает бедро, сгибает голень, поворачивает ее кнутри (при согнутой голени)	Большеберцовый нерв
Полуперепончатая мышца ² (m. semimembranosus)	— » —	Медиальный мыщелок большеберцовой кости		— » —
<i>3. Медиальная группа мышц, бедра</i>				
Тонкая мышца ³ (m. gracilis)	Нижняя ветвь лобковой кости	Медиальная поверхность большеберцовой кости	Приводит бедро, сгибает голень в коленном суставе, поворачивает ее кнутри	Запирательный нерв

² Сухожилие полуперепончатой мышцы у места прикрепления разделяется на три пучка; это расщепление получило название глубокой «гусиной лапки»

³ Сухожилие тонкой мышцы вместе с сухожилиями полусухожильной и портняжной мышц у места своего прикрепления образуют треугольное сухожильное растяжение — поверхностную «гусиную лапку».

Продолжение табл. 13.2

Название	Начало	Прикрепл ение	Функция	Иннервация
Гребенчатая мышца (m. pectineus)	Верхняя ветвь и гребень лобковой кости	Медиальная губа шероховатой линии и гребенчатая линия бедренной кости	Приводит и сгибает бедро	Запирательный нерв
Длинная приводящая мышца (m. adductor longus)	Верхняя ветвь лобковой кости	Медиальная губа шероховатой линии бедренной кости	Приводит бедро, сгибает, поворачивает его кнаружи	— » —
Короткая приводящая мышца (m. adductor brevis)	Тело и нижняя ветви лобковой кости	То же	Приводит и сгибает бедро	— » —
Большая приводящая мышца (m. adductor magnus)	Ветвь седалищной кости, седалищный бугор	То же	Приводит бедро и поворачивает его кнаружи	Запирательный нерв, седалищный нерв (задние пучки мышцы)

Мышцы голени

1. Задняя группа мышц голени

Трехглавая мышца голени (m. triceps surae) состоит из двух мышц: Икроножная мышца (m. gastrocnemius) Латеральная головка Медиальная головка Камбаловидная мышца (m. soleus)	Бедренная кость над латеральным мыщелком Бедренная кость над медиальным мыщелком Задняя поверхность большеберцовой кости, сухожильная дуга, натянутая между большеберцовой и малоберцовой костями	Общее сухожилие (ахиллово) — бугор пяточной кости	Сгибает голень и стопу Сгибает стопу	Большеберцовый нерв — » —
---	---	---	---	------------------------------

Продолжение табл. 13.2

Название	Начало	Прикрепление	Функция	Иннервация
Подошвенная мышца (m. plantaris)	Латеральный надмыщелок бедренной кости, капсула коленного сустава	Вплетается в пяточное (схиллово) сухожилие	Сгибает стопу, натягивает капсулу коленного сустава	Большеберцовый нерв
Подколенная мышца (m. popliteus)	То же	Задняя поверхность большеберцовой кости	Сгибает голень	— » —
Длинный сгибатель пальцев (m. flexor digitorum longus)	Задняя поверхность большеберцовой кости, фасция голени	Подошвенная поверхность дистальных фаланг II—V пальцев	Сгибает II—V пальцы, сгибает стопу	— » —
Задняя большеберцовая мышца (m. tibialis posterior)	Задняя поверхность большеберцовой кости, медиальная поверхность малоберцовой кости, межкостная перепонка голени	Бугристая поверхность ладбевидной кости, подошвенная поверхность клиновидных костей, IV плюсневой кости	Сгибает, приводит и супинирует стопу	— » —
Длинный сгибатель большого пальца стопы (m. flexor hallucis longus)	Задняя поверхность малоберцовой кости, межкостная перепонка, задняя межмышечная перегородка голени	Подошвенная поверхность дистальной фаланги большого пальца стопы	Сгибает большой палец стопы, сгибает и приводит стопу	— » —
<i>2. Передняя группа мышц голени</i>				
Передняя большеберцовая мышца (m. tibialis anterior)	Латеральный мыщелок, латеральная поверхность большеберцовой кости, межкостная перепонка голени	Медиальная клиновидная кость, основание I плюсневой кости	Разгибает и супинирует стопу, при фиксированной стопе наклоняет голень вперед	Глубокий малоберцовый нерв

Продолжение табл. 13.2

Название	Начало	Прикрепление	Функция	Иннервация
Длинный разгибатель пальцев (m. extensor digitorum longus)	Латеральный мыщелок большеберцовой кости, медиальная поверхность малоберцовой кости, межкостная перепонка голени	Сухожильное растяжение тыла II — V пальцев	Разгибает II — V пальцы и стопу	Глубокий малоберцовый нерв
Длинный разгибатель большого пальца стопы (m. extensor hallucis longus)	Медиальная поверхность малоберцовой кости, межкостная перепонка голени	Сухожильное растяжение тыла большого пальца стопы	Разгибает большой палец стопы и стопу	— » —
<i>3. Латеральная группа мышц голени</i>				
Длинная малоберцовая мышца (m. peroneus longus)	Головка и латеральная поверхность малоберцовой кости, латеральный мыщелок большеберцовой кости	Подошвенная поверхность медиальной клиновидной кости, I — II плюсневых костей	Сгибает стопу, поднимает ее латеральный край, укрепляет поперечный свод стопы	Поверхностный малоберцовый нерв
Короткая малоберцовая мышца (m. peroneus brevis)	Латеральная поверхность малоберцовой кости	Бугристая поверхность V плюсневой кости	Сгибает стопу, поднимает ее латеральный край	— » —
Мышцы стопы				
<i>1. Тыльные мышцы</i>				
Короткий разгибатель пальцев (m. extensor digitorum brevis)	Тыльная поверхность пяточной кости	Тыльное сухожильное растяжение II — IV пальцев	Разгибает II — IV пальцы -	Глубокий малоберцовый нерв
Короткий разгибатель большого пальца стопы (m. extensor hallucis brevis)-	То же	Тыльное сухожильное растяжение большого пальца стопы	Разгибает большой палец стопы	— » —

Продолжение табл. 13.2

Название	Начало	Прикрепление	Функция	Иннервация
2. Подошвенные мышцы				
<i>Медиальная группа</i>				
Мышца, отводящая большой палец стопы (m. abductor hallucis)	Медиальная сторона бугра пяточной кости	Проксимальная фаланга большого пальца стопы	Отводит большой палец стопы	Медиальный подошвенный нерв
Короткий сгибатель большого пальца стопы (m. flexor hallucis brevis)-	Подошвенная поверхность клиновидных костей и кубовидной кости	Проксимальная фаланга большого пальца стопы, сесамовидная кость	Сгибает большой палец стопы	— » —
Мышца, приводящая большой палец стопы (m. adductor hallucis)-	Кубовидная кость, латеральная клиновидная кость, основания II—IV плюсневых костей (косая головка). Капсулы III—V плюснефаланговых суставов (поперечная головка)	Основание проксимальной фаланги большого пальца стопы, латеральная сесамовидная кость	Приводит и сгибает большой палец стопы, укрепляет поперечный свод стопы (поперечная головка)	Латеральный подошвенный нерв
<i>Латеральная группа</i>				
Мышца, отводящая мизинец стопы (m. abductor digiti minimi)	Пяточная кость, V плюсневая кость	Проксимальная фаланга мизинца стопы	Отводит и сгибает проксимальную фалангу мизинца стопы	Латеральный подошвенный нерв
Короткий сгибатель мизинца стопы (m. flexor digiti minimi brevis)	V плюсневая кость	Основание проксимальной фаланги мизинца стопы	Сгибает мизинец стопы	— » —

Окончание табл. 13.2

Название	Начало	Прикрепление	Функция	Иннервация
<i>Мышцы срединного возвышения (средняя группа)</i>				
Короткий сгибатель пальцев (m. flexor digitorum brevis)	Подошвенная поверхность бугра пяточной кости, подошвенный апоневроз	Средние фаланги II— V пальцев	Сгибает II— V пальцы, укрепляет продольные своды стопы	Медиальный подошвенный нерв
Квадратная мышца подошвы (m. quadratus plantae)	Подошвенная поверхность пяточной кости -	Латеральные край сухожилий длинного сгибателя пальцев	Сгибает пальцы стопы	Латеральный подошвенный нерв
Червеобразные (4) мышцы (mm. lumbricales)	Сухожилия длинного сгибателя пальцев	Медиальный край проксимальных фаланг и тыльный апоневроз II — V пальцев	Сгибают проксимальные и разгибают средние фаланги пальцев стопы	Медиальный и латеральный подошвенные нервы
Межкостные подошвенные (3) и тыльные (4) мышцы (mm. interossei plantares, dorsales)	Медиальная поверхность III — V плюсневых костей (подошвенные), обращенные друг к другу поверхности плюсневых костей (тыльные)	Основания проксимальных фаланг соответствующих пальцев	Приводят III— V пальцы к II, сгибают проксимальные фаланги (подошвенные), отводят II — IV пальцы и приводят II палец (1-я мышца), сгибают проксимальные фаланги (тыльные)	Латеральный подошвенный нерв

Мышечные ткани характеризуются тем, что элементы их способны к сокращению.

Форма мышц весьма разнообразна (рис. 13.3). В зависимости от расположения мышц, их формы, направления мышечных волокон, отношения к суставам выделяют поверхностные и глубокие, медиальные и латеральные, наружные и внутренние мышцы. Форма мышц связана с их функцией. Различаются мышцы длинные, широкие и короткие; последние встречаются в большом количестве в глубоких слоях спины между отдельными позвонками, а также между ребрами; их размер в длину лишь немногим больше их поперечного сечения. Широкие мускулы располагаются преимущественно на туловище (особенно они развиты на груди, животе, в поверхностных слоях спины); они имеют вид пластов. Длинных мышц, особенно веретенообразной формы, больше всего на конечностях.

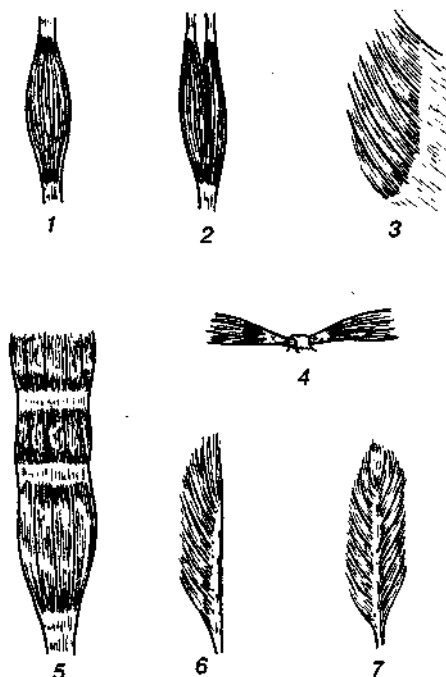


Рис. 13.3. Формы мышц:

1 — веретенообразная; 2 — двуглавая; 3 — широкая; 4 — двубрюшная; 5 — прямая (лентовидная); 6 — одноперистая; 7 — двуперистая

Мышечные пучки формируют брюшко, переходящее в сухожильную часть. Проксимальный отдел мышцы — ее головки — начинается от одной кости, дистальный конец — сухожилие (хвост) — прикрепляется к другой кости. Начало мышцы находится проксимальнее, чем точка ее прикрепления, которая располагается дистальнее. Сухожилия различных мышц отличаются между собой. Так, мышцы конечностей имеют узкие и длинные сухожилия. Широкое и плоское сухожилие — сухожильное растяжение, или апоневроз, характерно для мышц, участвующих в формировании стенок полостей тела. Брюшко некоторых мышц разделено промежуточным сухожилием, например, двубрюшная мышца. Если на протяжении мышцы имеется несколько промежуточных сухожилий, то их называют *сухожильными перемычками*. Сухожилие мало растяжимо, обладает значительной прочностью и выдерживает огромные нагрузки. Так, например, сухожилие четырехглавой мышцы бедра способно выдерживать растяжение силой в 600 кг, сухожилие трехглавой мышцы голени (пяточное сухожилие) — 400 кг. Это достигается благодаря строению плотной оформленной соединительной ткани, из которой образованы сухожилия. Сухожилия состоят из параллельных пучков коллагеновых волокон, между которыми расположены фиброциты и небольшое количество фибробластов. Сухожилие снаружи покрыто *перитендинием* — футляром из плотной волокнистой соединительной ткани. В соединительнотканых прослойках проходят сосуды и нервы.

Сухожилие в большинстве случаев имеется на обоих концах мышцы, но нередко у мускула (чаще у начала) наблюдается непосредственное присоединение (к кости или другому органу) мышечных волокон — так называемое мясистое начало. Иногда начало (или прикрепление) мускула

неоднородно: частью сухожильное, частью мышечное.

Как правило, поперечнополосатые мышцы соединяют части скелета, обладающие известной подвижностью. Сокращаясь, мускул сближает кости, причем обыкновенно одна из них не меняет своего положения и потому место, где начинается мускул, получило название укрепленной точки, здесь же лежит начало мышцы. На другой кости, приводимой сокращением данной мышцы в движение, располагается подвижная точка; тут находится прикрепление мышцы. В общем у мышц туловища начало расположено ближе к срединной плоскости, прикрепление лежит дальше от нее, а у мышц конечностей начало находится проксимально, прикрепление — дистально (рис. 13.4, рис. 13.5).

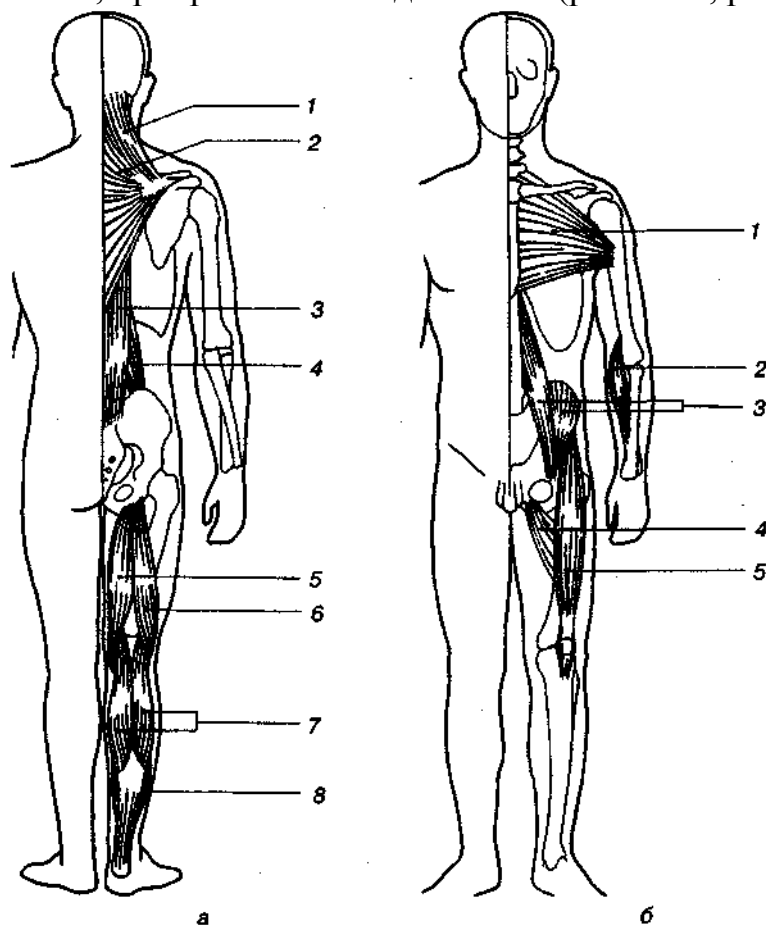


Рис. 13.4. Наиболее сильно сокращающиеся мышцы (по В. Янде, 1970): а — вид сзади: 1 — мышца, поднимающая лопатку; 2 — трапецевидная мышца; 3 — мышца, разгибатель позвоночника; 4 — квадратная мышца спины; 5 — полусухожильная мышца; 6 — двуглавая мышца бедра; 7 — икроножная мышца; 8 — камбаловидная мышца, б — вид спереди: 1 — большая грудная мышца; 2 — сгибатель руки и пальца; 3 — подвздошно-поясничная мышца; 4 — приводящие мышцы; 5 — прямая мышца бедра

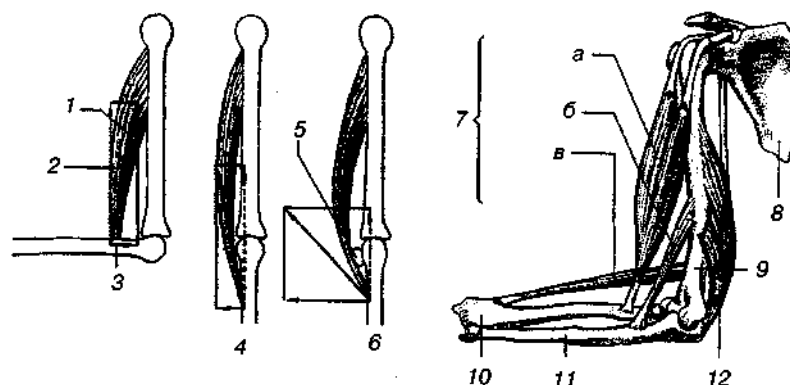


Рис. 13.5. Схема действия мышц на костные рычаги:

1 — действующая мышца (двуглавая); 2 — вращательное действие; 3 — сгибание в суставе; 4 — разгибание в суставе; 5 — сесамовидная кость; 6 — распределение силы при наличии сесамовидной кости; 7 — сгибатели руки (синергисты): а — двуглавая мышца; б — сгибатель (плечелучевая мышца); в — мышца лучевой сгибатель; 8 — лопатка; 9 — плечевая кость; 10 — лучевая кость; 11 — локтевая кость; 12 — разгибатель (антагонист), трехглавая мышца плеча

Строение мышц

Мышечные волокна, параллельные друг друга, связаны между собой рыхлой соединительной тканью и образуют сначала так называемый *первичный пучок* (или пучок первого порядка). Несколько таких первичных пучков соединяются, в свою очередь, образуя вторичный пучок и т. д. Последние соединяются в более крупные пучки, из которых уже составляется мускул. Пучки всех категорий связываются между собой прослойками рыхлой соединительной ткани (*эндомизий*). Такого же строения тонкая оболочка, *перимизий*, покрывает весь мускул снаружи. Толщина мышечных пучков зависит от числа содержащихся в них волокон. Мышца соединяется с костью сухожилием, которое тесно связано с эндомизием и *сарколеммой* и состоит из плотной волокнистой соединительной ткани; пучки последней, располагаясь параллельно, объединены очень тонкими прослойками рыхлой клетчатки, где проходят многочисленные сосуды.

Мускулы — органы с весьма интенсивным обменом веществ, они очень богаты сосудами и нервами. Чаще один и тот же мускул получает кровь из нескольких артерий (каждая сопровождается двумя венами), которые, разветвляясь в ткани мускула, проходят по прослойкам эндомизия и анастомозируют друг с другом, образуя петли, вытянутые по длине мышечных пучков. Мускулы снабжаются чувствительными и двигательными нервами; последние своими окончаниями (двигательные бляшки) соединяются с сократительным веществом мускульных волокон. Окончания чувствительных нервов (нервномышечные веретена) имеются в мышечных элементах и в ткани сухожилий.

Поперечнополосатые мышцы теснейшим образом (анатомически и физиологически) связаны со скелетом, образуя вместе с ним систему органов опоры и движения.

Механическое действие мышц. Механическое действие мышцы (мышц) проявляется в сокращении. Сокращаясь, мышца становится короче и толще, сближая точки прикрепления, развивая при этом силу. Редко мышца сокращается одна, даже простые движения различных частей тела обычно обусловлены работой нескольких мышц. Часто мышца соединяет смежные кости, образующие одно сочленение — сустав.

Мышцы — это «машины», преобразующие химическую энергию непосредственно в механическую (работу) и в теплоту. Деятельность их, в частности, механизм укорочения и генерирования силы, убедительно доказан на молекулярном уровне с использованием физических и химических законов.

Механика мышечного сокращения. Механическому сокращению мышцы предшествует ее электрическое возбуждение, вызываемое разрядом двигательных нейронов в области нервно-мышечного соединения (двигательной концевой пластинки), т. е. в месте контакта нерва и мышцы. Здесь высвобождается медиатор ацетилхолин, который взаимодействует с постсинаптической мембраной и вызывает электрическое возбуждение мышцы — *потенциал действия*. Под влиянием потенциала действия высвобождается кальций, запускающий механическое сокращение.

Реакция мышцы на раздражение. На одиночный стимул мышца отвечает одиночным сокращением. Раздражение, наносимое на мышцу, характеризуется следующими параметрами: 1) интенсивностью (В или мВ), 2) длительностью (с или мс), 3) частотой (имп/с). Длительность единичного мышечного сокращения составляет примерно 0,1 с.

Электрический ответ мышцы на раздражение (потенциал действия) характеризуется периодом рефлексорности, когда мышца не отвечает на раздражение; в механическом же сокращении скелетной мышцы такого периода нет. Поэтому если на мышцу наносить повторное раздражение в тот момент, когда она еще не полностью расслабилась после предшествующего сокращения, можно наблюдать усиление сокращения, или суммацию. Напряжение, или усилие, развиваемое при суммации, больше, чем при одиночном сокращении.

Молекулярный механизм сокращения. Один-грамм ткани скелетной мышцы содержит примерно 100 мг «сократительных белков» — *актина* (молекулярная масса 42 000) и *миозина* (молекулярная масса 50 000). Механизм их взаимодействия во время акта мышечного сокращения объясняет теория скользящих нитей, разработанная Х. Хаксли и Дж. Хансон (1954).

Теория скользящих нитей. Сократительные белки актин и миозин образуют в миофибриллах тонкие и толстые миофиламенты. Они располагаются параллельно друг другу внутри мышечной клетки (рис. 13.6).

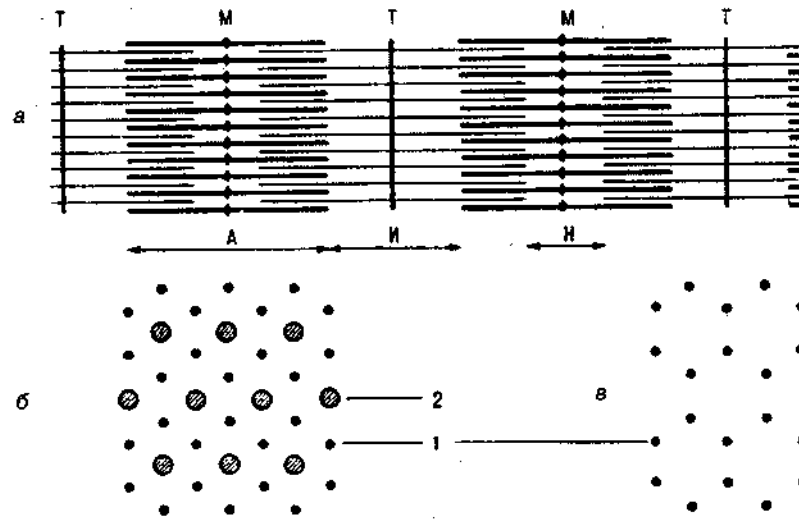


Рис. 13.6. Схема строения миофибриллы:

а — продольный срез; *A* — анизотропный диск; *I* — изотропный диск; *T* — телофрагма; *M* — мезофрагма; *H* — полоска Н; *1* — тонкие (актиновые нити); *2* — толстые (миозиновые) нити; б — взаиморасположение нитей актина и миозина на поперечном срезе миофибриллы в области анизотропного диска; в — расположение нитей актина на поперечном срезе миофибриллы в области изотропного диска

Миофибриллы представляют собой сократимые пучки «нитей» (филаментов) диаметром около 1 мкм. Перегородки, называемые Z-пластинками, разделяют их на несколько компартментов — саркомеров — длиной примерно по 2,5 мкм.

Мышца сокращается в результате укорочения множества последовательно соединенных саркомеров в миофибрилах. Сравнивая структуры саркомера в двух различных функциональных состояниях (рис. 13.7), можно видеть изменения поперечной исчерченности и взаиморасположения нитей во время сокращения: тонкие актиновые филаменты скользят вдоль толстых миозиновых, двигаясь между ними к середине их пучка и саркомера.

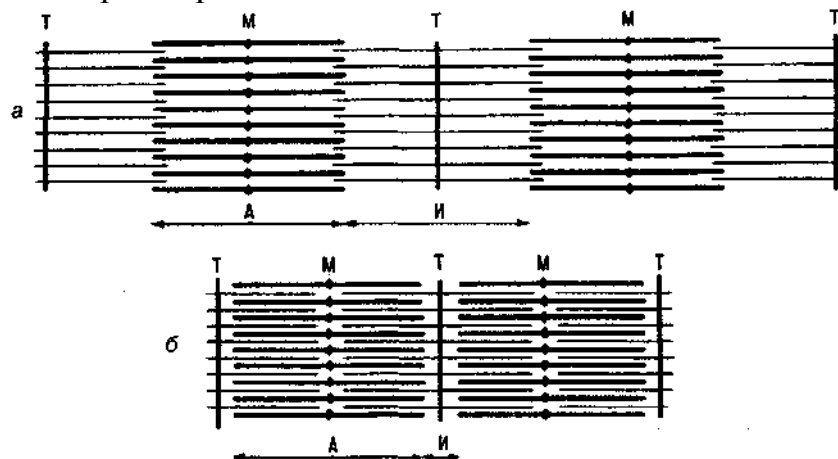


Рис. 13.7. Схема, показывающая движение нитей актина между нитями миозина при расслаблении (а) и сокращении (б) миофибриллы
(обозначения те же, что на рис. 13.6)

Рис. 13.8 иллюстрирует основное положение теории скользящих нитей — во время сокращения мышцы сами актиновые и миозиновые нити не укорачиваются.

Длина нитей не меняется и при растяжении мышцы. Тонкие филаменты попросту вытягиваются из промежутков между толстыми нитями, так что степень перекрывания их пучков уменьшается.

Мышечное сокращение. У человека существует три вида мышц: поперечнополосатые мышцы скелета, поперечнополосатые мышцы сердца и гладкие мышцы внутренних органов, сосудов и кожи. Все они различаются по строению и физиологическим свойствам.

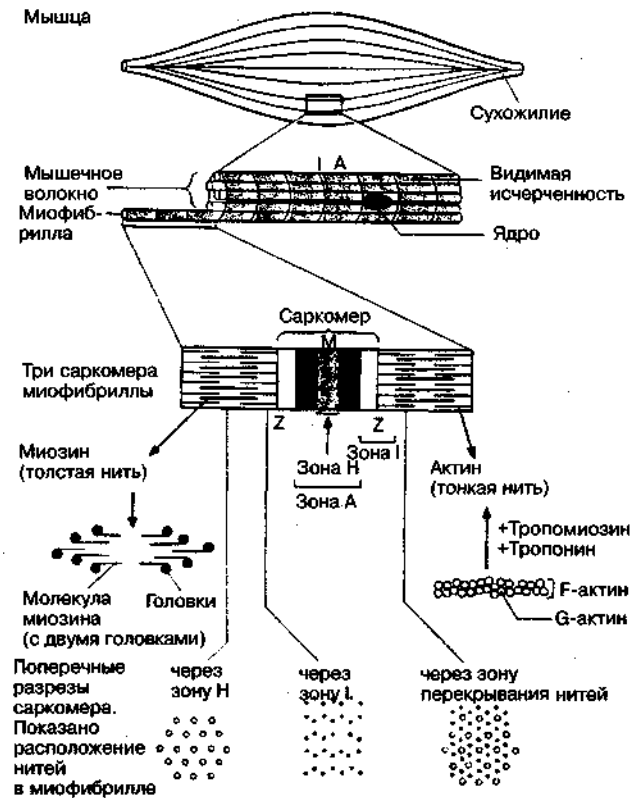


Рис. 13.8. Ультраструктура скелетного мышечного волокна

Функции и свойства поперечнополосатых мышц. Поперечнополосатые мышцы являются активной частью ОДА, включающего, кроме них кости, связки и сухожилия. В результате сократительной деятельности поперечнополосатых мышц, происходящей под влиянием импульсов, приходящих из ЦНС, возможны: 1) передвижение организма в пространстве; 2) перемещение частей тела относительно друг друга; 3) поддержание позы. Кроме того, одним из результатов мышечного сокращения является выработка тепла, так как при работе мышц освобождается большое его количество.

Каждое мышечное волокно обладает следующими тремя физиологическими свойствами: 1) возбудимостью, т. е. способностью отвечать

на действие раздражителя генерацией потенциала действия; 2) способностью проводить волну возбуждения вдоль всего волокна в обе стороны от точки раздражения; 3) сократимостью, т. е. способностью сокращаться или изменять напряжение при возбуждении.

Возбудимость и способность к проведению потенциала действия является функциями поверхностной клеточной мембраны — сарколеммы — мышечного волокна, а сократимость — миофибрилл, расположенных в его саркоплазме.

Изотоническое и изометрическое сокращение. Распространение потенциала действия по мышечному волокну активизирует его сократительный аппарат, вследствие чего волокно сокращается. В зависимости от условий, в которых происходит сокращение, различают два его типа: *изотоническое и изометрическое* (рис. 13.9).

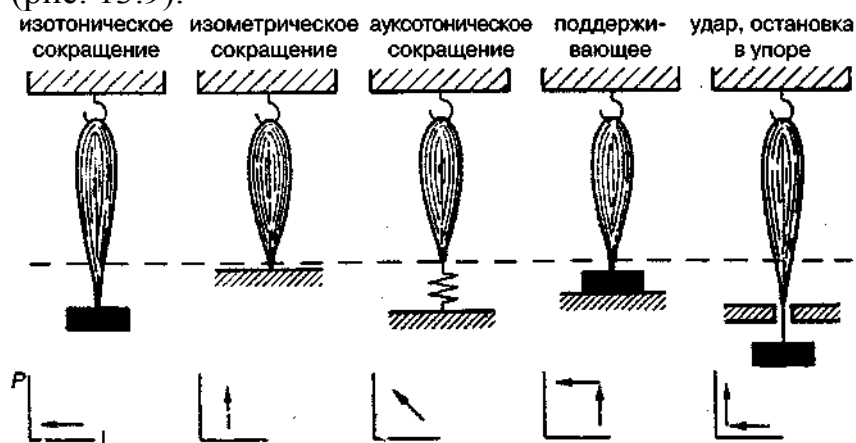


Рис. 13.9. Виды мышечного сокращения

Изотоническим называется такое сокращение мышцы, при котором ее волокна укорачиваются, но напряжение остается постоянным. Примером изотонического сокращения является свободное поднятие мышцей груза, который обуславливает ее постепенное напряжение.

Изометрическим называется такое сокращение, при котором мышца укоротиться не может, например, если оба ее конца неподвижно закреплены. В этом случае длина мышечных волокон остается неизменной, но напряжение их возрастает.

Естественные сокращения мышц в организме никогда не бывают чисто изотоническими или чисто изометрическими, так как мышцы, поднимая груз (например, сгибая конечность в суставе), укорачиваются и вместе с тем меняют свое напряжение.

При совершении работы по перемещению груза мышца обычно сокращается сначала изометрически, затем изотонически. Максимальный коэффициент полезного действия при изотонических сокращениях равен приблизительно 25%. Мышцы-сгибатели типа двуглавой мышцы плеча сокращаются изотонически, т. е. укорачиваются, а четырехглавая мышца бедра в позе стоя напрягается и сокращается в изометрическом режиме.

Возбудимость и возбуждение скелетных мышечных волокон. Поперечнополосатая мышца состоит из множества функциональных единиц — мышечных волокон, или мышечных клеток.

В скелетной мышце различают два вида мышечных волокон: интрафузальные и экстрафузальные. Интрафузальные, по мнению С. Шеррингтона, — специализированные мышцы нервно-мышечных веретен, являющихся мощным рецепторным полем мышцы. Экстрафузальные создают силу, необходимую для движения и обеспечения позы (рис. 13.10).

Интрафузальные мышечные волокна гораздо меньше по объему, чем экстрафузальные.

Возбудимость различных скелетных мышечных волокон значительно варьирует. Она больше в так называемых быстрых мышечных волокнах и меньше в медленных.

В условиях естественной деятельности организма существует некоторая особенность, связанная с иннервацией скелетной мышцы двигательным нервом. Каждое моторное нервное волокно, являющееся отростком двигательной клетки передних рогов спинного мозга, в мышце ветвится и иннервирует не одно, а целую группу мышечных волокон. Такая группа получила название *моторной единицы*. Количество мышечных волокон, входящих в состав моторной единицы в разных мышцах человека варьирует в очень широких пределах. Так, наименьшее число волокон содержится в моторных единицах тех мышц, которые обеспечивают осуществление очень быстрых и точных движений. К таковым относятся мышцы глазного яблока, в которых моторные единицы состоят, из 3—6 мышечных волокон, и мышцы пальцев рук, в которых одно нервное волокно иннервирует 10—25 мышечных волокон. В мышцах туловища и конечностей, от которых зависит осуществление относительно медленных движений, и которые не нуждаются в столь точном контроле, как мышцы пальцев, моторные единицы состоят из 500 и более мышечных волокон. Моторные единицы икроножной мышцы содержат около 2000 волокон.

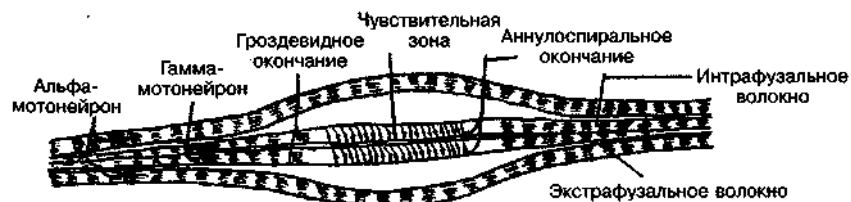


Рис. 13.10. Мышечное веретено и его иннервация

Вследствие того, что скорость распространения возбуждения в нервных волокнах, иннервирующих скелетные мышцы, очень велика, мышечные волокна, составляющие моторную единицу, приходят в состояние возбуждения практически одновременно.

В скелетных мышцах человека различают быстрые и медленные моторные единицы, состоящие соответственно из быстрых и медленных мышечных волокон. Длительность потенциала действия в медленных волокнах примерно в 2 раза больше, чем в быстрых, продолжительность волны сокращения — в 5 раз больше, а скорость ее проведения приблизительно в 2 раза меньше.

Скелетные мышцы в большинстве случаев являются смешанными: они состоят как из быстрых, так и из медленных моторных единиц. Благодаря этому нервные центры могут использовать одну и ту же мышцу как для осуществления быстрых, фазных движений, так и для поддержания тонического напряжения. Переход от одного режима деятельности к другому осуществляется путем последовательного включения в работу то одних, то других моторных единиц.

В отличие от мышечных волокон каждой моторной единицы, синхронно, т. е. одновременно, возбуждающихся в ответ на приходящий импульс, мышечные волокна различных моторных единиц мышцы, как правило, работают асинхронно. Объясняется это тем, что моторные единицы иннервируются различными двигательными нейронами, которые посылают импульсы с разной частотой и разновременно. Несмотря на неодновременность начала и конца сокращения различных моторных единиц, суммарное сокращение мышцы в целом имеет в условиях нормальной деятельности слитный характер, даже в том случае, когда каждая из моторных единиц работает в медленном ритме (например, 5 сокращений в секунду).

Таким образом, при асинхронной деятельности моторных единиц, обусловленной асинхронной работой соответствующих нейронов спинного мозга, все движения нашего тела имеют плавный характер уже при малой частоте двигательной импульсации. Асинхронная деятельность моторных единиц не позволяет различать электрическую активность каждой из них при отведении потенциалов от целой мышцы: неодновременно возникающие пики потенциалов действия алгебраически суммируются на электродах, вследствие чего возникает сложная картина, по которой можно лишь косвенно судить об электрической активности отдельных мышечных волокон.

В покое моторные единицы мышц конечностей человека обнаруживают очень редкие разряды потенциалов действия. Это обуславливает тонус мышц.

При небольшом напряжении появляются разряды с частотой 5—10 в секунду. Повышение напряжения увеличивает частоту следования потенциалов действия до 20—50 в секунду. Лишь при максимальных мышечных усилиях удается зарегистрировать частоту разрядов, превышающую 50 в секунду.

Сила мышечного сокращения зависит от числа моторных единиц, вовлекаемых одновременно в реакцию и от частоты возбуждения каждой из них.

У человека тонус мышц в известных пределах может регулироваться произвольно — по желанию можно почти полностью расслабить мышцы или несколько напрячь их, не совершая, однако, при этом движения.

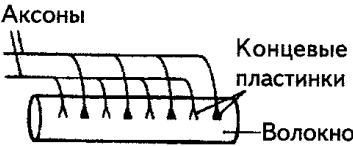

Следует отметить, что в осуществлении тонуса скелетных мышц особую роль играют медленные и тонические моторные единицы. Они отличаются малой скоростью процессов укорочения и расслабления, и поэтому даже редкий ритм возбуждения достаточен для длительного удержания мышечных волокон в укороченном состоянии.

В покое, вне работы, мышцы не являются полностью расслабленными, а сохраняют некоторое напряжение, называемое *тонусом*. Внешним выражением

тонуса является определенная степень упругости мышц.

Таблица 13.3

Строение, локализация и общие свойства быстрых и медленных мышечных волокон

	Медленные (тонические) волокна	Быстрые (фазические) волокна
Строение	<p>Много митохондрий Саркоплазматический ретикулум развит слабо Красные — из-за присутствия миоглобина и цитохромовых пигментов Содержание гликогена невелико. Тесный контакт волокон с капиллярами для ускорения обмена веществ</p>	<p>Мало митохондрий Саркоплазматический ретикулум хорошо развит Белые — миоглобина и цитохромовых пигментов мало или нет вовсе Обилие гликогеновых гранул</p>
Расположение	В глубоких слоях мышц конечностей	Ближе к поверхности
Иннервация	<p>Тонкие нервные волокна 5 мкм в диаметре На одном мышечном волокне несколько концевых пластинок (это называется мультитерминальной иннервацией)</p> 	<p>Толстые нервные волокна 10—20 мкм в диаметре Обычно на одном мышечном волокне одна концевая пластинка (могут быть две)</p> 
Возбудимость	<p>Скорость проведения импульса 2—8 м·с⁻¹ Мембрана не обладает электрической возбудимостью. Каждый импульс приводит к высвобождению лишь небольшого количества ацетилхолина. Таким образом, степень деполяризации мембраны зависит от частоты стимуляции</p>	<p>Скорость проведения 8—40 м·с⁻¹ Мембрана обладает электрической возбудимостью. Когда возникает потенциал действия, развивается ответ типа «все или ничего»</p>
Тип ответа	Медленное градуальное сокращение. Медленное расслабление (приблизительно в 100 раз медленнее, чем у быстрых волокон)	Быстрое сокращение (в три раза быстрее, чем у медленных волокон). Довольно быстрое утомление
Физиологическая активность	Источник АТФ — аэробное дыхание	Источник АТФ — анаэробные процессы (гликолиз)

	Медленные (тонические) волокна	Быстрые (фазические) волокна
Функция	<p>Многие волокна при недостатке O_2 продолжают работать за счет анаэробного гликолиза; в этом случае образуется молочная кислота и создается кислородная задолженность.</p> <p>По мере окисления дыхательного субстрата мобилизуются резервные углеводы и жиры. Тепло отводится от мышцы по мере его выработки</p> <p>Устанавливается равновесие между работой мышцы с ее потребностями</p> <p>Обеспечивают длительное сокращение мышцы; это используется для поддержания позы</p>	<p>Быстро создается кислородная задолженность</p> <p>В качестве дыхательного субстрата интенсивно используется гликоген</p> <p>Тепло поглощается волокнами, так как кровеносная система не обеспечивает его быстрого отведения</p> <p>Мышца некоторое время сокращается и тогда, когда кровеносная система не успевает обеспечить дополнительную доставку кислорода</p> <p>Обеспечивают немедленное быстрое сокращение, когда кровеносная система еще только приспосабливается к новому уровню мышечной активности; поэтому очень важны при локомоции</p>

Тонус скелетных мышц связан с поступлением к мышце редких нервных импульсов, возбуждающих попеременно различные мышечные волокна. Эти импульсы возникают в мотонейронах спинного мозга, активность которых в свою очередь поддерживается и регулируется импульсами, исходящими как из вышележащих центров, так и с периферии от проприорецепторов («мышечных веретен»), находящихся в самих мышцах.

Тонус скелетных мышц имеет рефлекторную природу.

Типы скелетных мышечных волокон. Выделяют два типа скелетных мышечных волокон, каждый из которых имеет свои физиологические особенности. Это медленные (тонические) и быстрые (фазические) волокна. Их строение, локализация и общие свойства указаны в табл.13.3. Благодаря волокнам этих двух типов организм способен передвигаться и поддерживать позу. Быстрые волокна позволяют мышце сокращаться с высокой скоростью.

У человека все мышцы тела состоят из волокон двух типов одновременно, но обычно один из них доминирует. Это имеет физиологическое значение, поскольку тонические мышцы способны к медленному и длительному сокращению и их соответственно больше в мышцах-разгибателях, тогда как в сгибателях, предназначенных для быстрых реакций, преобладают фазические волокна.

Быстрые и медленные мышцы. Скорость сокращения мышц различна в зависимости от их функции. Так, икроножная мышца сокращается быстрее, чем камбаловидная, отвечающая за осуществление медленных реакций, а глазная мышца — еще быстрее. Как правило, в *быстрых мышечных волокнах* более развит саркоплазматический ретикулум, что способствует быстрому выбросу

кальция, и они менее богато васкуляризованы. Их называют «белыми» мышечными волокнами. *Медленные мышцы* построены из более мелких волокон. Такие мышцы часто называют «красными» из-за красноватой окраски, связанной с высоким содержанием миоглобина.

Особенности скелетных мышц

Поскольку мышцы способны развивать силу только при укорочении (т. е. тянуть, но не толкать), ясно, что для того, чтобы сместить кость, а затем вернуть ее в прежнее положение, необходимы, по меньшей мере, две мышцы или две группы мышц. Пара мышц, действующих таким образом, называются антагонистами. В табл. 13.4 приведена классификация мышц по типу производимых ими движений. Очень редко в движении участвует лишь одна пара мышц-антагонистов. Обычно каждое отдельное движение обеспечивается группами мышц, называемых синергистами.

Таблица 13.4

Типы движений, производимых парами мышц-антагонистов

Классификация мышц	Вид производимого движения
Сгибатель	Сгибает конечность, притягивая два скелетных элемента друг к другу
Разгибатель	Распрямляет конечность, оттягивая два скелетных элемента друг от друга
Приводящая мышца	Тянет конечность по направлению к продольной оси тела
Отводящая мышца	Отводит конечность от продольной оси тела
Протрактор	Тянет дистальный отдел конечности вперед
Ретрактор	Оттягивает дистальный отдел конечности назад
Ротатор	Поворачивает конечность целиком или ее часть в одном из суставов

Работа мышц

Величина сокращения (степень укорочения) мышцы при данной силе раздражения зависит как от ее морфологических свойств, так и от физиологического состояния. Длинные мышцы сокращаются на большую величину, чем короткие. Умеренное растяжение мышцы увеличивает ее сократительный эффект; при сильном растяжении сокращение мышцы ослабляется. Если в результате длительной работы развивается утомление мышцы, то величина ее сокращения падает.

Для измерения силы мышцы определяют либо максимальный груз, который она в состоянии поднять, либо максимальное напряжение, которое она может развить в условиях изометрического сокращения.

Одиночное мышечное волокно способно развивать напряжение, достигающее 100—200 мг. Учитывая, что общее число мышечных волокон в теле человека равно приблизительно 15—30 млн, они могли бы развить напряжение в 20—30 тонн, если бы все одновременно тянули в одну сторону.

Сила мышцы при прочих равных условиях зависит от ее поперечного сечения. Чем больше физиологическое поперечное сечение мышцы, т. е. сумма поперечных сечений всех ее волокон, тем больше груз, который она в состоянии поднять. Физиологическое поперечное сечение совпадает с геометрическим только в мышцах с продольно расположенными волокнами; у мышц с косыми волокнами сумма поперечных сечений волокон может значительно превышать геометрическое поперечное сечение самой мышцы (рис. 13.11). По этой причине сила мышцы с косыми волокнами значительно больше, чем сила мышцы той же толщины, но с продольными волокнами. Чтобы иметь возможность сравнивать силу разных мышц, максимальный груз, который мышца в состоянии поднять, делят на число квадратных сантиметров ее физиологического поперечного сечения. Таким образом вычисляют *абсолютную мышечную силу*. Абсолютная сила, выраженная в килограммах на 1 см^2 , икроножной мышцы человека равна 5,9, сгибателя плеча — 8,1, жевательной мышцы — 10, двуглавой мышцы плеча — 11,4, трехглавой мышцы плеча — 16,8, гладких мышц — 1.

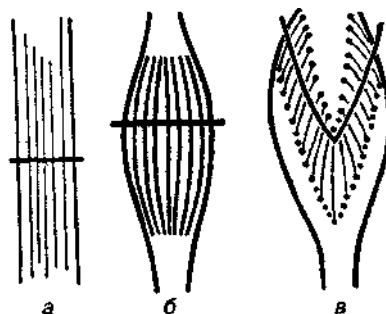


Рис. 13.11. Типы строения различных мышц (по А.А. Ухтомскому):
 а — мышцы с параллельным ходом волокон; б — веретенообразная мышца;
 в — перистая мышца

Большинство мышц человека имеет перистое строение. Перистая мышца имеет большое физиологическое сечение, а потому обладает большой силой.

Работа мышцы измеряется произведением поднятого груза на величину укорочения мышцы, т. е. выражается в килограммометрах или граммсантиметрах.

Между грузом, который поднимает мышца, и выполняемой ею работой существует следующая зависимость. Внешняя работа мышцы равна нулю, если мышца сокращается без нагрузки. По мере увеличения груза, работа сначала увеличивается, а затем постепенно падает. При очень большом грузе, который мышца неспособна поднять, работа становится вновь равной нулю. На рис. 13.12 показаны соотношения, существующие между величиной нагрузки, степенью укорочения мышцы и величиной работы. Как видно, наибольшую

работу мышца совершает при некоторых средних нагрузках: в данном случае при 200—300 г. Мощность мышцы, измеряемая величиной работы в единицу времени, также достигает максимальной величины при средних нагрузках. Поэтому зависимость работы и мощности от нагрузки получили название *правила средних нагрузок*.

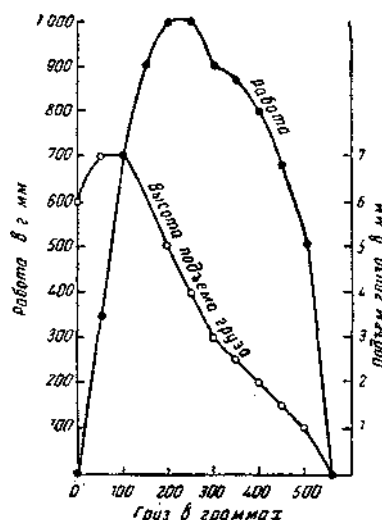


Рис. 13.12. Соотношение нагрузки (в граммах), сокращения (в миллиметрах подъема груза) и работы (в грамм-миллиметрах) икроножной мышцы лягушки (по Уоллеру)

Работа, при которой происходит перемещение груза и движение костей в суставах, называется *динамической*. Работа мышцы, при которой мышечные волокна развивают напряжение, но почти не укорачиваются (это происходит, когда мышца сокращается в изометрическом режиме), называется *статической*. Статическая работа более утомительна, чем динамическая.

Механические свойства мышц

Длина, сила и скорость сокращения — наиболее важные механические свойства мышц. Существует некая оптимальная длина мышцы, при которой сокращение максимально. Это показывает опыт по изучению изометрических сокращений изолированной мышцы, фиксируемых при различных значениях исходной длины (рис. 13.13). Если исходная длина мышцы мала, что и усилие, развиваемое ею при сокращении, невелико; при растяжении ее до определенного уровня (точка 2 на рис. 13.13, а) это усилие достигает максимального значения. Если же мышца перерастянута (точка 3), сила ее сокращения вновь падает. Для скелетных мышц это взаимоотношение между длиной и силой не имеет большого значения, однако в сердечной мышце оно играет важную роль.

Увеличение нагрузки на мышцу снижает скорость ее сокращения (рис. 13.13, б)

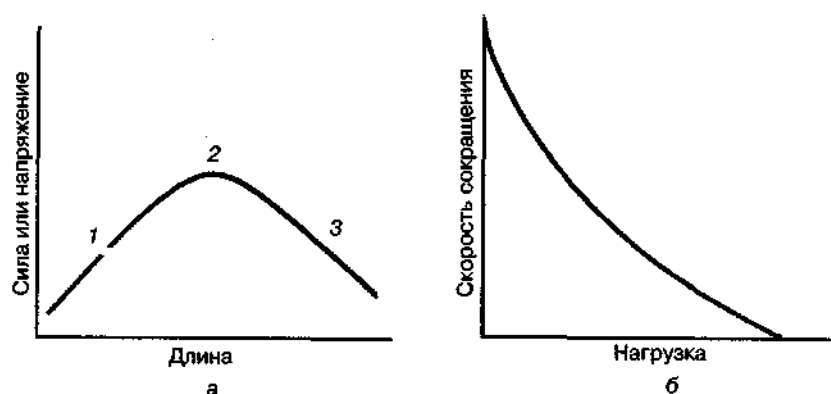


Рис. 13.13. Зависимость между силой, напряжением и длиной мышцы, а — при увеличении длины мышцы до точки 2 напряжение и сила ее сокращения возрастают, а при дальнейшем растяжении мышцы — падают (3). б — зависимость скорости сокращения мышцы от нагрузки: чем больше нагрузка, тем меньше скорость сокращения

Элементы биомеханики

Мышцы, сокращаясь, превращают весьма значительную часть (1/4—1/3) химической энергии в механическую работу, выделяя при этом теплоту; это — один из главных источников образования ее в организме.

Обычно мышцы действуют на кости, соединенные между собой суставами, так что получается тот или иной род рычага.

Особенно много в человеческом теле одноплечих рычагов второго рода: точка приложения силы находится между точкой опоры и точкой сопротивления (центром тяжести той части тела, которая приводится в движение). Например, локтевое сочленение. Когда в нем происходит сгибание, точка опоры лежит на линии соединения плечевой и локтевой костей; неподалеку от этой точки в самом верхнем отделе предплечья, помещается точка приложения силы (место прикрепления двуглавой и плечевой мышц, сгибающих предплечье), сопротивление (центр тяжести предплечья и кисти) располагается дистальнее. Так как у этого рычага плечо сопротивления длиннее плеча приложения силы, приходится применять относительно большую силу для того, чтобы преодолеть сопротивление; при этом выигрывается время, почему рычаг этого рода носит название *рычага скорости*.

Сокращение мускула не всегда приводит в движение кость, к которой он прикрепляется; нередко сокращение удерживает ее в определенном положении (иммобилизация). Движения, при которых работе одного мускула обязательно сопутствует сокращение нескольких других, иммобилизующих место его начала, называются *координированными, или сочетанными*. Редко мускул сокращается один; самые, казалось бы, простые движения частей тела обусловлены работой нескольких мышц. Так, при движениях в плечевом суставе работают не только мышцы, идущие от лопатки и ключицы к плечевой кости и действующие непосредственно на последнюю, но в известной мере сокращаются также мышцы, иммобилизующие кости плечевого пояса; последние играют роль опоры для мышц, приводящих в движение плечевую

кость.

Часто мускул соединяет смежные кости, образующие одно сочленение; кроме мышц такого рода, называемых *односуставными*, так как они действуют лишь на один сустав, есть много мускулов, которые идут мимо двух и более суставов; они называются *двусуставными или многосуставными* мышцами; последние отличаются более сложным действием, так как приводят в движение не только часть скелета, к которой прикрепляются, но могут изменять и положение костей, находящихся на пути от начала мышцы до ее прикрепления.

Глава 14 БИОДИНАМИКА (БИОМЕХАНИКА) ДВИГАТЕЛЬНЫХ КАЧЕСТВ

Каждый человек владеет определенными двигательными навыками, например, может поднять определенный вес, пробежать или прыгнуть и т. п., но возможности у всех различны. Это связано и с возрастом, и наследственностью и, главное, с тренированностью. Двигательные качества отличаются друг от друга по форме и по затраченной энергии. Двигательные качества — это отдельные стороны моторики человека. Они проявляются в одинаковой форме движений и энергетического обеспечения и имеют аналогичные физиологические механизмы.

Поэтому методики совершенствования (тренировки) тех или иных качеств имеют общие черты независимо от конкретного вида движения. Например, выносливость марафонца во многом сходна с выносливостью лыжника-гонщика, велогонщика, конькобежца и т. п. Сила (F), скорость (V) и длительность (продолжительность) (t) движения находятся в определенных соотношениях друг с другом. Это соотношение различно в разных видах деятельности (в разных видах спорта).

При сокращении мышцы развивают большие усилия, которые зависят от поперечного сечения, начальной длины волокон и ряда других факторов. Сила мышцы на 1 см^2 ее поперечного сечения называется *абсолютной мышечной силой*. Для человека она равна от 50 до 100 Н.

Сила и мощность одних и тех же мышц зависят от ряда физиологических условий: возраста, пола, тренировки, температуры воздуха, исходного положения при выполнении упражнений, биоритмов и т. д..

Внешнее проявление сократительной активности мышцы (пучка волокон или волокна) состоит в том, что при ее фиксированной

длине развивается усилие, а при фиксированной нагрузке происходит укорочение. Эксперимент с мышцами проводится в двух режимах: *изометрическом*, когда длина мышцы фиксирована и *изотоническом*, когда мышца имеет возможность укорачиваться при постоянной нагрузке (рис. 14.1). На рисунке видно, что изометрическое усилие развивается очень быстро и достигает своей максимальной величины примерно через 170 мс после возбуждения. Начиная с 200 мс оно снова уменьшается с возрастающей скоростью. Интересно отметить, что даже через 900 мс в мышце еще сохраняется некоторое напряжение, что может быть обусловлено только активными физическими и химическими процессами.

Изотоническое одиночное сокращение существенно отличается от *изометрического*. Укорочение в процессе изотонического одиночного сокращения начинается только тогда, когда в мышце развивается достаточное усилие, равное по величине внешнему. В результате одиночное сокращение начинается тем позднее, чем больше нагрузка. Укорочение вначале почти линейно зависит от времени и достигает максимальных значений тем раньше,

чем больше нагрузка. Затем наступает расслабление мышц с возрастающей скоростью, причем, так же как и укорочение, оно завершается тем раньше, чем больше груз. Если сделать нагрузку равной тому полному изометрическому усилию, которое мышца способна развить, то никакого внешнего укорочения не произойдет. При нулевой нагрузке скорость укорочения, очевидно, должна быть максимальной. Соотношение между нагрузкой и установившейся скоростью укорочения показано на рис. 14.2.

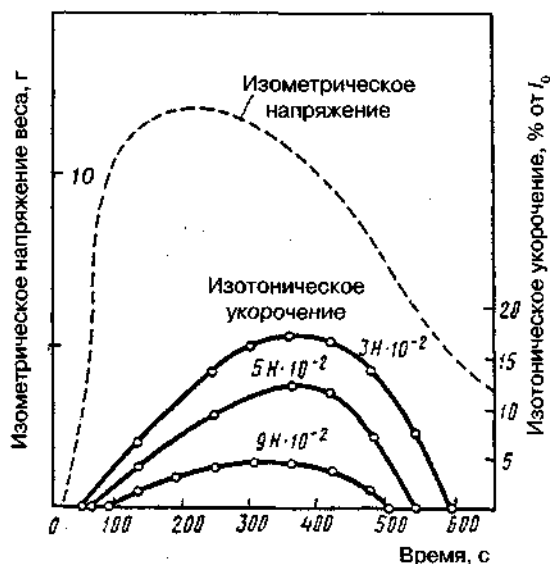


Рис. 14.1. Изометрическое и изотоническое одиночное сокращение. Портняжная мышца лягушки при 0°C (по В. Jewell, D. Wilkie, 1960)

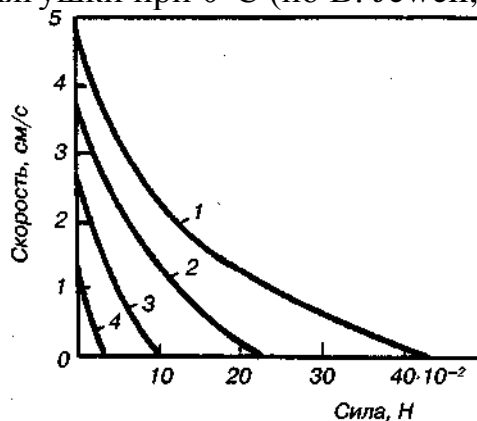


Рис. 14.2. Зависимость скорости от нагрузки на различных стадиях изотонического одиночного сокращения портняжной мышцы лягушки при 0°C : 1 — фаза развития напряжения, 2—4 — фазы расслабления (0,46; 0,64; 0,83 с); напряжение составляет 0,6; 0,3 и 0,08 максимального

Для описания зависимости между силой и скоростью мышечного сокращения используют уравнение Хилла (А. Hill, 1938).

$$V = b(F_0 - F) \cdot (F + a)$$

или

$$F = (F_0 + a) \left(\frac{V}{b} + 1 \right) - a,$$

где V — скорость укорочения; F — сила (нагрузка); F_0 — максимальная изометрическая сила, которую может развить мышца; b — константа, имеющая размерность силы. Максимальная скорость, соответствующая условно $F = 0$, из уравнения Хилла равна $\frac{bF_0}{a}$. При раздражении мышцы серией импульсов, следующих с постоянной частотой, второй и последующие импульсы будут оказывать разное действие в зависимости и от того, на какой участок кривой «сила — время» они попадут. Например, для портняжной мышцы лягушки при 0°C (рефракторный период потенциала действия около 10 мс) второй импульс, отстоящий от первого на 5 мс, не вызывает никакой дополнительной механической реакции. При частоте возбуждения, равной 2 Гц, импульсы будут поступать в момент, когда фаза расслабления завершится на $2/3$. Мышца отреагирует следующим одиночным сокращением, которое, в свою очередь, прервется, не завершившись, новым импульсом и т. д. В результате получается кривая, каждый максимум которой соответствует одиночному импульсу. При соответствующем выборе частоты раздражения одиночные сокращения будут иметь все большую тенденцию к слиянию. У портняжной мышцы при 0°C наступает полное слияние — тетанус — при частоте примерно 15 Гц. Эффект слияния проявляется в том, что активное усилие увеличивается в 1,2—1,8 раза по сравнению с максимальным усилием одиночного сокращения. Следует отметить, что при одиночном импульсе активность целой мышцы не успевает достичь своего тетанического максимума, так как полное растяжение системы последовательных упругих элементов требует времени, которое больше длительности одиночного сокращения.

В описанных экспериментах (исследованиях) изотоническое укорочение или изометрическое усилие измерялось на мышцах, длина которых была близка к длине расслабленной мышцы или несколько превосходила ее.

Исходя из термодинамики, химии и механики процесса сокращения и связи их с распространением возбуждения, П.И. Усиком, С.А. Ригерера (1973) сделаны предпосылки модели: а) мышца производит работу за счет прямого преобразования энергии, освобождающейся при механохимических реакциях; б) механохимические реакции протекают в большом числе малых, но конечных областей, распределенных по всему объему мышцы; в) источники исходных химических реагентов также распределены по всему объему мышцы; г) мышечная ткань анизотропна и обладает упругими и вязкими свойствами, причем вязкость обусловлена преимущественно миофибриллами, а упругость — соединительной тканью и другими структурами.

Характеристика двигательных (локомоторных) качеств

К основным двигательным качествам относятся: сила, быстрота, выносливость, гибкость и ловкость. А.А. Тер-Ованесян к названным качествам добавляет: устойчивость равновесия, способность к произвольному расслаблению мышц, ритмичность, прыгучесть, мягкость движений, координированность.

Механика мышечного сокращения. В покое мышечная ткань представляет собой вязкоупругий материал с самыми обычными свойствами (F. Buchthal, E. Kaiser, 1951; P.M. Rack, 1966). Подлинно интересное свойство мышцы — это ее способность к сокращению. Максимальная сила, которую может развить мышца, при оптимальной ее длине составляет около $2 \cdot 10^6$ дин на 1 см^2 поперечного сечения мышцы.

Если противодействующая сила невелика, мышца не только сильнее укорачивается, но и быстрее сокращается. Если сокращающаяся мышца имеет длину l в момент времени t , то скорость ее укорочения: $-\frac{dl}{dt}$ («минус» означает уменьшение длины) определяется по формуле:

$$-\frac{dl}{dt} = (F_1 - F) \cdot \frac{b}{F + a},$$

где F — сила, которую преодолевает мышца, F_1 — максимальная сила мышцы при той длине, при которой измеряется скорость ее укорочения, d и b — константы. Константа d равна около $4 \cdot 10^5$ дин на 1 см^2 поперечного сечения мышцы, а константа b для разных мышц различна (A.N. Hill, 1956). Заметим, что даже при отсутствии силы, противодействующей сокращению, мышца укорачивается с ограниченной скоростью: если $F = 0$, то $-\frac{dl}{dt} = F_1 \frac{b}{a}$.

Если неподвижно закрепить концы мышцы и заставить ее сокращаться, то максимальная сила сокращения будет зависеть от расстояния между концами мышцы. Эта сила уменьшится, если расстояние будет меньше длины мышцы в покое. Сила сокращения уменьшается и в том случае, если расстояние между концами мышцы будет больше ее длины в покое. Под силой сокращения имеется в виду разность между общей силой, которую развивает мышца при ее раздражении, и упругой восстанавливающей силой, обусловленной растяжением мышцы сверх ее нормальной длины.

Зависимость силы от длины было показано на изолированных поперечнополосатых мышечных волокнах (Edman K., 1966; Gordon A.M. et al, 1966).

Поперечные полосы мышечного волокна раздвигаются при его растяжении и сближаются при сокращении. На рис. 14.3 приведен график зависимости между силой сокращения волокна и расстояниями между соседними полосами. В расслабленных волокнах эти расстояния равны 2,1 мк ($1 \text{ мк} = 10^{-4} \text{ см}$). Сила сокращения достигает максимума при расстоянии 2,0—2,2 мк, и эта сила принята за 100%. При расстояниях 1,3 и 3,7 мк сила равна нулю. Это можно объяснить на основании «теории скользящих нитей».

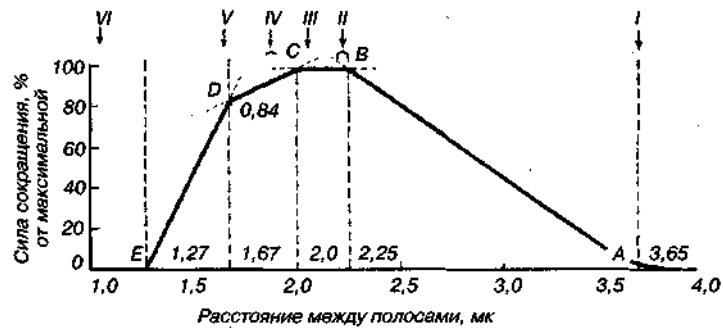


Рис. 14.3. Зависимость силы сокращения поперечнополосатого мышечного волокна от расстояния между соседними пластинками (А.М. Gordon et al., 1966)

Поперечнополосатое мышечное волокно представляет собой клетку, содержащую многочисленные фибриллы, которые сами имеют поперечную исчерченность. На рис. 14.4 представлена схема строения фибриллы, основанная на электронных микрофотографиях. Фибрилла состоит из продольных нитей, построенных из белков актина и миозина; нити актина входят своими концами в промежутки между нитями миозина. Эти нити образуют структуру, которая повторяется на всем протяжении волокна и лежит в основе поперечной исчерченности, видимой в обычный микроскоп. Нити актина — более тонкие, они лежат на участке *b* (см. рис. 14.4). Они проходят сквозь поперечные перегородки, называемые пластинками.

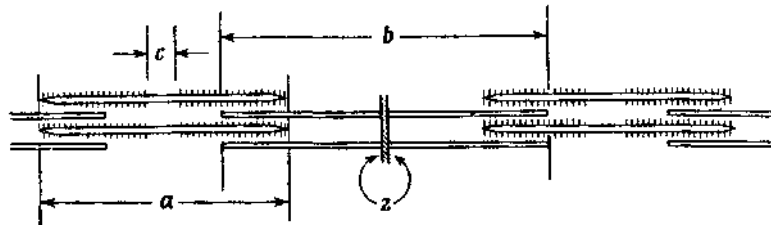


Рис. 14.4. Схема расположения субмикроскопических нитей в поперечнополосатом мышечном волокне (А.М. Gordon et al., 1966)

Миозиновые нити (рис. 14.4, а) толще и снабжены боковыми выступами, которые прикрепляются к нитям актина, образуя мостики. Полагают, что именно благодаря этим мостикам мышцы развивают силу при сокращении. Посередине каждой нити миозина имеется участок (рис. 14,4, с), лишенный боковых выступов.

Когда мышца сокращается или подвергается растяжению, нити актина и миозина скользят друг относительно друга, так что область их перекрытия становится длиннее или короче.

На рис. 14.5, показано, как изменяются пространственные отношения нитей при различных расстояниях между соседними пластинками *Z* (т. е. при различной плотности расположения поперечных полос). Эти расстояния для представленных здесь случаев I—VI указаны также стрелками с соответствующими цифрами на рис. 14.3. При расстоянии 3,65 мк (положение

Г) нити актина и миозина уже не накладываются друг на друга и можно ожидать, что волокно не будет способно развивать силу; и действительно, примерно при таком растяжении сила сокращения падает до нуля. По мере сближения пластинок Z нити актина все глубже проникают в промежутки между нитями миозина, и, наконец, при расстоянии $2,2$ мк (положение II) все боковые выступы на миозиновой нити приходят в контакт с нитью актина, образуя поперечные мостики. Если именно эти мостики ответственны за возникновение силы, то следует ожидать, что в диапазоне от положения I до положения II сила будет пропорциональна степени перекрывания нитей, и это подтверждается в исследованиях. При дальнейшем укорочении волокна число мостиков, которые могут образоваться, не изменяется, и сила остается постоянной, пока расстояние между пластинками Z не уменьшится до $2,05$ мк (положение III). В этот момент нити актина сходятся своими концами и сила начинает убывать. Она продолжает медленно убывать, пока расстояние не достигает $1,65$ мк (положение V), когда концы миозиновых нитей приходят в соприкосновение с пластинками Z . При дальнейшем сокращении нити миозина должны сминаться; сила начинает убывать быстрее и, наконец, совсем исчезает.

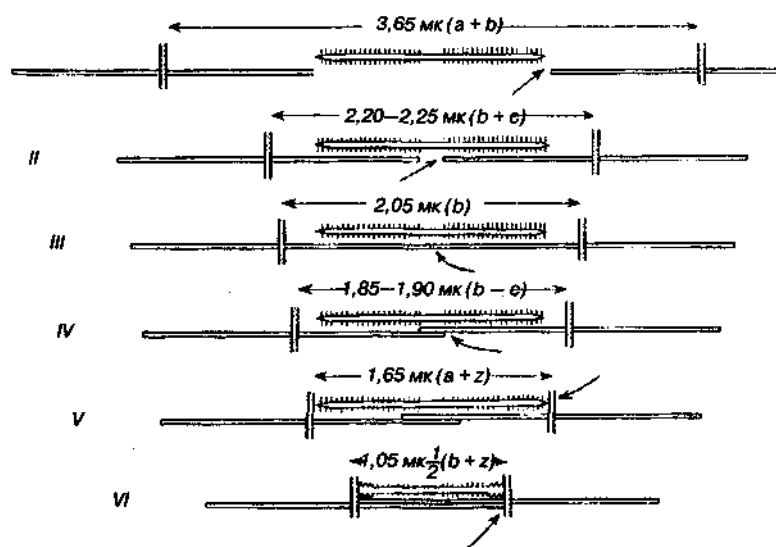


Рис. 14.5. Схема, показывающая степень перекрывания нитей миозина и актина в поперечнополосатом мышечном волокне при различных расстояниях между соседними пластинками Z (А.М. Gordon et al., 1966)

Сила. Силовые качества

Силой называется физическая величина, характеризующая взаимодействие тел; она определяет изменение движения тела, или изменение формы тела, или то и другое вместе.

Сила, развиваемая мышцей или пучком мышечных волокон, соответствует сумме сил отдельных волокон. Чем толще мышца и больше «физиологическая» площадь ее поперечного сечения (сумма площадей поперечных сечений отдельных волокон), тем она сильнее. Например, при мышечной гипертрофии ее сила и толщина волокон возрастают в одинаковой

степени.

Мышечная сила зависит не только от активирующего влияния ЦНС, но и в очень высокой степени от внешних механических условий работы мышцы.

В организме человека скелетные мышцы передают силу частям скелета посредством упругих, отчасти растяжимых структур — сухожилий. Во время развития силы у мышцы есть тенденция укоротиться, а следовательно, растянуть и напрячь упругие структуры, прикрепляющие ее к скелету.

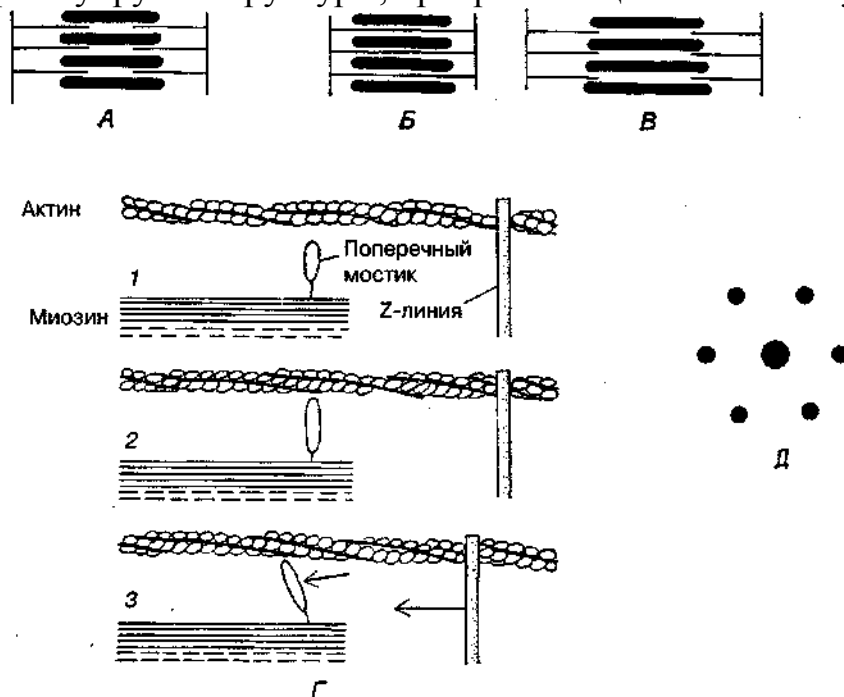


Рис. 14.6. Саркоплазматический ретикулум и Т-трубки.

Миозиновые (толстые) и актиновые (тонкие) нити в состоянии покоя (А), сокращения (Б) и растяжения (С). Укорочение мышцы при ее сокращении связано со скольжением актиновых нитей (Г). Прикрепление поперечных миозиновых мостиков к нитям актина. Благодаря этим мостикам, большинство которых участвует в процессе сокращения, активные нити скользят по направлению к центру саркомера, что приводит к укорочению мышцы (2 и 3). Д — поперечный разрез через А- и I-диски (электронная микроскопия); видна толстая миозиновая нить, окруженная шестью тонкими актиновыми

Мышечное сокращение, при котором длина мышцы уменьшается по мере увеличения развиваемой ею силы, называемой ауксотоническим (изотоническим). Максимальная сила в ауксотонических экспериментальных условиях (с растяжимой упругой связью между мышцей и датчиком силы) называется максимумом ауксотонического сокращения. Она гораздо меньше силы, развиваемой мышцей при постоянной длине, т. е. при изометрическом сокращении. Для его экспериментального исследования мышцу в расслабленном состоянии (в покое) закрепляют с обоих концов, чтобы во время активации и измерения напряжения она не могла укорачиваться. Однако даже в этих условиях сократительные элементы мышечных волокон (миозиновые головки) передают силу сухожилиям или регистрирующему устройству только через упругие внутримышечные структуры. Они входят в состав поперечных

мостиков (рис. 14.6) активных нитей, Z- пластинок и сухожильно-мышечных соединений.

Сила — величина векторная. Две силы, действующие на тело, складываются по правилу параллелограмма (векторно).

Сила мышц измеряется тем максимальным напряжением, которое она способна развить в условиях изометрического сокращения.

Максимальная сила будет зависеть прежде всего от количества и толщины мышечных волокон, образующих мышцу. Количество и толщина мышечных волокон обычно определяются по физиологическому поперечнику мышцы, под которым понимается площадь поперечного разреза мышцы (см^2), проходящего через все мышечные волокна. Толщина мышцы не всегда совпадает с ее физиологическим поперечником. Например, при равной толщине, мышцы с параллельным и перистым расположением волокон значительно отличаются по физиологическому поперечнику. Перистые мышцы имеют больший поперечник и обладают большей силой сокращения. Чем толще мышца, тем она сильнее.

Важным в проявлении силы мышцы имеет характер прикрепления ее к костям и точка приложения силы в механических рычагах, образуемых мышцами, суставами и костями. Сила мышцы в значительной степени зависит от ее функционального состояния — возбудимости, лабильности и питания. *Внутримышечная координация* связана со степенью синхронности сокращения двигательных единиц мышцы, а *межмышечная* — со степенью координированности участвующих в работе мышц. Чем выше степень внутри- и межмышечной координации, тем больше максимальная

сила человека. Спортивные тренировки значительно способствуют совершенствованию этих координационных механизмов, поэтому тренированный человек обладает большей максимальной и относительной силой, т. е. силой мышц, отнесенной на 1 кг массы тела.

В этой связи в спорте имеются весовые категории (тяжелая атлетика, борьба, бокс и др.).

Регуляция мышечной силы в организме человека. Двигательная единица состоит из одного мотонейрона и группы иннервируемых им мышечных волокон (рис. 14.7). Размеры таких единиц широко варьируют. Поскольку каждое волокно подчиняется закону «все или ничего», сила, развиваемая двигательной единицей при одиночном сокращении, варьирует слабо; либо все ее волокна возбуждаются и сокращаются, либо все расслаблены. Однако развиваемая сила зависит от частоты стимуляции.

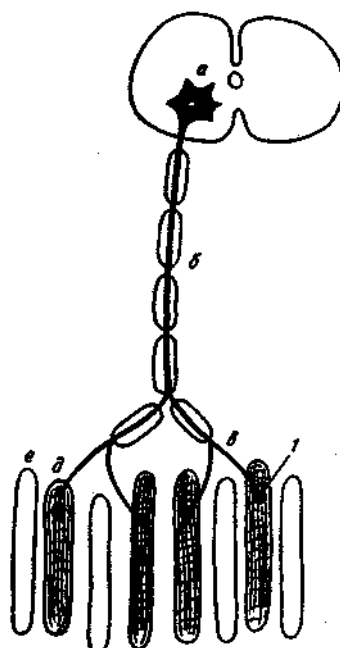


Рис. 14.7. Схема строения нейромоторной единицы:

а — тело двигательной нервной клетки; б — двигательное нервное волокно, в — его разветвление, г — нервно-мышечное окончание, д — мышечные волокна, иннервируемые данной нервной клеткой, е — мышечные волокна, иннервируемые другими нервными клетками

Сила и скорость сокращения мышцы увеличиваются также по мере активации (вовлечения) все большего количества двигательных единиц. При этом чем меньше размеры (а, следовательно, и сила) каждой из них, тем тоньше регулировка общего усилия.

Соотношение между скоростью сокращения мышцы и силой (нагрузкой). При изотоническом сокращении мышца укорачивается тем медленнее, чем больше нагрузка.

Ненагруженная мышца укорачивается с максимальной скоростью, зависящей от типа мышечных волокон. Например, портняжная мышца лягушки сокращается со скоростью всего лишь 0,2 м/с (примерно, 10 длин мышцы в 1с). Мышцы руки человека, которые гораздо длиннее, укорачиваются со скоростью 8 м/с. Быстро укорачиваясь, мышца развивает меньшую силу, чем при медленном укорочении или после предварительного растяжения. Этим объясняется тот общеизвестный факт, что быстрые движения возможны, если не требуется большая сила, т. е. когда мышцы не нагружены (свободно двигаются) и, наоборот, максимальная мышечная сила требует медленных движений, например, при передвигании крупных предметов или подъеме штанги. Большой вес можно поднять или столкнуть с места только очень медленно. Это вполне совместимо со способностью человека произвольно менять скорость мышечного сокращения.

Мощность мышцы равна произведению развиваемой ею силы на скорость укорочения. Например, максимальная мощность (200 Вт) мышцы нашей руки будет достигнута при скорости сокращения 2,5 м/с. Исследования

показывают, что мощность выше при умеренных нагрузках и скоростях сокращения, чем в экстремальных условиях.

Развитие силы и ее измерение

Сила — это способность человека преодолевать внешнее сопротивление или противодействовать ему за счет мышечных усилий. Под силой мышц подразумевают способность развивать в них (при максимальном усилии) напряжение той или иной величины. Силу мышц измеряют с помощью различных приборов (динамометры и др.). А. Беком определена «удельная сила мышцы» (табл. 14.1).

Для сравнения силы у людей разного веса и пола введено понятие «относительная сила» (отношение максимальной силы к весу).

Таблица 14.1

Удельная сила различных мышц

Наименование	Сила мышцы (кг) на 1 см ² физиологического поперечника
Икроножная камбаловидной с	6,24
Разгибатели шеи	9,0
Жевательная	10,0
Двуглавая мышца плеча	11,4
Трехглавая мышца плеча	16,8

Сила мышц зависит от многих факторов. При прочих равных условиях она пропорциональна поперечному сечению мышц (принцип Вебера). Максимально возможное ее сокращение (укорочение) при прочих равных условиях пропорционально длине мышечных волокон (принцип Бернулли).

В зависимости от вида спорта, спортсмены отдают предпочтение развитию тех мышечных групп, от которых в значительной мере зависит эффективность выполнения упражнений.

Например, у тяжелоатлетов высокий уровень развития силы мышц-сгибателей. У квалифицированных тяжелоатлетов отношение силы мышц-разгибателей к силе мышц-сгибателей выражается следующими величинами: для плеча (локтевой сустав) — 1,6 : 1, туловища (тазобедренный и поясничный суставы) — 4,3 : 1, голени (голеностопный сустав) — 5,4 : 1, бедра (коленный сустав) — 4,3 : 1. Именно в этом заключается своеобразие топографии и гармонии развития атлетов.

В тяжелой атлетике силу мышц измеряют в позах, которые спортсмены принимают при подъеме штанги.

Наиболее значительные усилия атлеты затрачивают в фазе подрыва, когда углы в коленных суставах равны 130—140°, а в тазобедренных — около 60—70° и гриф штанги находится у середины бедра. В данном положении спортсмены способны развивать усилие до 500 кг и более (А.Н. Воробьев,

1988).

В спортивной физиологии и педагогике широко распространен термин «взрывная сила», характеризующий предельную быстроту развития напряжения мышц.

Взрывную силу мышц рассчитывают по следующей формуле:

$$I = \frac{F_{max}}{t},$$

где I — скоростно-силовой индекс; F_{max} — максимальное значение силы мышцы в данном движении; t — время достижения максимальной силы мышц.

Косвенным показателем взрывной силы может служить высота и длина прыжка с места при отталкивании двумя ногами.

Методика развития (тренировка) силы мышц

Сила мышц снижается после продолжительной интенсивной мышечной работы, на нее влияет характер выполняемой работы, уровень тренированности мышц.

Развитие силы мышц достигается при тренировке с применением различных режимов работы мышц.

До 50-х годов для развития силы мышц в методике тренировок рассматривались частота занятий, интервалы отдыха, количество упражнений со штангой и их последовательность.

Современная спортивная методика тренировок наряду с преодолевающим режимом мышечной работы предусматривает *удерживающий*, *уступающий*, а также смешанный режим.

Миометрический метод (работа в преодолевающем режиме двигательной деятельности) представляет собой работу мышц в миометрическом режиме, т. е. их напряжение в режиме укорочения.

Изометрический метод получил широкое распространение для развития силы. Для увеличения силы мышц и их массы Т. Хеттингел (1966) считает оптимальной величину усилия, равную 40—50% от максимума. При усилии, равном 20—30% от максимума, сила мышц не изменяется.

В практике спорта применяется напряжение 55—100% от максимума в течение 5—10 с. С увеличением напряжения уменьшается время удержания позы.

Необходимо учитывать индивидуальные особенности штангиста, а именно: количество подходов, времени, в течение которого упражняемая мышца должна напрягаться; величину напряжения в тренировке; количество тренировок в неделю для развития силы.

В спорте для развития силы часто используют метод комбинированного режима. Полученные данные говорят о высокой эффективности тренировки при сочетании уступающего, удерживающего (изометрического) и преодолевающего режимов мышечной деятельности. В процентном отношении тренировки выглядели следующим образом: 75% — преодолевающая работа, 15% — уступающая и 10% — удерживающая (А.Н. Воробьев, 1988).

Построение тренировок выглядит следующим образом: 1) упражнения в уступающем режиме работы мышц должны применяться с весом 80—120% от максимального результата в аналогичных упражнениях в преодолевающем режиме; 2) при работе с весом 80—100% от максимума упражнения следует выполнять 1—2 раза по 6—8 с, а с весом 100—120% — 1 раз в подходе; длительность опускания снаряда — 4—6 с; 3) интервалы отдыха между подходами должны быть 3—4 мин.

Упражнения в уступающем и удерживающем режимах целесообразно выполнять в конце тренировки.

Для развития силы мышц используется и статико-динамический метод. Подняв штангу до уровня колен, штангист удерживает ее в этом положении в течение 5—6 с, затем продолжают тягу; точно так же выполняются и приседания.

Все виды приседаний связаны с уступающей работой. На приседания тяжелоатлеты отводят около 10—25% всей тренировочной нагрузки. Обычно уступающую работу высококвалифицированные тяжелоатлеты выполняют с весом 110—120% от лучшего результата при преодолевающей работе, но не чаще одного раза в 7—10 дней.

Помимо описанных, существуют нетрадиционные методы развития силы. А.Н. Воробьевым разработан метод принудительного растяжения мышц. В регуляции напряжения мышц следует придерживаться такого правила: чем интенсивнее растяжение, тем меньше должно быть время воздействия. При очень сильных растяжениях достаточно 30 с. В системе тренировок каждый атлет должен применять упражнения с принудительным растяжением мышц; они наиболее целесообразны после серии подходов в каком-либо упражнении. Регулярное включение в тренировки принудительного растяжения «рабочих» мышц ведет к большому увеличению силы мышц.

Таким образом, принудительное растяжение мышц может служить одним из эффективных методов повышения работоспособности.

«Безнагрузочный» метод развития силы мышц был разработан А.Н. Анохиным (1909). Он заключается в «волевом» согласованном напряжении мышц-антагонистов без внешней нагрузки. Рекомендуется пятнадцать простых упражнений, при которых «волевым» напряжением развивается сила мышц.

«Безнагрузочный» метод развития силы мышц можно применять во время утренней зарядки.

Влияние различных факторов на проявление силы мышц. Сила сокращения мышц зависит от многих причин, в частности, от анатомического строения мышц (перистые, веретенообразные и мышцы с параллельными продольными волокнами); возбудимости ЦНС; гуморальных механизмов; оксигенации тканей и т. д.

При динамической работе максимальной интенсивности организм обеспечивается кислородом всего лишь на 10%.

Мышечная работа существенно изменяет гормональный фон. Так, после средней и тяжелой тренировки содержание норадреналина в крови может увеличиться в два раза, значительно возрастает содержание гормона роста.

Уровень кортизола повышается только после тяжелых тренировок, тогда как содержание инсулина уменьшается.

На работоспособность существенно влияют глюкокортикоиды и андрогены.

Взаимосвязь силы мышц и ее массы. Известно, что чем больше мышечная масса, тем больше сила. Эту зависимость можно выразить формулой: $F = a \cdot P \cdot 2/3$, где F — сила; a — некоторая постоянная величина, характеризующая физическую подготовленность атлета; P — вес атлета.

У ведущих тяжелоатлетов мышечная масса составляет 55— 57% веса тела (А.Н. Воробьев, Э.И. Воробьева, 1975—1979).

Значение положения тела при выполнении силовых упражнений. Сила, которую может проявить человек, зависит от положения его тела. Для каждого движения существуют такие положения тела, в которых проявляются наибольшие и наименьшие величины силы (рис. 14.8). Например, во время сгибания в локтевом суставе максимум силы достигается при угле 90° ; при разгибании в локтевом и коленном суставах оптимальный угол около 120° ; при измерении становой силы максимальные показатели проявляются, когда угол около 155° , и т. п.

Возникает вопрос: какие положения надо выбирать при выполнении силовых упражнений? Нередко используют положения, когда собственная сила активных мышц максимальна, т. е. когда мышцы напрягаются в растянутом состоянии. Вследствие усиления потока проприоцептивных импульсов такое положение тела вызовет увеличение рефлекторной стимуляции и тем усилит воздействие упражнений.

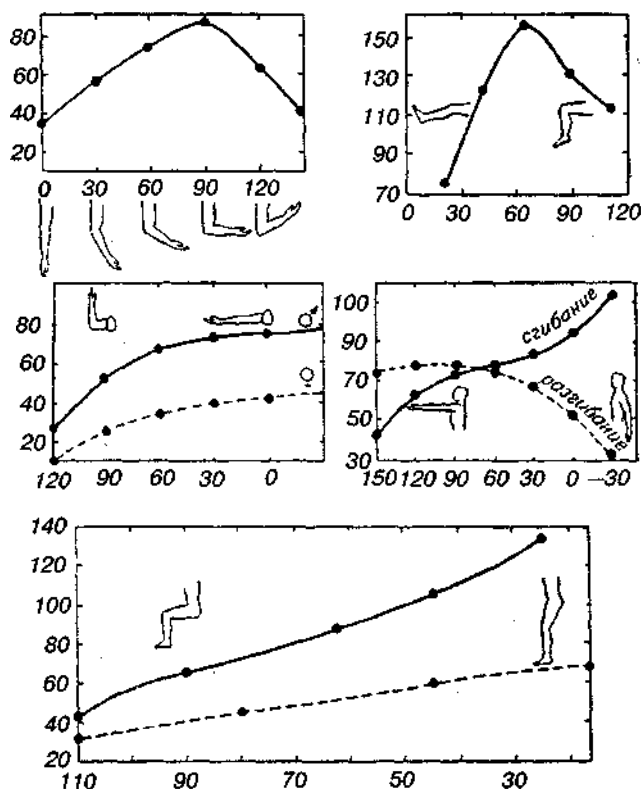


Рис. 14.8. Зависимость силовых показателей от суставных углов (по Уильямсу и Штуцману, 1959).

Сплошная линия — данные мужчин; пунктирная — данные женщин. По горизонтали — суставной угол; по вертикали — сила (в фунтах)

Энергетика мышцы. Энергия мышечного сокращения. Во время активации мышцы повышение внутриклеточной концентрации Са ведет к сокращению и к усиленному расщеплению АТФ; при этом интенсивность метаболизма мышцы возрастает в 100—1000 раз. Согласно первому закону термодинамики (закону сохранения энергии), химическая энергия, высвобождаемая в мышце, должна быть равна сумме механической энергии (мышечной работы) и теплообразования.

Даже изометрическое сокращение сопровождается непрерывной циклической активностью поперечных миозиновых мостиков и «внутренняя» работа, связанная с расщеплением АТФ и теплообразованием при этом значительна. Недаром даже такая «пассивная деятельность», как стойка «смирно», утомительна. Когда мышца поднимает груз, совершая «внешнюю» работу, расщепляется дополнительное количество АТФ. При этом усилие интенсивности метаболизма пропорционально выполняемой работе (эффект Фенна).

Обычно первоисточником энергии для мышечного сокращения служит гликоген или жирные кислоты. В процессе расщепления этих субстратов вырабатывается АТФ, гидролиз которого доставляет энергию непосредственно для самого сокращения: $\text{АТФ} \rightarrow \text{АДФ} + \text{P}_n + \text{энергия}$.

Мышцы, сокращаясь, превращают весьма значительную часть (1/4—1/3) химической энергии в механическую работу, выделяя при этом теплоту; это — один из главных источников образования ее в организме.

Гидролиз одного моля АТФ дает примерно 48 кДж энергии. Однако лишь около 40—50% ее превращается в механическую энергию работы, а остальные 50—60% рассеиваются в виде тепла при запуске (начальная теплота) и во время сокращения мышцы, температура которой при этом несколько повышается. Таким образом, КПД элементарного преобразования АТФ в миофибриллах составляет примерно 40—50%. Однако в естественных условиях механический КПД мышц обычно гораздо ниже — около 20—30%, так как во время сокращения и после него процессы, требующие затрат энергии, идут и вне миофибрилл. Эти процессы, например, работа ионных насосов и окислительная регенерация АТФ, сопровождаются значительным теплообразованием (теплота восстановления). Чем больше совершенная работа, тем больше образуется тепла и расходуется энергоресурсов (углеводов, жиров) и кислорода.

Такая закономерность, кстати, объясняет усталость, усиленное потоотделение и одышку при подъеме в гору, но не при спуске.

Мышцы способны производить механическую работу, обеспечивая перемещение человека, движение воздуха в дыхательных путях, движение крови и многие другие жизненно важные процессы.

Коэффициент полезного действия (КПД) мышцы. Когда мышцы совершают работу, в них освобождается химическая энергия, накопленная в процессе метаболизма; она частично превращается в механическую работу, а частично теряется в виде тепла.

S. Dickinson (1929) измеряла КПД превращения химической энергии в механическую работу у спортсмена, работающего на так называемом

велозергометре, где человек приводит во вращение колесо, нажимая ногами на педали. Через колесо переброшен матерчатый привод, который действует как тормоз. К одному концу этого привода подвешен груз, а другой конец прикреплен к пружинным весам (рис. 14.9). Если груз имеет массу m , то он будет тянуть привод с силой mg . На другой конец привода действует меньшая сила F , измеряемая пружинными весами. Таким образом, сила трения тормоза, приложенная к ободу колеса, равна mgF . Если колесо имеет радиус r и совершает n оборотов в единицу времени, то скорость движения его обода составляет $2\pi rn$. Мощность, необходимая для того, чтобы вращать колесо с такой скоростью, преодолевая силу трения, равна $2\pi rn \cdot (mg - F)$, и ее можно вычислить. Хотя описанная работа может показаться бессмысленной, эта мощность служит мерой «полезной работы» в том смысле, в каком это понятие входит в определение КПД.

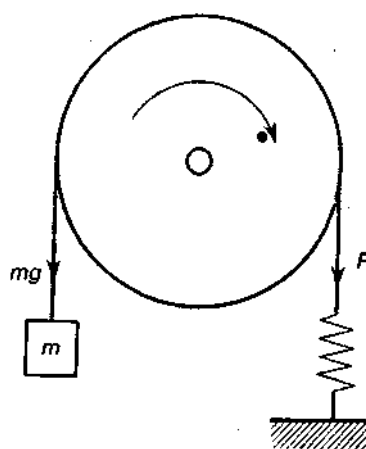


Рис. 14.9. Принцип действия велоэргометра

С помощью велоэргометра можно измерять КПД мускулатуры ног, а также и максимальную мощность, которую она способна развить.

D.A. Parry (1949) показал, что мощность мускулатуры ног достигает 40 Вт на 1 кг мышечной ткани. На таком уровне она может оставаться лишь короткое время, так как мышцы не могут получать кислород с необходимой для этого скоростью.

Затрату химической энергии в единицу времени можно измерить косвенным путем, собирая выдыхаемый воздух испытуемого и исследуя его. На каждый мл O_2 , использованного в процессе дыхания, освобождается около 5 кал химической энергии. Более точно эту величину можно определить, если известно относительное содержание жиров и углеводов в пище, но скорость освобождения химической энергии можно вычислить вполне точно, если определять содержание в выдыхаемом воздухе не только кислорода, но и углекислоты.

S. Dickinson измеряла у испытуемых использование химической энергии в покое и во время работы на велоэргометре. Разность между этими величинами в каждом случае показывала, какое количество химической энергии расходовалось в единицу времени на создание механической мощности, необходимой для вращения колеса. Она нашла, что КПД варьирует в зависимости от скорости вращения педалей (рис. 14.10) и достигает

максимальной величины — 22% — при нажимании ногой на педаль через каждые 0,9 с (т. е. при одном обороте педалей за 1,8 с).

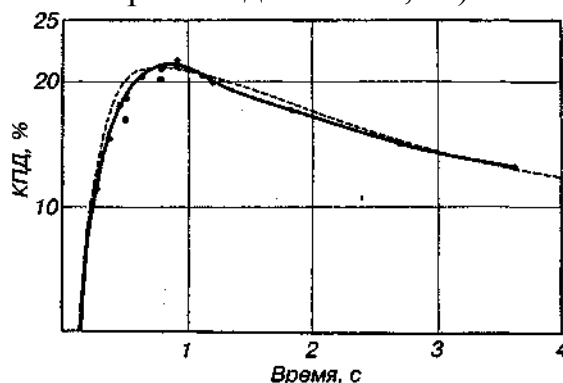


Рис. 14.10. Превращение химической энергии в механическую работу у человека, приводящего в движение велоэргометр, на протяжении полуоборота педалей (S. Dickinson, 1929). Прерывистая линия — теоретическая кривая (в тексте не упоминается)

Физическая работоспособность. Сокращаясь и напрягаясь мышца производит механическую работу, которая в простейшем случае (варианте) может быть определена по формуле $A = PH$, где A — механическая работа (кгм), P — вес груза (кг), H — высота подъема груза (м).

Таким образом, работа мышц измеряется произведением величины веса поднятого груза на величину укорочения мышцы. Из формулы легко вывести так называемое правило средних нагрузок, согласно которому максимальная работа может быть произведена при средних нагрузках. Действительно, если $P = 0$, т. е. мышца сокращается без нагрузки, то и $A = 0$. При $H = 0$, что можно наблюдать, когда мышца не способна поднять слишком тяжелый груз, работа также будет равна 0.

Движения человека весьма разнообразны. В процессе этих движений мышцы, сокращаясь, совершают работу, которая сопровождается как их укорочением, так и их изометрическим напряжением. В этой связи различают динамическую и статическую работу мышц. *Динамическая работа* связана с мышечной работой, в процессе которой сокращения мышц всегда сочетаются с их укорочением. *Статическая работа* связана с напряжением мышц без их укорочения. В обычных условиях мышцы человека никогда не совершают динамическую или статическую работу в строго изолированном виде. Работа мышц всегда является смешанной. Тем не менее, в локомоциях может преобладать либо динамический, либо статический характер мышечной работы. Поэтому характеризуя мышечную деятельность в целом, говорят о ее статическом или динамическом характере. Бег, игры, плавание являются динамической работой, а удерживание на весу штанги, гири или гантелей — статическая работа.

Величина механической работы, совершаемой сокращающейся мышцей выражается в килограммометрах (кг/м), как произведение веса груза, поднимаемого мускулом, на высоту поднятия. Сила, проявляемая мышцей, зависит от числа составляющих ее мускульных волокон.

Длина мышечного брюшка обуславливает высоту поднятия груза; в среднем, мускулы при полном сокращении укорачиваются приблизительно на половину своей длины (длина сухожилия, разумеется, не изменяется — оно только передает движение на определенный пункт).

Найдено, что наибольший груз, который в состоянии удерживать мускул с поперечником в 1 см^2 , в среднем равняется 10 кг —так называемая абсолютная мышечная сила. Зная это, не трудно определить силу той или другой мышцы⁴.

Конечно, вычисленная таким путем величина лишь в большей или меньшей степени приближается к истинной, так как не у всех людей и даже не у всех мускулов одного и того же субъекта мышечная сила одинакова.

Развитие быстроты. Под быстротой понимаются двигательные действия, выполняемые в минимальный отрезок времени.

Быстрота зависит от скорости мышечного сокращения, мощности мобилизации химической энергии в мышечном волокне и в превращении ее в механическую энергию сокращения.

Наибольший эффект в развитии быстроты можно достичь в возрасте от 8 до 15—16 лет.

Быстрота развивается при повторном выполнении скоростных упражнений. Выполнение скоростной работы с сокращенными интервалами отдыха ведет к развитию скоростной выносливости.

Биохимические процессы, происходящие в мышцах при скоростных и силовых нагрузках, очень похожи, поэтому развитие быстроты положительно влияет на развитие силы.

Быстрота развивается с помощью упражнений, выполняемых в максимально быстром темпе. К таким упражнениям можно отнести:

- 1) бег на короткие дистанции (20—30—50 м);
- 2) прыжки в длину, высоту, прыжки с места, прыжки-подскоки на ровном месте и в гору, прыжки на тумбу, на гимнастического козла и т. д.
- 3) метание;
- 4) быстро выполняемые упражнения с блином (от штанги), с грифом или со штангой, имеющей небольшой вес;
- 5) «боксирование» с гантелями в руках в течение 5—10 с. Тренироваться надо чаще, повторять нагрузку при полном восстановлении скоростных качеств.

Развитие ловкости. Ловкость — это способность быстро овладевать новыми движениями и перестраивать двигательную деятельность в

⁴ Предположим, что какой-нибудь мускул имеет поперечник в 5 см^2 . Следовательно, он будет сокращаться с силой, равной $10 \cdot 5 = 50 \text{ кг}$. Если уменьшение его длины, происходящее при сокращении, достигает 5 см (0,05 м), то величина механической работы данного мускула равняется $50 \cdot 0,05 = 2,5 \text{ кг/м}$. Это значит, что мускул в состоянии произвести работу, равную поднятию 2,5 кг на высоту одного метра.

соответствии с требованиями внезапно меняющейся обстановки. Критериями ловкости служат координация и точность движений.

Для развития ловкости используют спортивные игры, элементы акробатики и спортивной гимнастики, борьбу и т. д.

Развитие ловкости связано с возрастом, полом, телосложением и т. д.

Развитие выносливости. Выносливость — способность человека выполнять работу длительное время без снижения работоспособности.

Основным фактором, лимитирующим продолжение работы, является утомление. Раннее наступление утомления свидетельствует о недостаточном уровне развития выносливости. Более позднее наступление утомления — следствие повышения уровня развития выносливости. Степень выносливости у спортсменов определяется по физиологическим показателям: кардиореспираторная система, биохимические показатели и т. д.

Выносливость можно рассматривать как способность преодолевать утомление, ее следует считать основным фактором, определяющим развитие выносливости. Только работа до утомления (до «не могу») и преодоление наступающего утомления способствует повышению выносливости организма.

Выносливость лучше вырабатывается, если работа выполняется в среднем темпе.

Различают *общую и специальную выносливость*. Общая выносливость приобретается при разносторонней физической подготовке, но обязательно должны включаться тренировки (бег по пересеченной местности, ходьба на лыжах, академическая гребля и т. д.).

Выносливость имеет специфические особенности в том или ином виде спорта. Например, легкоатлеты-стайеры (или лыжники-гонщики) обладают значительно большей выносливостью в беге на длинные дистанции, чем тяжелоатлеты (или борцы); в то же время легкоатлеты в подъеме тяжестей менее выносливы, чем тяжелоатлеты. Мышечная деятельность у легкоатлетов-стайеров происходит в аэробном режиме, а у тяжелоатлетов — в близких к анаэробным условиям. Исследования показывают, что работа на выносливость (например, бег на длинные дистанции, кросс и пр.) отрицательно сказывается на развитии силы, и наоборот, тренировки «на силу» (подъем штанги, гирь и др.) отрицательно сказываются на развитии выносливости у бегунов-стайеров.

Специальная выносливость в разных видах спорта вырабатывается различными способами (методами). Например, специальная выносливость тяжелоатлета развивается за счет увеличения количества подъемов штанги на тренировке.

Выносливость возрастает под влиянием регулярных тренировок в большей мере, чем сила и особенно быстрота.

Развитие гибкости. Гибкость, или подвижность в суставах — важный компонент физической подготовленности во многих видах спорта и особенно в спортивной гимнастике, акробатике и других видах спорта. Гибкость определяют как способность человека выполнять движения с большей или меньшей по величине предельной амплитудой (рис. 14.11).

Плохая подвижность в суставах во многих случаях затрудняет сильное,

быстрое сокращение мускулатуры. Если доступна большая амплитуда движений, значит мышцы-антагонисты легко растягиваются и оказывают меньшее сопротивление мощным агонистам, сокращение которых обеспечивает выполнение упражнения. Развитие гибкости, как и других физических качеств, имеет свои особенности в соответствии с требованиями вида спорта, возраста, пола и телосложения.

На рис. 14.12 показаны амплитуды движений в различных суставах.

В каждом виде спорта для развития гибкости спортсмен регулярно выполняет комплекс специальных упражнений.

Отмечено, что с ростом мышечной силы значительно уменьшается подвижность в суставах.

У молодых атлетов обычно более высокие показатели гибкости. С возрастом гибкость снижается, особенно у тяжелоатлетов, в связи с сильнейшей компрессионной нагрузкой на позвоночник.

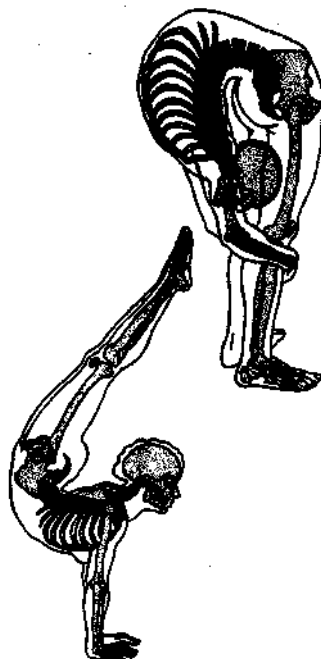
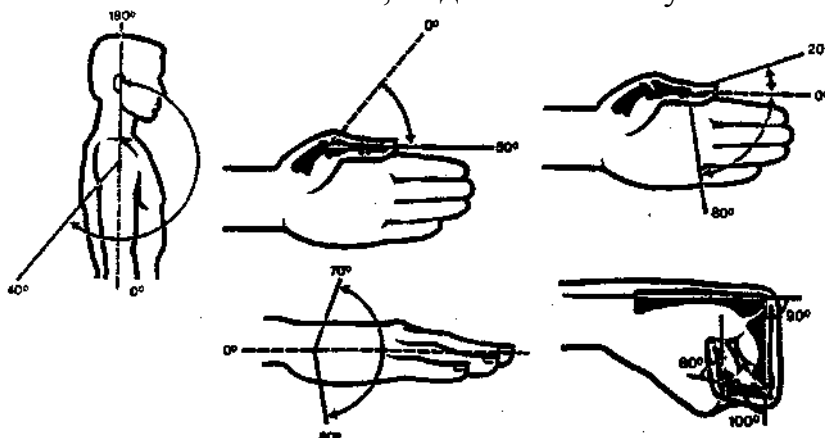


Рис. 14.11. Гибкость, подвижность в суставах



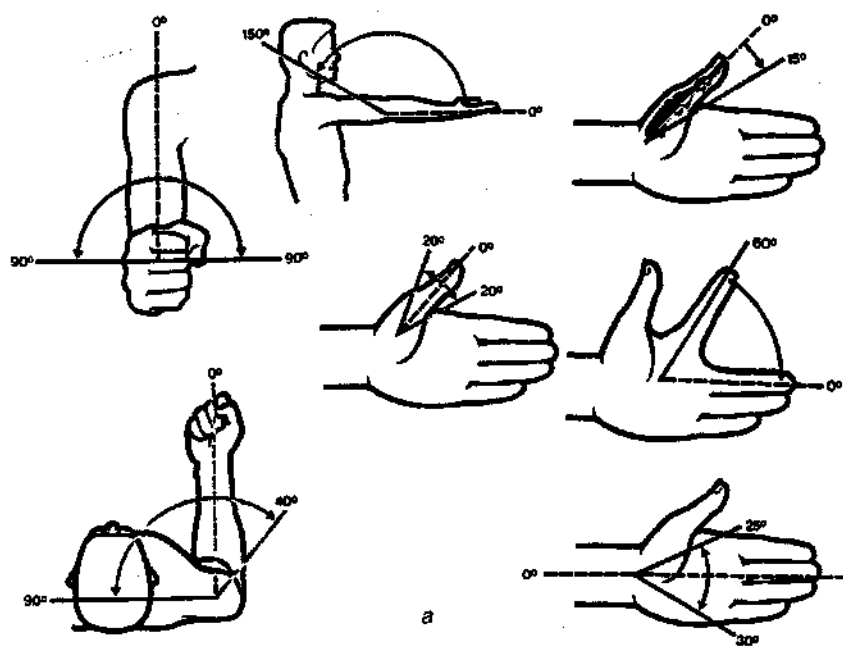
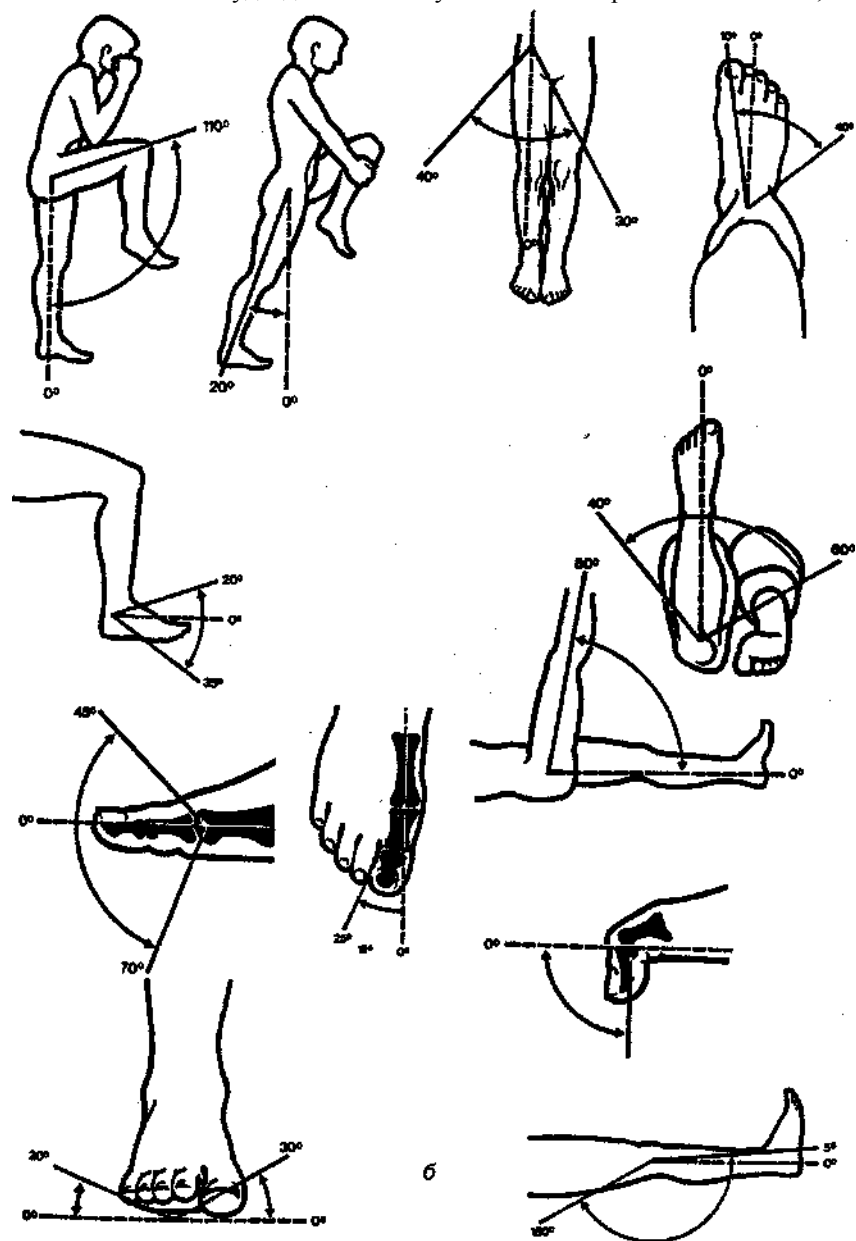


Рис. 14.12. Амплитуды движений в суставах: а — верхней конечности; б — нижней



Кроме того, на гибкость оказывает существенное влияние генетическая (наследственная) предрасположенность к гибкости, к ее развитию. Не у всех можно развить гибкость. В этой связи при отборе в спортивные секции (гимнастика, акробатика и др.), и в балет используют тест на гибкость. Не всегда удается развить гибкость, а при силовом варианте ее развития возникают различные заболевания суставов.

Глава 15 **БИОМЕХАНИКА ЛОКОМОЦИЙ (ДВИЖЕНИЙ)**

ЧЕЛОВЕКА. ВИДЫ ЛОКОМОЦИЙ. ВОЗРАСТНАЯ БИОМЕХАНИКА

Локомоции организма — одно из проявлений жизнедеятельности, обеспечивающие возможность активного взаимодействия с окружающей средой.

Локомоции (от лат. locus — место и motio — движение) — совокупность согласованных движений животных и человека, вызывающих активное их перемещение в пространстве; важнейшее приспособление к обитанию в разнообразных условиях среды.

К локомоциям человека относят ходьбу, бег, прыжки, плавание и др. В процессе эволюции локомоции менялись и усложнялись. Каждый вид локомоции имеет множество разновидностей. Например, различают ходьбу обычную и спортивную; бег на короткие, средние и длинные дистанции и т. д. Локомоциям свойственны индивидуальные особенности.

Локомоции (движения) человека представляют собой результат сокращения скелетных мышц, обеспечивающих поддержание позы, перемещение отдельных частей тела или всего тела в пространстве,

При классификации движений учитывают характер достигаемой позиции частей тела (сгибание, разгибание и др.), функциональное назначение (ориентировочные, защитные и др.) или их механические свойства (например, вращательные).

У человека движения контролируются центральной нервной системой (ЦНС); она направляет деятельность органов движения на выполнение той или иной задачи, реализуемой в последовательных мышечных сокращениях. Эту форму двигательной активности называют произвольными, или сознательными движениями, а согласованную деятельность мышечных групп при осуществлении двигательного акта — координацией движений.

Координация движений — неременное условие ловкости, силы, быстроты, выносливости человека.

Двигательные реакции бывают простыми (например, отдергивание руки при прикосновении к горячему предмету) и сложными — серия последовательных движений, направленных на решение определенной двигательной задачи. Примером сложных движений могут служить локомоции — движения скелетно-мышечной системы, обеспечивающие перемещение тела в пространстве (ходьба, бег, плавание, прыжки и т. п.). К наиболее сложным движениям относятся так называемые специальные движения — трудовые, спортивные, танцевальные и др.

В формировании, регуляции и исполнении произвольной двигательной

реакции — сложном, многоступенчатом процессе — участвуют все уровни нервной системы (спинной мозг, различные образования головного мозга, периферические нервы (см. рис. 2.16), а также опорно-двигательный аппарат (ОДА) — непосредственный исполнитель произвольных движений (см. рис. 2.14, 2.15).

Опорно-двигательный аппарат (ОДА) составляют кости скелета с суставами, связками и мышцами с сухожилиями, которые наряду с движениями обеспечивают опорную функцию организма, позволяя ему, например, надежно стоять на ногах, выдерживая при этом тяжесть собственного тела. Кости и суставы участвуют в движениях пассивно, подчиняясь действию мышц, но играют ведущую роль в осуществлении опорной функции. Определенная форма и строение костей придают им большую прочность, запас которой на сжатие, растяжение, изгиб значительно превышает нагрузки, возможные при повседневной работе ОДА. Например, большеберцовая кость человека при сжатии выдерживает нагрузку весом более тонны, а по прочности на растяжение почти не уступает чугуну. Большим запасом прочности обладают также связки и хрящи суставов.

Движения проявляются в виде изменения положения сустава (или суставов) под влиянием сокращения скелетных мышц, служащих как бы двигателями для каждого сустава, или осуществляются без участия костно-суставного аппарата одними мышцами (мимические движения, моргание, движения языка и др.). Скелетные мышцы осуществляют как статическую деятельность, фиксируя тело в определенном положении, так и динамическую, обеспечивая перемещение тела в пространстве, отдельных его частей относительно друг друга. Оба вида мышечной деятельности тесно взаимодействуют, дополняя друг друга: статическая деятельность обеспечивает исходный фон для динамической. Как правило, положение сустава изменяется с помощью нескольких мышц разнонаправленного, в том числе противоположного действия. Состояние, при котором все мышцы сустава равномерно расслаблены и не вызывают движений, называют физиологическим покоем (рис. 15.1), а положение сустава при этом — средним физиологическим положением. Сложные движения сустава наполняются согласованным, одновременным или последовательным сокращением мышц ненаправленного действия. Согласованность (координация) особенно необходима для выполнения двигательных актов, в которых участвуют многие суставы (например, бег на лыжах, плавание и т. д.).

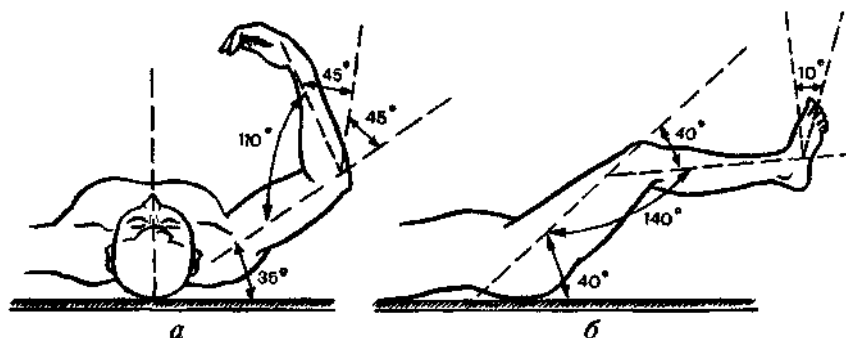


Рис. 15.1. Среднее физиологическое положение конечностей:
а — верхние конечности; б — нижние конечности

В свете современных представлений о механизмах координации движений, мышцы — не только исполнительный двигательный аппарат, но и своеобразный орган чувств. В мышечном веретене и сухожилиях имеются специальные нервные окончания — рецепторы, которые посылают импульсы к клеткам различных уровней ЦНС. В результате между нею и мышцами создается замкнутый цикл: импульсы от различных образований ЦНС, идущие по двигательным нервам, вызывают сокращения мышц, а импульсы, посылаемые рецепторами мышц, информируют ЦНС о каждом элементе и моменте движений. Циклическая система связей обеспечивает точное управление движениями и их координацию. Хотя в управлении движениями скелетных мышц при осуществлении двигательных актов участвуют различные отделы ЦНС, ведущая роль в обеспечении их взаимодействия и постановке цели двигательной реакции принадлежит коре больших полушарий головного мозга, особенно при совершении сложных движений. В коре больших полушарий двигательная и чувствительная зоны образуют единую систему, при этом каждой мышечной группе соответствует определенный участок этих зон (рис. 15.2). Подобная взаимосвязь позволяет точно выполнять движения, соотнося их с действующими на организм факторами окружающей среды. Схематически управление произвольными движениями может быть представлено следующим образом. Задачи и цель двигательного действия формируются мышлением, что определяет направленность внимания и усилий человека. Мышление и эмоции аккумулируют и направляют эти усилия. Механизмы высшей нервной деятельности формируют взаимодействие психофизиологических механизмов управления движениями на различных уровнях. На основе взаимодействия и постоянного обмена информацией различных нервных образований и ОДА обеспечиваются развертывание и коррекция двигательной активности. Большую роль в осуществлении двигательной реакции играют анализаторы (рис. 15.3, схема 15.1). Двигательный анализатор обеспечивает динамику и взаимосвязь мышечных сокращений, участвует в пространственной и временной организации двигательного акта.

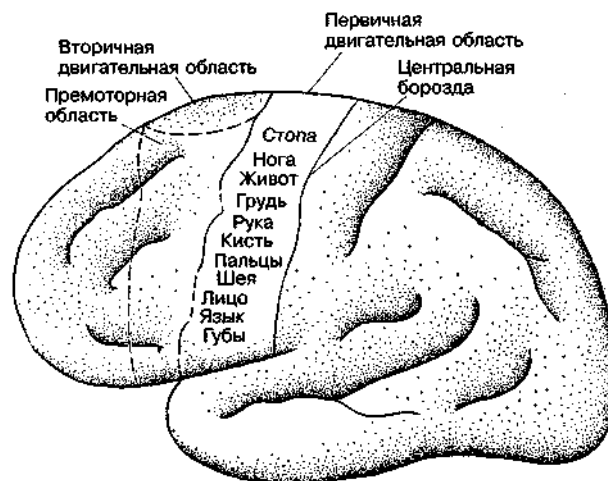


Рис. 15.2. Двигательные области коры головного мозга. Большая часть вторичной двигательной области расположена на медиальной поверхности коры, которая изданном рисунке не видна

Анализатор равновесия (вестибулярный анализатор) взаимодействует с двигательным при изменении положения тела в пространстве. Зрение и слух, активно воспринимая информацию из окружающей среды, участвуют в ориентировке и коррекции двигательных реакций.

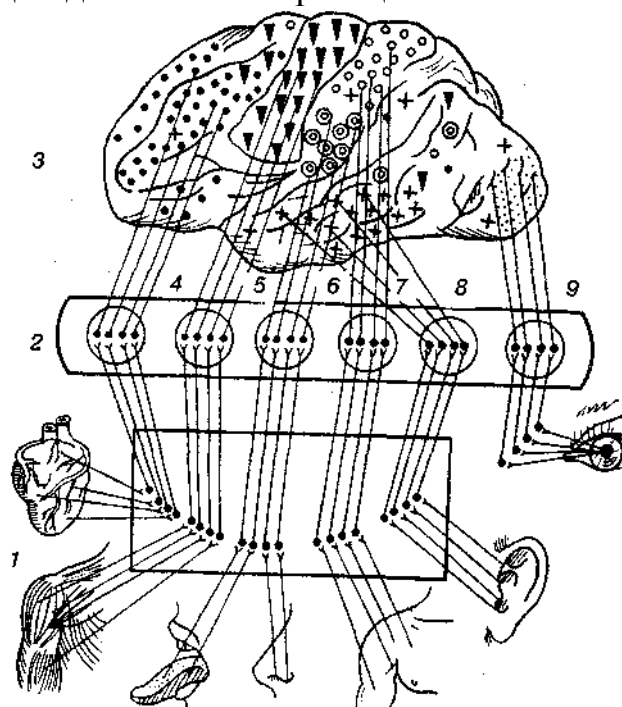


Рис. 15.3. Кортиковые анализаторы большого мозга человека и их функциональная связь с различными органами:

1 — периферическое звено; 2 — проводниковое; 3 — центральное, или корковое; 4 — интерцептивный; 5 — двигательный; 6 — вкусовой и обонятельный; 7 — кожный; 8 — слуховой; 9 — зрительный

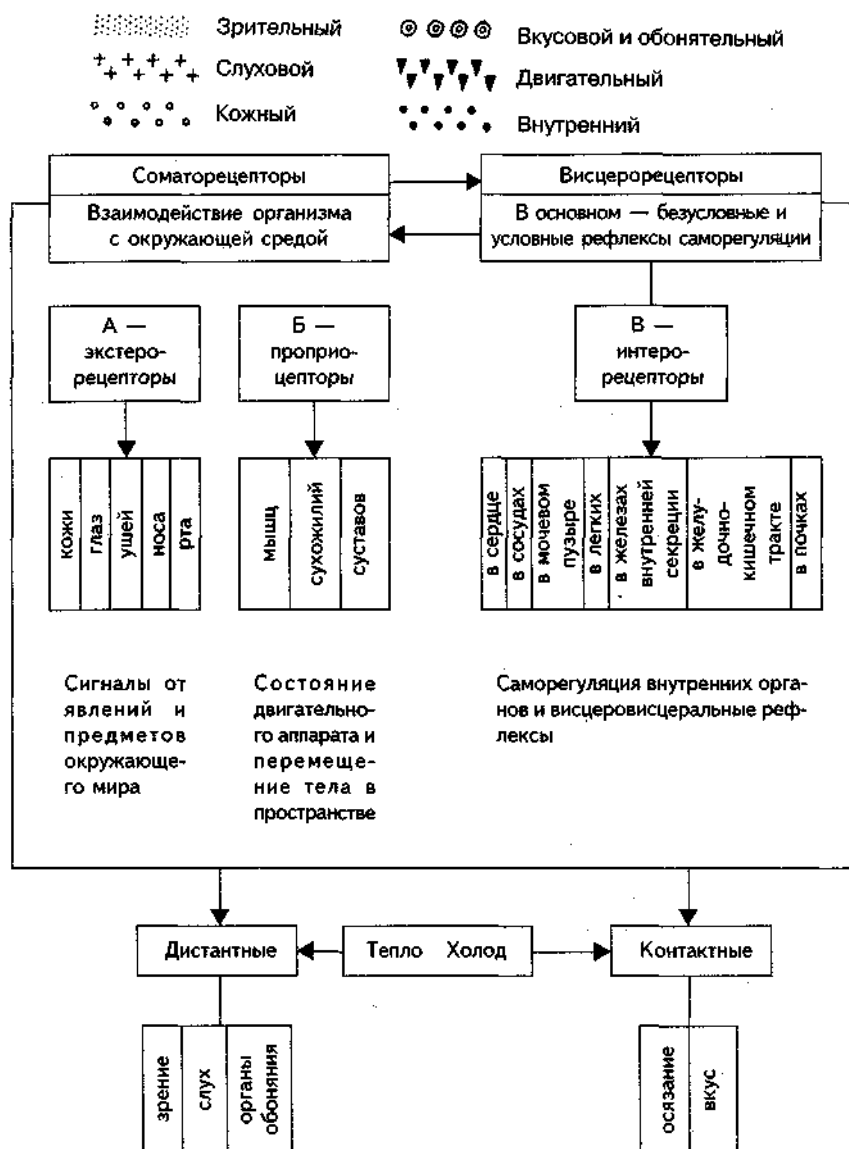


Схема 15.1. Классификация рецепторов (анализаторов)

Развитие двигательной активности и координации движений. Двигательная активность и координация движений у новорожденного далеко не совершенна. Набор движений весьма ограничен и носит безусловно-рефлекторный характер. В этом возрасте выражен плавательный рефлекс, максимальное проявление его наблюдается к 40-му дню, и в воде ребенок способен совершать движения и держаться на воде до 10—15 мин. Но ребенка необходимо поддерживать за голову, так как его мышцы шеи еще очень слабы (он еще не держит голову). В дальнейшем безусловные рефлексы угасают, а им на смену формируются различные двигательные навыки (рис. 15.4).

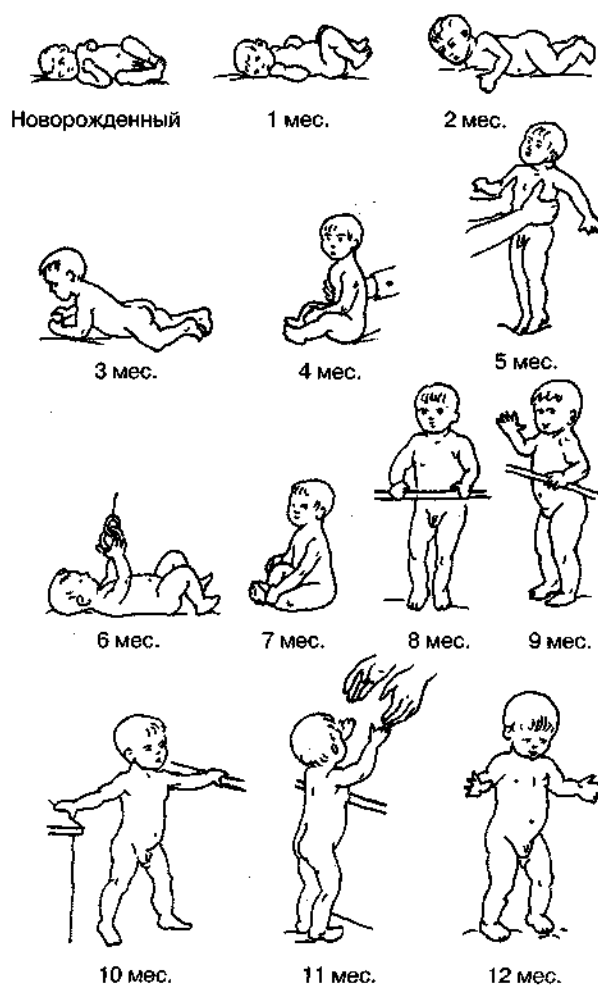


Рис. 15.4. Схема развития статических и двигательных функций у грудного ребенка

Развитие движений у ребенка обусловлено не только развитием ОДА и ЦНС, но и тренировкой (применение гимнастических упражнений, игр, закаливания и т. д.). Естественные локомоции (ходьба, лазание, игры, бег, прыжки и др.) и их координация формируются у детей до 2—5 лет. При этом большое значение имеют систематические занятия гимнастикой, играми, особенно в первый год жизни ребенка. Следует отметить, что координационные механизмы и в дошкольном возрасте еще несовершенны.

Формирование координационных механизмов движений заканчивается к подростковому возрасту. При систематических тренировках происходит совершенствование движений и их координация.

В старшем школьном возрасте пропорции тела уже приближаются к показателям взрослых (рис. 15.5). К 14—16 годам появляются зоны окостенения в эпифизарных хрящах, в межпозвоночных дисках. В 16 лет замедляется рост у девушек, а у юношей — в 17—18 лет (рис. 15.6, 15.7, 15.8).

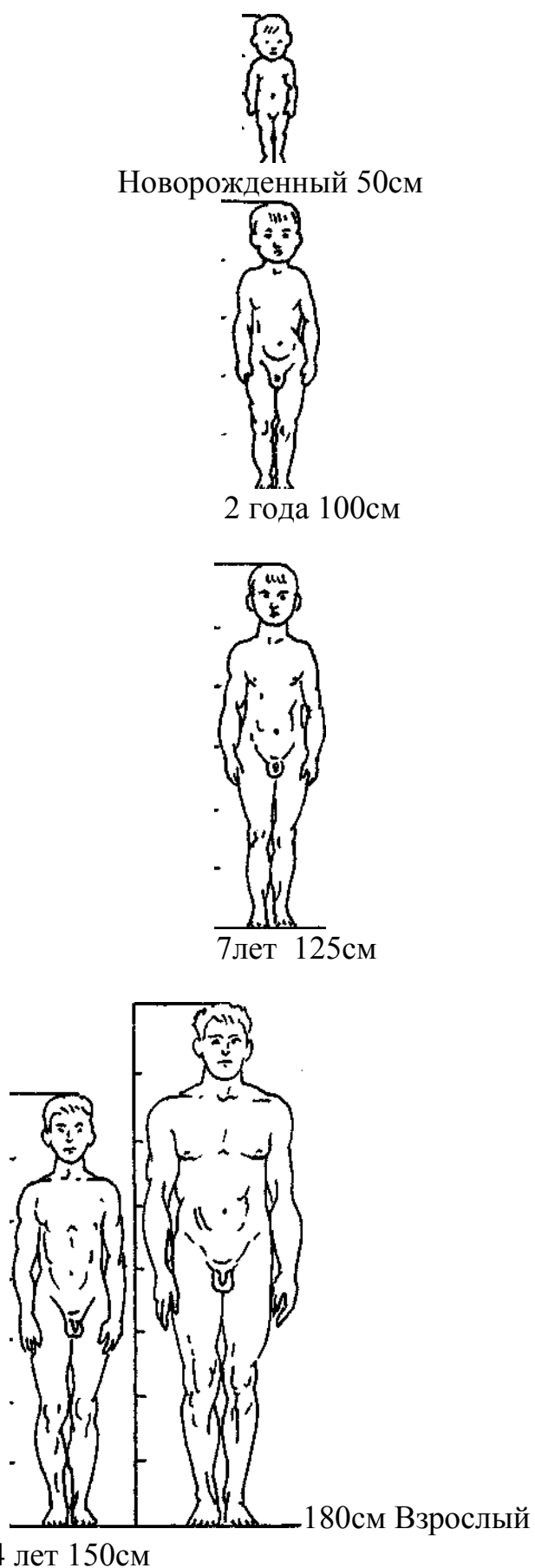


Рис. 15.5. Возрастные изменения пропорций тела

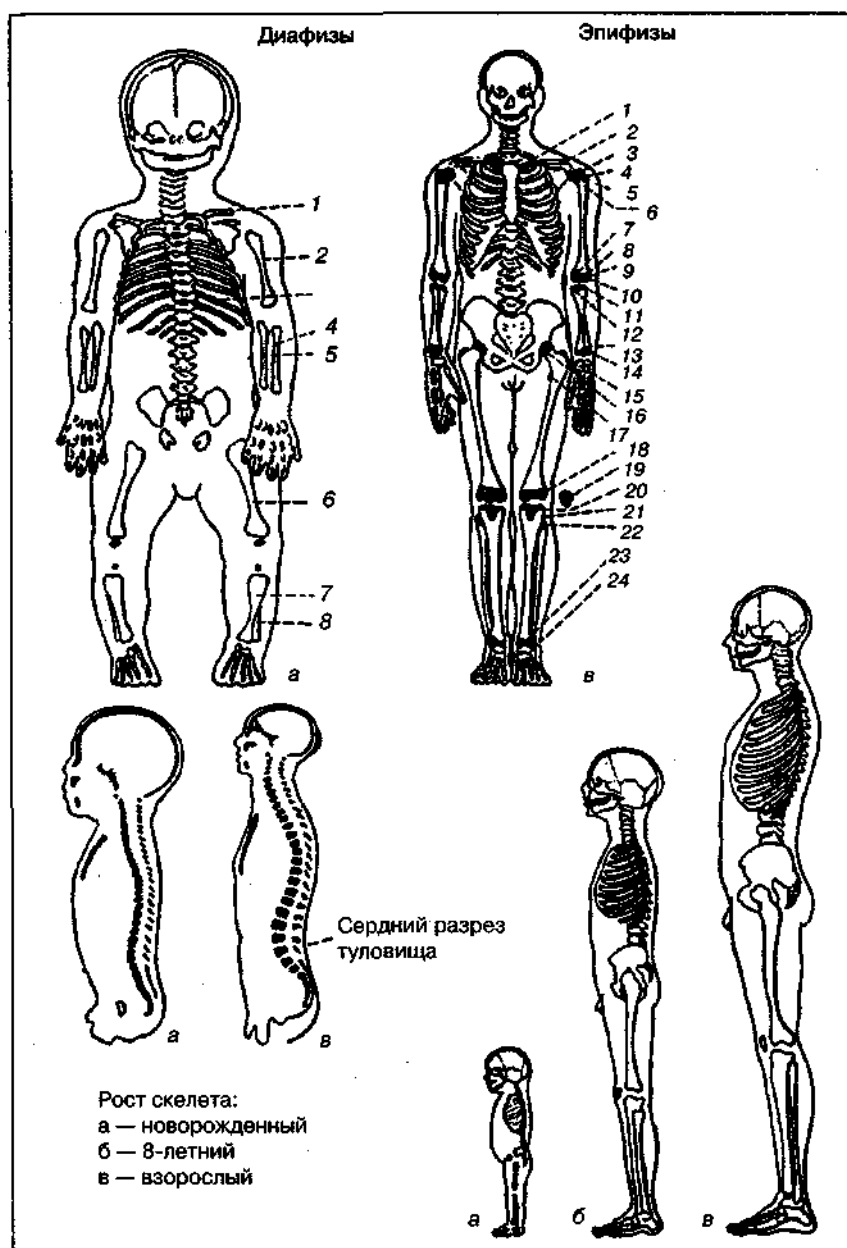


Рис. 15.6. Оссификация скелета. Весь скелет (по В.Л. Ансон, 1966)

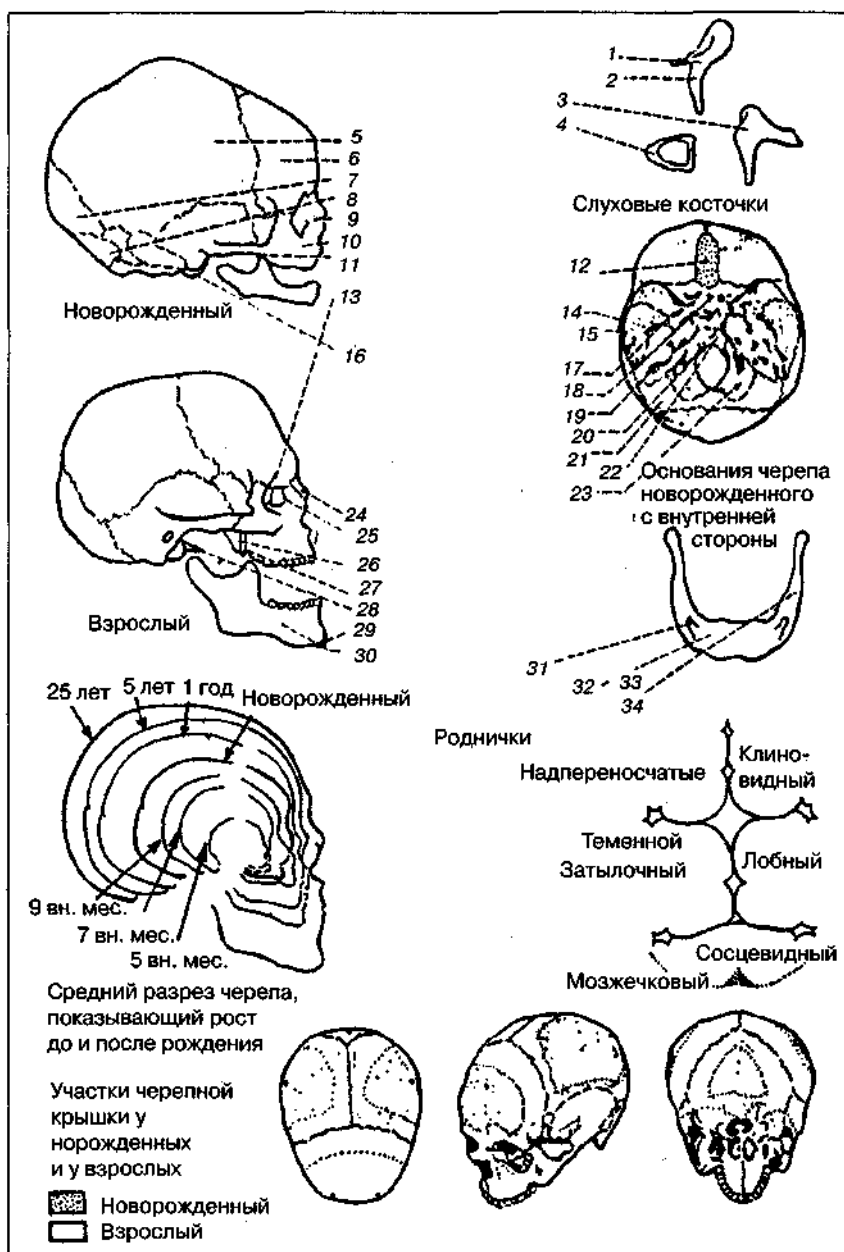


Рис. 15.7. Оссификация скелета. Череп (по В.Л. Ансон, 1966)

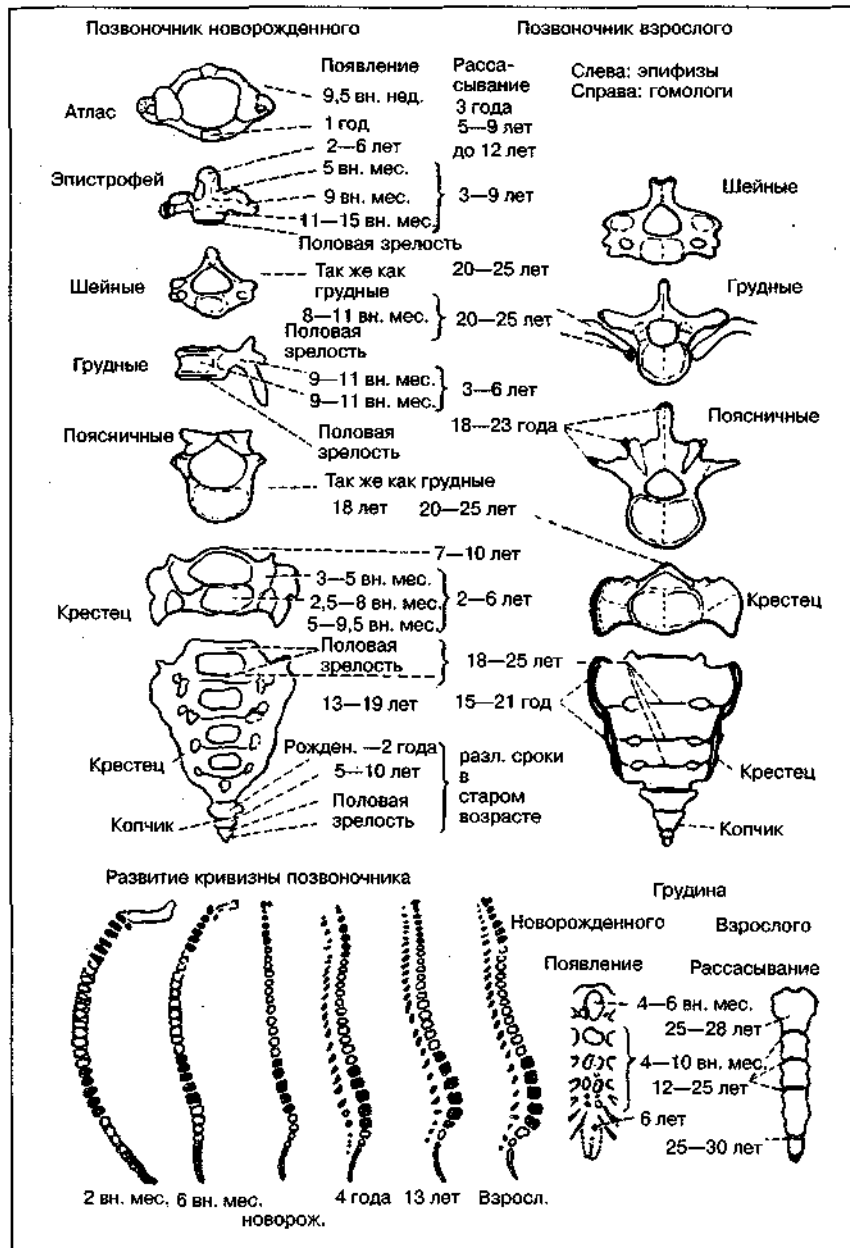


Рис. 15.8. Оссификация скелета. Позвоночник (по В.Л. Ансон, 1966)

Чрезмерные физические нагрузки, особенно подъем тяжестей (гантелей, гирь, штанги и др.) ускоряют процесс окостенения и могут отрицательно влиять на рост и развитие. В подростковом и юношеском возрасте наблюдается возрастание мышечной массы и силы. Физические перегрузки в 7—10—15-летнем возрасте могут привести к деформациям суставов нижних конечностей (стоп, голеностопных и коленных суставов) в связи с изменениями структуры ОДА, в том числе, и позвоночника. Девочкам в возрасте 13—14 лет следует с осторожностью применять физические нагрузки с подъемом тяжестей (атлетизм, гантели, штанга и др.). В подростковом возрасте между мальчиками и девочками отмечаются существенные различия в показателях мышечной силы.

Центральная регуляция движений (локомоций)

Движения, которые может выполнять человек, практически бесконечно разнообразны, и каждое из них обусловлено специфическим комплексом разрядов *мотонейронов*. Лишь наиболее простые движения (например, отдергивание конечности или почесывание) осуществляются изолированным спинным мозгом. Все разнообразие двигательных актов, на которые способны мотонейроны и вставочные нейроны спинного мозга, сводится к рефлекторным реакциям.

Центральная нервная система (ЦНС) получает информацию о состоянии окружающей среды от рецепторов. Каждый рецептор воспринимает определенный раздражитель — химический, электромагнитный (световые волны), механический или температурный. *Рецепторы* — это датчики, преобразующие энергию раздражителя в электрохимический потенциал. Информация о раздражителе кодируется в виде импульсов в чувствительных (сенсорных) нервах. Эта информация поступает в сенсорные структуры нервной системы, где подвергается декодированию и анализу.

Морфологически и физиологически каждый рецептор приспособлен для восприятия раздражителя строго определенной модальности. Это так называемые адекватные раздражители, т. е. раздражители, к которым рецептор наиболее чувствителен.

В основу одной из общепринятых классификаций рецепторов положена модальность адекватных раздражителей. По этому признаку все рецепторы обычно делят на пять групп: 1) фиторецепторы; 2) механорецепторы; 3) терморецепторы; 4) хеморецепторы; 5) ноцицептивные рецепторы.

Рецепторы можно также подразделять в зависимости от того, где находится воспринимаемый ими раздражитель. В соответствии с такой классификацией рецепторы делятся на четыре группы: 1) дистантные экстероцепторы, реагирующие на отдаленные раздражители (зрительные, слуховые, обонятельные); 2) контактные экстероцепторы, воспринимающие раздражение поверхности тела (рецепторы прикосновения, давления, температурные и вкусовые); 3) интероцепторы, воспринимающие раздражители от внутренних органов и уровень химических веществ в крови и 4) проприоцепторы, сигнализирующие о положении тела в пространстве (о расположении суставов, длине мышц).

Первичная реакция любого рецептора на раздражение состоит в генерации рецепторного потенциала, возникающего в результате взаимодействия между раздражителем и мембраной рецептора (рис. 15.9). В зависимости от характера адекватного раздражителя происходит повышение ионной проницаемости мембран, сопровождающейся входением Na^+ в чувствительное окончание. В результате этого входящего тока окончание деполяризуется и возникает рецепторный потенциал; в фоторецепторах глаза вместо деполяризации наступает гиперполяризация.

Нервные импульсы возникают в начальном сегменте чувствительного нерва в результате возбуждающего действия рецепторного потенциала (см. рис.

15.9). Последовательность процессов, приводящих к генерации потенциала действия в чувствительном нерве, зависит от анатомических взаимоотношений между этим нервом и рецептором, в котором возникает рецепторный потенциал. Этот рецептор может представлять собой либо окончание чувствительного нерва, выполняющего функцию преобразования сенсорной информации (рис. 15.10, А), либо отдельную клетку, образующую с чувствительным окончанием химический синапс (рис. 15.10, Б).

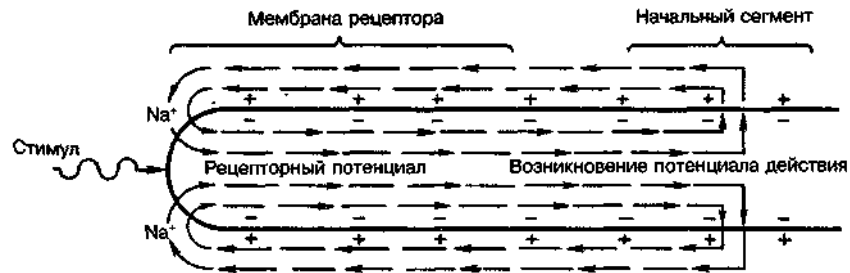


Рис. 15.9. Возникновение рецепторного потенциала в чувствительном нервном окончании. При взаимодействии раздражителя с мембраной рецептора ее ионная проницаемость возрастает

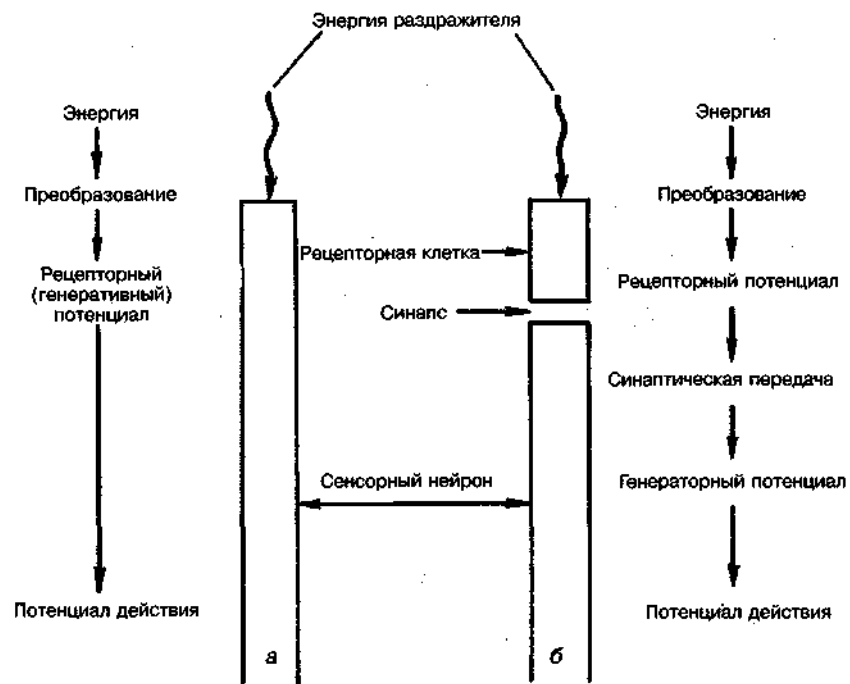


Рис. 15.10. Схема возникновения возбуждения в чувствительном нерве, иллюстрирующая преобразование рецептора энергии раздражителя в нервную импульсацию: а — рецептор окончания чувствительного нерва; б — рецептор — отдельная клетка, иннервируемая чувствительным окончанием

Деполаризующие токи, возникающие под действием генераторного потенциала, приводят к возникновению нервных импульсов в чувствительных нервах.

Кодирование сенсорной информации состоит в том, что характер

ощущений, возникающий при возбуждении чувствительных нервов, зависит от того, в какой области ЦНС эти нервы оканчиваются.

Интенсивность раздражения кодируется амплитудой рецепторного потенциала. Величина этого потенциала пропорциональна логарифму силы раздражителя. Так как в свою очередь частота разрядов в чувствительных нервах пропорциональна величине рецепторного потенциала, частота сенсорной импульсации тоже пропорциональна логарифму силы раздражителя.

Недавно было показано, что логарифмическая зависимость между силой раздражения и сенсорным разрядом приближительна. Более точно эта зависимость описывается степенными уравнениями типа $R = KI^A$, где R — величина сенсорного разряда, I — сила раздражения, K и A — константы.

Если на любой рецептор в течение продолжительного времени действовать постоянным раздражителем, то реакция постепенно уменьшается (рис. 15.11). Это явление называется *адаптацией*. По мере адаптации снижаются оба параметра возбуждения — частота импульсации и величина рецепторного потенциала. Само собой разумеется, что адаптивные изменения уровня сенсорной импульсации являются прямым следствием «адаптации» рецепторного потенциала: по мере уменьшения этого потенциала частота разряда в чувствительных нервах падает.

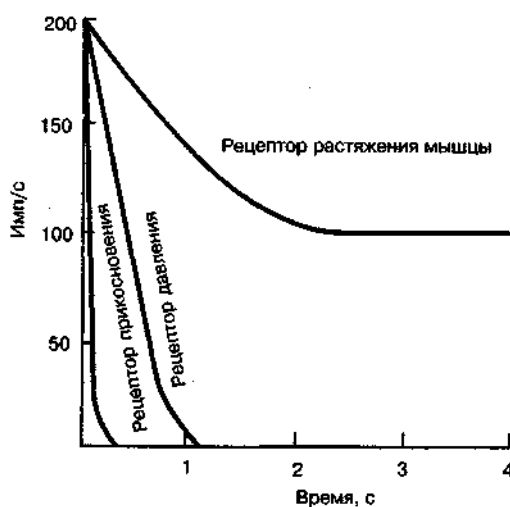


Рис. 15.11. Реакция рецепторов на механическое раздражение

Хотя адаптация свойственна всем рецепторам, скорость ее у разных рецепторов различна (см. рис. 15.11).

В зависимости от скорости адаптации рецепторы могут быть разделены на быстро адаптирующиеся — *фазные*, и медленно адаптирующиеся — *тонические*.

Важным в функции движений (локомоций) является соматосенсорная система. Виды чувствительности, сигнализирующие о состоянии тела, называются *соматостезией*. К соматосенсорным рецепторам относятся кожные рецепторы, реагирующие на прикосновение, давление, температуру и боль, а также проприоцепторы, воспринимающие движения в суставах и мышцах.

Другой важной сигнализирующей системой являются специальные сенсорные рецепторы, или органы чувств, включающие зрительные, слуховые, вестибулярные/Все эти рецепторы расположены в области головы и иннервируются черепно-мозговыми нервами; соматосенсорные же рецепторы находятся во всех частях тела — в конечностях, в туловище, в голове. Подавляющее большинство соматосенсорных рецепторов локализуется в туловище и конечностях и иннервируется спинномозговыми нервами.

При раздражении рецептора возникает ответная реакция называемая рефлексом. **Рефлексы** — это простейшие реакции нервной системы, возникающие в результате последовательного возбуждения чувствительных, нервных и двигательных структур.

Рефлексы осуществляются на многих уровнях нервной системы. Рефлексы спинного мозга играют важную роль в регуляции движений туловища и конечностей. К ним относятся рефлексы, контролирующие длину мышц (рефлексы растяжения), отвечающие за уход от вредных воздействий (сгибательные рефлексы) и движения (перекрестные разгибательные рефлексы). Другие рефлексы — например, отвечающие за поддержание вертикального положения и регуляцию зрения, замыкаются на уровне ствола мозга.

Все сложные движения (локомоций) (ходьба, бег, прыжки и др.) требуют участия центральных областей головного мозга. Эти области регулируют активность мотонейронов спинного мозга через нисходящие спинномозговые пути. К высшим центрам регуляции движений относятся кора головного мозга, осуществляющая контроль как над пирамидной, так и над экстрапирамидной системами, базальными ганглиями и мозжечком (рис. 15.12).

Комплекс «двигательная кора — пирамидная система» отвечает за тонкие произвольные движения. Грубые произвольные движения осуществляются блоком «двигательная кора — экстрапирамидная система». Базальные ганглии и мозжечок участвует в координации движений. С базальными ганглиями связана координация медленных (червеобразных) движений, а с мозжечком — быстрых (баллистических).

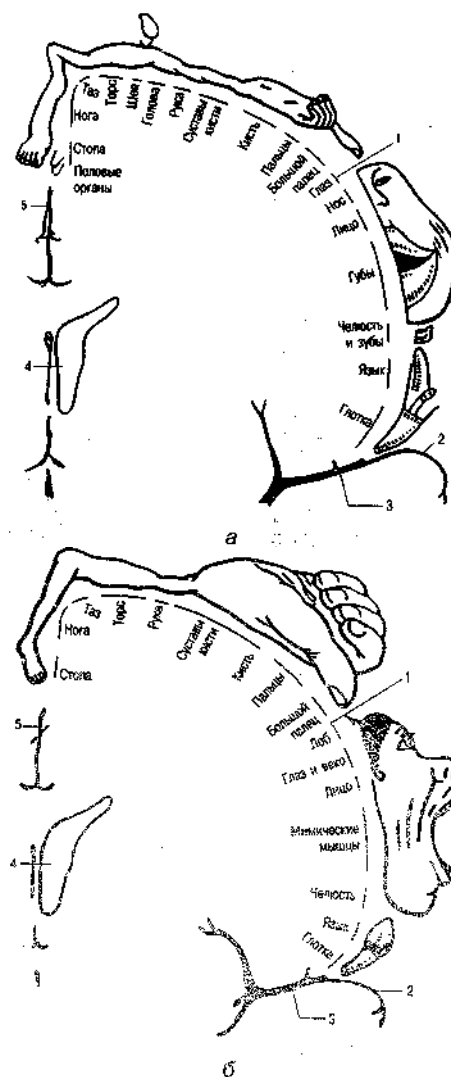


Рис. 15.12. Чувствительный и двигательный гомункулусы (По У. Пенфилду, Т. Расмуссену).

Разрез полушарий во фронтальной плоскости, а — проекция общей чувствительности в коре постцентральной извилины; б — проекция двигательной системы в коре прецентральной извилины

Кортикальный контроль двигательных реакций

Кора больших полушарий головного мозга у человека управляет всеми двигательными актами целостного организма.

Кортикальный контроль двигательных актов возможен потому, что в моторной, премоторной и других зонах коры имеются нейроны, посылающие эфферентные импульсы как в спинной мозг (к промежуточным и моторным его нейронам), так и в ядра экстракортикальной системы. Непременным условием кортикального контроля движений является поступление в кору в каждый данный момент афферентных импульсов от рецепторов тела — зрительных, вестибулярных, суставно-мышечных, тактильных, доставляющих информацию о ходе выполняемого движения (его направлении, силе, амплитуде и т. п.) и о его результатах (см. рис. 15.3).

К двигательным областям коры головного мозга относятся первичная и

вторичная моторная и премоторная кора (см. рис. 15.2). Каждый участок коры соответствует тем или иным движениям. Первичная двигательная область отвечает за сокращения отдельных мышц. Раздражение вторичной двигательной области сопровождается менее дискретными и локализованными двигательными реакциями; к ним относятся сложные движения головы, шеи, туловища и конечностей. Премоторная кора контролирует локомоторные акты, в том числе движения рта и языка при артикуляции, координированные движения глаз и головы, тонкие движения рук и пальцев.

Функция пирамидной системы состоит в осуществлении тонких движений — например, продевание нитки в иголку, бег с препятствиями, акробатические упражнения и т. д. Считается, что таким движениям предшествует возникновение возбуждения в соседних областях премоторной и вторичной двигательной коры. После того, как сформируется «идея» движения, в двигательной коре образуется сложный комплекс возбуждений, необходимый для осуществления тонкого движения.

Следует отметить, что для многих основных двигательных актов, таких, как поза стоя, ходьба, бег, прыжки и потребление пищи, участие пирамидной системы необязательно.

Пирамидная система играет важную роль в поддержании мышечного тонуса.

Двигательные ядра ствола мозга участвуют в регуляции позы и в поддержании вертикального положения тела. На этих ядрах переключаются экстрапирамидные волокна нейронов коры, базальных ганглиев и мозжечка (рис. 15.13). В регуляторной формации и связанных с ней ядрах сигналы, поступающие по этим волокнам от высших двигательных центров, интегрируются с соматосенсорной информацией, передаваемой по спиноталамическим путям и с импульсами от вестибулярной системы. В результате формируются двигательные акты, необходимые для поддержания вертикального положения.

Для сохранения вертикального положения тела сила тяжести должна противодействовать сокращению разгибателей. Передние две трети двигательных срединных структур ствола мозга служат источником мощной облегчающей импульсации с мотонейронами разгибателей. На этот разгибательный тонус в норме оказывает тормозное влияние сигналы, идущие от высших двигательных центров коры и базальных ганглиев.

Функция экстрапирамидной системы — участие в регуляции позы и осуществлении таких локомоторных актов как ходьба, поза стоя, прыжки, бег, плавание и др.

Для осуществления соответствующего двигательного акта информация о его временных параметрах, поступающая от мозжечка и базальных ганглиев, интегрируется в промежуточных ядрах с чувствительными сигналами о состоянии организма (от ретикулярной формации).

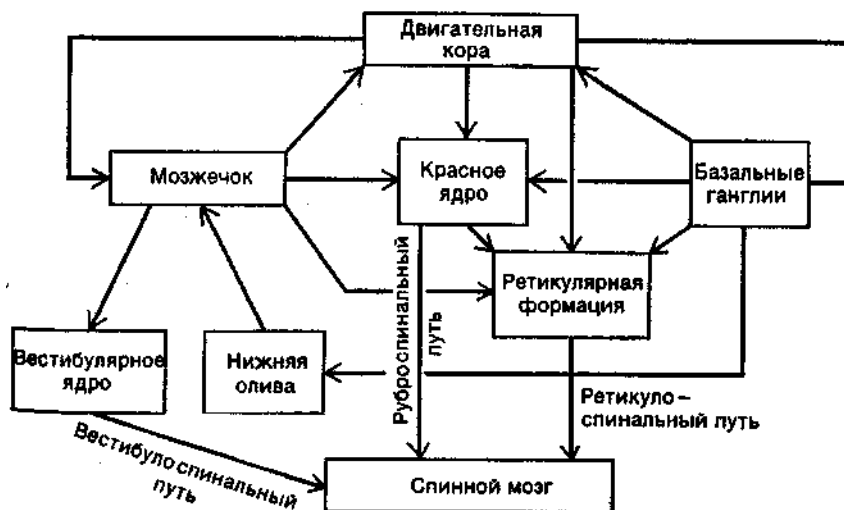


Рис. 15.13. Главные связи между базальными ганглиями, мозжечком, двигательными ядрами ствола мозга и двигательной корой

Мозжечок, участвующий в координации движений и распределении их во времени, играет важную роль как сравнивающее устройство. Когда в двигательной коре принимается решение о каком-либо движении, то в мозжечок направляется информация о природе и ожидаемых результатах этого движения. В мозжечке эта информация хранится и сличается с чувствительной импульсацией от проприорецепторов и других рецепторов, возбуждающихся при совершении движения. Если сигналы, поступающие в мозжечок в ходе двигательного акта, свидетельствует о том, что последний выполняется неправильно, то от мозжечка в ствол и в корковые двигательные центры посылаются импульсы, благодаря которым осуществляется необходимая коррекция.

Мозжечок имеет особенно большое значение для построения и осуществления баллистических движений. Скорость выполнения таких движений слишком велика, чтобы во время двигательного акта в него вносились какие-либо исправления; к ним относятся метание диска, копья, сальто, прыжки через препятствия (барьерный бег) и т. д. Коррекция по ходу движения в таких случаях невозможна, так как время, необходимое для 1) передачи сенсорной информации к мозжечку; 2) анализа этой информации и 3) построения корректирующего движения, гораздо больше, чем длительность самого двигательного акта. Следовательно, баллистические движения должны быть запрограммированы заранее. Мозжечок имеет первостепенное значение для такого программирования, поскольку в нем хранится чувствительная и двигательная информация, позволяющая пирамидной и экстрапирамидной системам избрать тот комплекс двигательных импульсов, под действием которого будет успешно выполнено необходимое баллистическое движение.

Следующая важнейшая функция мозжечка состоит в координации движений, требующих последовательного сокращения многих мышц.

Мозжечок получает афферентные импульсы, поступающие в центральную нервную систему (ЦНС) по каналам обратной связи от всех рецепторов, раздражение которых происходит во время движений тела. К

мозжечку приходят импульсы от проприо- и вестибулорецепторов, а также от зрительных, слуховых и тактильных рецепторов. Получая, таким образом, информацию о состоянии двигательного аппарата, мозжечок оказывает влияние на красное ядро и ретикулярную формацию мозгового ствола, которые непосредственно регулируют мышечный тонус (рис. 15.14).

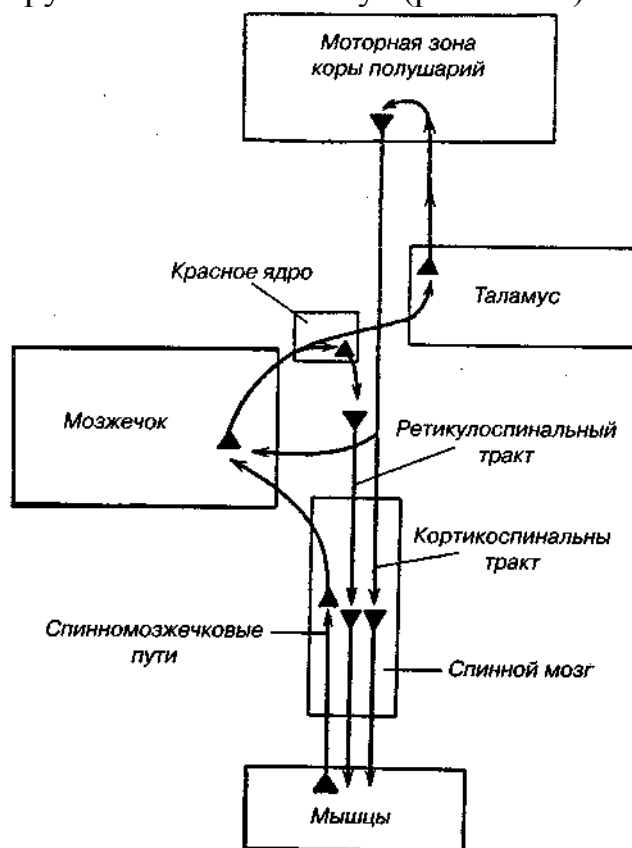


Рис. 15.14. Связи между мозжечком и красным ядром, таламусом, корой больших полушарий и спинным мозгом, благодаря которым осуществляется мозжечковый контроль движений (по Гайтону)

В механизме влияния мозжечка на мышечный тонус определенная роль принадлежит изменениям разрядов гамма-мотонейронов спинного мозга.

Таким образом, мозжечок корректирует двигательные реакции организма, иначе говоря, вносит в них необходимые поправки, обеспечивая их точность. Эта роль мозжечка особенно отчетливо проявляется при осуществлении произвольных движений благодаря наличию двусторонних связей мозжечка и коры больших полушарий, а также через посредство ретикулярной формации ствола мозга (рис. 15.15). Мозжечок регулирует состояние активности нейронов коры больших полушарий. Главная его функция состоит в согласовании быстрых (фазических) и медленных (тонических) компонентов двигательных актов.

Одна из функций мозжечка в координации мышечной деятельности состоит в прекращении или затормаживании движения. Для успешного совершения какого-либо движения необходимо участие двух групп мышц, одна из которых продвигает конечность к той точке в пространстве, которую необходимо достичь, а вторая прекращает движение по достижении этой точки.

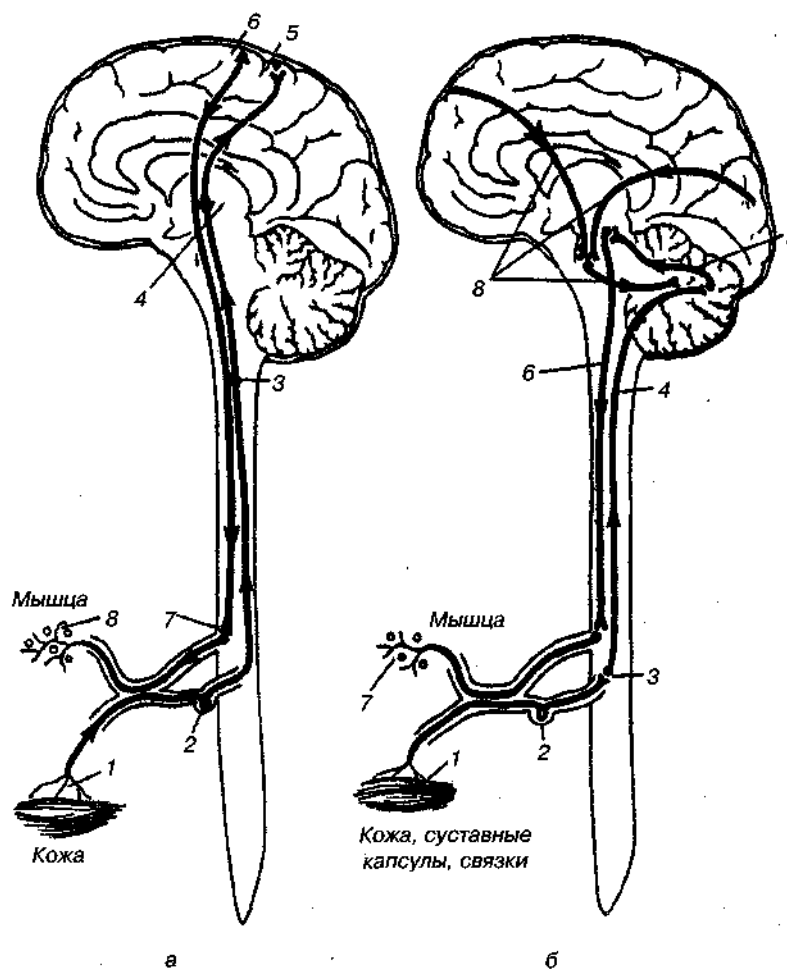


Рис. 15.15. Проводящие пути головного и спинного мозга:
 а — связи больших полушарий мозга: 1 — рецепторы; 2 — спинномозговой узел; 3 — чувствительные ядра продолговатого мозга; 4 — специфические ядра зрительного бугра; 5 — постцентральная извилина (теменная доля); 6 — предцентральная извилина на лобной доле (начало пирамидного пути); 7 — двигательное ядро передних рогов (столбов) спинного мозга; 8 — двигательные окончания в мышце; б — связи мозжечка: 1 — рецепторы; 2 — спинномозговой узел; 3 — чувствительные ядра спинного мозга; 4 — восходящий путь в мозжечок; 5 — проводящий путь от мозжечка к красному ядру среднего мозга; б — нисходящий путь от красного ядра к двигательным ядрам спинного мозга; 7 — двигательные окончания в мышце; 8 — связи коры больших полушарий с мозжечком

Кроме того, мозжечок обладает способностью «предугадывать» как ход, так и длительность движения, особенно для успешного выполнения быстрых (баллистических) движений.

Таким образом, между корой головного мозга и двигательным аппаратом существует кольцевое взаимодействие: кора посылает эфферентные импульсы, вызывающие движение, и получает обратные афферентные импульсы, возникающие в результате движения. Этим обеспечивается возможность

точного приспособления движения к изменчивым условиям его осуществления и перестройки двигательной реакции, так сказать, на ходу, в зависимости от получаемых результатов.

Характерной особенностью двигательных реакций, управляемых корой, является то, что они вырабатываются в результате индивидуального жизненного опыта, в процессе тренировок.

Тренировка, т. е. многократное повторение определенных движений, приводит к их автоматизации, благодаря чему они становятся более точными, в необходимой степени быстрыми, размеренными по силе и амплитуде, в соответствии с задачей, которая решается при выполнении данного двигательного акта (упражнения). Лишние движения в процессе тренировок устраняются.

Автоматизированными двигательными актами у человека являются ходьба, бег и многие трудовые движения (процессы, акты).

Биомеханика упражнений, тренировок, двигательных действий

Механизм управления двигательными действиями человека (на стадии формирования новых двигательных навыков) был обоснован еще в 30—40 гг. XX столетия Н.А. Бернштейном. Затем академик П.К. Анохин разработал теоретические положения о функциональной системе, которые объясняют действия данного механизма (схема 15.2).

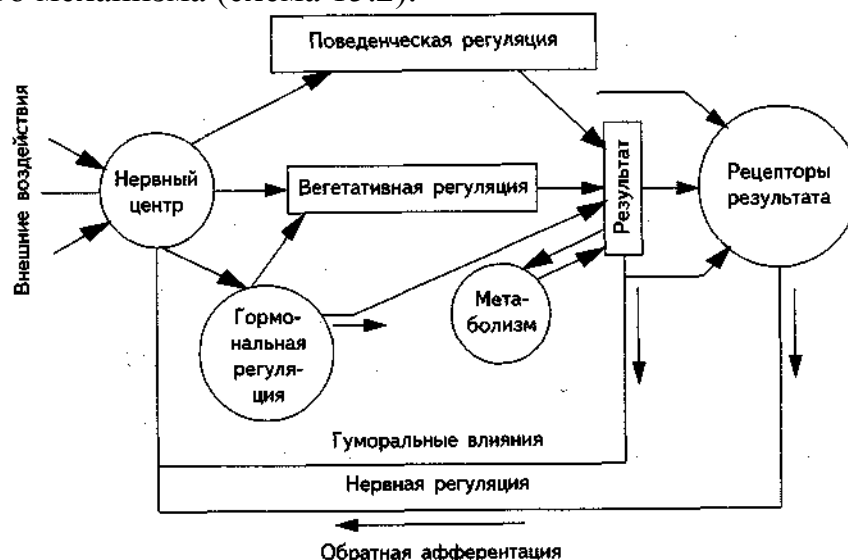


Схема 15.2. Функциональная система по П.К. Анохину

Описать это можно так. Человек при выполнении нового движения создает себе (на основе его цели и содержания) определенный образ будущего движения. По мере выполнения движения происходит его сличение с программой управления, а также осуществляются последовательные его коррекции (так называемые сенсорные коррекции).

Механизм управления позволяет выделить три стадии формирования движения.

Первая стадия — формируется общее представление о движении при

участии мышц, осуществляющих движение, мышц-антагонистов и других мышц (участие которых в освоенном движении не требуется); поэтому человек выполняет движение (движения) излишне напряженно, тем самым значительно уменьшая скорость его выполнения. Если на этой стадии движения выполнять в быстром темпе, то сенсорные коррекции затруднительны или невозможны.

Вторая стадия — исчезает напряженность и возникает достаточно четкая мышечная координация при выполнении постоянных движений. Движение пока еще не выполняется свободно и автоматизированно.

Третья стадия — используются реактивные силы, силы инерции, движения становятся более экономичными, их выполнение доводится до автоматизма.

На основании общих теоретических представлений о формировании движения в теории физического воспитания (для всех видов спорта) в процессе обучения выделяют три этапа.

Первый этап — начальное разучивание движения (вырабатывается умение воспроизводить технику в общей, «грубой» форме).

Второй этап — углубленное, детализированное разучивание движения (движений).

Третий этап — дальнейшее совершенствование двигательного навыка.

В практике спорта обучение и тренировка двигательного навыка предполагают многократное повторение однотипного (однотипных) движения (упражнения), с учетом возраста, пола и технической подготовленности, координированности, гибкости спортсмена. В последние годы все шире применяются технические средства обучения (лонжи, блоки, пояса, зеркала, различные тренажеры и т. д.). В некоторых видах спорта (спортивная гимнастика, акробатика, прыжки в воду с трамплина и др.) используют метод фиксированного положения, когда останавливают движение и фиксируют его в определенной позе. Этот метод наиболее доступен для начального периода обучения, он позволяет быстрее и эффективнее разучить кинематику движений, уточнить положение звеньев тела, контроль за динамикой и общим ритмом движения (движений).

Важным при обучении и на тренировках является учет такого фактора как адаптация. Адаптация к физическим нагрузкам (упражнениям) во всех случаях представляет собой реакцию целого организма, однако специфические изменения в тех или иных функциональных системах могут быть выражены в различной степени.

Исходя из учения П.К. Анохина о функциональных системах следует, что организм реагирует на воздействие внешней среды как целое, деятельность одних органов и систем теснейшим образом связана с функцией других (см. схему 15.2).

Ходьба в норме

Ходьба — автоматизированный двигательный акт, осуществляющийся в результате сложной координированной деятельности скелетных мышц

туловища и конечностей.

Отталкиваясь от почвы, нога приводит тело в движение — вперед и несколько вверх и вновь совершает размах в воздухе.

Последовательность положения конечности взрослого человека при ходьбе показана на рис. 15.16. При ходьбе тело поочередно опирается то на правую, то на левую ногу.

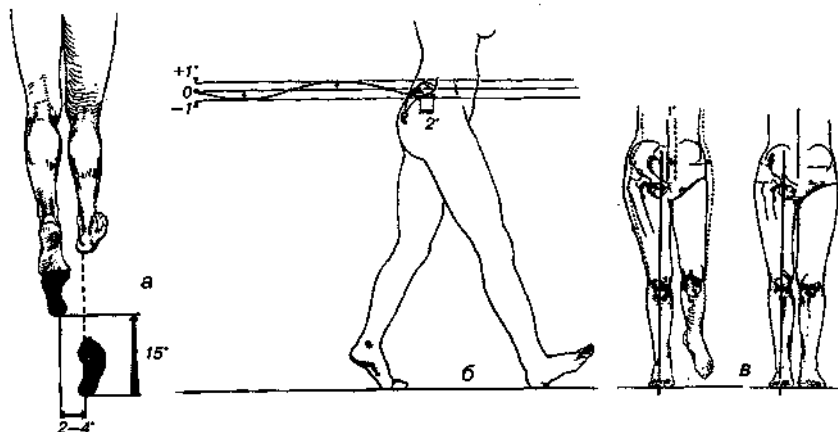


Рис. 15.16. Ходьба в норме. Ширина и длина шага (а). Отклонение центра тяжести (ЦТ) во время ходьбы по вертикальной оси на 5 см (б). Отклонение ЦТ в сторону на 2,5 см (в) (по S. Hoppenfeld, 1983)

Акт ходьбы отличается чрезвычайно точной повторяемостью отдельных его компонентов, так что каждый из них представляет точную копию в предыдущем шаге.

В акте ходьбы деятельное участие принимают также верхние конечности человека: при выносе вперед правой ноги правая рука движется назад, а левая — выносится вперед. Руки и ноги человека при ходьбе совершают движения в противоположных направлениях.

Движение отдельных звеньев свободной ноги (бедро, голени и стопы) определяется не только сокращением мышц, но и инерцией. Чем ближе звено к туловищу, тем меньше его инерция и тем раньше оно может последовать за туловищем. Так, бедро свободной ноги перемещается вперед раньше всего, поскольку оно ближе всего к тазу. Голень, будучи дальше от таза, отстает, что ведет к сгибанию ноги в колене. Точно так же отставание стопы от голени вызывает сгибание в голеностопном суставе (см. рис. 15.16).

Последовательное вовлечение мышц в работу и точная координация их сокращений при ходьбе обеспечиваются у человека ЦНС и главным образом корой больших полушарий головного мозга. С точки зрения нервного механизма, ходьба представляет собой автоматизированный цепной рефлекс, в котором афферентная импульсация, сопровождающая каждый предыдущий элемент движения, служит сигналом для начала следующего.

Функциональный анализ ходьбы. Ходьба — это сложное циклическое локомоторное действие, одним из основных элементов которого является шаг (рис. 15.17).

При ходьбе, как и при других видах локомоторного движения,

перемещение тела в пространстве происходит благодаря взаимодействию внутренних (сокращение мышц) и внешних (масса тела, сопротивление опорной поверхности и др.) сил. В каждом шаге, совершаемом правой и левой ногой, различают период опоры и период маха. Наиболее характерной особенностью всех видов ходьбы по сравнению с бегом и прыжками является постоянное опорное положение одной ноги (период одиночной опоры) или двух ног (период двойной опоры). Соотношение этих периодов обычно равно 4:1. Как период опоры, так и период маха может быть разделен на две основные фазы, а именно: период опоры — на фазы переднего толчка и заднего толчка, разделенные моментом вертикали; маха — фазы заднего шага и переднего шага, между которыми также находится момент вертикали.

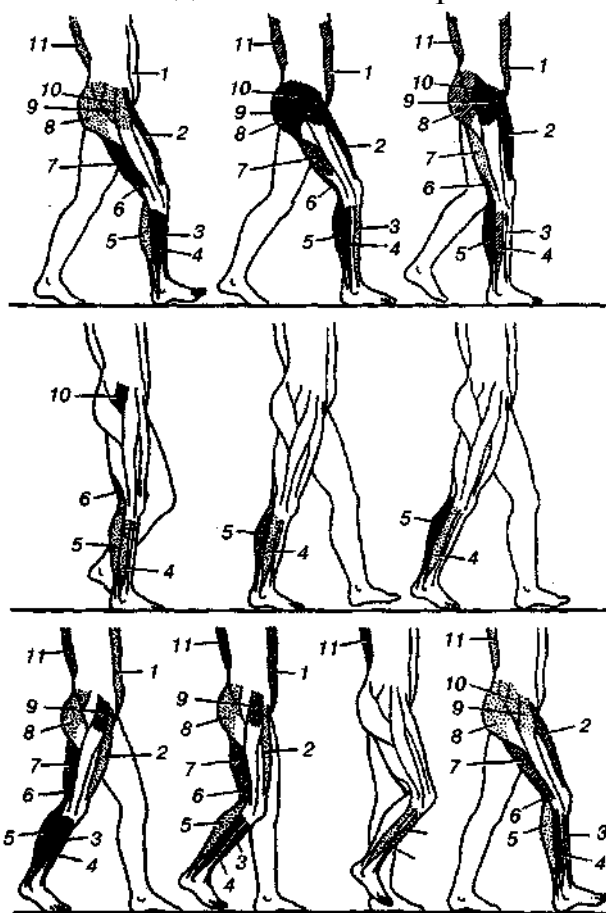


Рис. 15.17. Степень сокращения мышц туловища и нижней конечности

в течение двойного шага при обычной ходьбе (по данным электромиографического анализа, произведенного В.С. Гурфинкелем в ЦНИИТе протезирования и протезостроения). Черным цветом показано максимальное сокращение, двойным штрихом — сильное сокращение, одинарным — среднее сокращение, точками — слабое сокращение, белым показано расслабление мышцы: 1 — прямая мышца живота; 2 — прямая мышца бедра; 3 — передняя большеберцовая мышца; 4 — длинная малоберцовая мышца; 5 — икроножная мышца; 6 — полусухожильная мышца; 7 — двуглавая мышца бедра; 8 — большая ягодичная мышца; 9 — мышца, натягивающая широкую фасцию; 10 — средняя ягодичная мышца; 11 — крестовоостистая мышца

Фаза переднего толчка. После заключительной фазы переднего шага начинается постановка стопы на почву при почти выпрямленном, но не закрепленном коленном суставе и согнутом, слегка отведенном и супинированном бедре. Стопа становится на опорную поверхность пяткой,

после чего она совершает двойной перекаат: с пятки на носок и снаружи внутрь. Этот перекаат происходит под влиянием силы тяжести тела и последовательного включения в работу короткой малоберцовой мышцы, поднимающей наружу край стопы и далее мышц — длинной малоберцовой, задней большеберцовой, длинного сгибателя большого пальца стопы и длинного сгибателя пальцев, поддерживающих продольную дугу (свод) стопы. Такое движение стопы имеет двойное значение: увеличение длины шага и растягивание мышц заднего отдела голени, участвующих в отталкивании тела. В начальном периоде опоры приобретает большое значение рессорная функция, выполняемая суставами стопы и незакрепленным суставом колена. Далее под действием тяжести и инерции тела нога несколько сгибается в коленном суставе и разгибается в голеностопном суставе при уступающей работе четырехглавой мышцы и мышц заднего отдела голени, что еще более повышает буферные свойства конечности.

Момент вертикали. К моменту вертикали нога выпрямляется и приводится за счет сокращения большей части мышц бедра и отчасти под влиянием силы тяжести. В это время стопа опирается на грунт всей подошвой, причем большинство ее мышц своим сокращением способствует сохранению сводов и участвует в функции удержания равновесия тела.

Фаза заднего толчка тела (отталкивание от опорной поверхности). В связи с этим контактирующая с грунтом конечность удлиняется за счет разгибания во всех ее суставах. В тазобедренном суставе вновь происходит некоторое отведение, но в отличие от переднего толчка, сопровождаемое небольшим поворотом бедра (внутрь). Ведущая роль в этой фазе принадлежит четырехглавой, полу сухожильной, полуперепончатой, длинной головке двуглавой и главным образом ягодичным мышцам.

Фаза заднего шага. В начале этой фазы (непосредственно после окончания заднего толчка) маховая нога находится в положении разгибания, некоторого отведения и поворота внутрь, что приводит к повороту таза вместе с туловищем в противоположную сторону. Из этого положения нога, производящая шаг, начинает совершать сгибание в тазобедренном и коленном суставах,

дополняемое незначительным поворотом ее наружу, что взаимосвязано с вращением таза в сторону маховой ноги. В это время основная нагрузка падает на мышцы: подвздошно-поясничную, приводящие, заднего отдела бедра и отчасти на разгибатели стопы.

Момент вертикали. Маховая нога выпрямлена в тазобедренном суставе и достигает максимального сгибания (по сравнению с другими фазами) в суставе колена. Сокращены главным образом мышцы заднего отдела бедра.

В фазе переднего шага мышцы заднего отдела бедра расслабляются и благодаря силе инерции и кратковременному баллистическому сокращению четырехглавой мышцы голень выбрасывается вперед. После этого начинается новый цикл движения.

Центр тяжести тела (ЦТ) при ходьбе (рис. 15.18, а) наряду с поступательными движениями (вперед), совершает еще движения боковые и в

вертикальном направлении. В последнем случае размах (вверх и вниз) достигает величины 4 см (у взрослого человека), при этом туловище опускается больше всего именно тогда, когда одна нога опирается всей подошвой, а другая вынесена вперед. Боковые движения (качания в стороны) центра тяжести доходят до 2 см.

Колебания ОЦТ тела в стороны связаны с перемещением на опорную ногу всей массы тела, благодаря чему траектория ОЦТ тела проходит непосредственно над площадью опоры. Чем ходьба быстрее, тем эти колебательные движения меньше, что объясняется влиянием инерции тела.

Размер шага в среднем принимается за 66 см, при спокойной ходьбе продолжительность его — около 0,6 сек.

Помимо мышц нижних конечностей при ходьбе включаются в динамическую работу почти все мышцы туловища, шеи и верхних конечностей.

В связи с последовательным чередованием растяжения, сокращения и расслабления различных мышечных групп, что происходит во время ходьбы, значительная нагрузка на всю мышечную систему обычно не вызывает выраженного утомления. В значительной мере это также объясняется тем, что ритмические движения всего тела облегчают нормальную вентиляцию легких и улучшают кровообращение всех органов, включая центральную нервную систему (ЦНС). Таким образом, ходьба — это наилучший вид физической тренировки.

Кинематические и динамические характеристики человека между продольными осями смежных сегментов конечности можно измерять (так называемые межзвенные углы). На рис. 15.18 приведены графики межзвенных углов в тазобедренном суставе (ТБС), коленном (КС), голеностопном (ГСС) и плюснефаланговом (ПФС) при ходьбе в норме.

Характерной особенностью графиков этих углов (ангулограмм) является довольно стабильная периодичность. У разных людей меняются только продолжительность периода и диапазон изменений угла (амплитуда). В норме эти амплитуды составляют: в ТБС 26—30°; в КС в опорный период шага 12—15°; в переносный период — 55—62°; в ГСС подошвенное сгибание равно 17—20°; тыльное — 8—10°. В ПФС всегда имеется тыльное сгибание при переносе (10—12°), при опоре сначала идет выпрямление до 0°, а при заднем толчке (от заднего толчка опорной ноги тело устремляется вперед) в ПФС снова происходит сгибание до 10—12°.

При ходьбе человек взаимодействует с опорной поверхностью, при этом возникают силовые факторы, называемые главным вектором и главным моментом сил реакции опоры. Типичные графики вертикальной и продольной составляющих главного вектора опорной реакции при ходьбе в произвольном темпе в норме представлены на рис. 15.18. Для графика вертикальной составляющей главного вектора опорной реакции характерно наличие двух вершин, соответствующих переднему (опора на пятку) и заднему (отталкивание передним отделом стопы) толчкам. Амплитуды этих вершин превышают массу человека и достигают 1,1—1,25P (P — масса человека).

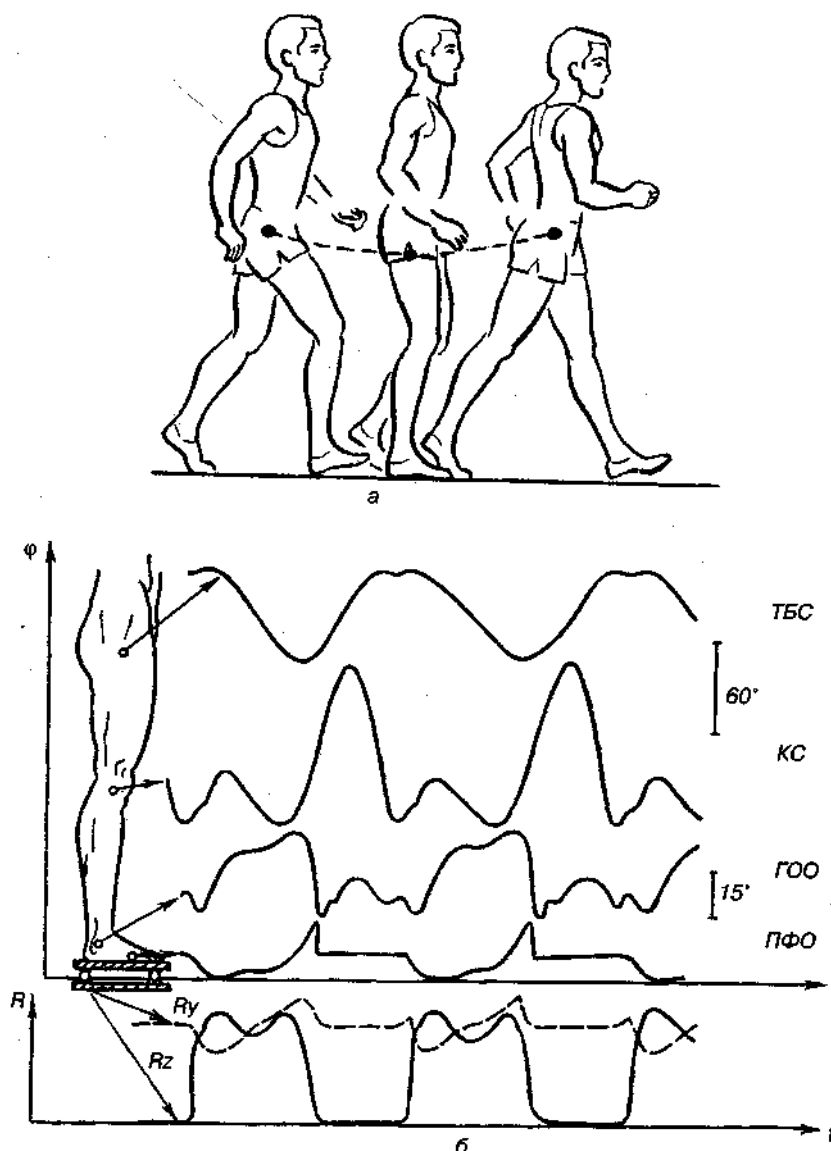


Рис. 15.18. Перемещение общего центра тяжести (ОЦТ) тела при обычной

ходьбе (а). Графики межзвенных углов и опорных реакций при ходьбе в норме: ТБС, КС, ГСС, ПФС — соответственно, тазобедренный, коленный, голеностопный, плюснефаланговый суставы; R_z , R_y — вертикальная и продольная компоненты опорной реакции (б)

Продольная составляющая главного вектора сил реакции опор имеет тоже две вершины разных знаков: первая, соответствующая переднему толчку, направлена вперед; вторая, соответствующая заднему толчку, направлена назад. Так оно и должно быть — отталкиваясь опорной ногой, человек устремляет все тело вперед. Максимумы продольной составляющей главного вектора опорной реакции достигает $0,25P$.

Есть еще одна составляющая главного вектора опорной реакции — поперечная. Она возникает при переступании с одной ноги на другую и ее максимум достигает 8—10% от массы человека.

Временная структура шага. Локомоции человека — процесс

периодический, в котором через приблизительно равные промежутки времени повторяются сходные положения тела. Наименьшее время, прошедшее от данного положения до его повторения, является временем цикла. При ходьбе и беге время цикла называют по числу сделанных шагов «временем двойного шага». Каждая нога в своем циклическом движении находится либо на опоре, либо переносится на новое место опоры (рис. 15.19).

При беге момент опоры меньше момента переноса; наблюдается период свободного полета над опорой (см. рис. 15.19).

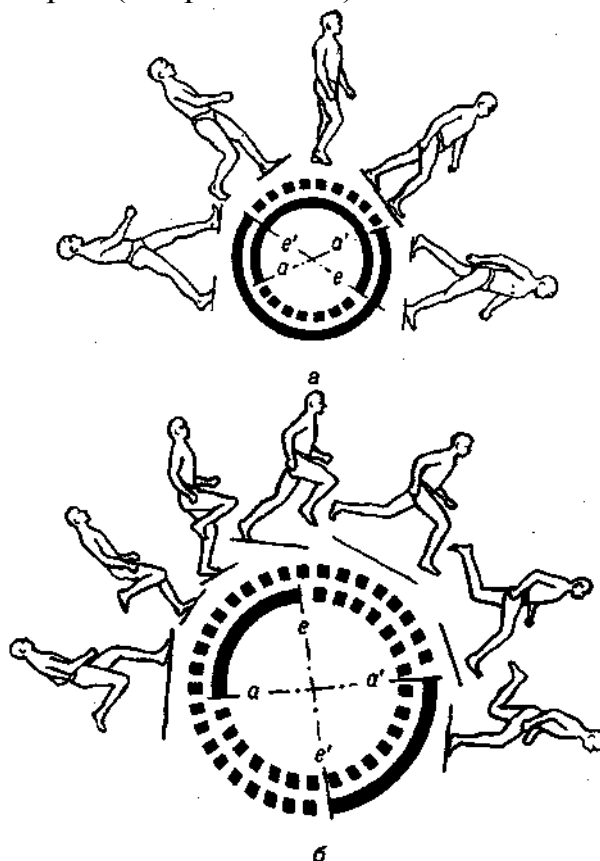


Рис. 15.19. Кинограммы ходьбы (а) и бега (б) на протяжении одиночного шага

и диаграммы времени двойного шага (по Е. Muybriage, 1887; Д.А. Семенову, 1939).

a — начало, e — конец опоры ноги, a и e — левая, $a'e'$ — правая нога, ae — время опоры левой ноги, $a'e'$ — время опоры правой ноги; вверху ae' и $a'e''$ — время двойных опор при ходьбе, внизу $e'a$ и ea' — время полета при беге.

Непрерывная линия — опора, штриховая — перенос ноги

Внешние силы и силы реакции опоры

На тело человека, идущего или бегущего по поверхности Земли, действуют извне аэродинамические силы сопротивления атмосферы, силы реакции опоры.

Аэродинамические силы распределены по поверхности тела и возрастают приблизительно пропорционально площади фронтальной проекции поверхности тела и квадрату скорости движения.

Одной из наиболее существенных сил является сила реакции опорной поверхности, действующая на стопы человека. В соответствии с кинестатическим принципом Д'Аламбера, эти силы равны и противоположны силам аэродинамического сопротивления, весу частей тела и силам инерции, появляющимся в теле вследствие изменения скоростей движения его частей. Поэтому величина опорных реакций может служить своеобразным индикатором, показывающим одновременное действие всех сил на организм при локомоции.

В течение опорного времени тело человека получает необходимый импульс, являющийся результатом активного действия мускулатуры.

Опорные реакции неравномерно распределены на некоторой сравнительно небольшой площади контакта между стопой и поверхностью опоры. Распределение изменяется в течение времени опоры: вначале давление создается на пятку, затем при постановке всей стопы на опору оно возникает в области плюсневых костей (см. рис. 15.19) и здесь в момент отталкивания от опоры давление достигает максимальной величины. Местоположение максимума давления на стопу изменяется при изменении темпа локомоции, вида локомоции (бег, прыжки, ходьба и пр.). Наиболее часто этот максимум располагается посередине стопы в районе головок плюсневых костей (см. рис. 15.19).

По правилам механики силовое взаимодействие между стопой и опорой может быть представлено одним равнодействующим вектором силы и одним равнодействующим вектором момента сил (см. рис. 15.19). При измерениях с помощью динамометрических платформ, установленных на одном уровне с опорной поверхностью, регистрируются шесть эквивалентных компонент этих двух векторов. Из них три компоненты являются проекциями вектора равнодействующей силы: вертикальная сила — это проекция на нормаль к поверхности платформы (совпадающая с гравитационной вертикалью),

продольная и боковая силы — проекции, расположенные в горизонтальной плоскости, соответственно, по направлению движения и перпендикулярно направлению движения тела (рис. 15.20). Остальные три компоненты — это проекции равнодействующего вектора момента сил на те же направления. Так как продольная и боковая компоненты момента сил зависят только от величины вертикальной силы и от значения координат предполагаемой точки приложения этой силы на плоскости динамометрической платформы, то, приравнявая указанные компоненты момента нулю, находят уравнение для вычисления двух координат точки приложения вертикальной силы.

При ходьбе графики компонент опорной реакции имеют два максимума (рис. 15.21). Первый максимум удерживает тело от падения вперед и возникает на опоре приблизительно в конце отталкивания с носка противоположной ноги. Сила реакции опоры приложена к пятке тормозящей ноги и направлена вверх-назад и слегка внутрь стопы. Момент сил во время опоры на пятку сравнительно невелик, а направление его действия выражено нечетко. Второй максимум на графиках компонент опорных реакций, названный задним

толчком, возникает в конце опорной фазы ноги приблизительно перед началом перенесения опоры на противоположную ногу. При заднем толчке реакция опоры приложена в области плюснефаланговых суставов и направлена вверх-вперед и слегка внутрь стопы. Преодолевая инерцию тела и вес, эта сила разгоняет тело в направлении движения, а также способствует боковому движению в сторону противоположной ноги, пятка которой ставится на опору. Между главными максимумами находится пауза в изменениях величины опорной реакции. В это время стопа полностью стоит на опоре и в некоторый момент времени, названный моментом вертикали, тело находится над стоящей стопой, а переносная нога проходит рядом с опорой. Сила реакции опоры приложена вблизи середины стопы и направлена вертикально вверх. Момент сил реакции опоры препятствует развороту стопы носком наружу.

Отмечены небольшие величины боковой силы и момента сил. Это связано с тем, что локомоции осуществляются преимущественно в сагиттальной плоскости, а небольшие боковые силы возникают из-за стремления тела компенсировать небольшие отклонения от сагиттального направления.

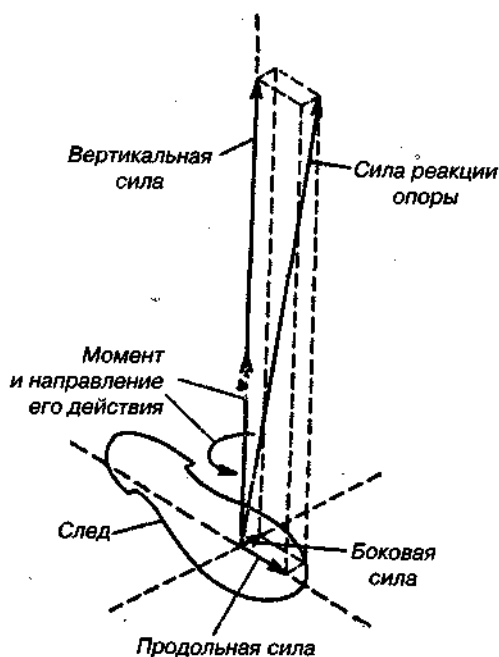


Рис. 15.20. Реактивные силы и момент сил, действующие на правую стопу человека. Направление действия, соотношение между силами и положением точки их приложения соответствуют середине шага на рис. 15.21

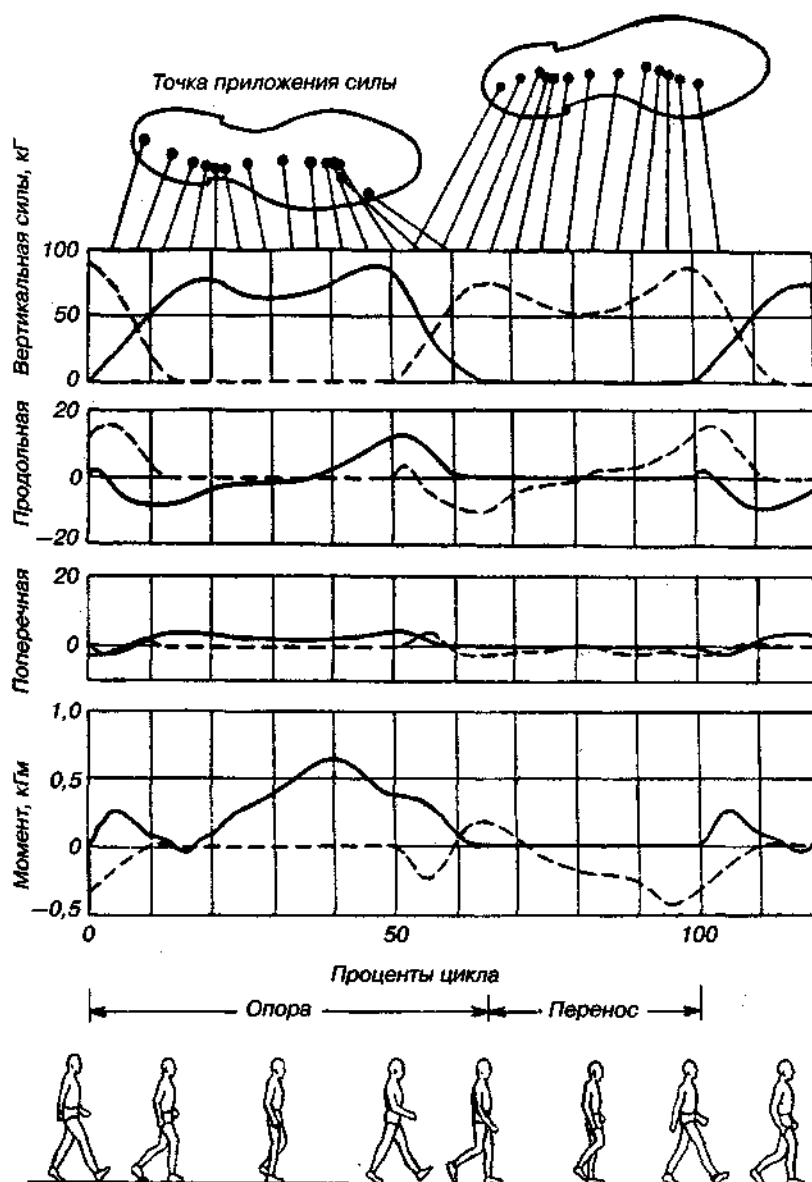


Рис. 15.21. Изменение опорной реакции во время одиночного шага при ходьбе (по Н.Д. Eberhart, V. Inman, 1951; Н.Д. Eberhartetal, 1954)

Вертикальная и продольная силы опорной реакции, а также некоторые кинематические характеристики, зарегистрированные современными способами тензометрирования и осциллографирования, показаны на рис. 15.21 и рис. 15.22.

Движения общего центра тяжести (ОЦТ) тела и перемещение тела в целом. Компоненты силы опорной реакции связаны с движением ОЦТ при локомоциях. Если пренебречь незначительным аэродинамическим сопротивлением, то из принципа Д'Аламбера следует, что компоненты F_{ni} и $F_{ли}$ векторов равнодействующих сил опорной реакции на стопах правой и левой ног зависят от ускорения Wi центра тяжести тела следующим образом: $mW_i = F_{ni} + F_{ли} - G_i (i=1, 2, 3)$, где m — масса и G — вес тела.

Из этой зависимости могут быть выведены, в частности, некоторые общие свойства вертикальной силы при локомоциях. После однократного интегрирования по времени одиночного шага получим уравнение для проекции

$$m \cdot [v(2) - v(1)] = \int_{t(1)}^{t(2)} [F_{n_3}(t) + F_{n_3}(t)] dt - \underline{G}$$

импульсов сил на гравитационную вертикаль:

где $v(1)$ и $v(2)$ — вертикальная скорость общего центра тяжести (ОЦТ) тела, соответственно в начале $t(1)$ и в конце $t(2)$ времени одиночного шага; $F_{n_3}(t)$ и $F_{л_3}(t)$ — вертикальные силы со стороны правой и левой ноги в момент времени t .

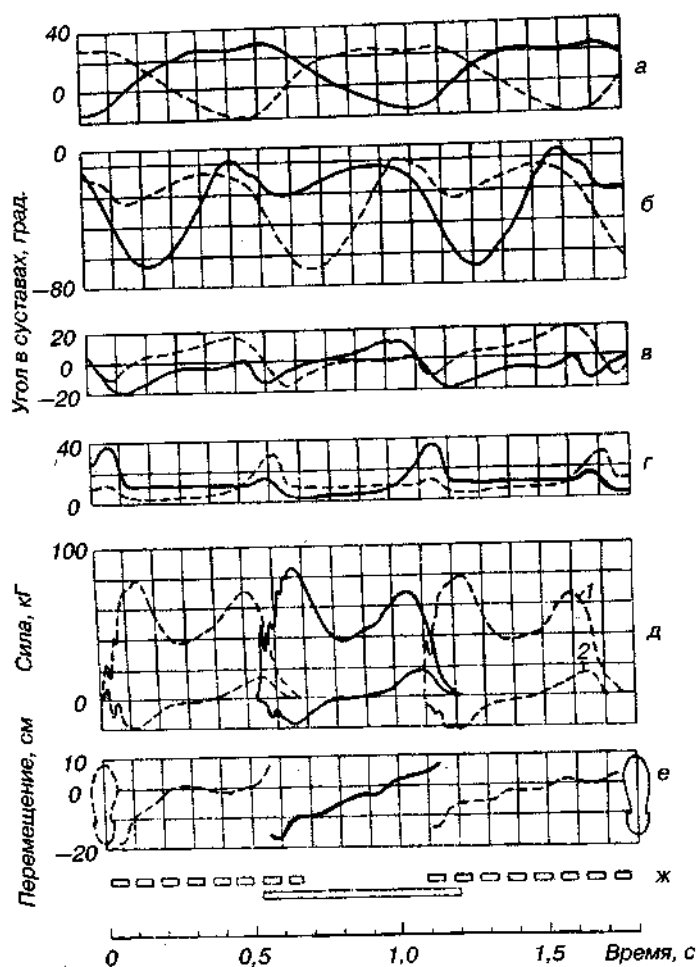


Рис. 15.22. Гониограммы тазобедренного (а), коленного (б), голеностопного (в) и плюсневфалангового (г) суставов ног; динамограммы (д) вертикальной (1) и продольной (2) сил реакции опоры; перемещение точки приложения равнодействующих сил в сагитальной плоскости (е); временная структура ходьбы (ж) (по В.А. Богданову, В.С. Гурфинкель, 1976)

Сплошной линией показаны графики для правой ноги, *пунктирной* — для левой. Углы в суставах приняты равными нулю в положении стоя и становятся положительными, когда дистальное звено тела перемещается (относительно проксимального) вперед по направлению ходьбы. Темп — 110 шагов в 1 мин, длина шага 0,83 м, скорость ходьбы 5,5 км/час. Вес испытуемого 60 кг. Длина ноги от тазобедренного сустава до опорной поверхности в положении стоя 0,86 м

Так как в одиночном шаге $v(2)$ равна $v(1)$ (с точностью до вариаций времени шага или скорости центра тяжести), то можно записать:

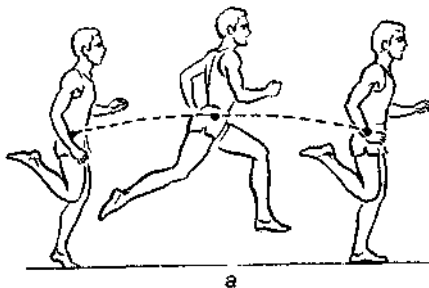
$$\frac{1}{t(2) - t(1)} \int_{t(1)}^{t(2)} [F_{\text{пз}}(t) + F_{\text{тз}}(t)] dt = G.$$

Отмечено, что за одиночный шаг среднее по времени значение вертикальных сил равно весу тела и это физически очевидно, так как иначе тело опускалось бы или поднималось. Точно так же выявлено, что средние значения продольных и боковых сил, а также момента сил реакции опоры приблизительно равны нулю.

Если учесть одновершинный, близкий к треугольнику, характер изменения вертикальной силы при беге и наличие фазы полета, то на основании данных формул можно получить следующее ориентировочное правило для оценки величины вертикальной силы при локомоциях человека: при ходьбе $F_z < 2G$, при беге $F_z > 2G$. Двойное интегрирование исходной зависимости для действующих сил по времени дает точные значения величин перемещения общего центра тяжести тела в пространстве. Эти исследования были выполнены при ходьбе (G. Demeny, 1887; H. Elftman, 1938; G.A. Cavagna, R. Margaria, 1966; V. Ihman, 1966) и беге (W.O. Fenn, 1930; H. Elftman, 1940 и др.).

Исследования многих авторов показывают, что центр тяжести (ЦТ) перемещается подобно шарик в желобе с полуэллиптическим сечением, занимая наивысшее положение на правой или левой стенке желоба в момент вертикали и наинизшее на дне желоба — во время двойной опоры. Кривая перемещения ЦТ напоминает синусоиду, причем ее амплитуда составляет от 4 до 6 см.

При беге ЦТ перемещается как бы по стенке перевернутого желоба и занимает свое самое низкое положение во время опоры и самое высокое положение в середине свободного полета тела (рис. 15.23). На проекции сбоку кривая перемещений ЦТ, так же как и при ходьбе, напоминает синусоиду. Однако ее амплитуда, как следует из ориентировочного правила для величин опорных реакций при локомоциях, больше, чем при ходьбе, и составляет приблизительно 10—12 см (Д.А. Семенов, 1939; Н.А. Бернштейн и др., 1940; J. Saunders et al. 1953).



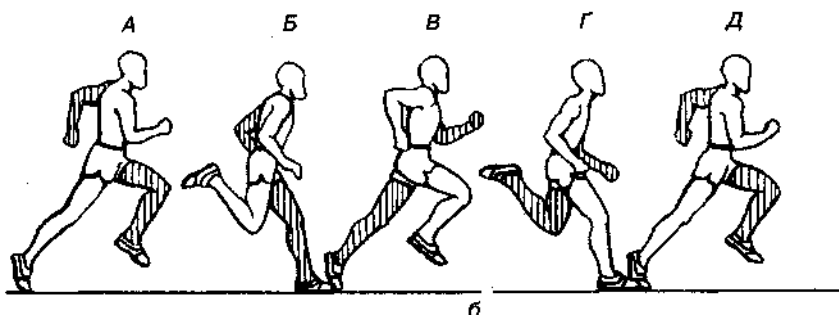


Рис. 15.23. Перемещение общего центра тяжести (ОЦТ) тела при беге (а).
Цикл бега (б)

Следует отметить, что исследования движений ОЦТ тела иногда выявляют небольшую асимметрию ходьбы у здоровых людей, эта асимметрия резко возрастает у больных (J. Gersten et al, 1969), и ее регистрация вместе с наблюдением других кинематических нарушений может служить диагностическим целям (M. Murray, 1967; М.П. Полян, А.С. Витензон, 1969; и др.).

Периодичность траектории движения ОЦТ тела характеризуется не только временем цикла, но и расстоянием, на которое ЦТ сместится в пространстве за время локомоторного цикла, и, в частности, за время двойного шага.

Ихнографическим методом исследования установлено, что следы стоп при ходьбе располагаются на следовой дорожке иначе, чем при беге (Д.А. Семенов, 1939; D.P. Roche, 1972 и др.). Во время нормальной ходьбы стопа ставится на опору с пятки, но при беге такая постановка наблюдается только когда скорость невелика, это можно увидеть при беге пожилого человека. При быстром беге человек обычно опирается (отталкивается от грунта) пальцами стопы (см. рис. 15.23). Следы при беге лежат (расположены) ближе к средней линии, а разворот стоп, в отличие от ходьбы, практически отсутствует.

При ходьбе длина шага зависит от многих причин, одной из существенных является длина ног (или рост человека), подвижность (амплитуда) в тазобедренном и голеностопном суставах и т. д. Широкая постановка ног и сильный разворот носков укорачивают длину шага (Д.А. Семенов, 1939). Длина одиночного шага изменяется приблизительно от 0,5 до 1 м и при ходьбе в удобном темпе составляет 0,7—0,8 м (RDrillis, 1951; M.P. Murray et al., 1964; K. Chatinier et al, 1970 и др.). С увеличением темпа ходьбы длина шага сначала возрастает (приблизительно до 0,9 м при темпе 150 шагов в минуту), а затем несколько уменьшается (Д.А. Семенов, 1939).

Исследования (D. Grieve, 1968; M. Milner, A. Quanbury, 1970 и др.) показали, что между частотой и длиной шага при ходьбе существует прямая зависимость.

При беге с ростом темпа длина шага увеличивается незначительно: в среднем от 2 до 2,2 м у мужчин и от 1,7 до 1,9 м у женщин (Д.А. Семенов, 1939).

Естественной зависимостью между длиной L одиночного шага, темпом n

и средней скоростью v поступательного перемещения человека является формула $v = Ln$.

Средняя скорость, с которой в большинстве случаев передвигается человек, находится в пределах 1,3—1,6 м/с (R. Drillis, 1951; K. Chatinier et al. 1970); ее величина близка к скорости наиболее экономной ходьбы, устанавливаемой в результате анализа энерготрат организма. Физические возможности человека позволяют ему достигать при беге максимальной скорости около 10—12 м/с.

Биомеханика (биодинамика) бега

Бег — способ передвижения, при котором фаза опоры одной ногой чередуется с безопорной фазой полета, когда обе ноги находятся в воздухе (рис. 15.19, б; 15.23).

Временные фазы бега (А)

Кинематографическим методом выявлены фазы бега, или цикл движений, начинающийся касанием одной из ног земли и продолжающийся до тех пор, пока эта же нога вновь не коснется земли (см. рис. 15.23). Каждый цикл включает фазу опоры на одну ногу и фазу маха (т. е. возвращение ноги вперед), когда тело не опирается на эту ногу.

На рис. 15.23, б показан полный двигательный цикл. Он начинается в момент отталкивания правой ногой (А) и заканчивается в положении (Д), когда левая нога снова покидает землю. Момент постановки и отталкивания используются для выделения различных фаз бегового цикла.

При умеренных скоростях бега мах ногой длится примерно втрое дольше, чем опорный период (С. J. Dillman, 1970; D. Slocum, S.L. James, 1968). В течение фазы возвращения вперед имеется два периода, когда тело находится в воздухе: один — непосредственно после отрыва данной конечности, и второй — следующий за отрывом от земли противоположной ноги.

Опорный период (Б). Период опоры (от Б до В), при котором тело продолжает двигаться вперед. В последней стадии фазы опоры (В) тело снова выталкивается вперед. Второй безопорный период заканчивается, когда правая нога касается земли (Г) и затем тело поворачивается относительно опорной ноги до тех пор, пока она не отталкивается от земли, давая начало новому циклу бега.

От скорости бега зависит, какая часть ступни первой касается земли. Так, кинематографический анализ бега показывает, что при малых скоростях нога ставится на опору с пятки или на всю ступню, а при более высоких скоростях опора начинается с латеральной стороны ступни.

Движение в суставах опорной конечности, определяемых кинематографическим методом свидетельствуют, что немедленно после контакта ступни с землей в течение короткого промежутка времени в коленном суставе продолжается сгибание, а в голеностопном происходит тыльное

сгибание. Когда центр тяжести (ЦТ) обгоняет опорную ногу и опорное бедро наклоняется вперед от вертикали, голеностопный сустав сгибается, а в коленном и тазобедренном суставах происходит разгибание, в результате чего ЦТ продвигается в направлении вверх и вперед.

Отмечено (D.V. Slocum, S.L. James, 1968), что в опорной фазе точкой опоры рычажной системы нижней конечности является поясничный отдел позвоночника.

Период опоры при увеличении скорости бега значительно уменьшается. В опорном периоде выделяют фазы амортизации и отталкивания. В фазе отталкивания суставы опорной ноги разгибаются. При беге выявлены вертикальные колебания тела, которые носят волнообразный характер (по движениям головы, таза, центра тяжести).

Отмечено, что в период опоры ЦТ снижается, а в фазе отталкивания — поднимается. Вертикальное снижение во время периода опоры не такое большое, как вертикальное падение в фазе полета.

Маховое движение ноги (В). Анализ бега спринтеров показывает, что когда маховая конечность движется вперед, то сгибание колена и пронос пятки выполняются бегуном ближе к тазу. Второй характерной чертой является высокий подъем колена; бедро! поворачивается до горизонтали перед телом в момент, когда противоположная опорная нога покидает землю (F.C. Clouse, 1959; J. Dittmer, 1962; W.O. Fenn, 1931; D. Slocum, S.L. James, 1968 и др.). Угол между бедром и горизонталью, проведенной через тазобедренный сустав, становится меньше, когда бедро поднимается ближе к горизонтали.

Движение ноги при беге можно разделить на две фазы. Во время контакта с землей нога поддерживает тело и выталкивает его вперед. После отталкивания нога движется из положения сзади в положение впереди туловища — эта фаза маха (переноса) или фаза возвращения ноги.

Когда стопа касается земли, суставы ноги (тазобедренный, коленный, голеностопный) кратковременно сгибаются, амортизируя приземляющееся тело. Как только тело продвинулось достаточно вперед, конечность разгибается, двигая тело вверх и вперед.

Длительность сгибания и разгибания колена во время периода опоры уменьшается при увеличении скорости. Обнаружено, что во время опоры высококвалифицированные бегуны полностью и быстро разгибают тазобедренный сустав, делая это раньше, чем стопа покидает землю (точку опоры, место отталкивания).

Обнаружено, что при максимальном проталкивании высококвалифицированный спортсмен выносит коленный сустав маховой ноги вверх-вперед тела.

В начале фазы маха, когда бедро быстро сгибается в тазобедренном суставе, происходит также быстрое сгибание голени в коленном суставе.

Длина и частота шага (Г). Поскольку скорость бега равна произведению длины на частоту шагов, С.Д. Дилман (1970) отметил, что длина шага от отрыва правой ноги до отрыва левой ноги во всех случаях превышала 192 см.

Частота шага увеличивается со скоростью бега и она выше в короткий

период начального ускорения, чем при беге на дистанции. Но линейная зависимость между частотой шага и скоростью бега наблюдается лишь до скорости примерно 6,1 м/с, увеличение скорости за этой точкой происходило больше за счет частоты, чем длины шага (W. Fenn, 1930; P. Hogberg, 1952; R. Osterhoudt, 1969 и др.).

G.H. Dyson (1971) показал, что частота шага соревнующихся спортсменов высокого класса меняется в пределах 4,5—5,0 шагов в секунду.

На рис. 15.24 показана связь между длиной одиночного шага и скоростью бега. Кривая рисунка показывает, что при низких скоростях (3,5—6,5 м/с) длина шага увеличивается практически линейно по мере того, как дискретно растет скорость. При больших скоростях по мере того, как бегун дискретно увеличивает скорость бега, длина одиночного шага меняется относительно мало, а некоторые исследователи сообщают о небольшом уменьшении длины шага при максимальных скоростях (пунктирная линия на рис. 15.24). С ростом скорости частота одиночных шагов увеличивается. На рис. 15.25 показана зависимость между частотой шагов и скоростью. В зоне низких скоростей (3—6 м/с) отмечается небольшое увеличение частоты шагов по мере дискретного возрастания скорости. Если же скорость увеличивается от умеренно быстрой до максимальной (6—9 м/с), наблюдается пропорционально большее увеличение частоты шагов.

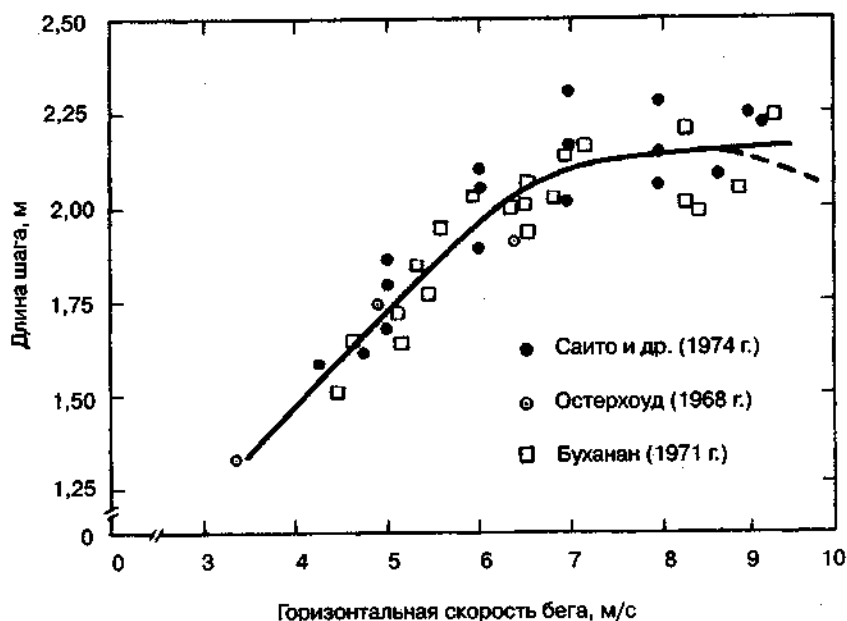


Рис. 15.24. Зависимость между длиной шага и горизонтальной скоростью бега (M. Saito et al, 1974; C.W. Buchanan, 1971; R.G. Osterhoudt, 1968)

Наблюдения показывают, что при одной и той же скорости лучшие бегуны имеют более низкую частоту шагов.

Вертикальные движения центра тяжести (ЦТ) (Д). Центр тяжести (ЦТ) тела при беге движется по волнообразной колебательной кривой (M.G. Beck, 1966; F.C. Clause, 1959 и др.). С увеличением скорости бега величина подъема тела, или вертикальное перемещение ЦТ, становится меньше, тогда как

горизонтальное перемещение увеличивается. ЦТ движется вверх, пока нога выпрямляется в фазе опоры, и достигает максимальной высоты в момент отрыва от земли непосредственно после нее. Затем ЦТ движется вниз и вперед, достигая низшей точки непосредственно после касания земли опорной ноги (см. рис. 15.23, а). W.O. Fenn (1930) нашел, что общий подъем ЦТ у взрослых спринтеров-мужчин за время опоры равен примерно 6 см.

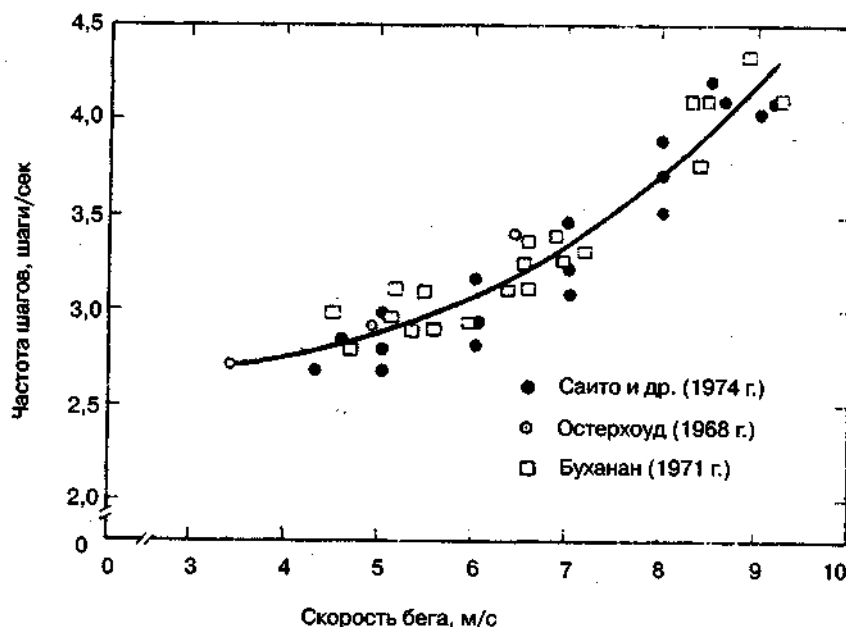


Рис. 15.25. Зависимость между частотой шагов и скоростью бега (M. Saito et al, 1974; C.W. Buchanan, 1971; R.G. Osterhoudt, 1968)

Положение туловища (E). Наклон корпуса способствует более сильному проталкиванию вперед, вот почему спринтеры стартуют с колодок и низкого старта (рис. 15.26). Наклон туловища у ряда выдающихся спринтеров по данным R. Wickstzom (1970) лежал в пределах 12—20° с тенденцией уменьшения (см. рис. 8.8, 8.9).

M. Gagnon (1969) определил, что лучшее время на первых 2,3 и 5,5 метра от стартовой линии достигалось в том случае, когда соответствующие расстояния были предельно малыми. Расположение центра тяжести в стартовой позиции возможно ближе к стартовой линии оказалось фактором, наиболее тесно связанным со временем, требующимся на преодоление первых 5,5 м. R.A. Desrochers (1963), M. Gagnon (1969) обнаружили, что различия в расположении колодок влияют на длину и длительность первого шага, но не последующих.



Рис. 15.26. Низкий старт Р. Хейеса

Кинематические факторы бега. Факторы, влияющие на скорость бега, разнообразны. Так, при беге на короткие дистанции важным является стартовое

ускорение и поддержание максимальной скорости до конца бега. А при беге на длинные дистанции спортсмен должен бежать со скоростью, которая обеспечит ему возможность сохранить достаточно энергии, чтобы закончить дистанцию.

При беге с определенной скоростью спортсмен выбирает определенную длину и скорость одиночных шагов, так что комбинация этих двух величин создает (определяет) желаемую скорость.

Например, если длина шага спортсмена 2 метра и частота шагов 3 шага в секунду, его средняя скорость за один шаг будет 6м/с.

В табл. 15.1 приведены качественная оценка и спортивные достижения для ряда скоростей бега человека.

Таблица 15.1

Оценка скорости бега

Качественное описание (взрослые мужчины)	Скорость м/с	Эквивалентная скорость футы/с	Время бега на 1 милю* (1609,3 м)	Время бега на 100 ярдов* (91,44 м)
Медленная	4	13,2	6:42	—
ДО	5	16,40	5:22	—
умеренно быстрой	6-8	19,69-26,25	4:28	11,4
Быстрая	9	29,53	—	10,2
до спринтерск ий	10	32,81	—	9,1

* Вычисление основано на том, что вся дистанция преодолевается при постоянной скорости.

Антропометрические показатели и длина шагов. Длина ног существенно влияет на величину одиночного шага. В табл. 15.2 приведены данные зависимости между длиной тела и ног, с одной стороны, и длиной одиночного шага — с другой.

Таблица 15.2

Корреляция между длиной тела, длиной ноги и длиной шага

Исследователь	Количество испытуемых	Длина тела с длиной шага	Длина ноги с длиной шага
Ромпотти (1956)	40 (мужчины)	0,71	0,54
Ромпотти (1956)	12 (мужчины)	0,50	0,60
Гоффманн (1964)	56 (мужчины)	0,59	0,70
Гоффманн (1967)	23 (женщины)	0,63	0,73

К. Rompott (1956) обнаружил низкую отрицательную зависимость между длиной шага и весом тела, равную 0,20. К. Hoffmann (1964) отметил зависимость между максимальной длиной одиночного шага, с одной стороны, и ростом и длиной ноги — с другой.

Результаты этих исследований свидетельствуют, что имеется выраженная корреляция между ростом, длиной ноги и величиной одиночного шага.

Возрастная биомеханика. Возрастные локомоции. У новорожденных

двигательный аппарат имеет определенную степень зрелости, что позволяет выполнять целый ряд простейших движений (рис. 15.27).

В первые недели жизни у ребенка появляются условные рефлексы, которые отличаются крайней непрочностью, слабостью, и приобретают относительное постоянство лишь к 3—4 месяцам.

Наращение тонуса затылочных мышц позволяет двухмесячному ребенку, положенному на живот, поднимать голову. К 2,5—3 месяцам начинается развитие движений рук в направлении к видимому предмету (игрушке), а к 5—6 месяцам ребенок точно протягивает руку к предмету, с какой бы стороны он ни находился.

В 4 месяца развиваются движения перевертывания со спины на бок, а в 5 месяцев — на живот и с живота на спину.

В возрасте 4—6 месяцев ребенок ползает, в положении на животе поднимает голову и верхнюю часть туловища.

В 6—7 месяцев начинает вставать на четвереньки. С развитием мышц туловища и таза ребенок в возрасте 6—8 месяцев начинает сидеть и делает попытки вставать, стоять и опускаться, придерживаясь руками за опору.

В период подготовки к ходьбе анатомо-физиологические особенности ребенка затрудняют процесс овладения равновесием: мышечная система нижних конечностей еще слаба, ножки короткие и полусогнуты; общий центр тяжести (ОЦТ) располагается более высоко, чем у взрослого человека; стопы также меньше, чем у взрослого. Поэтому в период обучения ходьбе очень важно помочь ребенку в поддержании равновесия. К концу первого года ребенок свободно стоит и, как правило, начинает самостоятельно ходить. Началом самостоятельной ходьбы можно считать тот день, когда ребенок впервые пройдет несколько шагов. Но в этот период устойчивость его при ходьбе и прямостоянии незначительна. Равновесие ему удастся сохранять, балансируя руками, разведенными в стороны и широко расставленными ногами.

К 3—4 годам совершенствуется координация движений, что позволяет ребенку при ходьбе и стоя сохранять равновесие, не прибегая к помощи рук.


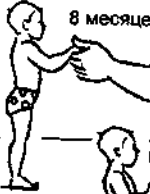









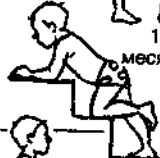

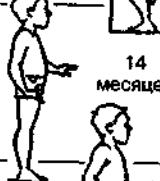

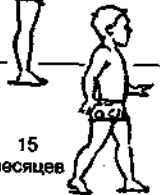
1 день 	Поза новорожденного	8 месяцев 	Стоит с помощью
1 месяц 	Поднимает подбородок	9 месяцев 	Стоит, держась за мебель
2 месяца 	Поднимает грудь	10 месяцев 	Ползает
3 месяца 	Пытается брать предметы	11 месяцев 	Ходит с помощью
4 месяца 	Сидит с поддержкой	12 месяцев 	Встает сам, держась за мебель
5 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. 15.27. Последовательность овладения основными движениями у детей (по Сейдж)

В возрасте 4—5 лет ребенку доступны разнообразные и сложные по координации движения: бег, прыжки, гимнастические и акробатические упражнения, катание на коньках и т. д. В этом возрасте ребенок осваивает и более точные движения, связанные с развитием мелких мышц кисти, предплечья и т. д.

К 6—7 годам заметно увеличивается сила мышц разгибателей туловища, бедра и голени. Важнейшим в формировании двигательных факторов является ходьба, игры, бег и сочетание ходьбы с бегом, прыжками.

В возрасте 5—8 лет заметно увеличивается точность и меткость движений (метание мяча и других предметов).

В период от 8 до 11—12 лет продолжается дальнейшее совершенствование двигательных навыков, особенно в беге, ходьбе, прыжках, метании, гимнастических и акробатических упражнениях.

Вместе с тем у школьников по сравнению с дошкольниками, увеличивается время вынужденной неподвижности (гиподинамия). На этом этапе важной является роль активных движений как фактора здоровья (бег, игры, ходьба на лыжах, плавание и другие виды локомоций).

Показано, что у дошкольников и младших школьников при увеличении возраста и скорости бега в фазе отталкивания увеличивается скорость выпрямления опорной ноги, а при более высокой скорости характерны также большой угол разгибания в коленном суставе и большее продвижение тела вперед от опорной ноги в момент отрыва ее от земли. С возрастом, особенно у лиц преклонного возраста, эти показатели значительно меняются.

Центр тяжести (ЦТ) при беге движется по волнообразной колеблющейся кривой. С увеличением возраста величина подъема тела или вертикальное перемещение ЦТ, становится меньше, тогда как горизонтальное перемещение увеличивается.

Отмечены также возрастные изменения временной структуры шага; в частности, до 30 лет время опоры немного и постепенно увеличиваются, а затем остается приблизительно постоянным (K.U. Smith et al., 1960; K.U. Smit., D. Greene, 1962). У пожилых людей, занимающихся бегом, полного разгибания в тазобедренном и коленном суставах до завершения отталкивания не происходит. Кроме того, маховая нога выносится вперед незначительно, бегун держит ее вблизи опорной ноги.

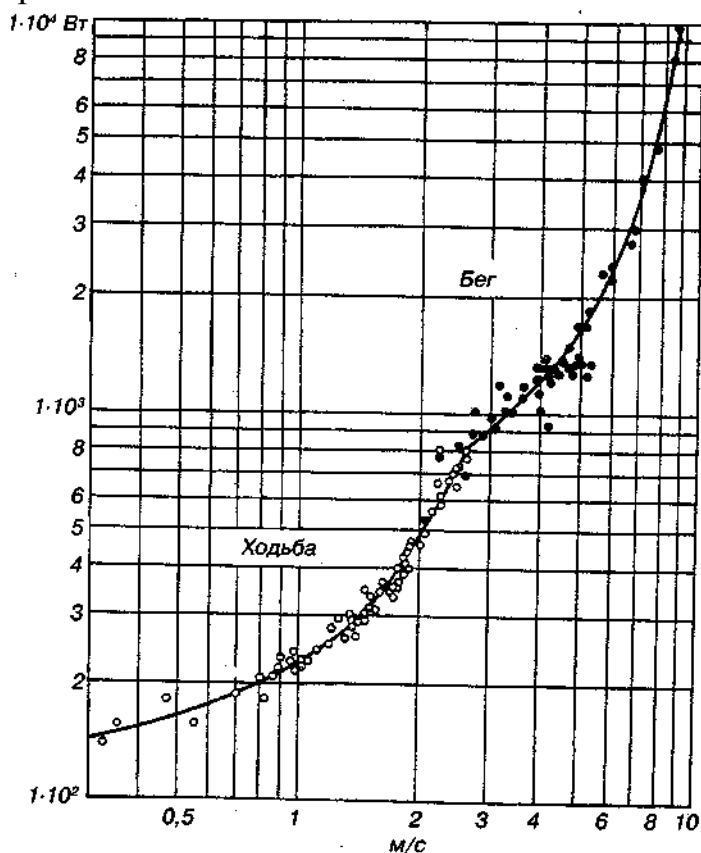


Рис. 15.28. Скорость общих энергозатрат (ординат) человека при ходьбе и беге в зависимости от скорости движения (абсцисса) (по R. Passmore, J.V. Durnin, 1955; E.M. Roth, 1966)

Энергетический обмен при ходьбе и беге (рис. 15.28). Организм получает энергию из окружающей среды в виде потенциальной энергии, заключенной в химических связях молекул жиров, углеводов и белков. В результате сложных окислительных процессов образуется энергия.

Выявлено, что 80% энергии, используемой при мышечной деятельности, теряется в виде тепла из-за малой эффективности ее превращения, и только 20% превращается в механическую работу.

Мышечная работа существенно изменяет интенсивность обмена. Так, у спортсменов при кратковременных интенсивных упражнениях, выявлено увеличение метаболизма в 20 раз по сравнению с показателем основного обмена, а при продолжительной работе — в 10 раз.

У людей метаболизм неуклонно меняется с возрастом. У детей он больше, в период полового созревания уменьшается и меньше всего он в старости.

В табл. 15,3 показаны энерготраты при ходьбе и беге.

Таблица 15.3

Энерготраты при ходьбе и беге

Вид деятельности	Энерготраты на 1 кг массы тела, Дж/с
Ходьба 110 шагов в 1 мин	4,74
6 км/час	4,98
Бег со скоростью 8 км/час	9,46
10,8 км/час	12,4

Расчеты показывают, что человек, преодолевающий в день при обычной ходьбе расстояние в 5 км, нуждается в восполнении энергии, равной 5 МДж, а на терренкуре (ходьба с углом подъема 15° и скоростью 2 км/ч) 60 мин — 450 ккал (при массе тела 70 кг).

Затраты энергии растут с увеличением скорости в степенной зависимости. Они увеличиваются при малых скоростях во второй степени, а при приближении к доступному для данного лица максимуму — в третьей и даже в четвертой степени.

Биомеханика различных видов спорта

Гребля

При гребле весла совершают рабочие движения (гребок), направленные назад, относительно лодки, и возвратные движения (замах), направленные вперед. На рис. 15.29 представлена гребная лодка, скорость движения которой U мы будем считать постоянной, хотя реальная лодка двигалась бы во время рабочего хода весел ускоренно, а во время возвратного хода замедленно. На нее действует лобовое сопротивление D . Лопasti весел движутся вперед и назад со скоростью U относительно лодки, так что относительно воды они имеют

скорость $(U - V)$, направленную назад во время рабочего движения и скорость $(U + V)$, направленную вперед

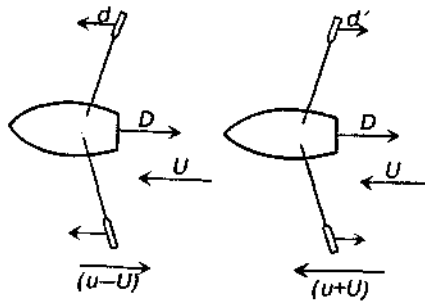


Рис. 15.29. Механика гребли (по Р. Александер, 1970)

во время возвратного движения. В первом случае лопасти испытывают лобовое сопротивление d , а во втором — d' . Мощность, необходимая для того чтобы лодка преодолевала сопротивление воды, равна DV . Во время рабочего движения весел на преодоление их лобового сопротивления расходуется мощность $2d(U - V)$ так что общая мощность составляет $2d(U - V) + DV$. Во время возвратного движения вместо $2d(U - V)$ мы будем иметь $2d'(U + V)$ и общая мощность будет равна $2d'(U + V) + DV$. Средняя затрата мощности составляет $d(U - V) + d'(U + V) + DV$, а КПД равен $\frac{DV}{d[(U - V) + d'(U + V) + DV]}$. Во время рабочего движения на весла действует сила $2d$, направленная вперед, а при возвратном движении — сила $2d'$, направленная назад, так что средняя сила равна $(d - d')$ и направлена вперед. Эта сила должна уравнивать лобовое сопротивление лодки, т. е. $D = (d - d')$.

После того, как мы подставили $(d - d')$ вместо D наше выражение для КПД примет вид $\left(\frac{V}{U}\right) \left[\frac{(d - d')}{(d + d')}\right]$. Первый множитель в этом выражении $\left(\frac{V}{U}\right)$ зависит от относительных размеров и коэффициентов сопротивления лодки и весел, и его можно сравнить с теоретическим КПД винта. На самом деле КПД будет меньше величины приведенного выражения, так как мы не учитывали некоторых потерь энергии. Например, лопасти весел движутся не по прямой, а по дуге круга и следовало бы учесть работу, затрачиваемую на отталкивание воды в сторону.

Для того чтобы КПД был высоким, скорость движения весел не должна быть намного больше скорости движения лодки. Форма весла должна обеспечивать большое лобовое сопротивление при малой скорости. Быстрые гребные лодки имеют обтекаемую форму, но весла у них с широкой, плоской лопастью, которую держат перпендикулярно траектории ее движения в воде, чтобы сделать возможно большим лобовое сопротивление. Величина d' должна быть малой. Для возвратного движения гребцы поднимают весла над водой, так как сопротивление воздуха гораздо меньше, чем при той же скорости в воде. Чтобы еще больше снизить d' , лопасти весел поворачивают в горизонтальное положение.

Плавание

При плавании все части тела вовлекаются в движение. Плавание основано на взаимодействии пловца с водой, при котором создаются силы, продвигающие его в воде и удерживающие на ее поверхности.

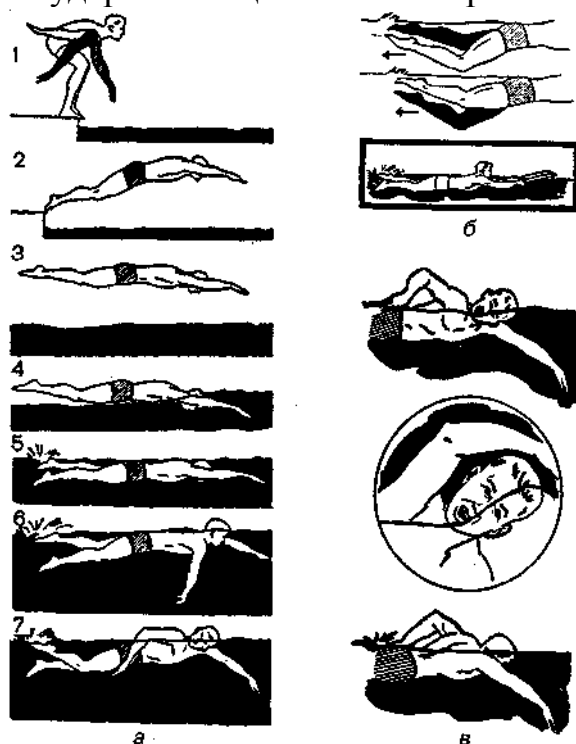


Рис. 15.30. Плавание вольным стилем (а, б, в).

Старт в плавании вольным стилем (а): 1. *Исходное положение*: лицо пловца обращено вперед; плечи — над коленями, колени — над пальцами ног; положение рук вариативно. 2. Вылет со стартовой тумбочки. 3. Тело в полете вытянуто, голова между руками. 4. Тело под небольшим углом входит в воду. 5. Ноги начинают движение в тот момент, когда достигнута максимальная скорость от прыжка. 6. Руки начинают гребковые движения, поддерживая максимальную скорость. 7. Через несколько гребков начинается дыхание. *Движения ногами в кроле (б)*. На верхнем рисунке правая нога выполняет удар, а левая выходит в исходное положение для удара. На среднем рисунке удар выполняет левая нога. Сила отталкивания направлена, как показывают стрелки, не вниз, а назад. Нижний рисунок демонстрирует положение пловца при плавании с помощью ног с доской. Руки вытянуты вперед, пальцы положены на доску сверху, пловец лежит в воде, как при плавании кролем, что создает большую нагрузку для ног. *в: Дыхание в кроле*. На верхнем рисунке показано начало вдоха в тот момент, когда левая рука вошла в воду. Голова опущена и ее ось является продолжением оси тела. Средний рисунок иллюстрирует положение головы в сочетании с движением правой руки. Нижний рисунок показывает, как быстро лицо поворачивается в воду после окончания вдоха

Биомеханика плавания связана с тем, что силы, тормозящие

продвижение, значительны, переменны и действуют непрерывно. «Опора» на воду создается во время гребковых движений и остается переменной по величине.

Спортивное плавание включает четыре вида: вольный стиль (кроль), плавание на спине, брасс, баттерфляй.

Вольный стиль (рис. 15.30). Продвижение вперед происходит постоянно за счет смены работы рук и ног. Руки действуют под водой для продвижения вперед, а противоположное движение — вынос рук вперед — происходит над водой. Движение кисти под водой происходит без сильного отклонения в сторону при слегка согнутой руке. Оно заканчивается, когда рука выходит из воды у бедер. Затем без остановки рука переносится вперед и снова включается в эффективную работу перед плечом. Движения ног — вверх-вниз представляет собой малый тормозящий момент. Движение начинается от таза и продолжается через бедро, коленный сустав, голень, голеностопный сустав вплоть до пальцев ног. При ударе вниз стопа поворачивается внутрь для повышения эффективности отталкивания.

Плавание на спине (рис. 15.31). Тело выпрямлено, плечевой пояс лежит несколько выше таза, голова слегка подтянута к груди.

Движения рук. К началу подводного движения, продвигающего тело пловца вперед, руки находятся на поверхности воды в выпрямленном положении над плечом. Кисть — в положении отталкивания. Руки начинают подтягивать, при этом они слегка согнуты в локтевом суставе. В конце движения под водой руки опять почти выпрямлены. Во время всей работы в воде кисть проводится на глубине 20—30 см. Рука переносится над водой и, опускаясь в нее, начинает новую рабочую фазу. Ритм смены рук здесь отличается от кроля. В то время, как одна рука совершает движение под водой, другая производит маховое движение над водой и затем погружается в воду.

Движения ног. Ноги совершают поочередно удары вверх и вниз. Здесь стопа по мере надобности разворачивается внутрь во время удара вверх с тем, чтобы повысить действенность отталкивания. Амплитуда движения составляет 30—50 см.

Брасс (рис. 15.32). Брасс — самый медленный стиль из четырех спортивных способов плавания. Это объясняется прежде всего тормозящими моментами, возникающими при вынесении рук вперед, а также слабо выраженным подводным движением.

Движения рук. Из вытянутого положения руки симметрично разводятся в стороны и несколько вниз; при этом внутренние поверхности кистей, развернутые во внешнюю сторону и слегка закругленные, действуют как весла. Примерно на уровне плеч руки делают легкий мощный толчок внутрь, подводятся близко к груди и широко разводятся вперед.

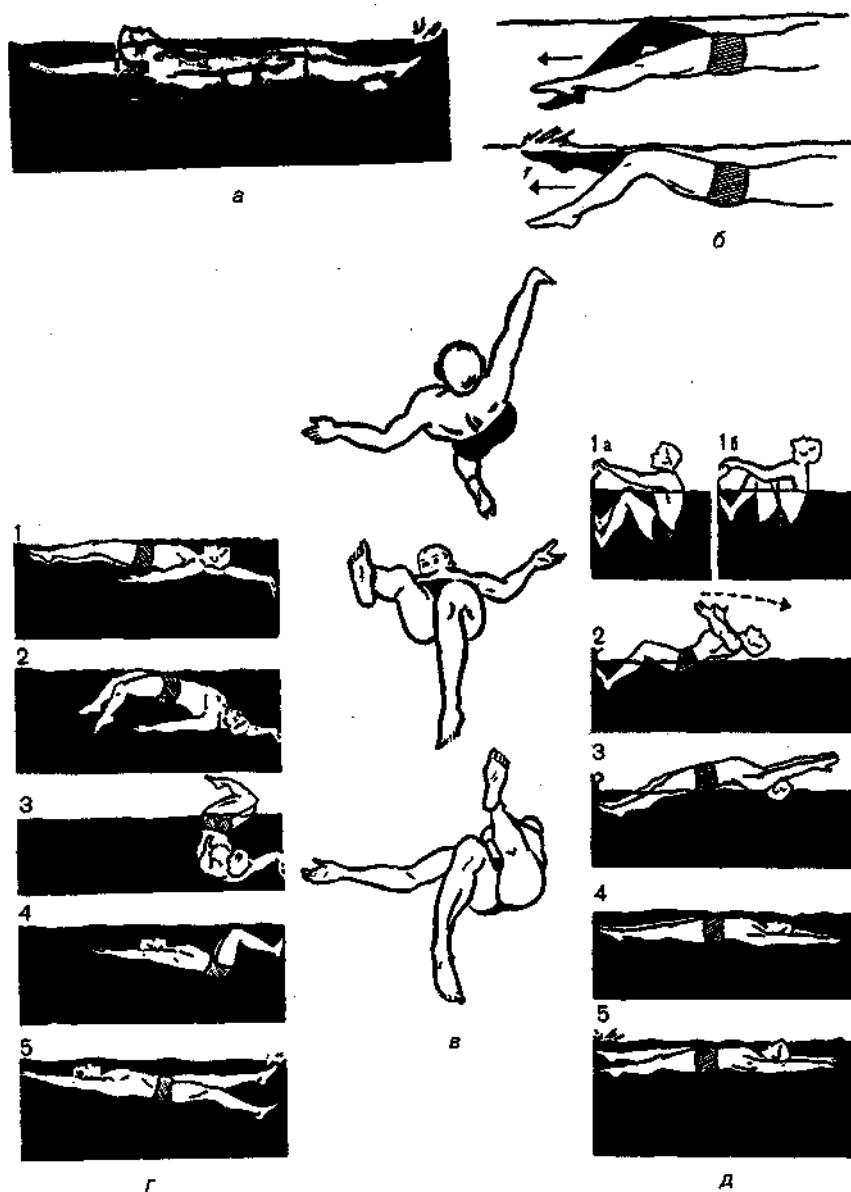


Рис. 15.31. Плавание на спине (а, б, в, г, д). Вид сбоку (а) — показана прямая линия «спина—бедра» и плоское положение тела в воде. Пунктирная линия очерчивает зону выполнения гребка. Движения ногами при плавании на спине (б) — нога движется вверх в согнутом положении, вниз — выпрямленная. Ноги выполняют движения несколько глубже, чем при плавании кролем на груди. Вид спереди и сзади (в) — верхний рисунок показывает гребок левой рукой и пронос правой. Средний и нижний рисунки показывают согнутое положение руки в гребке; рука проводится близко к поверхности воды. Старт (д): 1 — наиболее распространенные исходные положения на старте: а) стопа одной ноги стоит выше другой; б) обе стопы находятся на одном уровне. Первое положение более удобно и надежно. 2. Отталкивание от стенки с активным движением головой. Руки выполняют мах через стороны или над головой. 3. В конце полета тело почти прямое, голова отклонена назад. 4. Голова слегка поднимается для регулирования глубины скольжения. 5. Ноги начинают движения, после чего включаются руки. Обычный скоростной поворот на спине (г): 1 — Правая рука касается стенки. 2. Голова опускается вниз; ноги сгибаются для повышения скорости поворота; правая рука касается стенки на глубине 50—60 см; левая поддерживает равновесие. 3. Пловец пронесит ноги по воздуху к стенке. 4. Пловец готов к отталкиванию. 5. Спортсмен отталкивается, слегка направляя тело к поверхности воды

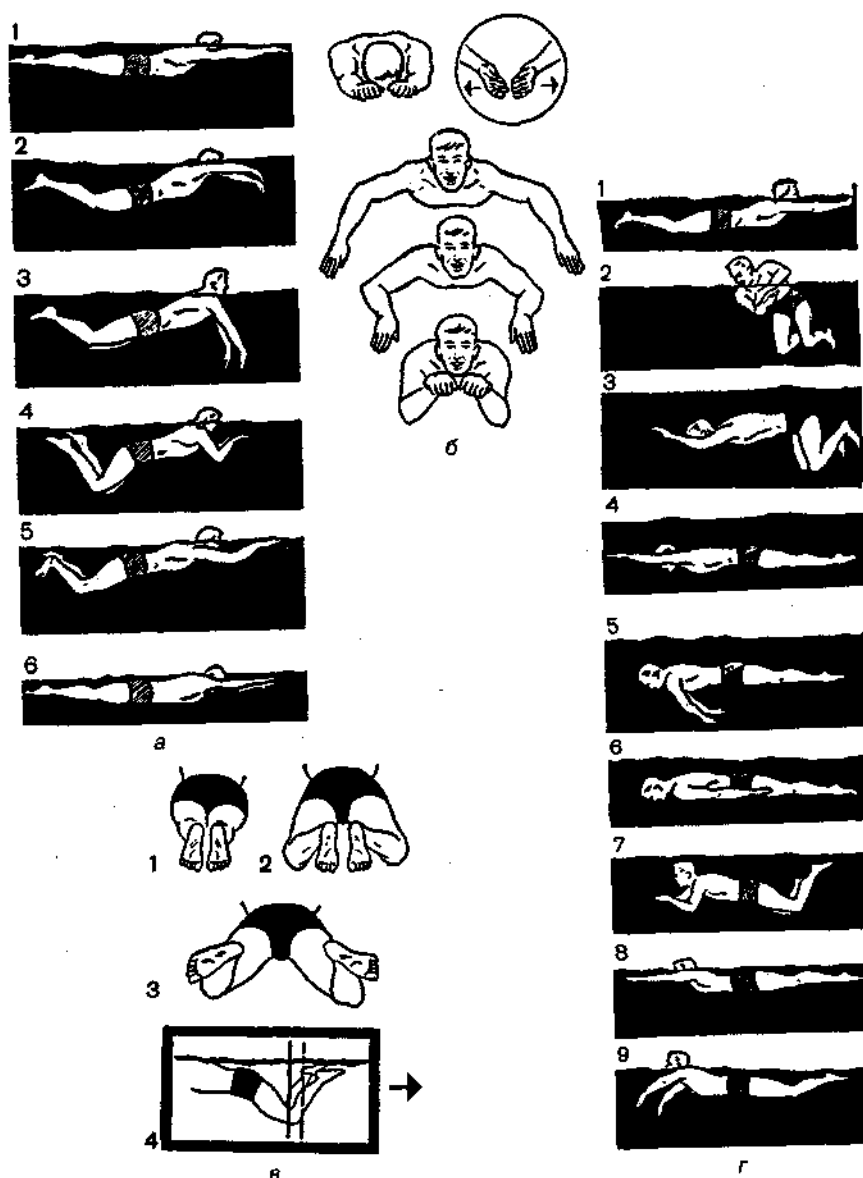


Рис 15.32. Плавание брассом (а, б, в, г). Вид сбоку (а): 1. Исходное положение: руки вытянуты, голова опущена, ноги прямые. 2. Руки начали гребок, ноги - подтягивание. Голова пока опущена. Обратите внимание на колени. 3. Руки выполняют гребок. Голова поднята для вдоха. 4. Руки закончили гребок. Голова в высоком положении. Ноги готовы начать отталкивание. 5. Ноги заканчивают отталкивание. Руки вытянуты, голова опущена. Обратите внимание на высокое, близкое к поверхности воды положение ног. 6. И снова исходное положение. *Движение руками в брассе (вид спереди) (б).* На двух верхних рисунках — положение рук перед началом гребка. На следующих двух показан гребок с высоким положением локтя. Нижний рисунок иллюстрирует положение рук перед их выведением вперед. *Движения ногами в брассе (в):* 1. Положение перед началом подтягивания ног. 2. Начинается подтягивание ног. Стопы все еще вместе, расстояние между коленями больше, чем между стопами. 3. Ноги подтянуты полностью. Стопы развернуты в стороны для того, чтобы увеличить площадь отталкивания. Начинается толчок назад. 4. Вид сбоку иллюстрирует фазу подтягивания ног. Обратите внимание на высокое положение коленей. *Поворот в брассе (г):* 1. Руки касаются стенки на уровне воды. 2. Тело разворачивается. 3. Пловец готов к отталкиванию, 4. Отталкивание от стенки; тело вытянуто. 5 и 6. Руки выполняют длинный гребок до бедер. 7. Начинается выведение ног и рук в исходное для гребка положение. 8. После отталкивания ногами тело выходит на поверхность воды. 9. Начинается гребок руками

Движения ног. Из вытянутого положения голени одновременно и симметрично подводятся к тазу, при этом колени и пятки несколько разведены, ступни развернуты наружу и подтянуты к большой берцовой кости. Из этого положения, при котором пятки находятся на расстоянии 30—40 см от таза, производится широкий толчок разведенными ногами в стороны. При этом особенно сильно отталкиваются голеньями и подошвами ступни. В затухающей фазе движения ноги опять сводят вместе и выпрямляют.

Баттерфляй (рис. 15.33). Плавание баттерфляем выполняется с помощью порхающих над водой рук одновременно с движениями ног и корпуса, которые напоминают движения хвостовых плавников дельфина. К началу подводного движения обе руки находятся впереди плеч; они подводятся под туловище одновременно. После того, как кисти обеих рук выносятся из воды в сторону от бедер, руки как можно более напряженно вновь выводятся вперед до очередного погружения.

Движение ног начинается в поясничной части. Для увеличения силы отталкивания при ударе вниз стопы повернуты внутрь, а при ударе вверх опять становятся продолжением голени.

Плавучесть точно так же как сила, обусловленная весом тела, приложена к его центру тяжести (ЦТ), подъемная сила, обусловленная весом вытесненной им жидкости, приложена к точке, называемой *центром плавучести*.

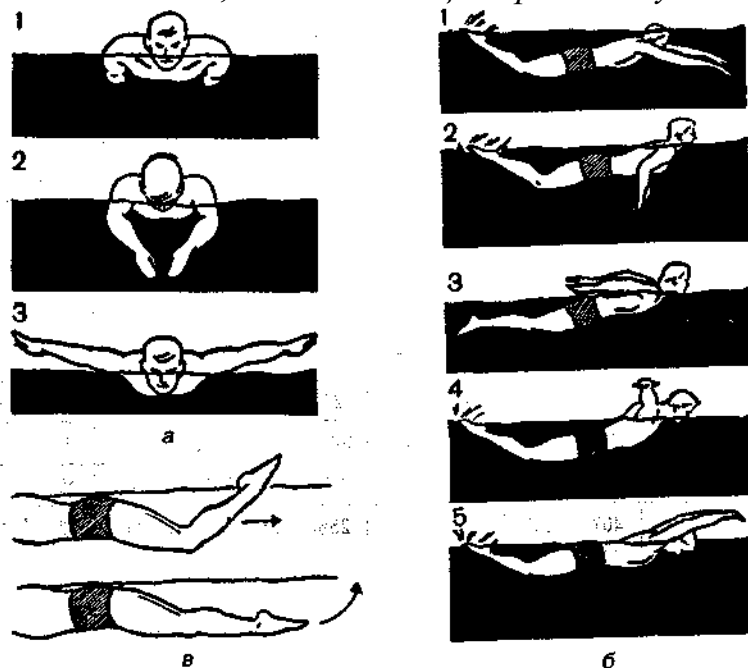


Рис. 15.33. Плавание способом баттерфляй (а, б, в). Вид спереди (а):

1. Положение головы перед проносом рук. 2. Гребок согнутыми руками, подобно тому, как он выполняется в кроле. 3. Положение рук после гребка в начале проноса. Вид сбоку (б): 1. Руки погружены в воду и готовы начать гребок.

2. Руки выполнили половину гребка. Начинается вдох. 3. Руки закончили гребок. Вдох заканчивается. 4. Руки выполнили половину проноса. Голова все еще над водой. 5. Голова опущена в воду перед погружением рук. *Дельфинообразные движения ног в баттерфляе (в).* Рисунок показывает сходство движений ногами при плавании баттерфляем с движениями ногами при плавании кролем. Ноги сгибаются при ударе вниз и, выпрямленные, поднимаются вверх

При движении в жидкости твердого тела (например, шара) ближайший слой жидкости прилипает к нему и движется вместе с ним; остальные слои скользят друг относительно друга. Сила, действующая на твердое тело, движущееся внутри вязкой среды (жидкость), и направленная противоположно скорости тела, называется сопротивлением среды.

Если при движении тела за ним не возникает завихрения, то сопротивление среды пропорционально скорости тела v . В частном случае при движении шара радиусом R сопротивление среды

$$F = 6\pi\eta Rv, \quad (15.1)$$

где η — коэффициент внутреннего трения или вязкость. Единицы измерения коэффициента внутреннего трения:

$$\frac{\text{кг}}{\text{м}\cdot\text{с}} \text{ (СИ)}, \frac{\text{г}}{\text{см}\cdot\text{с}} \text{ — пуаз (СГС)}; 1 \frac{\text{кг}}{\text{м}\cdot\text{с}} = 10 \frac{\text{г}}{\text{см}\cdot\text{с}} \quad (15.2)$$

Формула (15.1) носит название формула Стокса.

Таблица 15.4

Вязкость воды при различных температурах

t, °C	0	5	10	15	20	25	30	40	50	60
$\eta \cdot 10^6$ кг/м·с	1797	1518	1307	1140	1004	895	803	655	551	470
t, °C	70	80	90	100	110	120	130	140	150	160
$\eta \cdot 10^6$ кг/м·с	407	357	317	284	256	232	212	196	184	174

Таблица 15.5

Кинематическая вязкость некоторых жидкостей при 20° (Hadjman C.D., 1965)

Среда	Вязкость, ПЗ	Плотность, г/см ³	Кинематическая вязкость, см ² /с
Воздух	$1,8 \cdot 10^{-4}$	$1,3 \cdot 10^{-3}$	0,14
Вода	0,010	1,00	0,010

Вода препятствует продвижению пловца. В гидродинамике для расчета движения жидкости используют число Рейнольдса. Число Рейнольдса — это безразмерная величина $\frac{\rho u a}{\eta}$, где ρ и η — плотность и вязкость жидкости, u — скорость ее движения относительно тела и a — некоторая длина.

Правило, согласно которому строение потока около тел одной и той же формы одинаково, если одинаково число Рейнольдса, неприменимо в тех случаях, когда речь идет о поведении жидкости около ее свободной поверхности.

Число Рейнольдса удобно выражать как $\frac{\rho u a}{\eta}$, где $V = \frac{\eta}{\rho}$ величина, называемая кинематической вязкостью.

Во многих случаях трудно измерять силы, которые действуют на тело, движущееся в жидкости. В этой связи для экспериментов используют аэродинамические и гидродинамические трубы.

Лобовое сопротивление. При движении какого-нибудь тела в жидкости, на него действует сила, задерживающая его движение. Эту силу называют лобовым сопротивлением. Величина ее зависит от природы жидкости и от размеров, формы и скорости движущегося тела.

Как показали эксперименты в аэродинамических трубах, лобовое сопротивление тела или различных тел одной и той же формы можно определить по формуле $D = \frac{1}{2} \rho u^2 A C_d$, где D — лобовое сопротивление, ρ — плотность жидкости, u — скорость движения жидкости относительно тела, A — характеристическая площадь и C_d — величина, называемая коэффициентом лобового сопротивления, которая зависит от формы тела и от числа Рейнольдса.

К сожалению, не существует единого определения A , которое было бы удобным при любой форме тела. Используются следующие площади:

1) лобовая площадь, т. е. площадь проекции тела на плоскость, перпендикулярно направлению потока. В случае цилиндра, имеющего высоту h и радиус r , лобовая площадь будет равна πr^2 , если ось цилиндра параллельна потоку, и $2rh$, если она перпендикулярна ему;

2) площадь наибольшей проекции, т. е. проекции по тому направлению, по которому площадь ее будет наибольшей; эту величину используют, когда имеют дело с обтеканием профиля крыла; по сравнению с лобовой площадью она имеет то преимущество, что не изменяется при наклоне профиля;

3) суммарная поверхность тела. Следует помнить, что в случае тонкой пластинки это будет суммарная площадь обеих ее сторон.

Если есть сомнения, то важно указать, *какая* именно из этих площадей была использована при вычислении коэффициента C

На рис. 15.34 приведены кривые зависимости коэффициента лобового сопротивления C_d от числа Рейнольдса для тел различной формы.

Все коэффициенты были вычислены на основе лобовой площади.

Число Рейнольдса для всех тел, кроме диска, определялось обычным способом по длине, измеренной в направлении потока; для диска же его определяли по диаметру, хотя он расположен перпендикулярно потоку.

В связи с отсутствием работы по лобовому сопротивлению у пловцов, мы приводим данные Т.О. Lang, K.S. Norris (1966), R. Alexander (1968) полученные при изучении дельфинов. Было найдено, что при коротких «бросках» дельфин может развивать скорость до 830 см/с (около 16 узлов), а со скоростью 610 см/с (около 12 узлов) способен плыть примерно в течение 1 мин. Дельфин (*Turbiopsgilli*) имел длину 191 см, так что число Рейнольдса при первой из этих скоростей составляло $830 \cdot 191 / 0,01 = 1,6 \cdot 10^7$. Профиль дельфина хорошо обтекаем. Кожа очень гладкая и лишена волос. Все указывает на малую величину лобового сопротивления.

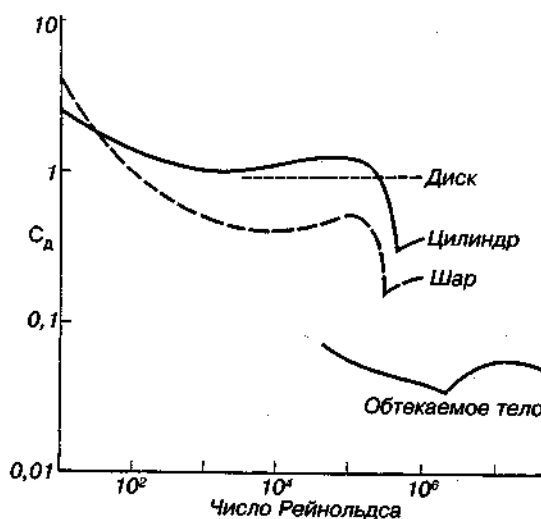


Рис. 15.34. Зависимость коэффициента лобового сопротивления от числа Рейнольдса для диска, расположенного перпендикулярно направлению своего движения; для удлиненного цилиндра, движущегося перпендикулярно своей оси; для шара и для тела обтекаемой формы, движущегося вдоль своей оси (по Р. Александер, 1970)

Попробуем оценить величину лобового сопротивления для дельфина, плывущего со скоростью 830 см/с и мощность, развиваемую его мышцами. Лобовая площадь у дельфина длиной 191 см, вероятно, составляет около 1100 см^2 . Коэффициенты лобового сопротивления для обтекаемых тел при числе Рейнольдса около $1,6 \cdot 10^7$ близки к 0,055. Подставив эти величины в уравнение

$D = \frac{1}{2} \rho u^2 A C_d$, мы найдем, что лобовое сопротивление у нашего дельфина составляет примерно $1/2 (830)^2 \cdot 1100 \cdot 0,055 = 2,0 \cdot 10^7$ дин. Мощность равна сопротивлению, умноженному на скорость, т. е. в данном случае $830 \cdot 2,0 \cdot 10^7$ эрг/с, или 1660 Вт. Однако от мышц требуется большая мощность, так как КПД дельфина при плавании не может достигать 100%; поэтому она едва ли могла быть меньше 2000 Вт. Дельфин весит 89 кг, из которых на долю участвующих в плавании мышц приходится, вероятно, около 15 кг. Таким образом, мощность мышц должна составлять примерно 130 Вт/кг. Это в 3 раза больше максимальной мощности, которую могут развивать мышцы человека при работе на велоэргометре.

Лобовое сопротивление — не единственная гидродинамическая сила, действующая на тела, которые движутся в жидкости или находятся в потоке. По определению оно имеет то же направление, что и скорость движения жидкости относительно тела. Когда симметричное тело движется вдоль своей оси симметрии, действующая на него гидродинамическая сила направлена прямо и представляет собой лобовое сопротивление. Но когда симметричное тело движется под некоторым углом к оси симметрии, гидродинамическая сила действует под углом к его пути. Ее можно разложить на две составляющие, одна из которых направлена назад и представляет собой лобовое сопротивление, а другая действует под прямым углом к первой.

Энергетика пловца. Когда человек плавает, он сообщает некоторое

количество энергии воде, чтобы продвинуться (проплыть) в ней. Это создает волну, которая в конечном счете потеряет всю сообщенную ей энергию в виде тепла, и поверхность воды снова станет спокойной. Затраченная таким образом при плавании энергия представляет собой совершенную работу плюс тепло, потерянное телом пловца.

Лыжный спорт

На лыжных гонках происходит сочетание свободного скольжения, отталкивания лыжами и палками от снега, маховых движений рук и ног и броска (перемещения) тела вперед-вверх (рис. 15.35).

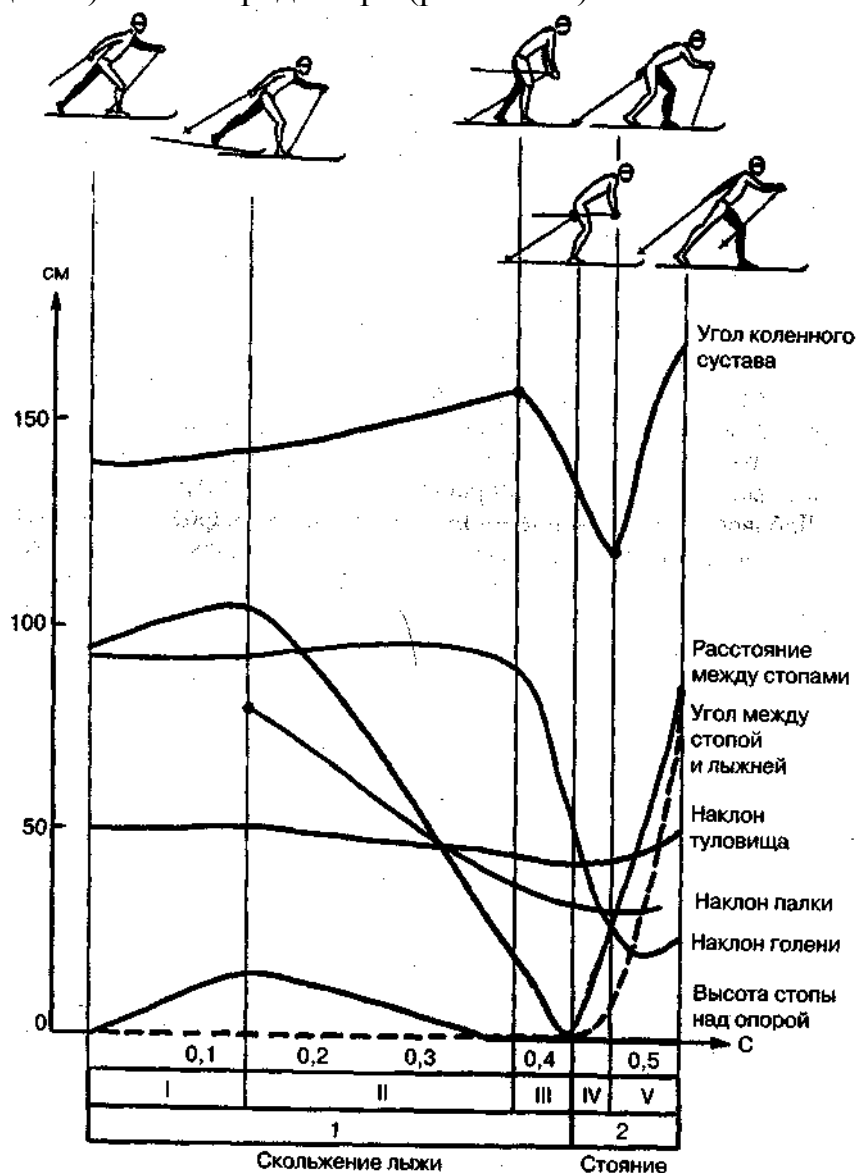


Рис. 15.35. Фазы попеременного хода на лыжах (по Х.Х. Гроссу)

Свободное скольжение (фаза I) происходит при тормозящем воздействии трения лыжи по снегу и незначительном сопротивлении воздуха. Чтобы меньше терять скорость, нельзя делать резких движений (рукой или ногой) направленных вверх-вперед. Свободное скольжение заканчивается постановкой

палки на снег.

Начинается фаза скольжения с *выпрямлением опорной ноги* (фаза II). Увеличивая наклон туловища и нажим на палку лыжник стремится увеличить (повысить) скорость скольжения лыжи.

Подседание начинается еще (уже) при скольжении лыжи (фаза III), которая при энергичном разгибании опорной ноги в коленном и тазобедренном суставах быстро теряет (гасит) скорость и останавливается. Подседание, начатое в фазе III, продолжается и завершается в фазе IV, сопровождаемое выпадом — движением переносной ноги вперед. С окончанием подседания начинается *выпрямление толчковой ноги* в коленном суставе (фаза V), сопровождаемое завершающимся выпадом.

Следует отметить, что с повышением скорости передвижения изменяется ритм скользящего шага (сокращается время отталкивания лыжей; подседание и выпрямление толчковой ноги делаются быстрее).

Основой лыжной техники является попеременный шаг с постановкой палок при каждом шаге. Он соответствует нормальному бегу, который с помощью лыж переходит в ритмичное скольжение. Толчок к скольжению дается мощным отталкиванием соответствующей ноги от снежного основания и толчок палками. Отталкивание всегда начинается тогда, когда обе ноги находятся приблизительно рядом. Однако эффективным оно бывает, если лыжа в этот момент имеет достаточное трение со снежным основанием благодаря правильной смазке. В то время как левая нога отталкивается, правая становится скользящей. При этом масса тела переходит с отталкивающейся ноги на скользящую. Лыжник-гонщик скользит преимущественно на одной лыже. Только во время короткого промежутка отталкивания ногой обе лыжи одновременно касаются снега.

Велосипедный спорт

Велосипедист должен преодолеть три силы сопротивления (рис. 15.36):

— силу сопротивления встречного потока воздуха;

Рис. 15.36.

Посадка велогонщика



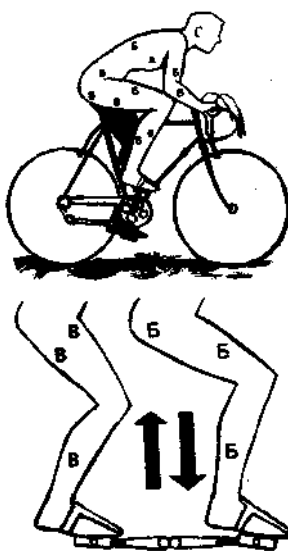


Рис. 15.37. Мышцы, участвующие в процессе езды велосипедиста:
 А — дыхательная мускулатура, Б — мышцы, участвующие в перемещении педали вниз, В — мышцы, участвующие в перемещении педали вверх

— силу трения качения (см. рис. 6.5, табл. 6.2);

— сталкивающую силу при подъеме на гору.

Внешним силам сопротивления спортсмен противопоставляет силу своих мышц, правильную посадку и пр.

На рис. 15.37, показаны мышцы, работающие в процессе нажимания на педали.

Главное препятствие для преодоления дистанции — встречный поток воздуха. Чем выше скорость, тем больше сила сопротивления встречного потока воздуха. Сопротивление воздуха можно уменьшить несколькими способами.

Сила сопротивления воздушного потока F_B зависит от следующих факторов:

А — величина поверхности сопротивления, которую можно изменить посадкой;

K_c — коэффициент сопротивления, который зависит от обтекаемости фигуры велосипедиста и от величины поверхности одежды;

$\frac{B}{2}$ — плотность воздуха, которая на равнине примерно постоянна, а в горных районах несколько ниже;

V^2 — квадрат скорости. Сопротивление воздуха растет, следовательно, не пропорционально скорости велосипедиста, а гораздо сильнее.

$$F_B = A \cdot K_c \cdot \frac{B}{2} \cdot V^2. \quad (15.3)$$

При встречном ветре эта сила увеличивается, при попутном — уменьшается, что дает уменьшение или увеличение скорости. Для уменьшения силы сопротивления встречного потока воздуха необходимо сесть так, чтобы

поверхность (А), которую вы занимаете, была относительно небольшой. В спринте — предпочтительно совершать (принимать) горизонтальную посадку. Для уменьшения сопротивления воздуха используют (применяют) специальные шлемы и обтекаемые костюмы (комбинезоны).

На скорость перемещения велосипедиста влияет сила трения качения (трение шин о покрытие шоссе). Чем тяжелее велосипедист, тем больше трение качения, а также чем толще шины и меньше они накачаны — тем больше трение качения. Влияют на скорость велосипедиста также качество покрытия шоссе, размер колес.

Сила трения качения $F_{тр}$ зависит от следующих факторов:

— F_n — нормальная сила соответствует весу спортсмена с велосипедом, если он направлен перпендикулярно к поверхности, по которой происходит перемещение;

— r — радиус колес;

— f — расстояние между теоретической точкой опоры шины и фактической точкой встречи шины с поверхностью, по которой происходит перемещение. Отсюда имеем формулу:

$$F_{тр} = F_n \cdot \frac{f}{r}. \quad (15.4)$$

Посадка велосипедиста во время шоссейной гонки должна быть максимально обтекаемой и в то же время не мешать работе внутренних органов (рис. 15.38). Посадка велосипедиста на подъеме может быть такой: 1) кисти рук на тормозных рычагах; 2) кисти в центре руля, обхватывают его снизу; 3) положение, при котором переносится центр тяжести тела.

Во время подъема скорость небольшая, решающую роль приобретает сталкивающая сила, а сопротивлением встречного воздушного потока можно пренебречь.



Рис. 15.38. Посадка велосипедиста при шоссейных гонках

Для сталкивающей силы (F_c) решающими являются следующие факторы:

G — суммарный вес спортсмена с велосипедом;

l — длина пути;

h — высота подъема на 100 м пути

$$F_c = G \cdot \frac{h}{l}. \quad (15.5)$$

Чем больше вес спортсмена с велосипедом и крутизна подъема (например, при перепаде высот 6 м на 100 м подъема — 6%), тем больше сталкивающая сила.

При выполнении поворота возникает центробежная сила, величина которой зависит от трех факторов: 1) чем больше скорость и вес спортсмена с машиной и чем меньше радиус закругления, тем больше центробежная сила; 2) для противодействия центробежной силе следует наклониться вместе с велосипедом в сторону закругления. На рис. 15.39 показаны центробежная сила и направление взаимодействия других сил, возникающих при прохождении виража; 3) в зависимости от формы виража и скорости необходимо наклониться так, чтобы угол между велосипедом и поверхностью трека составлял от 70° до 110° . В идеальном варианте он должен быть равен 90° .

Но в некоторых ситуациях гонщик должен ехать по треку медленно, например, в спринте, парной групповой гонке и т. д. В этих случаях при слишком маленькой скорости можно упасть, так как колесо соскользнет вниз. При медленной езде или попытке полностью остановиться центробежные силы незначительны или даже равны нулю, а значит наклоняться на вираже нельзя.

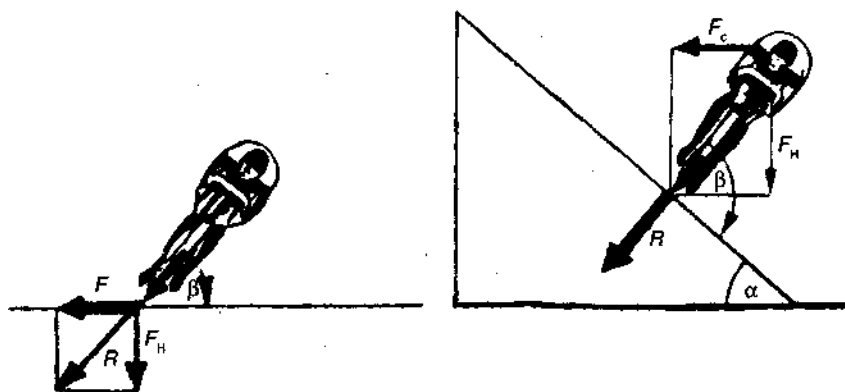


Рис. 15.39. Силы, действующие на велосипедиста при прохождении виража: F — центробежная сила, F_H — нормальная сила, R — результирующая, α — угол крутизны трека, F_c — сталкивающая сила, β — угол наклона

Преимущество езды сверху заключается в возможности использовать сталкивающую силу (F_c) для значительного увеличения скорости. Сталкивающая сила прямо пропорциональна высоте кривой (h) и весу велосипедиста с машиной (G).

$$F_c = G \cdot h. \quad (15.6)$$

Чем тяжелее спортсмен и чем выше располагается он на вираже, тем больше сталкивающая сила. Преимущество будет на стороне гонщика, если при выходе из финишного виража он окажется в верхней его части на одном уровне с соперником.

Прыжки

При прыжках обе ноги после сгибания в главных своих суставах

(тазобедренных, коленных, голеностопных) выпрямляются быстрым и сильным сокращением разгибателей и отрываются от земли толчком, который передается телу. При этом прыжок или совершается на месте — тело поднимается в вертикальном направлении, или же телу сообщается поступательное движение вперед и вверх (рис. 15.40).



Рис. 15.40. Прыжки в длину с разбега

Прыжки в длину с разбега. Чем быстрее человек бежит, тем дальше он может прыгнуть. Кинетическая энергия бега может также при известных обстоятельствах использоваться для прыжков в высоту. На этом принципе основаны прыжки с шестом (G.H. Dyson, 1962).

Перед прыжком центр тяжести уже находится на высоте около 90 см над землей, а во время прыжка оказывается лишь немного выше планки. Например, при использовании метода «вестерн-ролл» центр тяжести (ЦТ) тела может подниматься над планкой на высоту около 15 см (G.H. Dyson, 1962).

Когда человек прыгает «с места», каждая из участвующих в этом акте мышц сокращается только один раз. Максимальная сила, развиваемая мышцей, пропорциональна площади ее поперечного сечения. Возможное укорочение мышцы пропорционально ее длине. Следовательно, работа, которую она может совершить при одиночном сокращении, пропорциональна произведению ее длины на площадь поперечного сечения, т. е. ее объему. Мышцы одинакового объема (или веса) способны совершать одинаковую работу. Представим теперь животное, масса которого m , а мышцы, участвующие в прыжке, — масса m' . Пусть эти мышцы при одиночном сокращении способны совершать работу Km' . Эта работа равна кинетической энергии, которую приобретает тело животного при отрыве от земли:

$$\begin{aligned} \frac{1}{2}mu^2 &= Km', \\ u^2 &= \frac{2Km'}{m}, \end{aligned} \quad (15.7)$$

где u — скорость в момент отрыва. Если бы животное прыгнуло вертикально, оно поднялось бы на высоту $\frac{u^2}{2g} = \frac{Km'}{mg}$. В случае прыжка под углом 45° оно опустилось бы на расстоянии $u^2g = \frac{2Km'}{mg}$ от начального пункта. Поэтому можно ожидать, что разные животные, у которых отношения массы используемых при прыжке мышц к общей массе тела равны (т. е. равны величины $\frac{m'}{m}$), способны прыгать на одинаковую высоту и одинаковое расстояние независимо от размеров тела.

Попробуем теперь исходить из иного предположения относительно

мышц. Будем считать, что способность совершать прыжки ограничивается максимальной мощностью, которую могут развить мышцы, и что единица массы мышечной ткани может развивать мощность Kl . Пусть за время от начала сокращения мышц до момента отрыва ног от земли центр тяжести (ЦТ) животного перемещается на расстояние l . Для большинства животных l будет немного меньше длины ног. Мы уже знаем, что к моменту отрыва от земли должна быть совершена работа $\frac{1}{2mu^2}$. Чтобы найти необходимую мощность, нам нужно разделить эту работу на время t , за которое она производится. Проходя путь l за время t , животное увеличивает свою скорость от 0 до U . Предположим, что ускорение постоянно и используем уравнение. Тогда получим

$$l = (0 + u) \frac{t}{2}, \quad t = \frac{2l}{u}. \quad (15.8)$$

Мощность, необходимая для совершения работы $\frac{1}{2mu^2}$ за это время, составляет $\frac{mu^3}{4l}$, а мощность, которую могут развивать используемые при прыжке мышцы, равна Km^l . Отсюда

$$K'm' = \frac{mu^3}{4l},$$

$$u = \left(\frac{4K'lm'}{m} \right)^{\frac{1}{3}}. \quad (15.9)$$

Если животное отрывается с этой скоростью от земли вертикально вверх,

оно достигает высоты. $\frac{u^2}{2g} = \frac{\left(\frac{4K'lm'}{m} \right)^{\frac{2}{3}}}{2g}$ Если же оно отрывается под углом 45° ,

оно прыгнет на расстояние $\frac{u^2}{g} = \frac{\left(\frac{4K'lm'}{m} \right)^{\frac{2}{3}}}{g}$.

Для животных разной величины, но с одинаковой относительной массой мышц, используемых при прыжке, наибольшая высота и длина прыжков должна быть пропорциональна пути ускорения (т. е. пути, на котором скорость равномерно возрастает от 0 до u) в степени $2/3$. Спортсмен может прыгнуть в длину с разбега на расстояние до 8 м. С помощью рассмотренных выше формул мы можем приблизительно определить начальную скорость, с которой спортсмен должен оторваться от земли (скорость отрыва). В случае оптимального угла отрыва от земли в 45° необходимая скорость определяется

из уравнения $\frac{u^2}{g} = 800$, отсюда

$$u = \sqrt{800 \cdot 981} = 885,8 \text{ см/с} \quad (15.10)$$

Следовательно, скорость отрыва от земли составляет 885,8 см/с без учета сопротивления воздуха.

Если угол отрыва равен 55° , а дальность прыжка та же, то спортсмен должен отрываться от земли со скоростью, которую можно найти из уравнения

$$\frac{u^2 \sin 10^\circ}{g} = 800, \quad (15.11)$$

значит,

$$u = \sqrt{\frac{800 \cdot 981}{0,94}} = 913 \text{ см/с}. \quad (15.12)$$

Если бы при этом ускорение было постоянным, его можно было бы вычислить по формуле:

$$(913)^2 = 2a \cdot 4, \quad (15.13)$$

$$a = 104196 \text{ см/сек}^2.$$

Если масса тела спортсмена равна m граммов, то для того, чтобы придать ему такое ускорение, понадобилась бы сила $104\,196\,m$ дин. Одна дина — это сила, необходимая для того, чтобы сообщить массе в 1 г ускорение, равное 1 см/с^2 (т. е. увеличить ее скорость на 1 см/с за каждую секунду).

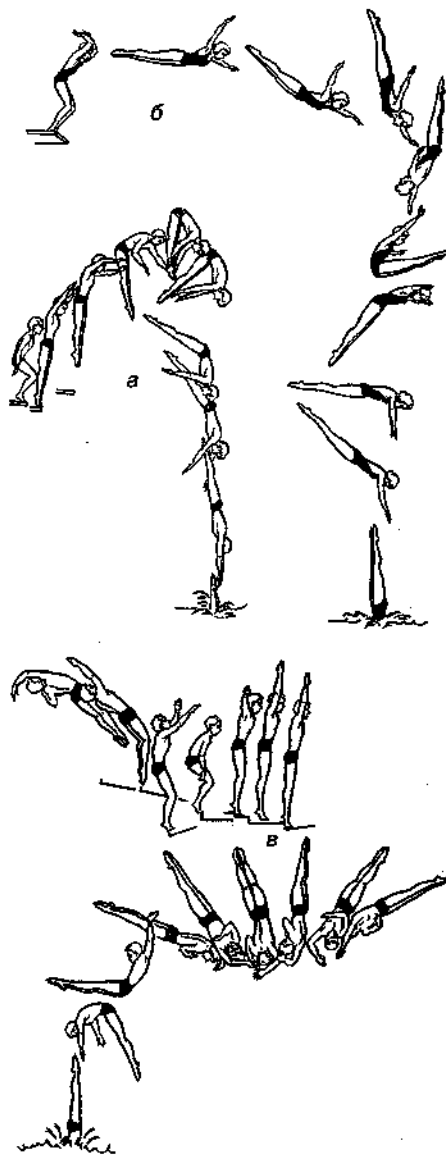


Рис. 15.41. Прыжки в воду.

а — из передней стойки полуоборот вперед согнувшись; - из передней стойки полтора оборота вперед «летом» согнувшись; в — полтора оборота назад с двумя с половиной винтами

Прыжки в воду

Прыжки в воду относятся к технико-композиционным видам спорта и включают в себя прыжки с трамплина и с вышки. Прыжки выполняются из передней или задней стойки, с вращательными движениями, винтами, прыжки из стойки на кистях и т. д. (рис. 15.41).

Главным элементом техники прыжка с трамплина и вышки является разбег, толчок, фаза полета и вход в воду.

Выполнение всего прыжка зависит от толчка. При этом направлением толчка определяется последующая траектория полета, которую спортсмен не сможет изменить в ходе фазы полета. Фаза полета начинается в момент отрыва ног от доски или от площадки и заканчивается касанием поверхности воды. Фаза полета вводится толчком, который определяет оптимальную траекторию полета и выполнение движений. Основным требованием к входу в воду является вертикальное положение погружаемой части тела по отношению к поверхности воды для того, чтобы войти в воду почти без брызг.

Толкание ядра

Последовательность движений при толкании ядра можно описать, разделив упражнение на три фазы: скачок, поворот туловища и выпрямление руки (рис. 15.42). Дальность полета ядра зависит от траектории ядра, от стартовой точки до момента выпуска ядра, скорости скачка (т. е. в первой фазе упражнения), скорости выпуска ядра выпрямленной рукой, высотой выпуска ядра, массы спортсмена и др.

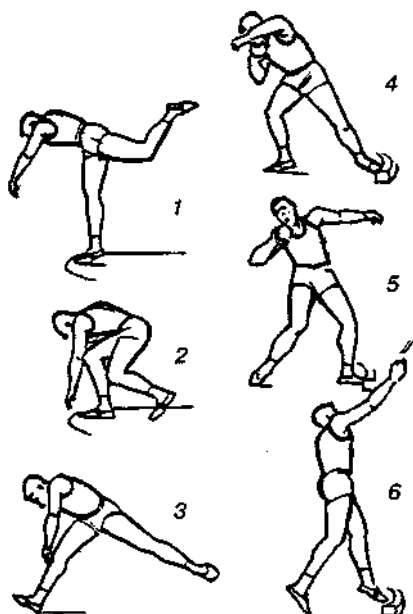


Рис. 15.42.
Толкание ядра
(1—6 — фазы
толкания ядра)

S. Francis (1948) выявил, что средняя высота выпуска ядра была на 152 мм выше среднего роста обследованных спортсменов (183 см).

Тяжелая атлетика

Тяжелая атлетика — вид спорта, требующий высокой точности воспроизведения упражнения как системы движений. Состязания по подъему (поднятию) тяжестей (штанги) — относятся к таким видам спорта, в которых решающую роль играют в одинаковой мере физическая сила и техника.

Упражнения для развития силы довольно разнообразны, их можно выполнять при помощи штанги, гирь, гантелей, тяговых снарядов (тренажеров) и т. д. Эти упражнения хорошо зарекомендовали себя во многих видах спорта и служат спортсменам для развития силы и выносливости (скоростно-силовых качеств). Упражнения с большими тяжестями применяются в основном для развития максимальной силы, а при помощи упражнений в высоком темпе развивается скоростная сила, т. е. скоростно-силовые качества.

Целью штангиста является подъем штанги при одновременном сохранении равновесия тела на маленькой площади опоры в период движений, связанных с подъемом. При этом движения различаются от фазы подъема к опорной фазе. На определенное время требуется относительно небольшая сила для воздействия на штангу, для того чтобы совершить необходимые изменения в устойчивости ног при удержании штанги. Сила применяется в вертикальном направлении, но, поскольку штанга описывает кривую в виде буквы S на уровне корпуса тела, в действие могут вступить также и горизонтальные силы. Ускорение штанги зависит от величины силы, которая воздействует на нее, а также от массы снаряда. Чем меньше масса снаряда, тем больше скорость при равном применении силы и наоборот. Достигнутая максимальная скорость является решающей для так называемой тяговой высоты штанги.

Силы, воздействующие на систему «штанга — корпус», должны использоваться в основном периоде тяговой фазы только для необходимых перегруппировок частей корпуса тела от фазы подъема до подрыва. Воздействие мышечной силы на штангу обуславливает эластичную деформацию штанги. Возникают так называемые эластичные силы в снаряде. Они способствуют ускорению штанги и надежному перемещению ее. Штангист должен для использования эластичного действия штанги выработать определенное чувство ритма в период тренировок.

При перемещении штанги спортсмен достигает и преодолевает разные силы: а) вес штанги (сила тяжести); б) сила инерции штанги, которая зависит от массы и от скорости штанги; в) сила тяжести и сила инерции собственного тела.

Эти факторы являются решающими критериями для оценки техники и силы спортсмена. Освоение техники упражнений способствует выработке

правильной осанки.

К важнейшим упражнениям относятся приседания и наклоны со штангой на плечах (рис. 15.43). На рис. 15.44 показано обучение правильной (нормальной) осанке при выполнении упражнений с отягощениями.

Координация движений тяжелоатлета затрудняется в результате некоторых факторов:

1. Трудности при подъеме штанги предельного веса — это комплексный фактор: а) атлет все время вынужден менять вес поднимаемой штанги, что заставляет изменять координацию мышечных напряжений; б) атлет не имеет возможности многократно повторять рывок и толчок с соревновательными вариантами веса штанги в связи с предельным характером нагрузки.

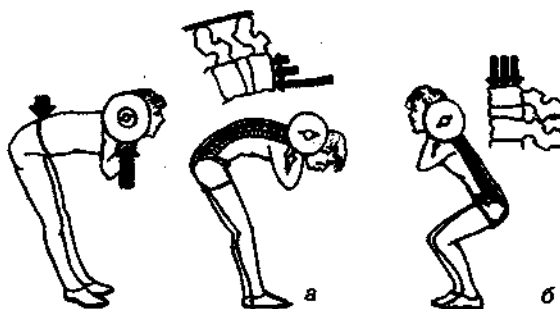


Рис. 15.43. Нагрузка на позвоночник при поднятии штанги: а — неправильно; б — правильно

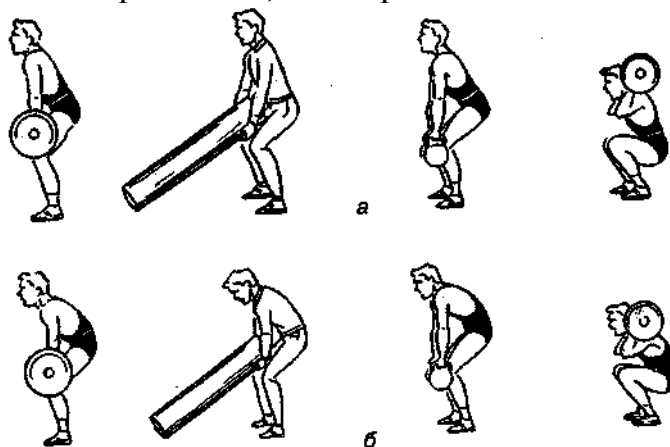


Рис. 15.44. Тренировка с отягощением: а — правильно; б — неправильно

2. Значительные сдвиги в силовой подготовленности тяжелоатлетов в процессе тренировки заставляют соответственно менять технику подъема штанги в связи с большими изменениями внутренних сил в системе «атлет — штанга».

3. Кратковременность всего упражнения или отдельных его частей ограничивает возможность текущих коррекций движений на основе функционирования обратной связи.

Для развития (тренировки) силы тех или иных мышц важным является исходное положение спортсмена. На рис. 15.45 показано приседание спортсмена со штангой весом 50 кг на плечах в одной из поз и момент силы, действующей в отдельных суставах будет различен (табл. 15.6), хотя сила

действия штанги везде одна и та же — 50 кг.

Таблица 15.6

Вращательные моменты силы, создаваемые действием мышц в суставах нижних конечностей при приседании со штангой весом 50 кг на плечах (ньютонметры, вес спортсмена 75 кг) (по S. Plagenhoef, 1971)

Положение тела	Суставы		
	Тазобедренный	Коленный	Голеностопный
А	+185	+70	+25
Б	+76	+175	+4
В	+185	+10	+38
Г	+218	—22	+22

Знак (+) означает, что момент силы направлен на разгибание в суставе, знак (—) указывает действие момента в направлении сгибания.

Таким образом, при одной и той же силе действия в разных позах их величины сил и силовых моментов, действующих в отдельных суставах, могут быть различными. При неправильно выбранной позе момент силы, действующей на позвоночник и суставы может быть критическим и вызвать травму (рис. 15.45 а, б, г), а если упражнения со штангой выполняются длительно, с большим количеством повторений, то возникают заболевания опорно-двигательного аппарата (ОДА). При правильной технике выполнения упражнения этого не происходит (см. рис. 15.43, б, 15.45, в).

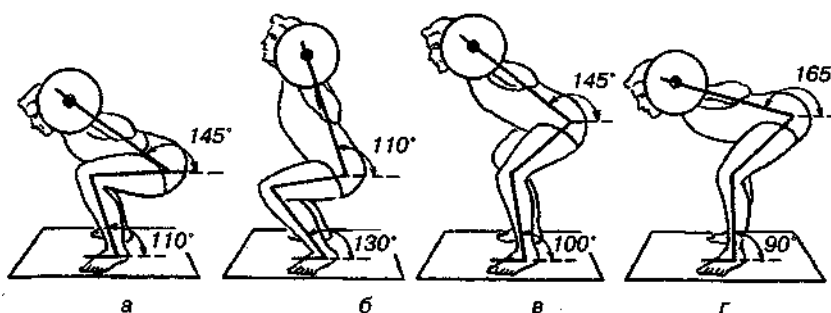


Рис. 15.45. Варианты поз спортсмена при приседании со штангой 50 кг на плечах (по S. Plagenhoef, 1971).

В каждом из этих положений сила действия одинакова (= 50 кг), а вращательные моменты силы в суставах различны

Энергетика локомоций

Энергетический обмен осуществляется в результате преобразования питательных веществ в энергию. Энергия используется для обеспечения функции мышц. Интенсивность энергопродукции организма в целом зависит от количества выделенной энергии (внешняя работа, тепло) и от количества запасенной энергии (депонирование питательных веществ, структурные преобразования) в единицу времени: общее количество выработанной энергии

— это сумма внешней работы, тепловых потерь и запасенной энергии.

Энергетический обмен выражают в килокалориях на единицу времени. Однако в Международной системе единиц (СИ) в качестве основной единицы энергии принят джоуль (Дж): 1 Дж = 1 Вт. 1 секунда = $2,39 \cdot 10^{-4}$ ккал; 1 ккал = 4187 Дж = 4,187 кДж \approx 0,0042 МДж. Отсюда следует, что 1 кДж/ч \approx 0,28 Вт (\approx 0,239 ккал/ч) и 1 кДж/сут \approx 0,012 Вт (\approx 0,239 ккал/сут).

Механическая энергия передвижения человека обусловлена мощностью его мускулатуры и мощностью внешних факторов.

Работа, развиваемая мышцами в определенный отрезок времени, соответствует изменению механической энергии тела, которая, в свою очередь, состоит из двух компонент: кинетической и потенциальной энергии тела. Кинетическую и потенциальную энергию при расчете определяют приблизительно по кинематике тела или по движению общего центра тяжести (ОЦТ) тела.

Потенциальная энергия во время ходьбы меняется. Так, во время двойной опоры она минимальна и максимальна в момент вертикали (т. е. отталкивания от земли). Выявлено, что ко времени двойной опоры уменьшение потенциальной энергии приводит к возрастанию кинетической энергии тела к моменту вертикали (см. рис. 15.19). Таким образом, создаются условия для экономного расходования мышечной энергии. Расчет механической работы мышц в течение локомоторного цикла осуществляется методами прямой и непрямой калориметрии, или по количеству потребляемого кислорода.

Таблица 15.7

**Расход энергии при различных видах спортивной деятельности
(ккал)**

Виды спорта	Мужчины	Женщины
Гимнастика, фехтование	3600—4200	3000-3600
Волейбол, баскетбол	4200—4500	3600-3800
Бегуны на короткие дистанции, прыгуны, метатели копья и диска	3700—4200	3200—3600
Бегуны на длинные дистанции	5000—5500	4200—4700
Бокс, борьба, тяжелая атлетика: в легком весе	4200-4500	3700-4000
среднем	4800—5000	4100-4500
тяжелом	5600—6000	4600—5200
Горные лыжи, прыжки с трамплина	4400—4600	3800—4100
Лыжные гонки	5200—5800	4200—4800
Коньки	4400—4800	3700—4100
Гребля	5200—5600	4200—4800
Плавание	4200-4800	3600-4100
Стрельба	3900-4300	3300-3600

Конный спорт	3800-4200	3400-3800
Велоспорт	5400-6000	4100-4600

Как видно на рис. 15.28, скорость энерготрат в зависимости от скорости локомоций растет нелинейно.

Любая механическая работа мышц (мышцы) всегда требует затраты энергии, независимо от того, сокращается (или удлиняется) мышца, или она находится в изометрическом сокращении (табл. 15.7).

Во время шагового цикла при ходьбе расход энергии меняется. Так, уменьшение механической энергии (работы) происходит в шаре при переднем толчке, когда мышцы ноги, преодолевая инерцию падающего вперед тела, тормозят его и преимущественно растягиваются](см. рис. 15.19), а во время заднего толчка основная часть мышц сокращается и тем самым продвигается (перемещает) тело вперед. В другие фазы ходьбы активность мышц значительно снижена.

Отмечено, что темп ходьбы, бега, длина шага коррелирует с длиной тела (т. е. с ростом и особенно с длиной ног), что в результате сопровождается довольно высокой корреляцией между энерготратами и весом идущего (или бегущего) человека (Н.Ж. Ralston, 1958; С. Wyndham et al, 1971; W.H. Walt, С.Н. Wyndham, 1973 и др.).

Глава 16 БИОМЕХАНИЧЕСКИЙ КОНТРОЛЬ. КЛИНИЧЕСКИЙ АНАЛИЗ ДВИЖЕНИЙ. ТЕСТЫ В БИОМЕХАНИКЕ. МЕТОДЫ ОБСЛЕДОВАНИЯ

Работа опорно-двигательного аппарата человека основана на принципах механики. Для изучения биомеханических систем человека используют данные биофизики, физиологии, математики и др. Известно, что человек как биомеханическая система, подчиняется законам физики и механики.

При изучении движений в биомеханике используют данные антропометрии, анатомии, физиологии нервной и мышечной систем и др.; в биомеханику ОДА включают его функциональную (динамическую) анатомию и др.

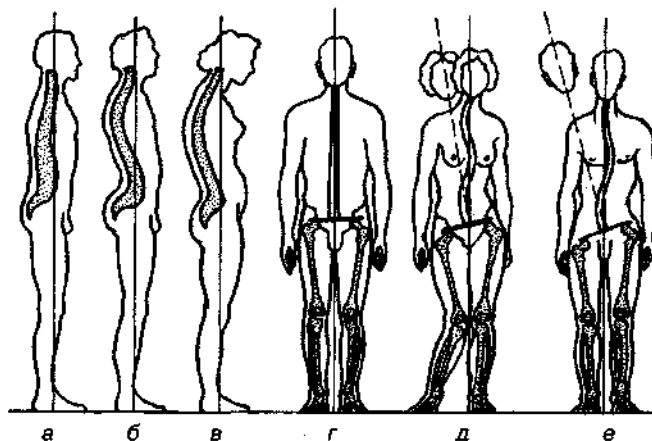


Рис. 16.1. Отклонения от физиологической нормы изгибов позвоночника: а — плоская спина, б — чрезмерный лордоз, в — круглая (сутулая) спина, г — нормальная осанка, д — функциональный сколиоз, е — патологический сколиоз

Цель биомеханических исследований — создание спортивного инвентаря и техники (велосипеды, лодки, весла, спортивная обувь и многое другое), разработка техники движений в том или ином виде спорта, а также профилактика и лечение травм и т. д.

Асимметрия сторон тела и конечностей, разница в окружности сегментов одной конечности по сравнению с другой, в объеме суставов, изменения физиологических изгибов позвоночника и другие отклонения от нормы должны быть отмечены и учтены в процессе биомеханического контроля (рис. 16.1).

Ось нормальной нижней конечности проходит от передне-верхней подвздошной ости через середину коленной чашки и второй палец стопы (рис. 16.2). Длинная ось верхней конечности проходит через центр головки плечевой кости, головку лучевой и головку локтевой костей (рис. 16.3).

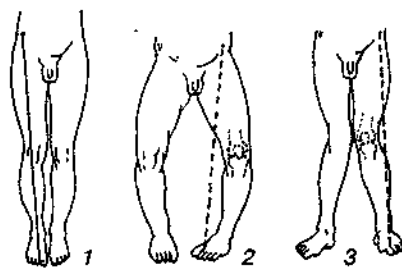


Рис. 16.2. Прохождение оси нижней конечности:

1 — нормальная ось нижней конечности, 2 — ось конечности проходит кнутри от надколенника, 3 — ось конечности проходит снаружи от надколенника

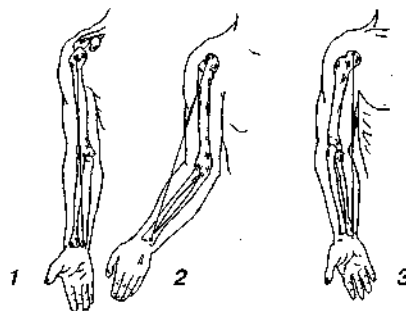


Рис. 16.3. Прохождение оси верхней конечности:

1 — нормальная ось верхней конечности, 2 — отклонение оси предплечья кнаружи, 3 — отклонение оси предплечья кнутри

Измерение длины нижней конечности осуществляется в положении лежа: конечности располагают строго симметрично и избирают на каждой из них по две симметричные точки (рис. 16.4). Верхней точкой может служить передне-верхняя ость таза или верхушка большого вертела. Нижней точкой может быть нижний конец внутренней или наружной лодыжек (см. рис. 16.4).

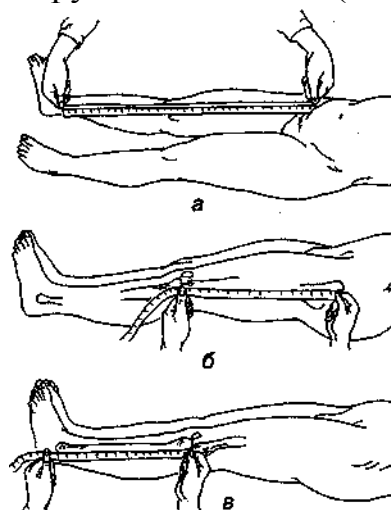


Рис. 16.4. Измерение длины нижней конечности (а), измерение длины бедра (б), измерение длины голени (в)

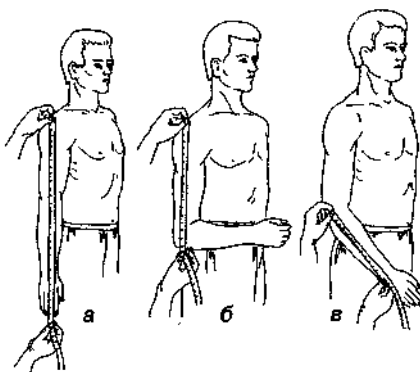


Рис. 16.5. Измерение длины верхней конечности (а), измерение длины плеча (б), измерение длины предплечья (в)

Точно также производится измерение длины верхней конечности. Верхней точкой при этом служит конец акромиального отростка лопатки или большой бугорок плечевой кости, нижней — шиловидный отросток лучевой кости или до конца III пальца (рис. 16.5).

Для измерения длины плеча или предплечья промежуточной точкой обычно служит верхушка локтевого отростка или головка лучевой кости.

После измерений больной конечности, полученные данные сравнивают с данными измерений здоровой конечностью (рис. 16.6).

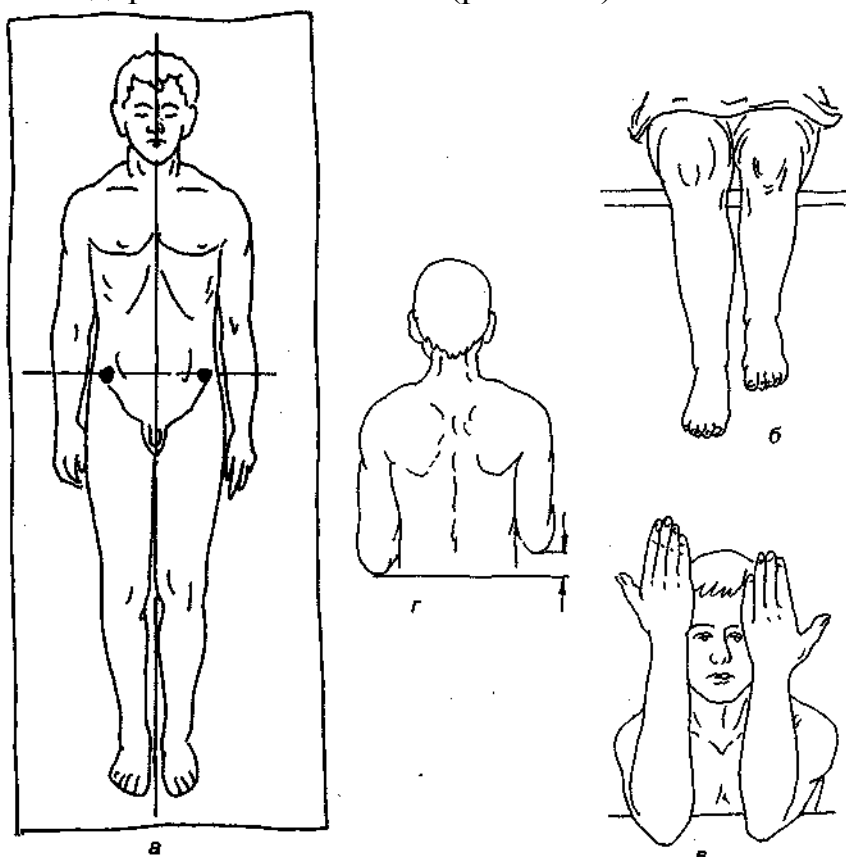


Рис. 16.6. Правильное положение человека при измерении длины конечностей (а). Сопоставление длины конечностей: б— голени, в — предплечья, г — плеч

Необходимо различать анатомическое (истинное) и функциональное укорочение или удлинение конечности. Анатомическая длина (укорочение или удлинение) складывается из суммы длины бедра и голени для нижней конечности и плеча и предплечья — для верхней конечности.

Измерение в первом случае производится от вершины большого вертела до щели коленного сустава и от последней до наружной (внутренней) лодыжки; во втором случае — от большого бугорка плечевой кости до головки лучевой кости и от последней до шиловидного отростка лучевой (локтевой кости). Эти суммарные данные сравнивают с такими же данными, полученными при измерении здоровой конечности. Разница между ними и составляет величину анатомического укорочения (рис. 16.7).

Функциональное укорочение или удлинение конечности определяется путем указанного выше измерения ее отдельных сегментов, но верхней точкой для нижней конечности при этом служит передне-верхняя подвздошная ость, а для верхней конечности — конец акромиального отростка лопатки. Функциональное укорочение обычно зависит от наличия контрактур или анкилозов суставов в порочном положении, искривлений костей, вывихов и т. д.

Функциональное укорочение может быть измерено в положении стоя (см. рис. 16.7, б). Оно равно расстоянию от подошвенной поверхности стопы больной конечности до пола при опоре на здоровую конечность (см. рис. 16.7, б).

Между анатомическим и функциональным укорочением может быть значительная разница. Так, например, длина бедра и голени больной и здоровой стороны может быть одинаковой, а между тем при наличии сгибательной контрактуры в коленном или тазобедренном суставах, вывихе, анкилозе тазобедренного сустава в положении приведения функциональное укорочение может достигнуть 10—15 см и более (рис. 16.8).

Определение объема движения в суставах (16.9). Степень и тип движения нормального сустава зависит от формы суставных поверхностей, от ограничивающего действия связок и от функции мышц.

Различают активные и пассивные ограничения движений в суставах. Известен объем нормальной амплитуды движений в различных суставах (рис. 16.10, см. стр. 454—455). Однако для практических целей гораздо более важные данные могут быть получены при сравнении движений в суставах больной стороны и здоровой.

Движения в сагиттальной плоскости называют сгибанием и разгибанием (*flexio et extensio*), в отношении кисти принято говорить — ладонное и тыльное сгибание, в отношении стопы — тыльное и подошвенное сгибание.

Движения во фронтальной плоскости называют приведением (*adductio*) и отведением (*abductio*). В отношении лучезапястного сустава принято говорить — лучевое приведение и локтевое отведение; движение внутрь в пяточно-кубовидном суставе есть приведение, движение наружу — отведение. Движения вокруг продольной оси называют ротацией (*rotatio*) внутренней и наружной. В отношении предплечья (рис. 16.11) принято называть наружную

ротацию — супинацией (*supinatio*), а внутреннюю ротацию — пронацией (*pronatio*), так же как отклонение стопы в подтаранном суставе от оси нижней конечности внутрь принято называть супинацией, а кнаружи — пронацией (см. рис. 16.15).

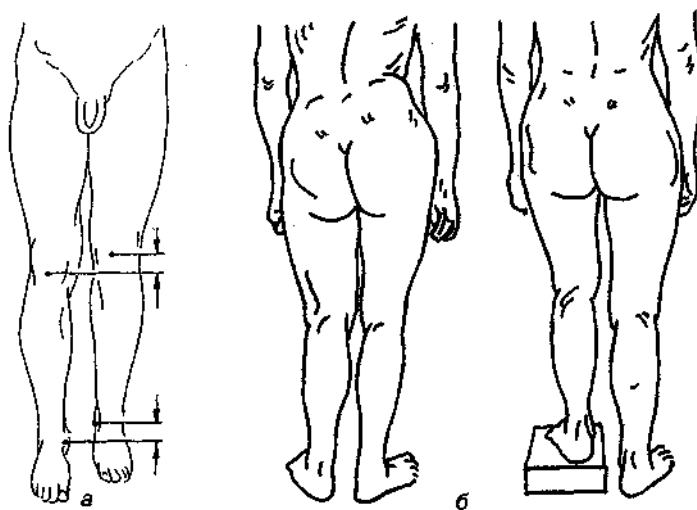


Рис. 16.7. Сопоставление длины нижних конечностей (а). Измерение функционального укорочения нижней конечности в положении стоя (б)

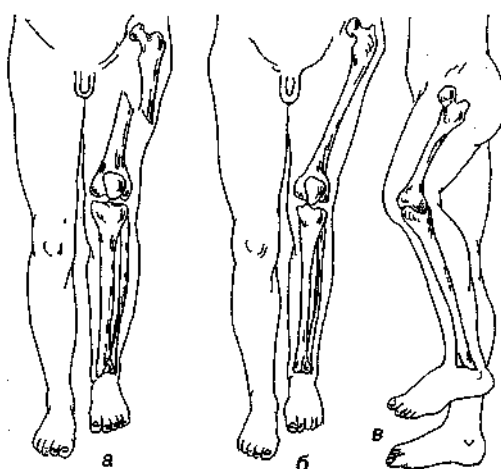


Рис. 16.8. Виды укорочений:

а — абсолютное укорочение нижней конечности (при переломе со смещением), б — относительное укорочение (при вывихе бедра), в — кажущееся укорочение (при сгибательной контрактуре коленного сустава)

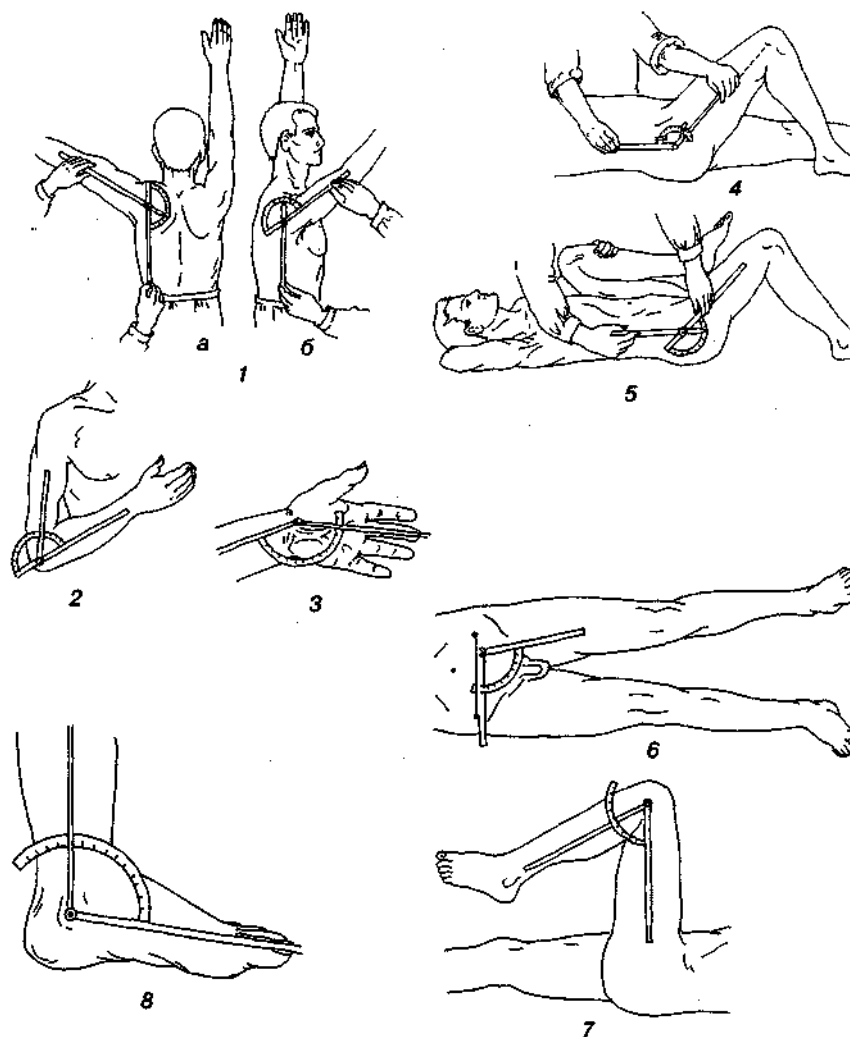


Рис. 16.9. Определение объема движений в суставах:

1 — измерение объема движений в плечевом суставе (а — измерение угла отведения, б — измерение угла сгибания); 2 — измерение подвижности в локтевом суставе, 3 — измерение угла приведения кисти, 4 — измерение подвижности в тазобедренном суставе, 5 — измерение подвижности в тазобедренном суставе при сгибательной контрактуре, 6 — измерение величины отведения бедра, 7 — измерение угла сгибания в коленном суставе, 8 — измерение подвижности стопы

Движения в суставах могут производиться пациентом активно или с помощью исследователя (пассивно). Измерение амплитуды движений производится с помощью *угломера*, бранши которого устанавливает по оси сегментов конечности, а ось угломера — по оси движения суставов (см. рис. 16.9).

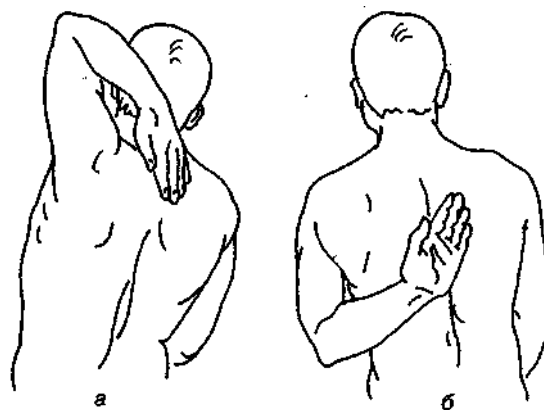


Рис. 16.11. Исследование ротационных движений в плечевом суставе: а — ротация кнаружи, б — ротация внутрь

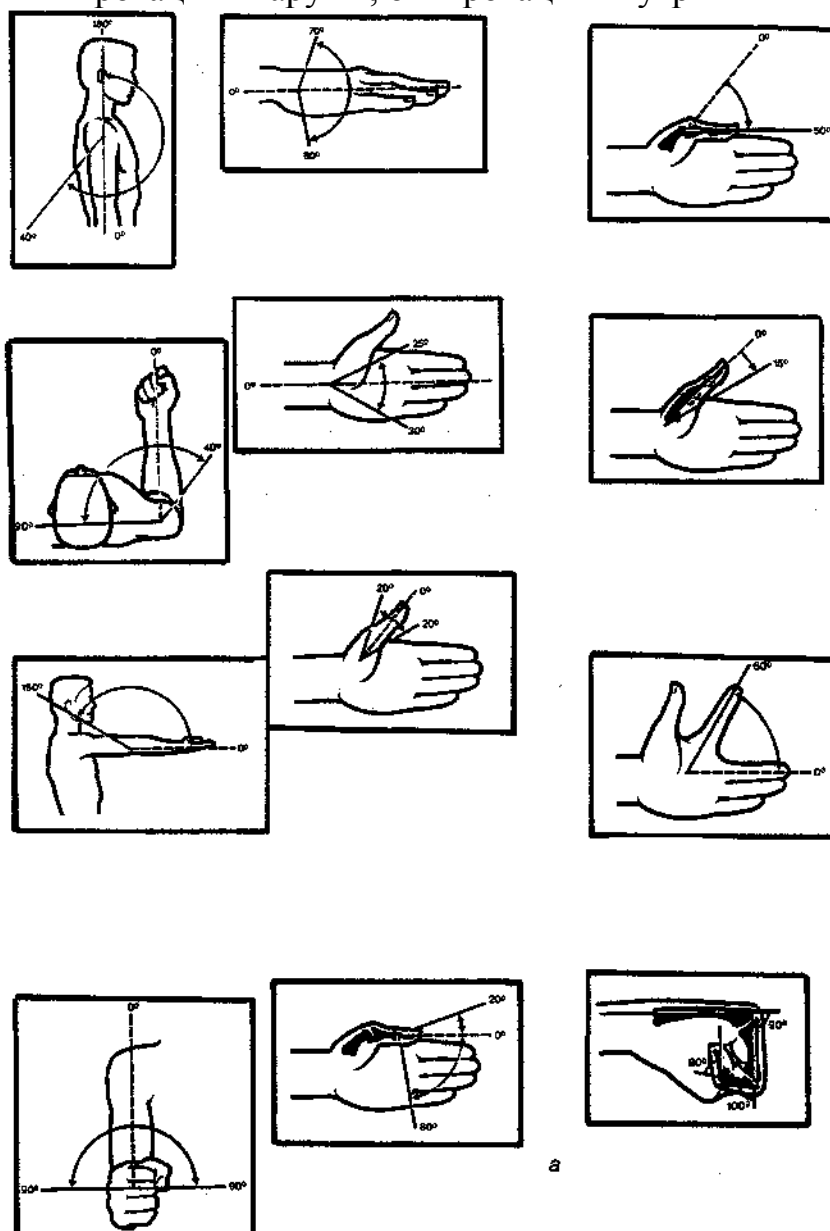
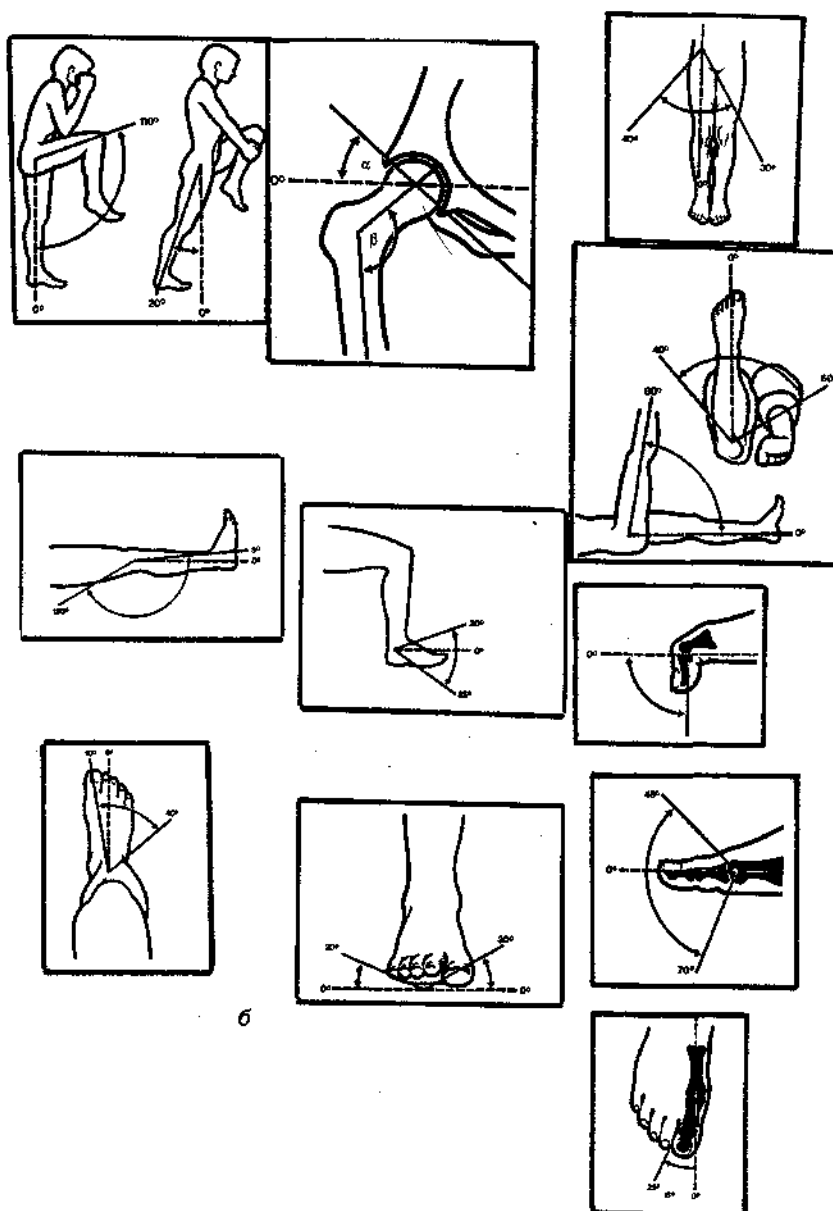


Рис. 16.10. Объем движений в суставах: а — верхние конечности,



б

б — нижние конечности

Ограничение пассивной подвижности в суставе носит название *контрактуры*. Ограничение активной подвижности — это не контрактура, а состояние, связанное с болевыми ощущениями, параличом или парезом мышц.

Полную неподвижность в суставе называют *анкилозом*. Различают костный анкилоз, при котором суставные концы сочленяющихся костей спаяны между собой костным веществом, и фиброзный анкилоз, при котором спайка состоит из фиброзной ткани. В последнем случае возможны ничтожные, еле заметные на глаз движения.

Для определения объема ротационных движений конечностей используют ротаметры (рис. 16.12). Данные измерений записывают в градусах. Пределом возможного пассивного движения является ощущение боли. Объем активных движений иногда в значительной степени зависит от состояния сухожильно-мышечного аппарата, а не только от изменений в суставе. В этих случаях между объемом активных и пассивных движений

возникает значительная разница.

Движения в локтевом суставе возможны в пределах: сгибание до $40\text{—}45^\circ$, разгибание до 180° . Пронационно-супинационные движения предплечья в локтевом суставе определяются в положении, изображенном на рис. 16.13, и возможно в пределах 180° .

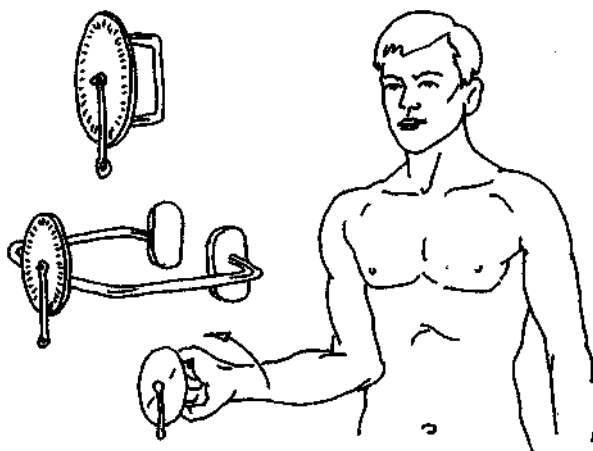


Рис. 16.12. Ротаметр. Определение объема ротационных движений

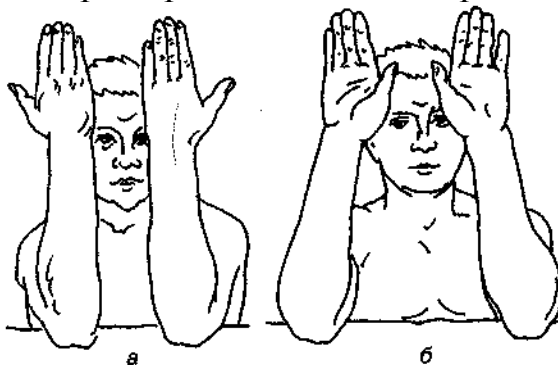


Рис. 16.13. Супинация (а) и пронация (б) предплечья

В лучезапястном суставе движения совершаются в пределах $70\text{—}80^\circ$ тыльного сгибания и $60\text{—}70^\circ$ ладонного сгибания. Определяются также боковые движения кисти — радиальное отведение в пределах 20° и ульнарное — в пределах 30° (см. рис. 16.10).

В пальцах кисти разгибание возможно в пределах 180° , сгибание в пястно-фаланговых суставах возможно до угла $70\text{—}60^\circ$, в межфаланговых сочленениях — до $80\text{—}90^\circ$. Возможны и боковые движения пальцев. Особенно важно определить отведение первого пальца и возможность соприкосновения между первым и пятым пальцами.

В тазобедренном суставе объем движений в норме: сгибание до 120° , разгибание $30\text{—}35^\circ$ (угол между горизонтальной плоскостью и осью бедра), отведение $40\text{—}50^\circ$, приведение $25\text{—}30^\circ$ (угол между вертикальной осью туловища и осью бедра) (см. рис. 16.10, б).

Физиологические движения в голеностопном суставе и стопе совершаются в пределах $20\text{—}30^\circ$ тыльного сгибания (разгибание стопы) и $30\text{—}50^\circ$ подошвенного сгибания (см. рис. 16.9). Приведение стопы, как правило, сочетается с супинацией (вращение стопы внутрь), отведение сопровождается пронаторным движением (вращение стопы наружу).

Физиологические движения в позвоночнике для удобства определяются и в градусах (что более сложно) и в максимальных движениях различных отделов.

В шейном отделе сгибание в норме совершается до соприкосновения подбородка с грудиной, разгибание — до горизонтального положения затылка, вбок — до соприкосновения ушной раковины с надплечьем.

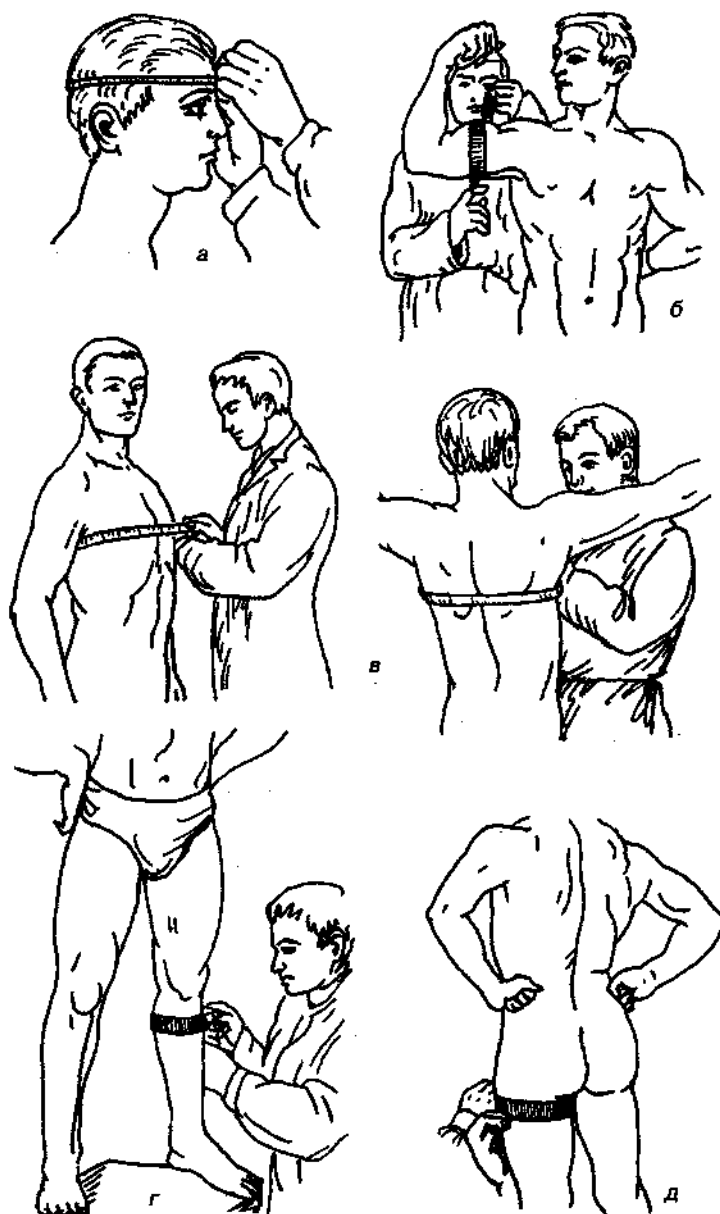


Рис. 16.14. Измерение окружности головы (а), плеча (б), груди (в), голени (г), бедра (д)

В грудном отделе сгибание и разгибание осуществляются в небольшом объеме. Грудные позвонки принимают большое участие в боковых движениях позвоночника, объем ротационных движений 80—120°.

В поясничном отделе наибольший объем движений определяется в передне-заднем направлении, боковые и ротационные движения умеренные.

Окружность конечностей (больной и здоровой) измеряют в

симметричных местах на определенном расстоянии от костных опознавательных точек: для ноги — от передней верхней ости подвздошной кости, большого вертела бедра, суставной щели коленного сустава, головки малой берцовой кости; для рук — от акромиального отростка, внутреннего надмыщелка плеча (рис. 16.14).

Измерения стоп производят как с нагрузкой, так и без нагрузки (рис. 16.15). Деформация стопы в результате статической недостаточности складывается из а) пронации заднего отдела стопы и компенсаторной относительной супинации ее переднего отдела; б) изгиба к тылу переднего отдела стопы по отношению к заднему отделу, устанавливающемуся в положении подошвенного сгибания (уплощение стопы); в) отведения переднего отдела стопы (абдукция) по отношению к ее задней части (рис. 16.16).

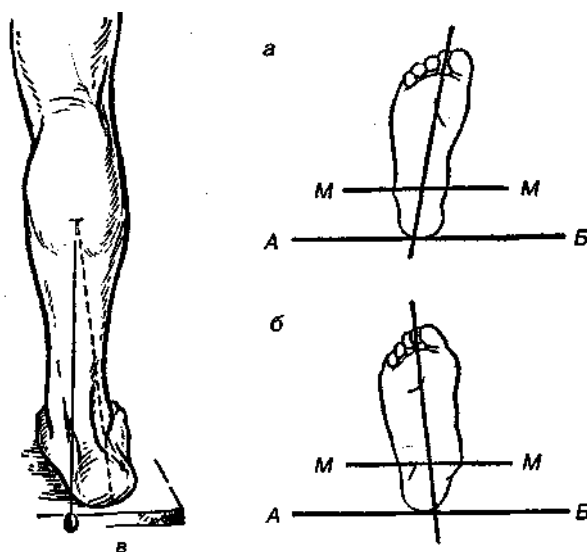


Рис. 16.15. Определение отведения переднего отдела стопы: а — стопа в норме, б — плоскостопная стопа. Определение пронации заднего отдела стопы (в)

Ф.Р. Богданов рекомендует измерять продольный свод стопы путем построения треугольника, опознавательные точки которого легко доступны ощупыванию. Такими точками являются: головка первой плюсневой кости, пяточный бугор и вершина внутренней лодыжки (рис. 16.17). Соединив эти три точки, получают треугольник, основанием которого служит расстояние от головки первой плюсневой кости до пяточного бугра. Расчет ведут по высоте свода и величине углов внутренней лодыжки и у пяточной кости. В норме высота свода равна 55—60 мм, угол у лодыжки составляет 95° , угол у пяточной кости — 60° . При плоской стопе: высота свода меньше 55 мм, угол у лодыжки $105\text{—}120^\circ$, угол у пяточной кости $55\text{—}50^\circ$.

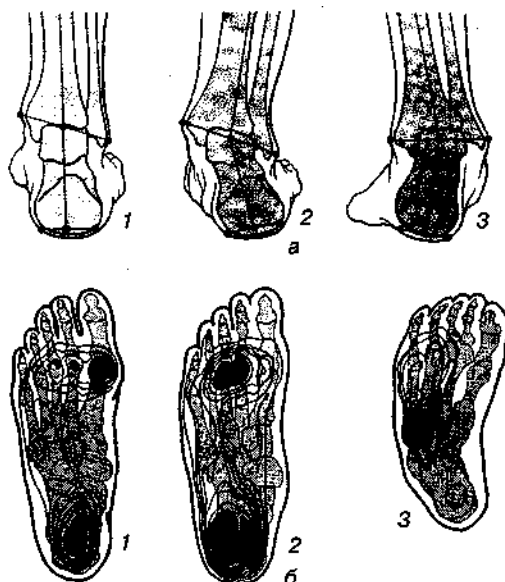


Рис. 16.16. Расположение условной оси голеностопного сустава (а): 1 — нормальное положение стопы; 2 — отклонение стопы кнаружи; 3 — отклонение стопы кнутри. Нормальные и патофизиологические изменения стопы (черным помечены зоны контакта стопы с поверхностью) (б): 1 — нормальное; 2 — плоскостопие; 3 — косолапость

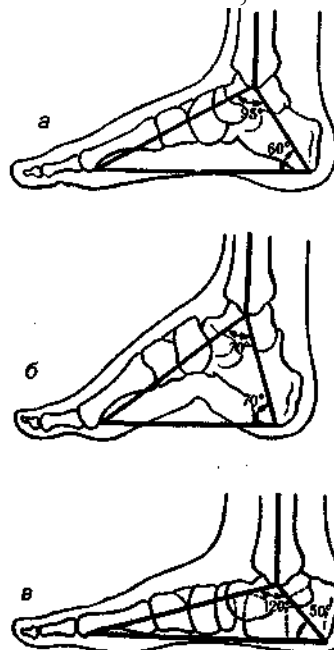


Рис. 16.17. Измерение стопы по Ф.Р. Богданову: а — стопа в норме, б — полая стопа, в — плоская стопа

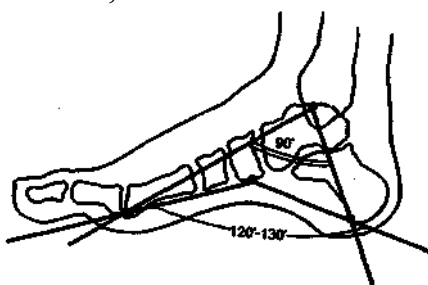


Рис. 16.18. Измерение основных углов свода стопы на профильной рентгенограмме (схема)

Для определения степени плоскостопия применяют рентгенологический метод исследования. Расчет основан на построении треугольника, вершинами которого являются головка плюсневой кости, ладьевидная кость и бугор пяточной кости, и измерении высоты свода и величины угла у ладьевидной кости (рис. 16.18).

Ангулография — запись углов сгибания и разгибания в суставах нижней конечности: тазобедренном, коленном и других с обозначением межзвенных углов (В.С. Гурфинкель и А.Я. Сысин, 1956). По данным ангулограмм можно определить походку в норме и при патологии, а также до и после лечения (рис. 16.19). При применении лечения (реабилитации) ангулография начинает приближаться к норме.

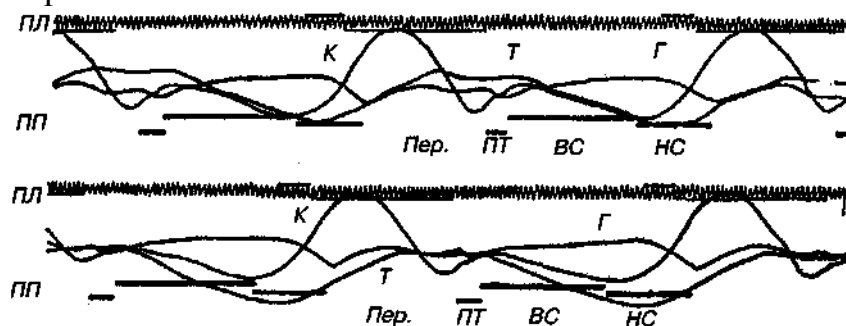


Рис. 16.19. Подография и ангулография:

1. Подография ноги: *ПП* — правой, *ПЛ* — левой. 2. Углы: *Т* — тазобедренный, *К* — коленный, *Г* — голеностопный. 3. Фазы шага: *Пер.* — переносной период, *ПТ* — перекал через пятку, *ВС* — опора на всю ногу, *НС* — перекал через носок (по Н.А. Шенк, 1975)

Ихнография — метод записи следов от обеих ног при ходьбе с учетом длины шага каждой ноги, разворота стопы, ширины шага, угол шага (рис. 16.20).

При анализе следовых дорожек по отпечаткам стоп измеряются пространственные параметры шага.

Модификация метода ихнографии — *Подография* — использование регистрации электрических сигналов при соприкосновении стопы с полом (рис. 16.21). На специальную металлизированную дорожку и металлический контакт на обуви подается слабый электрический ток, при касании поверхности такой обувью замыкается цепь и проходит ток, регистрируемый на приборе (например, на осциллографе). Помещая контакты в определенных местах подошвы можно регистрировать фазы переноса конечности, постановки пятки на опору, перекал на всю ступню, отрыва пятки и т. д.

Участие различных мышц в осуществлении двигательного акта изучают посредством *электромиографии*, т. е. путем исследования электрической активности мышц. С этой целью отводящие электроды прикладывают к коже человека над соответствующей мышцей. Многоканальные электромиографы одновременно регистрируют электрическую активность нескольких мышц.

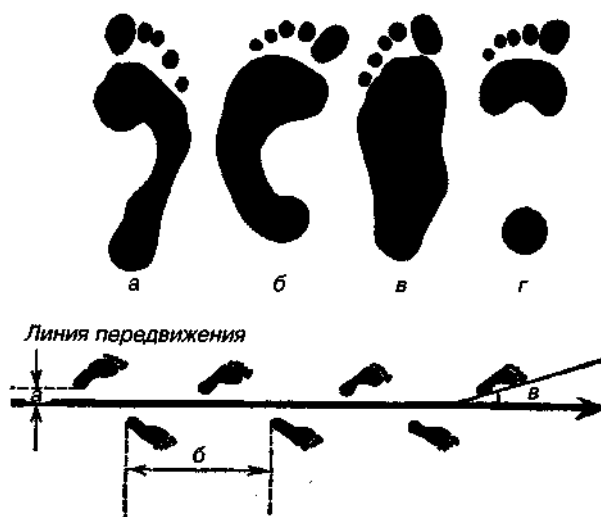


Рис. 16.20. Отпечаток стоп (верхний рисунок):

а — стопа в норме, б — косолапость, в — плоская стопа, г — полая стопа.
Ихнография стоп при ходьбе (нижний рисунок): а — ширина шага, б — длина шага, в — угол шага

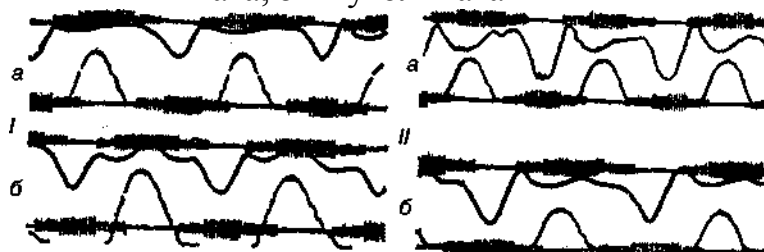


Рис. 16.21. Подограммы и коленные углы больной А.

Поздний восстановительный период полиомиелита. Паралич левой ноги.
I — в первые дни пользования беззамковым аппаратом; II — через 3 недели: а — в аппарате, б — без аппарата (по Н.А. Шенк, 1975)

ЭМГ записывают с мышц симметричных сегментов конечностей или симметричных половин туловища, либо с мышц-антагонистов. Полученную ЭМГ оценивают по высоте осцилляции, их частоте в единицу времени и в целом всю запись. Показано, что тренировки усиливают электрическую активность мышц (рис. 16.22). Особенно это заметно при тренировке (применение ходьбы, бега, лечебной гимнастики и других средств) после перенесенной травмы.

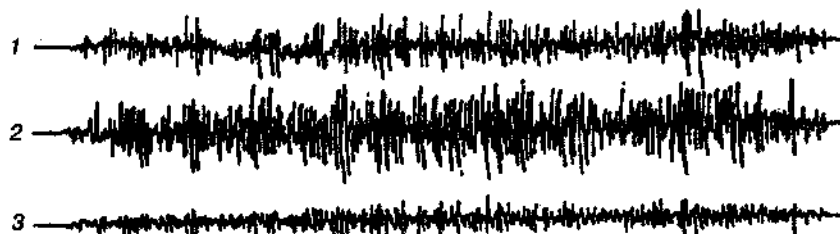


Рис. 16.22. Электромиограммы:

1 — после тренировки, 2 — после восстановительного массажа и оксигенотерапии, 3 — после криотерапии

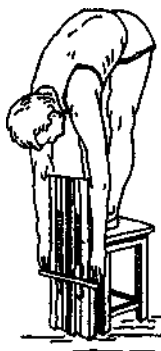


Рис. 16.23.Измерение гибкости позвоночника

Измерение гибкости позвоночника. Гибкостью называется способность выполнять движения с большой амплитудой. Мерой гибкости является максимум амплитуды движений. Различают активную и пассивную гибкость. Активная выполняется самим испытуемым, пассивная — под влиянием внешней силы. Гибкость зависит от состояния суставов, эластичности (растяжимости) связок, мышц, возраста, температуры окружающей среды, биоритмов, времени суток и др.

Обычно гибкость определяется по способности человека наклониться вперед, стоя на простейшем устройстве (рис. 16.23). Перемещающаяся планка, на которой в сантиметрах нанесены деления, показывает уровень гибкости.

Искривление позвоночника может наступить в трех плоскостях: а) фронтальной (боковое искривление — сколиоз); б) сагиттальной (круглая спина, горб — кифоз); в) горизонтальной (поворот позвонков — торсия).

Сколиоз — это заболевание костной и нервно-мышечной системы в области позвоночника, которое вызывает прогрессирующее боковое искривление последнего с торсией, изменением формы позвонков клиновидного характера, с развитием деформаций ребер и образованием реберных горбов, переднего и заднего, усилением поясничного лордоза, грудного кифоза и с развитием компенсаторных дуг искривления (рис. 16.24).

Общий центр тяжести тела играет важную роль при решении различных вопросов механики движений. Равновесие и устойчивость тела определяется положением ОЦТ.

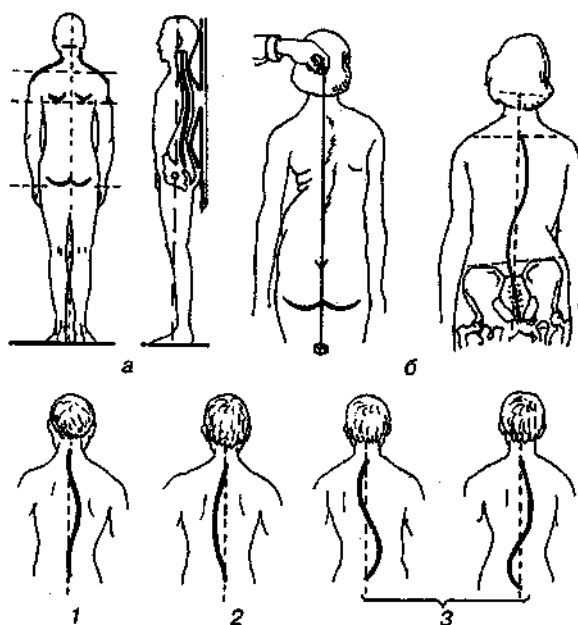


Рис. 16.24. Признаки нормальной осанки (а).
 Определение искривления позвоночника (б). Виды сколиоза:
 1 — правосторонний, 2 — левосторонний, 3 — S-образный

Общая площадь опоры — площадь, заключенная между крайними точками опорных поверхностей, иными словами, площадь опорных поверхностей и площадь пространства между ними (рис. 16.25). Величина площади опоры при различных положениях тела очень варьирует.

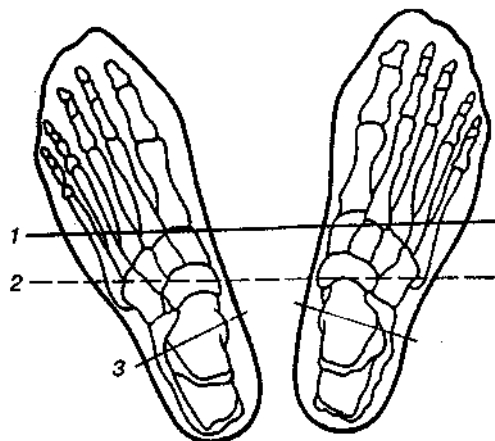


Рис. 16.25. Проекция ОЦТ на горизонтальную плоскость: 1 — поперечная ось тазобедренного сустава, 2 — поперечная ось коленного сустава, 3 — поперечная ось голеностопного сустава

Применительно к телу человека различают два вида равновесия: устойчивое и неустойчивое. Устойчивое равновесие — когда ОЦТ тела расположен ниже площади опоры, а неустойчивое — когда ОЦТ тела расположен выше площади опоры.

В. Браунс и О. Фишер определили положение ОЦТ тела и центров тяжести его отдельных частей. Выявлено, что ЦТ головы лежит сзади от спинки турецкого седла примерно на 7 мм; ЦТ туловища — спереди верхнего

края первого поясничного позвонка (Ц). По оси туловища его ЦТ отстоит от краниального конца примерно на $\frac{3}{6}$ длины, а от каудального — на $\frac{2}{5}$ длины (см. рис. 2.9). Прямую между поперечными осями, проходящими через плечевые и тазобедренные суставы, ЦТ туловища делит примерно в отношении 4:5. По Фишеру, изолированное бедро, голень, плечо и предплечье имеют ЦТ в том месте, отрезки от которого до проксимального и дистального концов этих звеньев относятся примерно как 4:5. Центр же тяжести кисти с несколько согнутыми пальцами расположен на 1 см проксимальнее головки третьей пястной кости.

Зная положение ЦТ каждой из двух частей тела, сочленяющихся между собой (плеча и предплечья, бедра и голени и др.), нетрудно определить положение общего для них центра тяжести (см. рис. 2.9). Он находится на прямой, соединяющей ЦТ каждого из звеньев, и делит эту прямую в отношении, обратном пропорциональному их массам. Посредством преобразования двухзвеньевых систем можно определить положение ОЦТ тела.

Для определения ОЦТ, а также для определения его траектории В.М. Абалаков предложил прибор (рис. 16.26).

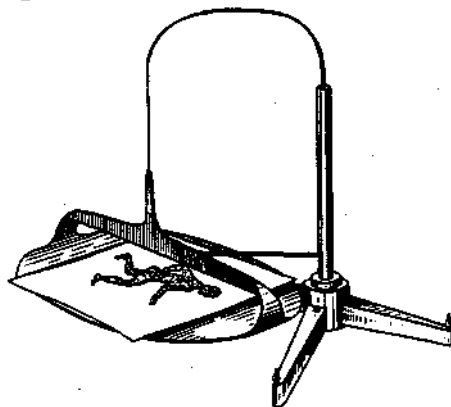


Рис. 16.26. Прибор В.М. Абалакова для определения расположения ОЦТ человеческого тела по рисунку с кинограммы

Устойчивость тела определяется величиной площади опоры, высотой расположения ОЦТ тела и местом прохождения вертикали, опущенной из ОЦТ, внутри площади опоры (см. рис. 16.25). Чем больше площадь опоры и чем ниже расположен ОЦТ тела, тем больше устойчивость тела.

Для определения центра масс J.L. Parks (1959) предложил метод рассечения, который позволил определить центр каждого сегмента, массу и положение центра масс (рис. 16.27).

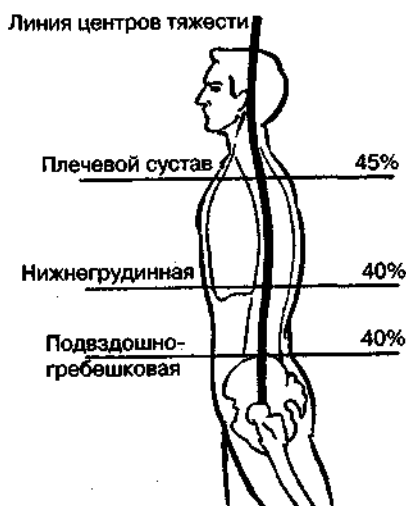


Рис. 16.27.- Расположение центра тяжести сечения туловища (линия вдоль середины тела) (по J.L Parks, 1959).

В процентах указано положение центра тяжести среза по отношению к его передне-заднему диаметру

Для исследования площади опоры подошвенную поверхность стопы (стоп) смазывают краской, для чего пациент становится на ровную поверхность, покрытую тонким слоем краски, а затем осторожно переходит на лист чистой бумаги. По отпечаткам стоп можно судить о своде стопы и характере распределения нагрузки на стопу (см. рис. 16.20). Методом отпечатков определяют особенности и характер походки (см. рис. 16.20).

Анализ походки по следу, оставленному на бумаге, производят путем измерения угла шага (угол, образованный линией передвижения и осью стопы), ширины шага (расстояние между отпечатками края пятки одной и той же ноги (рис. 16.28)).



Рис. 16.28.Анализ ходьбы и бега по отпечаткам стоп

Хорошая *осанка* создает оптимальные условия для деятельности внутренних органов, способствует повышению работоспособности и, конечно, имеет большое эстетическое значение. Характеристику типов осанки можно дать по результатам гониометрии позвоночного столба (рис. 16.29) и визуально.

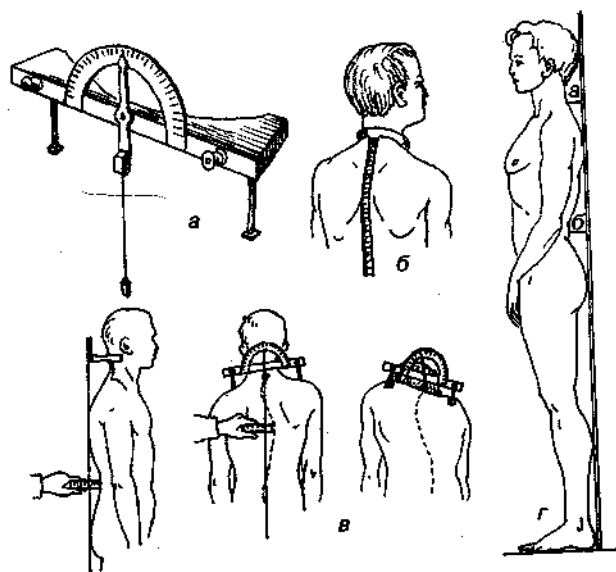


Рис. 16.29. Гониометрия позвоночного столба.

Лордозоплеческолиозометр (а). Прибор Билли-Кирхгофера (б). Прибор П.И. Белоусова (в). Г— схема измерения глубины шейного (а) и поясничного (б) изгибов

Гониометрия — метод регистрации относительных движений частей тела: в качестве датчиков угловых перемещений в суставах используются электрические переменные сопротивления (потенциометры) или угломеры (на шарнире, или с выдвижными браншами, или дисковой). Наиболее широкое применение находит циркуль-гониометр В.А. Гамбурцева.

При помощи гониометрического метода легко осуществляется комплексное измерение кривизны и движений позвоночника, углов наклона таза, амплитуды движений суставов конечностей, деформацию конечностей и др.

Характер изменения во времени суставных углов ноги в плоскости, близкой к сагиттальной, показан на рис. 16.30.

Циклография — способ регистрации движений человека. При циклографии последовательные позы движущегося человека (или одной из его конечностей) регистрируются на одной и той же фотографической пленке. Для этого исследуемый надевает костюм из черной неблестящей ткани. На местах соответствующих суставах и в некоторых других точках тела закрепляют небольшие электрические лампочки. Перемещение исследуемого оставляет след на фотопленке. При этом каждой светящейся лампочке на пленке соответствует своя световая траектория в виде линии.

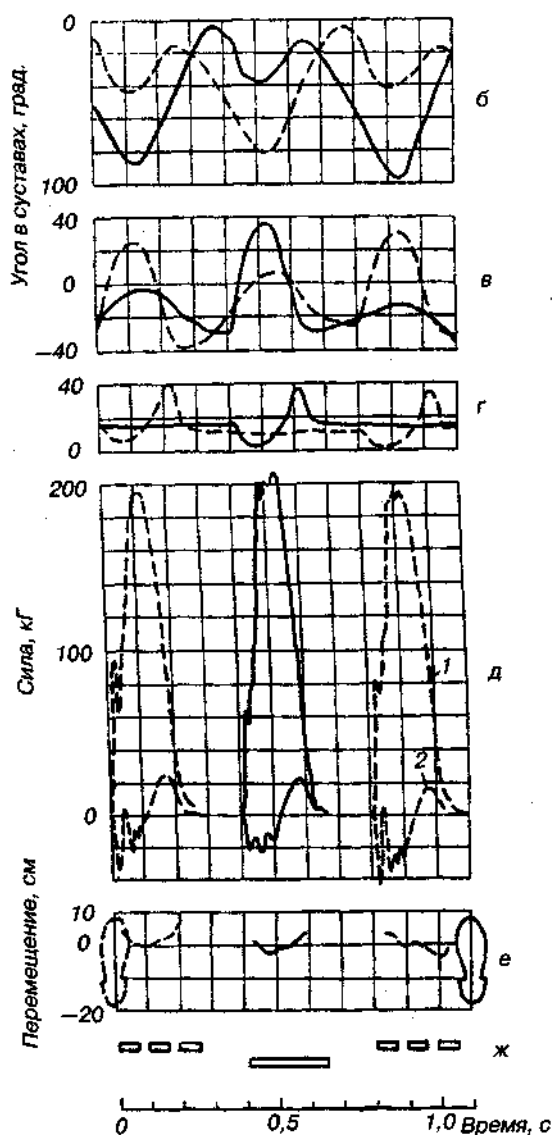


Рис. 16.30. Гониограммы, динамограммы, перемещение точки приложения равнодействующих сил к стопе и временная структура шага при беге. Темп — 149 шагов в 1 мин, длина шага 1,21 м, скорость бега 10,8 км/час. Обозначения те же, что и на рис. 15.22 (по В.А. Богданову, В.С. Гурфинкель, 1976)

Для определения скорости движений отдельных звеньев тела перед фотокамерой помещают вращающийся диск с одним или несколькими отверстиями. Вращаясь с равномерной скоростью перед объективом фотокамеры, диск дробит световые траектории лампочек на определенные точки, отстоящие друг от друга на одинаковые интервалы времени.

Обрабатывая циклограмму по методу Н.А. Бернштейна, можно подробно анализировать движения тела человека и его отдельных звеньев в пространстве и времени. Это позволяет не только выявлять действительные и относительные перемещения тела и его отдельных пунктов (сегментов), но и определять скорости и ускорения этих перемещений как по продольной, так и по вертикальной составляющим.

Циклограммы позволяют видеть целостное пространственное движение

тела, образующееся в результате сложения угловых движений множества звеньев тела относительно друг друга.

На рис. 16.31 и рис. 16.32 приведены циклограммы идущего и бегущего человека.

Стабилография. По существу, устойчивость — это способность человека размещать общий центр масс так, чтобы его проекция на горизонтальный участок опоры попала на площадь, ограниченную стопами. Удержание вертикальной позы — это мышечная координация циклических движений тела. При этом тело колеблется и площадь, описываемая ОЦМ, может превышать площадь опоры. При проведении пробы «устойчивость» стабилограмма снимается в течение 30 с, при этом испытуемого просят встать на платформу и постараться самостоятельно сохранять вертикальное положение тела (вначале 30 с с открытыми глазами, а затем 30 с — с закрытыми). На рис. 16.33 представлены статокинезиграмы.

Анализ статокинезиграмм (СКГ) предусмотрен по следующим характеристикам.

1. Математическое ожидание координат ОЦТ (ОЦМ) по математическому ожиданию положения центра давления $M_x \pm \sigma_x$, $M_y \pm \sigma_y$, м(мм), каждая координата со своим средним квадратичным отклонением σ_x или σ_y .

2. Длина кривой (длина траектории движения ОЦМ) — L , (м, мм).

3. Площадь СКГ — S , (m^2 , mm^2).

4. Время перемещения — t , (с).

5. Скорость (средняя скорость перемещения ОЦМ) $V_{cp} = \frac{L}{t}$ (м/с, мм/с).

6. Радиус отклонения ОЦТ (ОЦМ) — R , (м, мм).

7. СКО радиуса — σ_R (м, мм).

8. Отклонение ОЦТ, D_x , D_y (м, мм).

9. Коэффициент асимметрии

$$K_{as} = \frac{\sum_{(+)} - \sum_{(-)}}{\sum_{(+)} + \sum_{(-)}$$

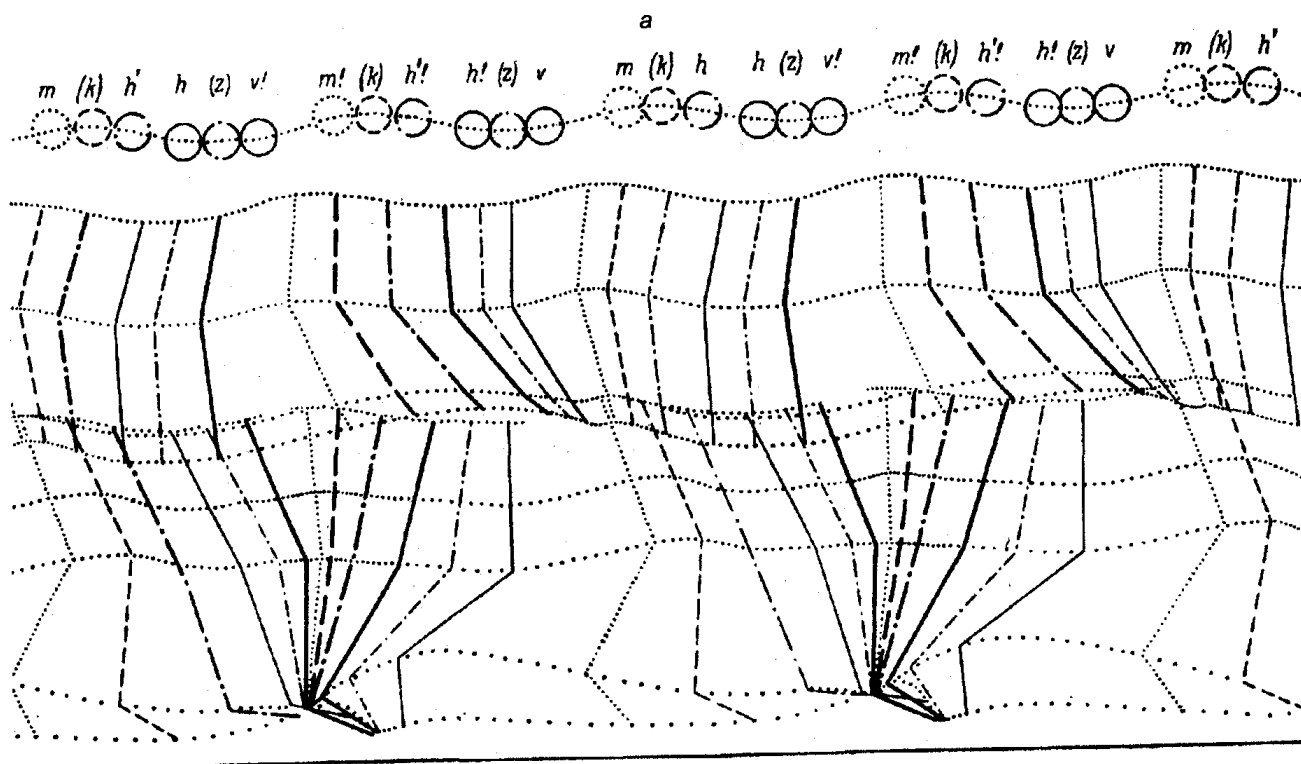


Рис. 16.31. Основные результаты циклографирования ходьбы человека (по Н.А. Бернштейн и др., 1940).

а — циклограмма двух двойных шагов (вид справа), время между точками равно $1/90$ с. Линиями показаны положения звеньев тела в характерные моменты изменения опорных реакций

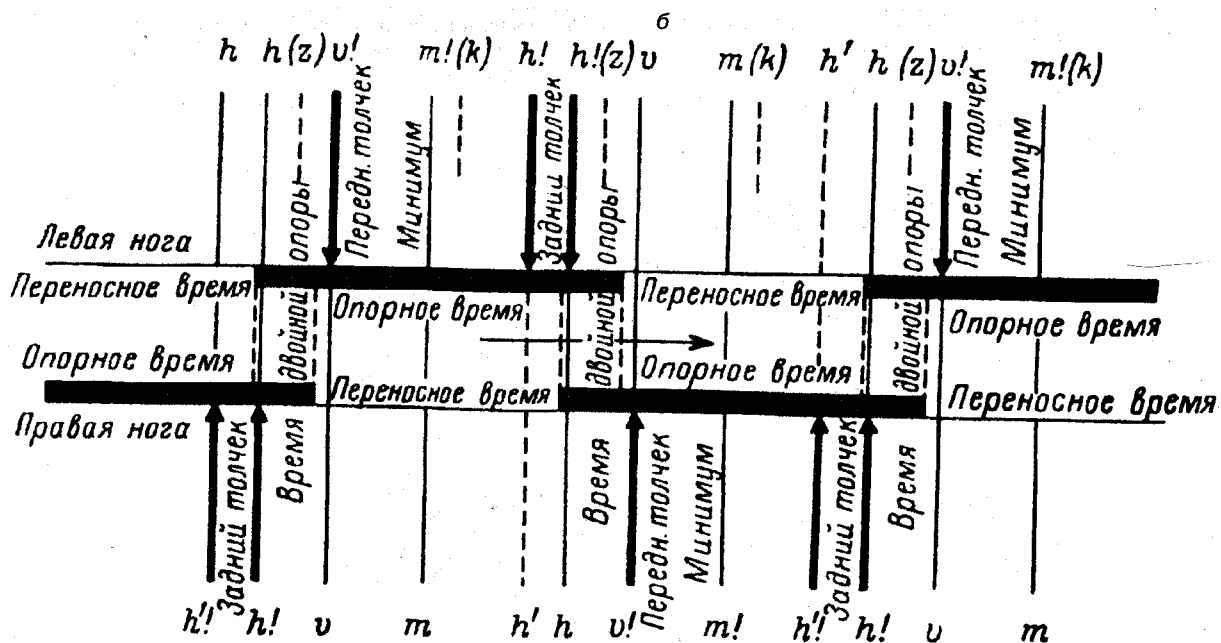


Рис. 16.31, б — схема расположения основных моментов изменения опорных реакций на временной структуре ходьбы. Восклицательные знаки при буквенных обозначениях, перенесенных с рис. А, отмечены точками «своей» ноги

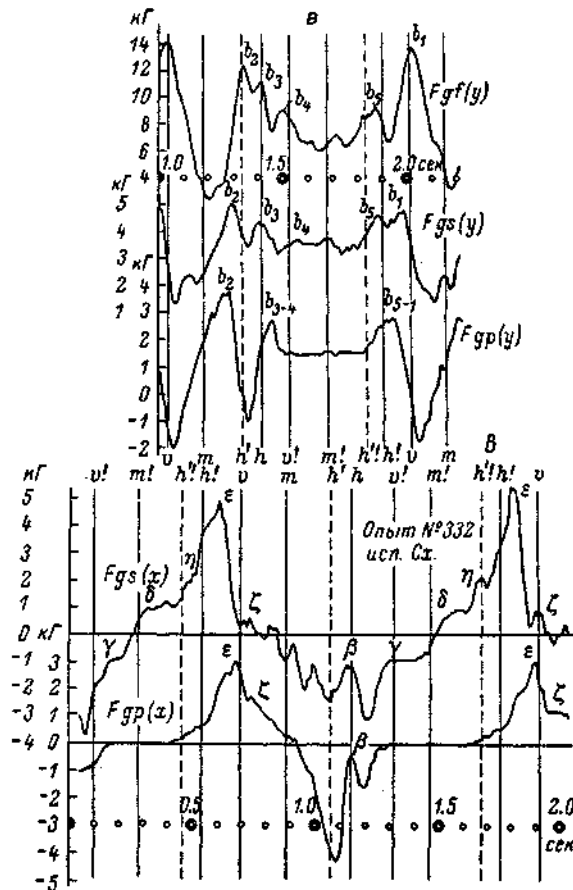


Рис. 16.31, в — инерционные силы (ординаты), действующие в звеньях правой ноги при ходьбе (направления действия условно совпадают с направлениями ускорений в центрах тяжести звеньев). Три кривые вверху (сверху вниз): вертикальные составляющие сил в бедре, голени и стопе, вычисленные по приведенной циклограмме. Две кривые внизу (сверху вниз): продольные составляющие сил в голени и стопе, полученные в другом эксперименте. Буквами обозначены основные экстремумы сил, причем буквой n обозначены минимумы, а индексом при n повторено обозначение максимума, предшествующего данному минимуму, h — задний и v — передний толчки ноги (максимумы силы опорной реакции), m — момент вертикали (минимум опорной реакции), z — максимальное и k — минимальное ускорение центра тяжести тела. Цифровыми индексами у букв помечены обозначения волн на экстремумах (непрерывные вертикальные линии), штриховыми индексами у букв — весьма изменчивые вспомогательные экстремумы

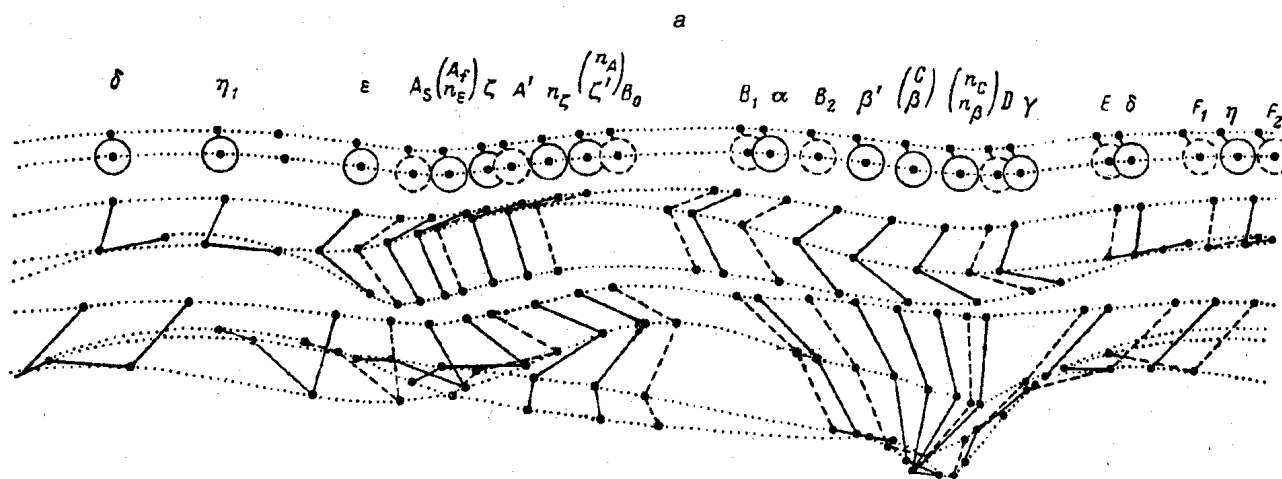


Рис.16.32. Циклограммы бега человека (по Н.А.Берштейн и др.,1940).
 а- циклограмма двойного шага в спортивном беге (вид справа), время между толчками равно $1/187$ с. линиями показаны положения звеньев тела при основных экстремумах инерционных сил

6

Опыт № 731 прав.

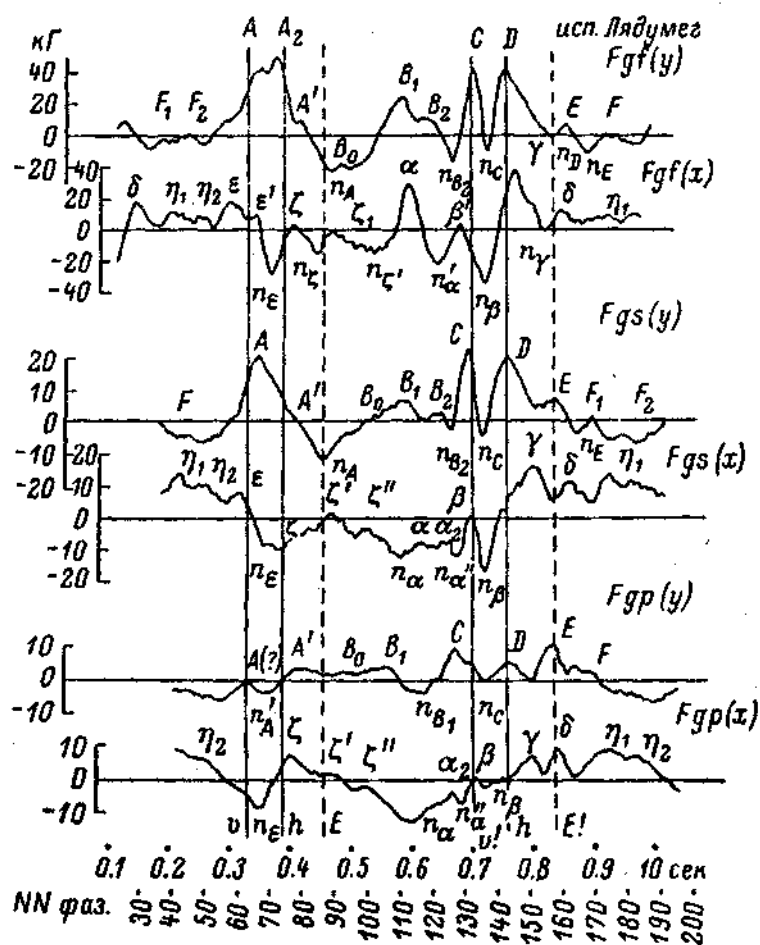


Рис. 16.32, б - инерционные силы (ординаты), действовавшие в звеньях ноги в данном эксперименте (направления действия условно совпадают с направлениями ускорений в центрах тяжести звеньев). Сверху вниз — вертикальная и продольная составляющие сил в бедре, ниже — аналогичные составляющие силы в голени, в самом низу — в стопе. Система обозначений та же, что и на рис. 16.31



Рис. 16.33. Статокинезиграммы пациента с открытыми и закрытыми глазами при пробе Ромберга

Помимо анализа статокинезиграмм (СКГ) предусмотрено получение гистограмм, характеризующих статистическое распределение величин отклонения ОЦМ в обоих направлениях и спектральный анализ колебаний тела испытуемого. Обработка гистограмм и спектральный анализ проводятся с применением методов, изучаемых в основном курсе медицинской и биологической физики.

Для исследования *вестибулярного аппарата* проводят специальные координационные пробы и пробы с вращением: вращение в кресле Барани, проба Ромберга и др.

От состояния вестибулярного анализатора в большой мере зависит ориентирование в пространстве, а также устойчивость тела. Это особенно важно в некоторых сложных видах спорта (акробатика, гимнастика, батут, прыжки в воду, фигурное катание и др.).

Проба Ромберга (Romberg). Тест для определения изменения проприорецепции. Проба Ромберга проводится в четырех режимах (рис. 16.34) при постепенном уменьшении площади опоры. Во всех случаях руки у обследуемого подняты вперед, пальцы разведены и глаза закрыты. По секундомеру засекается время сохранения равновесия в течение 15 с. При этом фиксируются все изменения — пошатывание тела, дрожание рук или век (тремор).

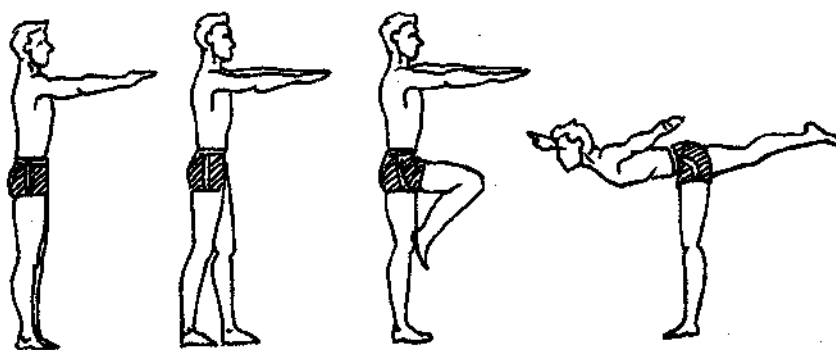


Рис. 16.34. Определение равновесия в статических позах

Тест Яроцкого. Тест позволяет определить порог чувствительности вестибулярного анализатора. Тест выполняется в положении стоя с закрытыми глазами, при этом спортсмен по команде начинает вращательные движения головой в быстром темпе. Фиксируется время вращения головой до потери спортсменом равновесия. У здоровых людей время сохранения равновесия в среднем 28 с, у тренированных спортсменов — 90 с и более, особенно у тех, кто занимается акробатикой, гимнастикой, прыжками в воду и др.

Треморография. Тремор — гиперкинез, проявляющийся произвольными, стереотипными, ритмичными колебательными движениями всего тела или его составных частей. Запись тремора осуществляется с помощью сейсмодатчика на ЭКГ-аппарате. На палец испытуемому надевается индукционный сейсмодатчик. Механические колебания (тремор) руки и пальца, преобразованные в электрические сигналы, усиливаются и регистрируются на ленте электрокардиографа (рис. 16.35). Запись производится в течение 5—10 с. Затем анализируется форма полученной кривой по амплитуде и частоте. При утомлении и возбуждении амплитуда и частота тремора увеличивается. Улучшение тренированности сопровождается, как правило, снижением величины тремора, а также при уменьшении или исчезновении боли.

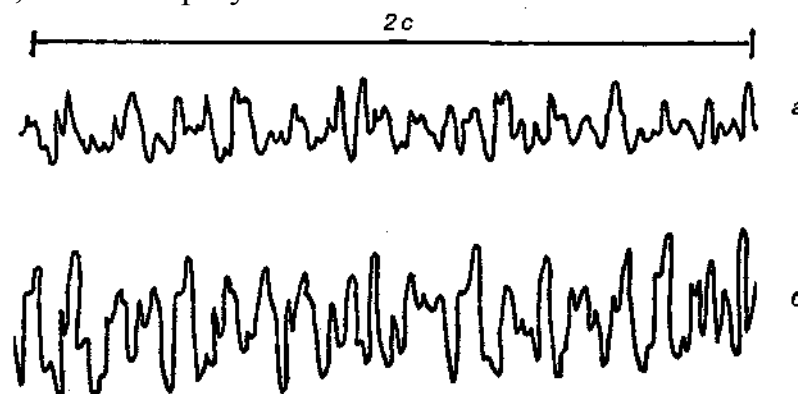


Рис. 16.35. Треморограммы: а — до тренировки, б — после тренировки

Актография — это исследование двигательной активности человека во время сна. Запись актограмм осуществляется на электрокимографе, где в качестве воспринимающей части применяется велосипедная камера длиной 1,5 м, давление в которой составляет 15—20 мм рт. ст. Камера соединяется резиновой трубкой с капсулой Маррея. Чернильными писчиками производится

запись актограммы на бумаге. При анализе актограмм учитывается продолжительность засыпания, длительность состояния полного покоя, общее время сна и другие составляющие. Чем выше показатель покоя, тем лучше сон.

При утомлении (переутомлении), неврозах, болях и других состояниях происходит нарушение сна (рис. 16.36).

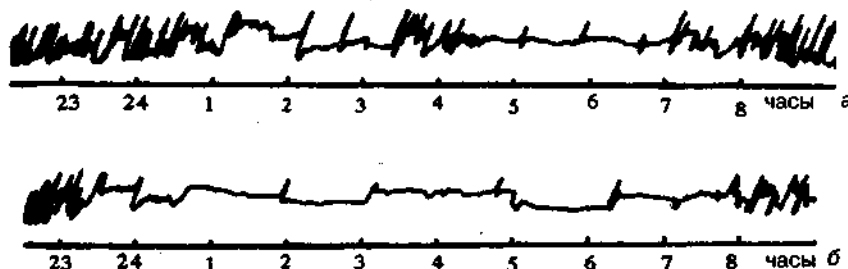


Рис. 16.36. Актограммы: а — при переутомлении, б — после приема кислородного коктейля и проведенного специального восстановительного массажа с аэроионизацией

Для определения поверхности тела по данным измерения длины и массы тела (рис. 16.37) существуют номограммы. Поверхность тела является в значительной степени интегрирующим признаком физического развития, имеющим высокую корреляционную связь с многими важнейшими функциональными системами организма.

Расчет величины поверхности тела (S) по Дюбо: $S = 167,2 \cdot \sqrt{M \cdot D}$, где M — масса тела в килограммах; D — длина тела в сантиметрах.

Соотношение массы и поверхности тела ребенка в зависимости от возраста приведено в табл. 16.1.

Определение толщины кожно-жировых складок у детей и подростков. Измерение по Л.С. Трофименко производят калипером Беста с постоянным давлением 10 г/мм^2 (рис. 16.38). Толщину складки измеряют в десяти точках тела: щека, подбородок, грудь I (по передней подмышечной линии на уровне подмышечной складки), задняя поверхность плеча, спина, грудь II (по передней подмышечной линии на уровне X ребра), живот над гребнем подвздошной кости, бедро, голень. Толщину каждой складки измеряют 3 раза и полученные данные складывают.

У девочек кривая суммы складок в возрасте от 7 до 17 лет неуклонно возрастает; у мальчиков пик нарастания кривой приходится на возраст 10—12 лет, затем наблюдается тенденция к некоторому ее снижению. Сопоставление полученных величин с массой тела ребенка позволяет судить о преимущественном развитии жировой ткани или костно-мышечной системы.

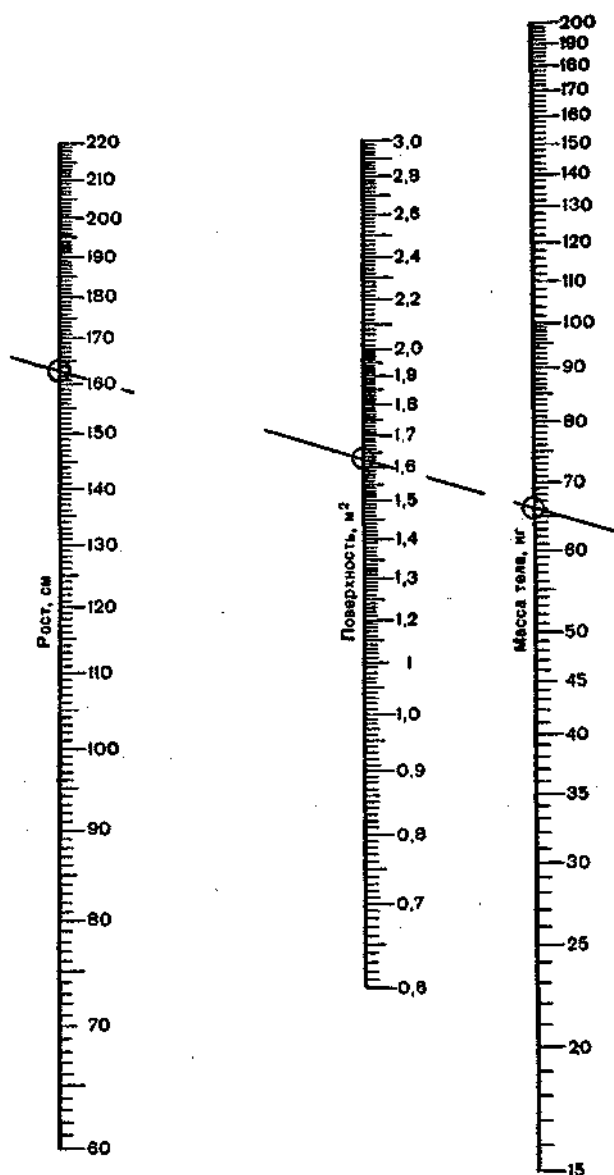


Рис. 16.37. Номограмма для определения поверхности тела по росту и массе тела (по Дю Буа, Бутби, Сандифорду)

Таблица 16.1

**Соотношение массы и поверхности тела ребенка в зависимости от
возраста**

Возраст	Масса тела, кг	Поверхность тела, м ²	% к средним показателям взрослых	
			масса тела	поверхность тела
Новорожденные	3,5	0,25	5	14
2—3 мес	5,0	0,28	8	16
6-»-	7,5	0,35	11	20
1 год	10,0	0,43	15	25
3 года	15,0	0,6	23	35
7 лет	23,0	0,9	35	50
9 — » —	27,0	1,0	42	58
10 — » —	30	1,05	46	60
12 — » —	40	1,2	62	70
14 — » —	50	1,5	77	86
Взрослые	65	1,73	100	100

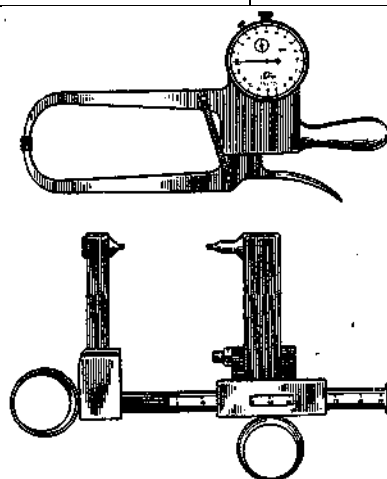


Рис. 16.38. Калиперы разного типа для измерения толщины подкожной жировой складки

Исследование мышечной силы. Функциональные возможности опорно-двигательного аппарата (ОДА) в значительной степени зависят от состояния мышц.

Для определения мышечной силы используют динамометры, тонусометры, электромиографию и др. (рис. 16.39). Для определения силы кисти обычно используют динамометр Коллена. Силу разгибателей туловища измеряют с помощью станового динамометра.

Для измерения силы мышц плеча и плечевого пояса, разгибателей бедра и голени, а также сгибателей туловища используют универсальные динамометрические установки (рис. 16.40).

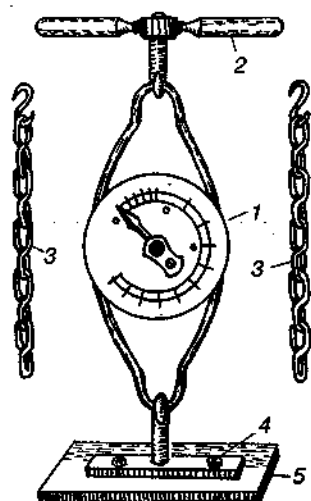


Рис. 16.39. Динамометр становой:
 1 — динамометр, 2 — рукоятка с крюком, 3 — цепь, 4 — планка с
 крюком, 5 — доска для закрепления планки с крюком

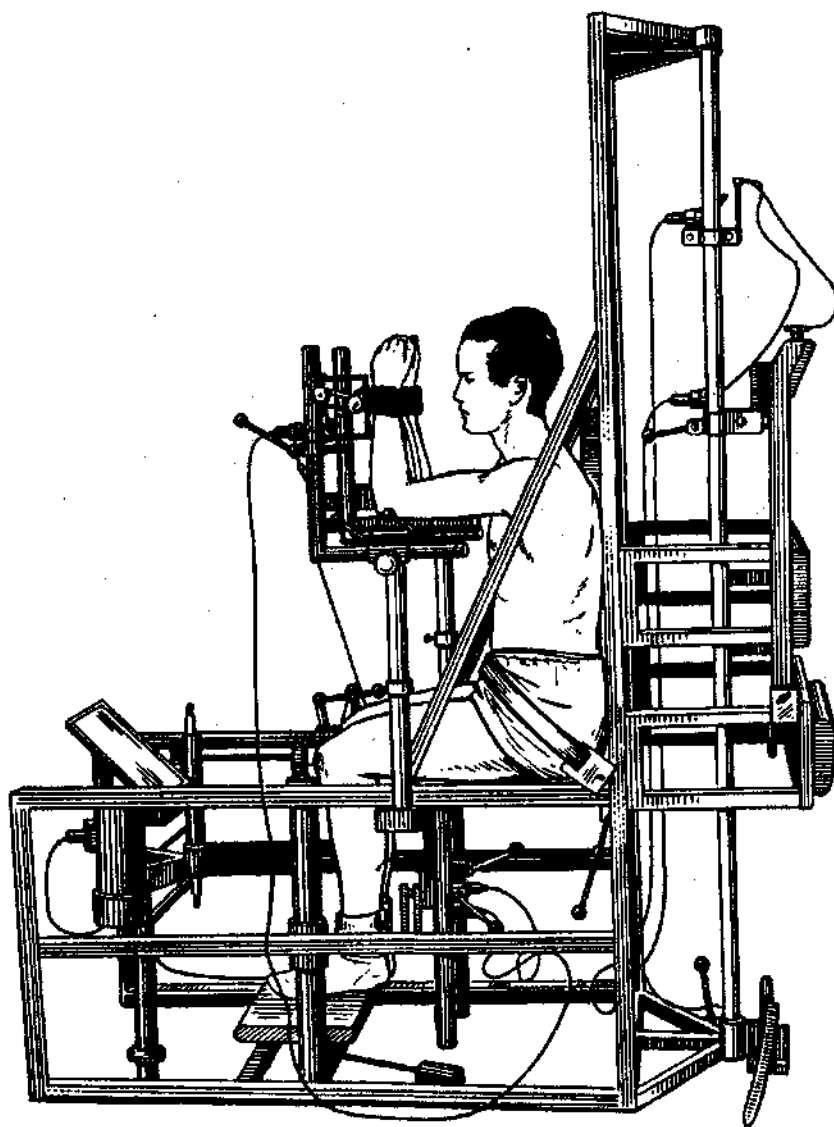


Рис. 16.40. Динамометрическая установка для измерения силы разных мышечных групп

Мужчины достигают максимума изометрической силы в возрасте около 30 лет, потом сила уменьшается. Этот процесс идет быстрее в крупных мышцах нижних конечностей и туловища. Сила рук сохраняется дольше. В таблице 16.2 приведены показатели силы различных мышечных групп, полученные при обследовании около 600 человек (средний рост мужчин 171 см, женщин — 167 см).

Таблица 16.2

Средние значения изометрической силы некоторых мышечных групп в зависимости от возраста (по Е. Asmussen, 1968)

Показатель (кг)	Возраст, лет									
	20		25		35		45		55	
	муж.	жен.	муж.	жен.	муж.	жен.	муж.	жен.	муж.	жен.
Сила кисти ($\pm 16\%$)*	55,9	37,5	59,9	38,5	58,8	38,0	55,6	35,6	51,6	32,7
Сила разгибателей туловища ($\pm 16\%$)	81,6	56,6	87,4	58,3	90,7	59,2	89,8	57,7	85,7	49,1
Сила сгибателей туловища ($\pm 17\%$)	60,6	40,9	64,2	42,2	66,7	42,4	66,0	41,5	63,0	33,6
Сила разгибателей ног сидя ($\pm 18,5\%$)	295	214	310	225	312	212	296	197	263	162

* Коэффициент вариации

Силовые индексы получают делением показателей силы на вес и выражают в процентах (%). Средними величинами силы кисти у мужчин считается 70—75% веса, у женщин — 50—60%; для становой силы у мужчин — 200—220%, у женщин — 135—150%. У спортсменов соответственно — 75—81 % и 260—300%; у спортсменок — 60—70% и 150—200%.

Глава 17 МЕДИЦИНСКАЯ БИОМЕХАНИКА

Современная биомеханика представляет собой раздел биофизики, который изучает механические свойства живых тканей, органов и организма в целом, а также происходящие в них механические явления.

В зависимости от изучаемых свойств выделяются специфические области биомеханических исследований: биомеханика дыхания, кровообращения (гемодинамика), дыхательной мускулатуры, опорно-двигательного аппарата (ОДА); механика повреждений (травм) ОДА; характеристика прочности тканей при внешних силовых воздействиях; и, наконец, механика движений человека.

17.1. Биомеханика сердца и сосудов. Гемодинамика

К системе кровообращения относятся: сердце, выполняющее функцию насоса, и периферические кровеносные сосуды — артерии, вены и капилляры (рис. 17.1). Выбрасываемая сердцем кровь разносится к тканям через артерии, артериолы (мелкие артерии) и капилляры, и затем возвращается к сердцу по венам (мелким венам) и крупным венам. На рис. 17.2 приведена схема кровообращения в важнейших органах и системах.

На рис. 17.3 представлено строение сосудов. Стенки артерии состоят из нескольких слоев. Гладкие мышцы обладают способностью к расширению и сужению сосудов. Под мышечными слоями проходят сосуды и нервы. Раздражение симпатических нервов приводит к сокращению гладких мышц и сужению сосудов. Коллагеновые волокна не обладают упругостью, они способны растягиваться.

Диаметр кровеносных сосудов и тканевой состав их стенок различны в зависимости от типа сосуда. Как правило, в стенках артерий больше эластической ткани и меньше коллагеновых волокон, чем в стенках вен; вены же, напротив, более богаты коллагеновыми волокнами, нежели эластическими.

Капилляры имеют эндотелиальный слой, но их стенки лишены мышечной и соединительной ткани. Они относительно пассивны, и их поведение определяется преимущественно процессами, происходящими в примыкающих артериолах и венах.

Лимфатические сосуды, выполняющие особую функцию, по строению сходны с венами, отличаясь от них меньшей толщиной и большей проницаемостью.

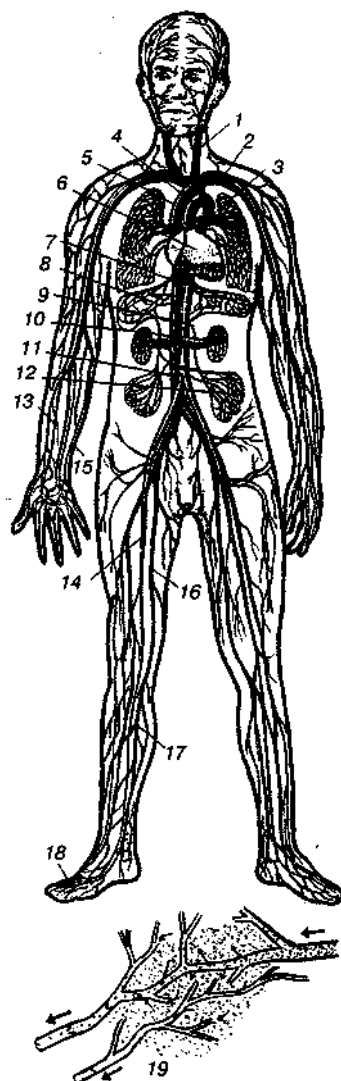


Рис. 17.1. Кровеносная система:

1 — внутренняя яремная вена, 2 — левая подключичная артерия, 3 — легочная артерия, 4 — дуга аорты, 5 — верхняя полая вена, 6 — сердце, 7 — селезеночная артерия, 8 — печеночная артерия, 9 — нисходящая часть аорты, 10 — почечная артерия, 11 — нижняя полая вена, 12 — нижняя брыжеечная артерия, 13 — лучевая артерия, 14 — бедренная артерия, 15 — локтевая вена и артерия, 16 — бедренная вена, 17 — артерии и вены голени, 18 — дорсальные плюсневые сосуды, 19 — капиллярная сеть

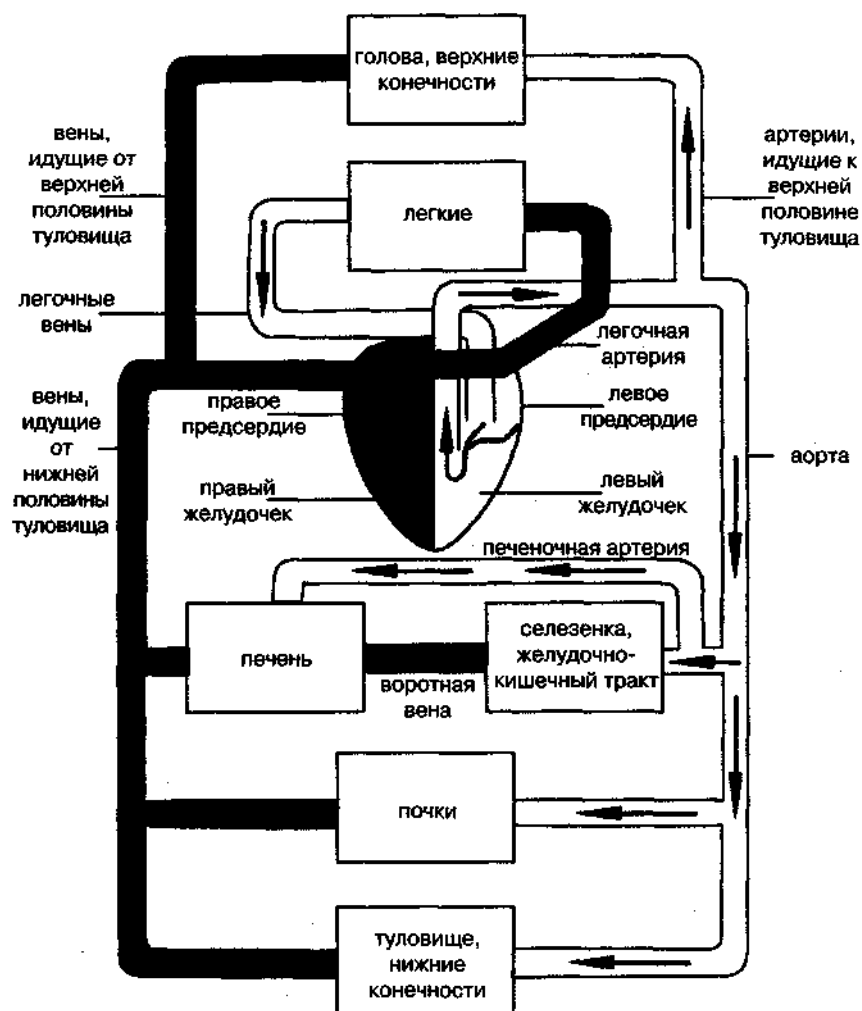


Рис. 17.2. Схема кровообращения в важнейших органах и системах

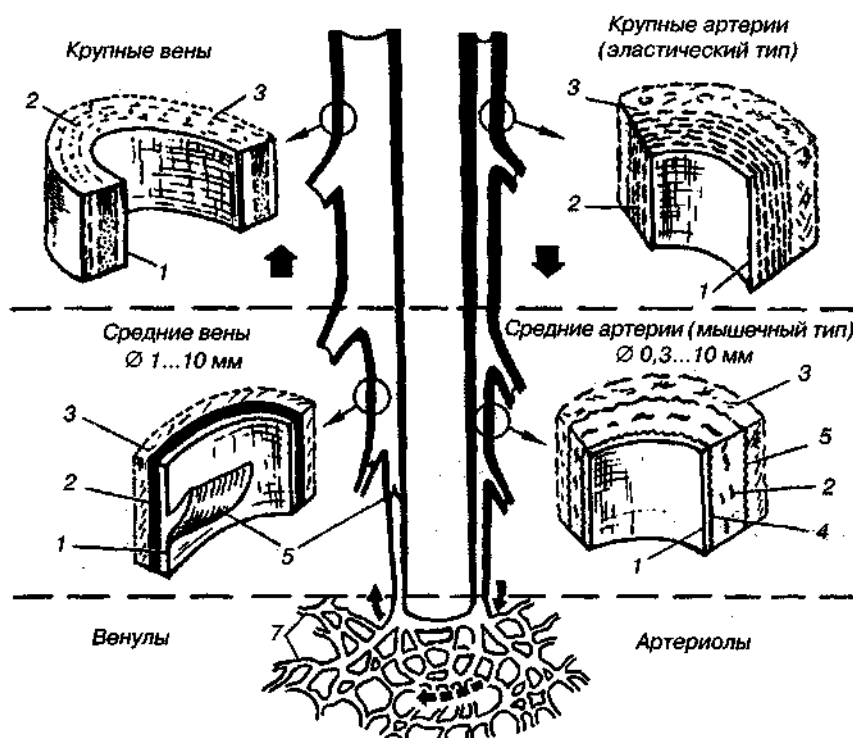


Рис. 17.3. Строение основных участков кровеносных сосудов: 1 — внутренняя оболочка (интима), 2 — средняя оболочка (медия), 3 — внешняя оболочка (адвентиция), 4 и 5 — внутренняя и наружная эластические мембраны, 6 — венозный клапан, 7 — капилляры

Биомеханика жидких сред организма человека

Кровь, которую выбрасывает сердце, движется по сосудам разного калибра, растяжимости и сопротивления. Так как в состав крови входят форменные элементы, она вязкая, и ее гидродинамическое сопротивление больше, чем у воды. Объем крови, поступающей к какому-либо органу за определенное время (объем/время), равен отношению разности давления (ΔP) к гидродинамическому сопротивлению: Q (объемная скорость кровотока) $= \frac{P}{R}$; отсюда

$$P = QR, \text{ а } R = \frac{P}{Q}.$$

Объемная скорость (Q) прямо пропорциональна четвертой степени радиуса сосуда (r^4); так, при увеличении радиуса на 16% объемная скорость тока жидкости возрастает на 100%. Поэтому незначительные изменения ширины просвета кровеносных сосудов сильно отражаются на кровотоке.

Сопротивление току жидкости (R) зависит от ее вязкости. Вязкость крови зависит от числа эритроцитов, содержания белка в плазме и прочих факторов. Чем больше вязкость, тем меньше величина кровотока.

Уравнение Пуазейля описывает все факторы, определяющие гидродинамическое сопротивление:

$$R = \frac{P}{Q} = \frac{8\eta l}{\pi r^4},$$

где η — вязкость (в Пуазах), 8 — коэффициент пропорциональности.

Взаимоотношение между давлением, объемной скоростью и сопротивлением можно обобщить следующим образом:

1. Объемная скорость прямо пропорциональна высоте гидростатического напора и радиусу сосуда (r^4).

2. Объемная скорость обратно пропорциональна длине сосуда (l) и вязкости жидкости (η).

3. Гидродинамическое сопротивление прямо пропорционально длине сосуда и вязкости жидкости.

4. Гидродинамическое сопротивление обратно пропорционально радиусу сосуда (r^4).

Периферическое сопротивление сосудистой сети человека равно 1700 дин на $\text{с}/\text{см}^5$.

Для сопоставления изменений сосудистого сопротивления предложены более удобные относительные величины — единицы периферического сопротивления (ЕПС). Периферическое сопротивление в этих единицах вычисляется следующим образом:

$$\text{ЕПС} = \frac{\text{кровяное давление (мм рт. ст.)}}{\text{минутный объем (л/мин или мл/мин)}}$$

Чем больше величина, выраженная в ЕПС, тем больше сопротивление кровотоку; возрастание этой величины может свидетельствовать (хотя не всегда) о повышении сосудистого тонуса.

Скорость кровотока. Ток крови так же, как и поток воды в струе, может быть либо *ламинарным*, либо *турбулентным*. Можно представить, что текущая жидкость состоит из тонких, скользящих друг относительно друга слоев. На каждый из этих слоев действует напряжение или усилие сдвига, замедляющее скорость его передвижения.

Распределение слоев в кровеносном сосуде с ламинарным течением определяется линейной скоростью кровотока, зависящей в свою очередь от таких факторов, как размер сосуда и гидродинамическое сопротивление (рис. 17.4). При известных значениях гидростатического напора и вязкости, линейная скорость обратно пропорциональна радиусу или площади поперечного сечения (S) сосуда. Таким образом, линейная скорость кровотока выше в сосудах малого диаметра.

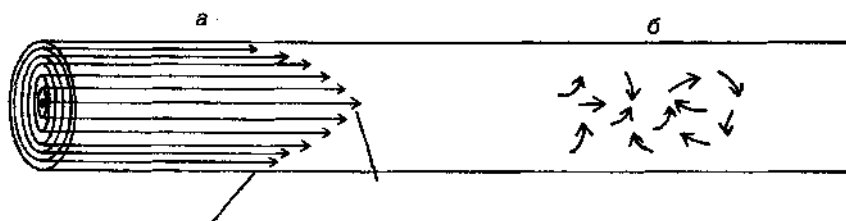


Рис. 17.4. а — распределение скоростей в струе с ламинарным потоком жидкости. Скорость возрастает от нуля в пристеночном слое до максимального значения в центре трубки, б — турбулентный поток, характеризующийся завихрениями и воронками

$$V = \frac{Q \text{ (объемная скорость кровотока)}}{S \text{ (площадь поперечного сечения сосуда)}}$$

Средняя линейная скорость тока крови в аорте человека (диаметр 2 см, площадь сечения 3 см^2 , объемная скорость кровотока — 84 мл/с) вычисляется следующим образом:

$$V = \frac{Q}{S} = \frac{84 \text{ мл/с} (\text{см}^3/\text{с})}{3 \text{ см}^2} = 28 \text{ см/с.}$$

В более мелких артериях линейная скорость значительно выше, в венах большего диаметра ниже.

При возрастании линейной скорости до некоторой величины в струе образуются завихрения (как в быстром потоке воды), сопровождающиеся шумом — течение превращается из ламинарного в турбулентное (см. рис. 17.4, б). Эта величина определяется числом Рейнольдса (Re): $Re = \frac{vD\rho}{\eta}$, где v — линейная скорость тока жидкости, D — диаметр сосуда, ρ — плотность жидкости, η — вязкость жидкости.

При атеросклерозе завихрение больше. Хорошо известно, что мелкие артерии и даже капилляры образуются гораздо реже. Это можно объяснить их малым диаметром. Согласно закону Лапласа, давление (P) в полном сосуде равно отношению напряжения в его стенке (T) к радиусу сосуда (r) (рис. 17.5). Таким образом, для кровеносных сосудов справедлива зависимость: $P = \frac{T}{r}$; $T = Pr$. Это означает, что:

1. Повышение давления (P) приводит к росту напряжения (T).
2. Поскольку давление (P) обратно пропорционально радиусу, более мелкие сосуды могут выдержать большее давление.

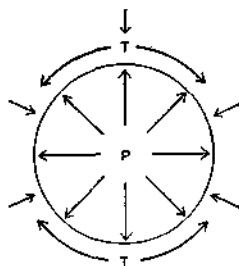


Рис. 17.5. Зависимость между давлением внутри сосуда (P) и напряжением в его стенке (T), то есть сила, предохраняющая его от разрыва (закон Лапласа)

3. Напряжение (T) прямо пропорционально радиусу (r) ($T = P \cdot r$): чем больше радиус, тем больше напряжение, и наоборот.

В соответствии с законом Лапласа мелкие сосуды, а также сосуды сердца небольших размеров способны выдержать большее давление, чем более крупные сосуды и вероятность их разрыва меньше.

В законе Лапласа речь идет о пассивном напряжении, т. е. напряжении, зависящем от структурных особенностей самого сосуда, таких, как количество эластических и коллагеновых волокон.

Активное напряжение связано с сокращением гладких мышц сосуда, приводящим к его сужению и уменьшению кровотока в нем. Если нервы, оканчивающиеся на этих мышцах, раздражать с возрастающей частотой, давление в сосудах будет увеличиваться, а кровоток падать (рис. 17.6).

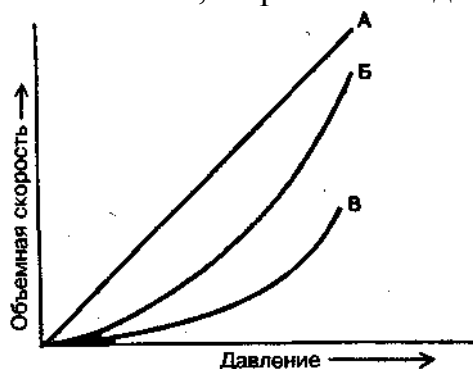


Рис. 17.6. В жесткой трубке (A) между давлением и объемной скоростью тока жидкости существует прямая зависимость; в эластичном и растяжимом кровеносном сосуде (B), равноценному по сравнению с жесткой трубкой увеличению давления соответствует меньший прирост объемной скорости (зависимость не линейная). Сокращение гладких мышц сосуда в результате их раздражения ($б$) приводит к росту давления и менее выраженному увеличению объемной скорости

Трансмуральное давление равно разнице между давлением, действующим на сосуд извне, а именно со стороны окружающих тканей и тканевой жидкости, и изнутри (кровяным давлением). Так, при сокращении мышцы кровоток в ее сосудах может временно прекратиться в связи с тем, что действующая извне сдавливающая сосуда сила будет больше давления внутри сосуда. Например,

при судорогах мышц у спортсмена во время выполнения интенсивных упражнений. В этой связи исключаются упражнения с натуживанием,

задержкой дыхания, поднятие тяжестей, прыжковые упражнения для людей пожилого и старческого возраста, а также упражнения на тренажерах, подводное плавание, прыжки в воду из-за возможности возникновения спазма мышц.

Механизм возникновения шумов

Возникновение внутрисердечных шумов можно объяснить физическими закономерностями течения жидкости по трубке.

Для возникновения шума в трубке имеют значение следующие факторы: 1) изменение просвета трубки, в основном, сужение, реже — расширение; 2) скорость тока жидкости; 3) состав жидкости.

Если жидкость течет с определенной скоростью через трубку с одинаковым сечением, то протекать она будет бесшумно (рис. 17.7, а).

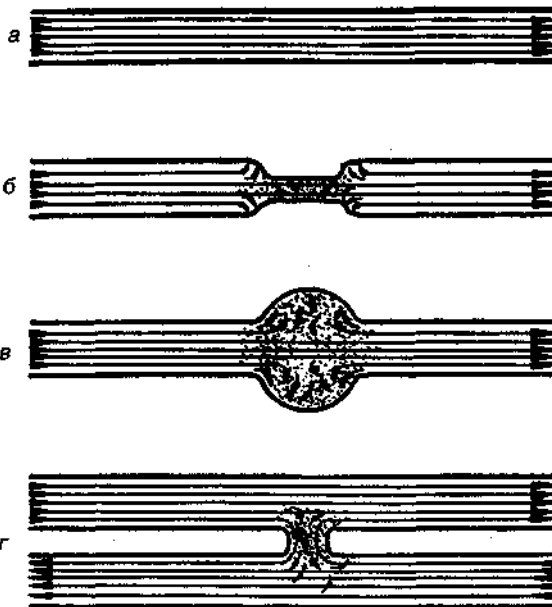


Рис. 17.7. Схема возникновения сердечных шумов:

а — отсутствие шума, б — возникновение шума при сужении сосуда, в — возникновение шума при расширении сосуда, г — возникновение шума при сообщении сосудов

Если на ограниченном участке трубки имеется сужение и через нее пропустить жидкость с той же скоростью, то перед сужением и после него в трубке возникнут вихревые движения (рис. 17.7, б), которые и вызовут образование шума в этом месте. Такой шум наблюдается над склеротической бляшкой.

Если на ограниченном участке имеется расширение сосуда и через него пропустить жидкость с той же скоростью, то при движении из узкой в расширенную часть трубки возникнут вихревые потоки, которые и создадут условия для возникновения шума (рис. 17.7, в). Такой шум наблюдается при

аневризме аорты и других сосудов.

Шум может также возникнуть если пропускать жидкость через трубки, которые имеют между собой сообщение (рис. 17.7, г). Такой шум наблюдается при незаращении баталова протока и при артерио-венозной аневризме. Кроме сужения просвета трубки, большое значение в возникновении шума имеет скорость тока жидкости: чем она больше, тем шум сильнее и наоборот.

Для возникновения шума имеют значение и свойства жидкости, в частности, ее вязкость.

Точно такие же условия могут возникнуть и при развитии патологических процессов на клапанах сердца (рис. 17.8).

В норме у здорового человека кровь из предсердий в желудочки во время диастолы течет беззвучно, так как атриовентрикулярные отверстия широки и через них свободно проходят два пальца.

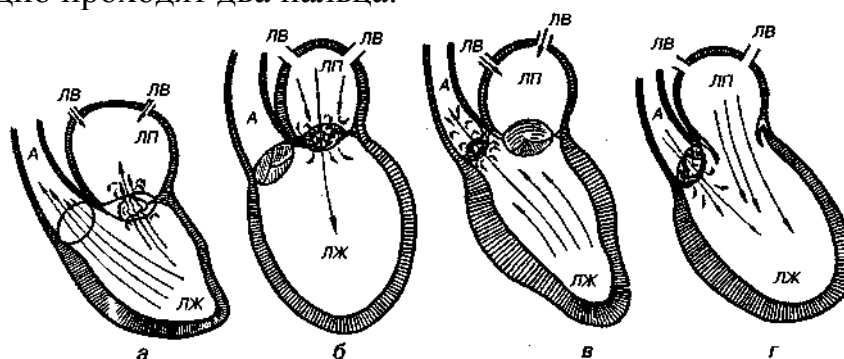


Рис. 17.8. Механизм возникновения шумов при пороках сердца: а — недостаточность митрального клапана, б — митральный стеноз, в — сужение устья аорты, г — недостаточность клапанов аорты: ЛВ — легочная вена, ЛП — левое предсердие, ЛЖ — левый желудочек, А — аорта

Но если левое атриовентрикулярное отверстие становится узким (митральный стеноз) из-за сращения и склерозирования створок митрального клапана и кольца, к которому они прикреплены, то при прохождении крови через его узкое отверстие возникают вихревые движения крови, колебания створок клапана, что и ведет к образованию шума во время диастолы (см. рис. 17.8, б).

Шум может образоваться также при сужении устья аорты или легочной артерии, когда кровь при сокращении желудочков будет проходить в сосуды через суженное отверстие. Этот шум прослушивается во время систолы (см. рис. 17.8, в); при недостаточности митрального клапана (см. рис. 17.8, а); при недостаточности клапанов аорты (см. рис. 17.8, г) кровь, вследствие невозможности створок полностью закрыть аортальное отверстие, поступает частично обратно из аорты в левый желудочек во время диастолы, образуя при этом диастолический шум.

Работа сердца

Сердце выполняет работу, создавая давление и сообщая крови кинетическую энергию.

Работа любого желудочка может быть вычислена по следующей формуле:

$$W = QR + \frac{1}{2} \cdot \frac{Qv^2}{g},$$

где Q — выброс крови из желудочка за одно сокращение (мл); R — сопротивление кровотоку на выходное или среднее давление в аорте или легочной артерии; g — ускорение силы тяжести ($9,8\text{м/с}^2$).

Для левого желудочка взрослого здорового человека характерны следующие данные: $Q = 80$ мл; $R = 100$ мм рт. ст. (или $1,36 \text{ М} \cdot \text{Н}_2\text{О}$); $v = 0,5$ м/с; работа равна $80 \cdot 1,36 + \frac{1}{2}(80/9,8) = 109 + 1 = 110$ г-м (грамм-метр) за одно сокращение. При частоте сердцебиений 70 ударов в минуту, работа в минуту равна 7,7 кгм.

Поскольку каждый миллилитр кислорода (O_2), используемый сердцем, эквивалентен примерно 2,06 кгм, работа левого желудочка за минуту, равная 7,7 кгм, эквивалентна примерно 3,7 мл кислорода.

В норме правый желудочек создает гораздо меньшее давление, поэтому его работа в минуту намного меньше; общая работа желудочков эквивалентна потреблению 4,5 мл O_2 . Общее потребление O_2 сердцем значительно выше и составляет примерно 30 мл в минуту.

Отношение количества O_2 , эквивалентного произведенной механической работе, к общему количеству кислорода, использованному в течение минуты, отражает механическую эффективность сердца. В данном примере она равна 15%.

Работа левого желудочка, перекачивающего при среднем давлении 100 мм рт. ст. (135 г/см^2) 5 л (5000 см^3) крови в минуту, составляет:

$$5000 \cdot 135 = 675\,000 \text{ г} \cdot \text{см} = 6,75 \text{ кг} \cdot \text{м} \text{ (за 1 мин.)}$$

Коэффициент полезного действия (КПД) сердца

КПД, равный отношению совершенной работы к затраченной энергии составляет всего 14—25%, что говорит о значительных потерях энергии.

При физической работе (нагрузке) и тренировке КПД сердца может увеличиваться. При повышении АД нагрузка на сердце становится больше, а КПД уменьшается. Поэтому для облегчения работы сердца желательно, чтобы кровяное давление было сравнительно низким, а сердечный выброс — большим.

Работа сердца за удар — внешняя работа, совершаемая сердцем за одно сокращение. По представлениям О. Франка, механическая работа сердца равна сумме работ: по перемещению ударного объема крови против давления в магистральных артериях, по сообщению крови кинетической энергии, по созданию упругого напряжения в стенке миокарда и по передвижению участка

сердца. Из этой суммы (по О. Франку) следует вычесть потенциальную энергию упругих сил, действующих в миокарде, и кинетическую энергию притекающей к сердцу крови. Однако значительно чаще работа сердца за удар определяют как сумму работ по перемещению ударного объема крови против давления в магистральных артериях и сообщению этой крови кинетической энергии:

$$A = S \int_{V_{\min}}^{V_{\max}} P dV + \frac{mV^2}{2}.$$

В покое у молодых лиц работа сердца по сообщению крови кинетической энергии составляет лишь около 3—4% от общей работы сердца за удар. Однако при физической нагрузке, а также у пожилых людей (в обоих случаях скорость тока крови в аорте возрастает) работа по сообщению крови кинетической энергии существенно выше.

Факторы, обеспечивающие движение крови, по сосудам — в каждом сегменте сосудистого русла движение крови осуществляется за счет перепада давления на его проксимальном и дистальном концах. В сосудистом русле различают силы, действующие на кровь в противоположных направлениях. Одно направление обеспечивается деятельностью сердца (создает энергию, расходуемую по мере продвижения крови), изменением тонуса сосудов, сокращением поперечно-полосатой мускулатуры. В другом направлении сила обеспечивается присасывающей функцией грудной клетки и сердца. Венозное давление в сосудах, находящихся внутри грудной клетки, ниже, чем в экстраторакальных венах, что способствует созданию перепада между давлением в венах и правым предсердием.

Механические свойства сосудов

Сосуды являются важными элементами в целостном организме. В зависимости от морфологического строения стенок кровеносные сосуды делятся на эластические (с преобладанием эластической ткани), мышечные (с преобладанием гладкомышечной ткани) и смешанные.

Диаметр кровеносных сосудов и тканевой состав их стенок различны в зависимости от типа сосуда (рис. 17.9). Как правило, в стенках артерий больше эластической ткани и меньше коллагеновых волокон, чем в стенках вен; вены же, напротив, более богаты коллагеновыми волокнами. Капилляры имеют эндотелиальный слой, но их стенки лишены мышечной и соединительной ткани. Стенки всех крупных артерий имеют три оболочки: внутреннюю, среднюю и наружную.

Эндотелиальные клетки, выстилающие сосуд изнутри, играют важную роль в гемодинамике, нарушение их целостности ведет к риску возникновения тромбов.

Лимфатические сосуды, выполняющие особую функцию, по строению сходны с венами, отличаясь от них меньшей толщиной и большей проницаемостью. Лимфатические сосуды пронизывают почти все органы, за

исключением кожи, волос, роговицы и некоторых других.

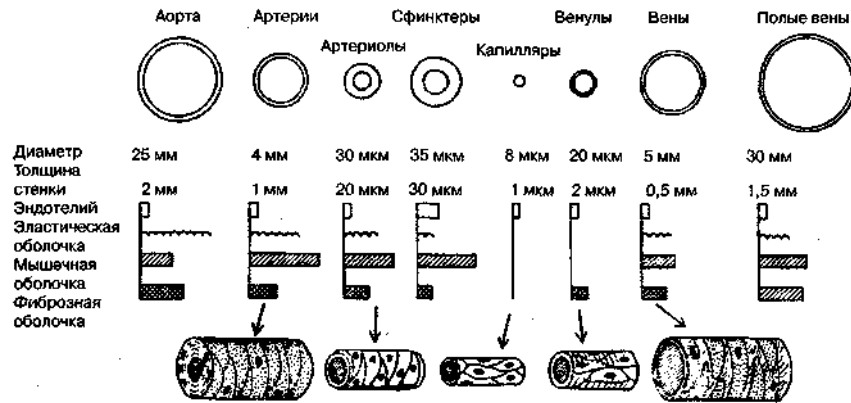


Рис. 17.9. Строение кровеносных сосудов различных отделов сосудистой системы. Вся сосудистая сеть выстлана слоем эндотелиальных клеток; количество же мышечной и соединительной ткани в стенках различных сосудов варьирует (R.F. Rushmer, 1970)

Лимфатическая система образована преимущественно околовенозными, т. е. идущими вдоль вен (а также вдоль артерий) лимфатическими сосудами. Эти сосуды бывают глубокими и поверхностными и по структуре напоминают вены, отличаясь от них меньшей толщиной стенки и большей проницаемостью. Как и вены, они имеют клапаны, препятствующие обратному току лимфы.

В среднем ток лимфы у человека составляет 1,4 мл/кг веса в 1 ч, или около 2 л за сутки. Каждый 24 ч в лимфу переходит от 1/4 до половины всех белков плазмы крови.

Току лимфы способствуют как сокращения мышц, так и сокращения непосредственно самих лимфатических сосудов. На него влияют также изменения давления в тканях и капиллярах.

Закупорка (или сдавление) лимфатических сосудов в результате воспалительных процессов вызывает заболевание, называемое слоновостью, характеризующееся прекращением оттока лимфы и непомерным увеличением и утолщением тканей конечности.

Так же как и в венах, в лимфатических сосудах существует градиент давления, направленный от периферии к центральным сосудам (грудному и правому лимфатическим протокам).

Стенки кровеносных сосудов постоянно подвергаются периодическому нагружению пульсирующим давлением. В материале стенок, рассматриваемом как линейно-вязкоупругий (Y. Fung, 1981) и подверженном действию периодического напряжения, изменяющегося по определенному закону, результирующие деформации будут запаздывать на определенную фазу $\Delta\varphi$, величина которой зависит от свойств исследуемого материала. Комплексный динамический модуль упругости для такого материала определяется как $E_{\text{дин}} = E' + jE''$. Здесь E' — упругий модуль, а E'' — модуль потерь, определяемые по формулам $E' = E \cos\Delta\varphi$ и $E'' = E \sin\Delta\varphi$, где E — модуль упругости.

Динамический модуль упругости при частоте выше 1—2 Гц практически

не изменяется, его увеличение происходит только при более низких частотах. Угол запаздывания относительно мал и составляет менее 10° . В пределах физиологических давлений при частоте 2 Гц отношение $E'' / E' < 0,123$, что указывает на малую вязкую компоненту по сравнению с упругой. При периодическом изменении давления в пределах 2,5—15,0 кПа (20—120 мм рт. ст.) проявляются вязкоупругие свойства стенки сосуда — образуется выраженная петля гистерезиса.

Прочность на разрыв стенки артериального сосуда определяется двумя характеристиками: разрушающими напряжениями и деформацией, которые в конечном счете зависят от скорости деформирования перед разрывом. С увеличением скорости деформирования разрушающие напряжения увеличиваются по сравнению со статическим напряжением, а разрушающие деформации могут достигать 100 %. С возрастом механические свойства артериальных сосудов человека изменяются. Разрушающие напряжения к 60-ти годам уменьшаются в 2—2,5 раза по сравнению с двадцатилетним возрастом, а разрушающие деформации — на 20—30% в зависимости от типа сосуда.

Факторы, влияющие на сердечный выброс

Сердечный выброс (СВ) представляет собой количество крови, выбрасываемой левым желудочком в аорту за 1 мин и зависит от следующих физиологических факторов:

— количества крови, притекающей к правому предсердию («венозный возврат»);

— нагнетательной функции сердца, определяемой главным образом сократительной способностью миокарда;

— общего периферического сопротивления (ОПС).

Эффективность сердца как насоса определяется тем, насколько полно оно способно перекачивать объем крови, поступающей по системе полых вен.

В нормальных условиях сердце за 1 мин перекачивает 5—6 л крови.

Повышение периферического сопротивления (при постоянных прочих условиях, т. е. при постоянной величине венозного возврата и постоянной сократительной функции миокарда) приводит к снижению сердечного выброса.

Сердечный выброс находится также в большей зависимости от частоты сердечных сокращений. Установлено, что оптимальные величины сердечного выброса при условии постоянства давления в правом предсердии наблюдаются при частоте 80—90 сокращений сердца в минуту. При резком учащении сердечного ритма, так же как и при его замедлении, например, при полной поперечной блокаде, сердечный выброс уменьшается.

Физическая нагрузка влияет на сердечный выброс (СВ) и частоту сокращений сердца (табл. 17.1). Факторы, увеличивающие частоту сокращений сердца (физическая нагрузка, эмоциональное возбуждение и т. п.), как правило, увеличивают и СВ. У спортсменов при физической нагрузке частота сокращений сердца возрастает не в такой сильной степени, как у нетренированных людей при таком же приросте сердечного выброса. Это

означает, что во время физической нагрузки у этих людей увеличивается ударный объем.

Таблица 17.1

Влияние физической нагрузки на сердечный выброс и частоту сокращений сердца у человека

Состояние	Частота сокращений сердца в 1 мин	Сердечный выброс, л/мин
Покой	60	5,5
Умеренная нагрузка	100	10,9
Интенсивная нагрузка	138	15,0

Сердечный выброс с возрастом меняется. Так, до десяти лет сердечный индекс быстро возрастает, а затем к старости постепенно уменьшается (табл. 17.2).

Таблица 17.2

Изменение сердечного индекса с возрастом

Возраст, годы	Сердечный индекс, л/мин/м ²
10	4,3
20	3,6
40	3,0
60	2,7
80	2,5

На сердечный выброс влияют заболевания и нарушения, при которых уменьшается приток крови к сердцу по венам (венозный возврат). При значительном уменьшении объема крови (например, при кровотечениях) венозный возврат и вследствие этого сердечный выброс падает. При расширении и ослаблении сердца (например, при застойной сердечной недостаточности) сердечный индекс также уменьшается из-за снижения сократимости миокарда.

Кровяное давление. Артериальное давление (АД)

Кровь оказывает на стенку сосуда давление. Давление, равное 110 мм рт. ст., означает что, если бы сосуд был соединен с ртутным манометром, давление жидкости на конце сосуда сместило бы непрерывный столбик ртути на высоту 110 мм. При использовании водного манометра перемещение столбика было бы примерно в 13 раз больше. Давление в 1 мм рт. ст. = 1330 дин/см².

В мелких тонкостенных сосудах давлению внутри сосуда частично противодействует давление снаружи; эта разница между внутренним и наружным давлением называется трансмуральным давлением.

Существует градиент давления, направленный от артерий к артериолам и капиллярам и от периферических вен к центральным

(рис. 17.10). Таким образом, кровяное давление уменьшается в следующем направлении: аорта → артериолы → капилляры → венулы → крупные вены → полые вены. Именно благодаря этому градиенту кровь течет от сердца к артериолам, затем к капиллярам, венулам, венам и обратно к сердцу. На рис. 17.10 показано также влияние на градиент кровяного давления расширения и сужения сосудов.

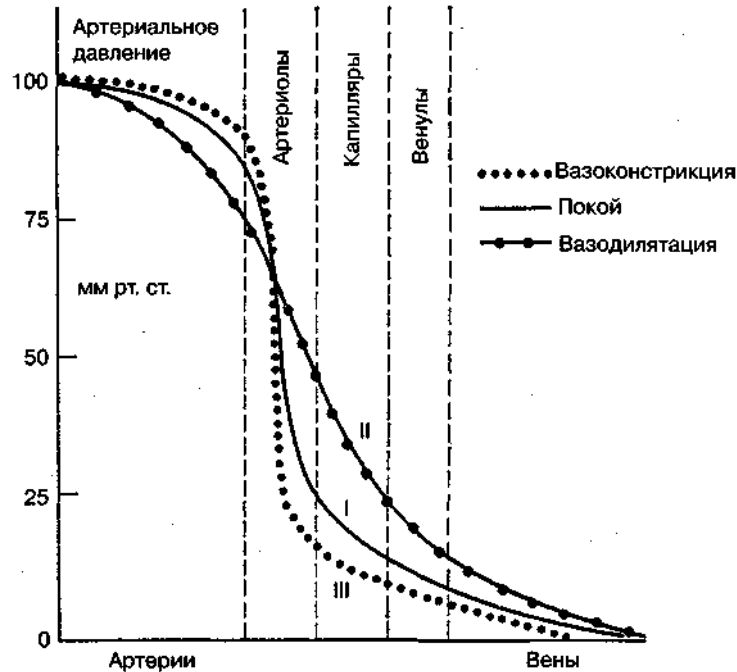


Рис. 17.10. Среднее давление в различных областях сосудистого русла в состоянии покоя (I), при расширении (II) и сужении (III) сосудов. В крупных венах, расположенных около сердца (полые вены), давление при вдохе может быть несколько ниже атмосферного (С.А. Keele, Е. Neil, 1971)

Артериальное давление является величиной, которая образуется и регулируется в конечном счете лишь посредством изменения сердечного выброса и периферического сопротивления. Согласно формуле Пуазейля, при увеличении сердечного выброса и неизменном сосудистом сопротивлении АД повышается, а при снижении сердечного выброса — снижается. При неизменном сердечном выбросе повышение периферического сопротивления также приводит к повышению артериального давления и наоборот.

Таким образом, можно сказать, что АД является функцией сердечного выброса и периферического сопротивления, и изменяется прямо пропорционально изменениям этих величин.

Артериальное давление (АД) измеряют с целью оценки состояния сердечно-сосудистой системы как у здоровых людей, так и у больных.

Под АД следует понимать давление, оказываемое движущейся кровью на внутреннюю поверхность артерий и на впереди лежащий столб крови. АД зависит от притока крови в артериальную систему, от эластичности сосудистых стенок, от вязкости крови и многих других факторов.

Различают АД *систолическое* (максимальное), *диастолическое*

(минимальное) и *пульсовое*. Систолическое АД — это давление, возникающее в артериальной системе вслед за систолой левого желудочка, т. е. давление в момент максимального подъема пульсовой волны. Диастолическое АД возникает в период диастолы сердца, когда имеет место спадение пульсовой волны. Разница между величинами максимального и минимального давления называется пульсовым давлением.

Боковое (истинное систолическое) *давление* — давление, оказываемое на боковую стенку артерии в период систолы желудочков.

Ударное давление, или гемодинамический удар, выражает кинетическую энергию движущейся струи крови.

Разница между величиной максимального и величиной минимального давления называется *пульсовым давлением*. Однако истинным пульсовым давлением следует считать разницу между величинами бокового и минимального давления.

Повышенные цифры артериального давления (гипертония) могут быть при многих заболеваниях: гипертонической болезни, остром и хроническом нефрите, опухолях коры надпочечников и гипофиза и др. При этих заболеваниях систолическое АД может подниматься до 200—250 и выше мм рт. ст., диастолическое — до 120—160 мм рт. ст.

Для отличия гипертонии симптоматической, которая может быть при вегетативно-сосудистой дистонии, волнениях, при предстартовых состояниях (у спортсменов перед выступлениями в ответственных

соревнованиях, при тренировке в среднегорье и пр.) от гипертонической болезни имеет значение определение диастолического давления. Стойкое высокое диастолическое давление свидетельствует о повышенном тоне артериол, что бывает при гипертонической болезни.

Понижение артериального давления называется *гипотонией*. Оно может наблюдаться при шоке, коллапсе, различных интоксикациях, при приеме гипертермической ванны спортсменами-стайерами и др.

Кратковременное повышение артериального давления (*гипертензия*) до максимального может наблюдаться у здоровых людей после обильной еды, при больших физических и умственных нагрузках, психическом возбуждении (стрессе), после употребления алкоголя, кофе, крепкого чая, приема стимуляторов (женьшень, пантокрин, лимонник и др.), курения табака, при сильном переутомлении и др.

Внезапная артериальная *гипотензия* наблюдается при инфаркте миокарда, коллапсе, шоке, обильных кровотечениях и др.

Падение АД связано с понижением тонуса артериол и еще в большей степени оно снижается при слабости сердечной мышцы.

Показатель артериального давления является интегральным и прямо пропорционален сердечному выбросу и общему периферическому сопротивлению. $P = Q \cdot R$, где P — артериальное давление, Q — сердечный выброс, R — общее периферическое сопротивление.

Сердечный выброс является ценнейшим показателем гемодинамики и основан обычно на использовании принципа Фика, согласно которому:

$$\text{Сердечный выброс (МОС) [л/мин]} = \frac{\text{Общее потребление } O_2 \text{ организмом (мл/1)}}{\text{Арт}O_2 - \text{вен. } O_2 \text{ [мл/л]}}$$

Принцип Фика основан на логическом допущении, что объем крови, выбрасываемой левым желудочком в аорту, должен быть равен количеству крови, протекающей за минуту через легкие.

Следовательно, для определения МОС по Фику необходимо иметь данные о потреблении O_2 в легких и пробы крови из артерии и вены (рис. 17.11). Величину потребления кислорода (O_2) организмом получают путем спирографии.

Метод Гамильтона основан на использовании красителя — синего Эванса, который вводят в венозное русло, а затем при помощи оксигеомографа определяют среднюю концентрацию краски во время первого периода циркуляции ее по сосудистому руслу. Основная формула метода Гамильтона следующая: $F = \frac{D}{C \cdot T}$, где F — кровоток (л/с), D — количество краски (мг), введенной в вену, C — средняя концентрация краски (мг/л) во время первого цикла циркуляции крови, T — время (с) от момента введения краски до ее появления в мелких артериях.

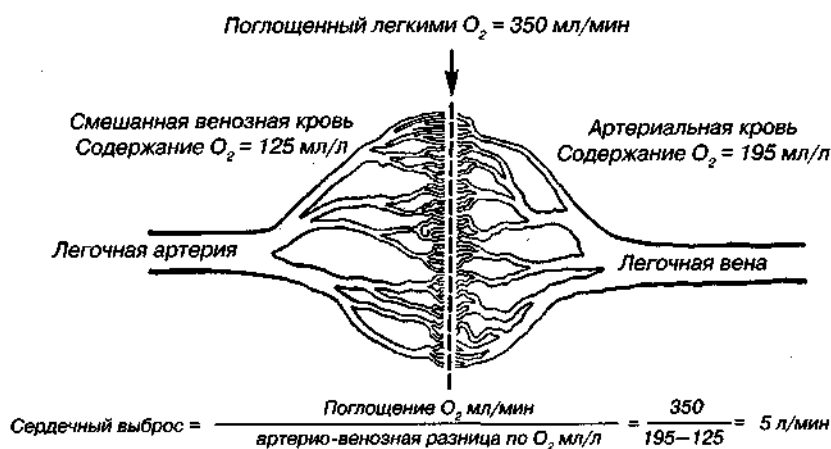


Рис. 17.11. Схема уравнения Фика для определения сердечного выброса

Сердечный выброс может быть также определен методами с использованием красителей или радиоактивных изотопов ксенона (или хрома), а также в экспериментальных условиях специальными датчиками-флоуметрами.

Периферическое сосудистое сопротивление. Сосудистое сопротивление является функцией кровеносных сосудов, направленной на регуляцию и распространение кровотока по организму и различным органам путем сохранения оптимального уровня системного артериального давления.

Поток крови на своем пути испытывает силу трения, которая становится

максимальной на участке артериол и создает в этом месте сопротивление. Артериолы являются основным регулятором сосудистого сопротивления.

При большой физической нагрузке, когда сердечный выброс увеличивается в несколько раз, давление крови повышается в меньшей пропорции, что является результатом увеличившейся пропускной способности артериолы.

Если рассматривать кровообращение в целом, то становится очевидным, что величины сердечного выброса, периферического сопротивления и артериального давления находятся во взаимной связи и зависимости. Эта зависимость определяется правилом Пуазейля, согласно которому: $R = \frac{P}{Q}$, где R — общее периферическое сопротивление сосудов; P — давление крови в сосудах; Q — сердечный выброс.

Исходя из этого, величину общего периферического сопротивления (ОПС) рассматривают на основании известных данных сердечного выброса и артериального давления по формуле:

$$\text{ОПС} = \frac{\text{сред. АД} - \text{ВД (мм рт. ст.)} \cdot 1332 \cdot 60}{\text{сердечный выброс (мл/с)}}$$

В норме ОПС колеблется в пределах 1200—1600 дин·с·см⁻⁵. При гипертонической болезни эта величина может увеличиваться почти в 2 раза против нормы и составляет 2200—3000 дин·с·см⁻⁵.

Показатель общего сосудистого периферического сопротивления имеет весьма важное значение, поскольку определяет нагрузку на миокард левого желудочка, характер и степень перфузии тканей и, в конечном счете, условия и уровень метаболизма.

Распределение крови в организме

Сердечный выброс отражает величину кровотока суммарно по всем органам и тканям организма. Однако уровень обмена в них весьма различен. Так, максимум метаболических превращений наблюдается в печени, мозге и сердце.

Печень, сердце, мозг и почки получают в минуту максимальное количество крови (соответственно, 1500, 250, 750 и 1300 мл при средней массе тела человека около 60 кг); на долю других органов (тканей), включая сравнительно большую массу мышц, приходится лишь 1400—1500 мл крови. Если вычислить относительный кровоток на 100 г ткани, то будет очевидной еще большая разница в кровоснабжении различных органов. Эти различия обусловлены разным сопротивлением сосудистой сети этих органов.

В табл. 17.3 приведены величины кровотока по отдельным органам и тканям и соответствующие значения сосудистого сопротивления. Из нее следует, что наибольшее количество крови получают почки, сердце, печень и мозг. Периферическое сопротивление представляет собой переменную

величину, меняющуюся в зависимости от ряда внешних и внутренних условий, возникающих в результате различных нервных, гуморальных, метаболических и эндокринных воздействий.

Таблица 17.3

Кровоток и периферическое сосудистое сопротивление в различных органах и тканях человека

Органы и ткани	Масса кг	Кровоток			Сопротивление	
		мл/мин	мл на 100 г ткани	в% к сердечному выбросу	абсолютное, R- единицы	относительное R- единицы на 1 кг массы
Печень	2,6	1500	57,7	27,28	3,6	9,4
Почки	0,3	1260	420,0	23,34	4,3	1,3
Мозг	1,4	750	53,6	13,88	7,2	10,1
Кожа	3,6	418	12,8	8,55	11,7	42,1
Скелетные мышцы	31,0	840	2,7	15,55	6,4	198,4
Сердечная мышца	0,3	252	84,0	4,67	21,4	6,4
Остальные ткани	23,8	336	1,4	6,23	16,1	383,2
Организм целом	63,0	5400	8,6	100,0	1,0-	63,0

Объем циркулирующей крови (ОЦК)

Кровь является субстанцией кровообращения, поэтому оценка эффективности последнего должна быть начата с оценки объема крови в организме. Общий объем циркулирующей крови (ОЦК) можно условно разделить на часть, активно циркулирующую по сосудам, и часть, которая не участвует в данный момент в кровообращении, т. е. депонированную (которая, однако, может при определенных условиях включиться в кровообращение). В настоящее время признается существование так называемого объема быстро циркулирующей крови и объема медленно циркулирующей крови. Последний и является объемом депонированной крови.

Наибольшая часть крови (73—75% всего объема) находится в венозном отделе сосудистой системы, в так называемой системе низкого давления. Артериальный отдел — система высокого давления — содержит 20% ОЦК; наконец, в капиллярном отделе имеется лишь 5—7% общего объема крови. Из этого следует, что даже небольшая внезапная кровопотеря из артериального русла, например 200—300 мл, существенно уменьшает объем крови, находящейся в артериальном русле, и может повлиять на условия гемодинамики, тогда как такая же по объему кровопотеря из венозного отдела сосудистой емкости практически не отражается на гемодинамике.

На уровне капиллярной сети происходит процесс обмена электролитов и жидкостной части крови между внутрисосудистым и внесосудистым пространством. Поэтому потеря объема циркулирующей крови, с одной

стороны, отражается на интенсивности течения этих процессов, с другой — именно обмен жидкости и электролитов на уровне капиллярной сети может быть тем адаптационным механизмом, который в известной степени способен корригировать остро возникающий дефицит крови. Эта коррекция происходит путем перехода определенного количества жидкости и электролитов из внесосудистого сектора в сосудистый.

У различных субъектов в зависимости от пола, возраста, телосложения, условий жизни, степени физического развития и тренированности объем крови колеблется и составляет в среднем 50—80 мл/кг.

Уменьшение или увеличение ОЦК у нормоволемического субъекта на 5—10% обычно полностью компенсируется изменением емкости венозного русла без изменений центрального венозного давления. Более значительное увеличение ОЦК обычно сопряжено с увеличением венозного возврата и при сохранении эффективной сократимости сердца приводит к увеличению сердечного выброса.

Объем крови складывается из общего объема эритроцитов и объема плазмы. Циркулирующая кровь неравномерно распределяется в организме. Сосуды малого круга содержат 20—25% объема крови. Значительная часть крови (10—15%) аккумулируется органами брюшной полости (включая печень и селезенку). После приема пищи сосуды гепатодигестивной области могут содержать в себе 20—25% ОЦК. Подсосочковый слой кожи при определенных условиях, например, при температурной гиперемии вмещает до 1 л крови. Гравитационные силы (в спортивной акробатике, гимнастике, у космонавтов и др.) также оказывают существенное влияние на распределение ОЦК. Переход из горизонтального в вертикальное положение у здорового взрослого человека приводит к накоплению в венах нижних конечностей до 500—1000 мл крови.

Хотя известны средние нормы ОЦК для нормального здорового человека, эта величина у различных людей весьма вариабельна и зависит от возраста, массы тела, условий жизни, степени тренированности и т. д. Если установить здоровому человеку постельный режим, т. е. создать условия гиподинамии, то через 1,5—2 недели общий объем его крови снизится на 9—15% от исходного. Условия жизни различны у обычного здорового человека, у спортсменов и у людей, занимающихся физическим трудом, а они влияют на величину ОЦК. Показано, что у больного, находящегося на постельном режиме в течение длительного периода, может произойти снижение ОЦК на 35—40%.

При снижении ОЦК отмечается: тахикардия, артериальная гипотония, снижение центрального венозного давления, мышечного тонуса, атрофия мышц и т. д.

В основу методов измерения объема крови в настоящее время положен непрямой способ, основанный на принципе разведения.

Расчет объемов плазмы, эритроцитов и общего объема крови производят по формуле:

$$\text{ОЦК} = \frac{\text{объем плазмы} \cdot 100}{\text{гематокрит}} \quad (\text{при использовании синего Эван})$$

$$\text{ОЦК} = \frac{\text{объем эритроцитов} \cdot 100}{\text{гематокрит}} \quad (\text{при использовании } ^{51}\text{Cr})$$

Нормальные величины объемов крови у здоровых взрослых людей приведены в табл. 17.4.

Таблица 17.4

Объем крови (в миллилитрах) у здоровых взрослых людей

Пол, телосложение, % от массы тела	Мужчины				Женщины			
	норма (7%)	тучные (6%)	худые (6,5%)	мускули- стые (7,5%)	норма (6,5%)	тучные (5,5%)	худые (6%)	мускули- стые (7%)
40	2800	2400	2600	3000	2600	2200	2400	2800
45	3150	2700	2920	3370	2920	2470	2700	3150
50	3500	3000	3250	3750	3250	2750	3000	3500
55	3850	3300	3570	4120	3570	3020	3300	3850
60	4200	3600	3900	4500	3900	3300	3600	4200
65	4550	3900	4220	4870	4220	3570	3900	4550
70	4900	4200	4550	5250	4550	3850	4200	4900
75	5250	4500	4870	5620	4870	4120	4500	5250
80	5600	4800	5200	6000	5200	4400	4800	5600
85	5950	5100	5520	6380	5520	4670	5100	5950
90	6300	5400	5850	6750	5850	4950	5400	6300
95	6650	5700	6170	7120	6170	5220	5700	6650
100	7000	6000	6500	500	76500	5500	6000	7000

Дыхательная функция крови

Кислород (O_2) в организме может быть в двух состояниях: растворенном в водных средах и связанным с носителем его — гемоглобином. Для того, чтобы понять процессы переноса газов кровью от легких к тканям и обратно, необходимо рассмотреть вопрос о парциальных давлениях (напряжениях) газов и, в частности, кислорода. Парциальное давление O_2 в воздухе при нормальном атмосферном давлении 760 мм рт. ст. равно 159 мм рт. ст., т. е. на долю O_2 приходится примерно 1/5 давления, создаваемого всеми газами, содержащимися в воздухе. Поскольку в альвеолярном воздухе доля O_2

уменьшается за счет повышения в нем количества углекислоты и водяных паров и составляет примерно 14%, парциальное давление его в альвеолах равно 100—108 мм рт. ст. Термин «парциальное давление» применим лишь к смеси газов. Согласно закону Генри, растворимость идеальных газов в воде прямо пропорциональна их парциальному давлению над уровнем воды.

Общая схема диффузии и изменения парциального давления O_2 в различных средах организма показаны на рис. 17.12. Как следует из этого рисунка, в альвеоле p_{O_2} снижается со 150 до 104 мм рт. ст. благодаря наличию выделяющейся углекислоты. Кислород диффундирует через альвеолокапиллярную мембрану в плазму, и его напряжение в плазме повышается с 40 до 100 мм рт. ст. (см. 17.12). В тканях O_2 в силу разности парциальных давлений проникает в клетку (также путем диффузии), где участвует в процессах метаболизма.

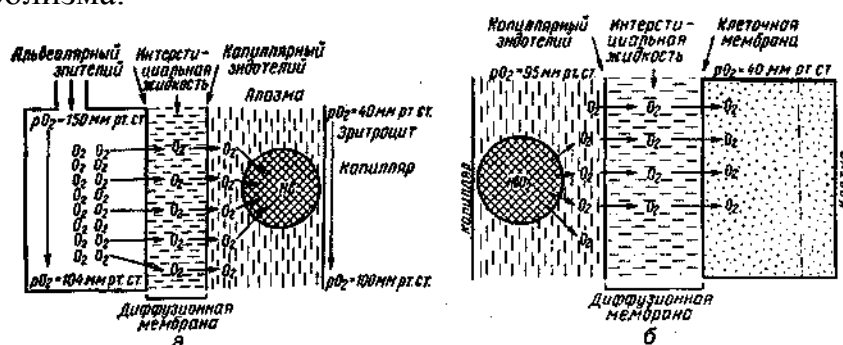


Рис. 17.12. Схема диффузии кислорода: а — на уровне альвеолокапиллярной мембраны, б — на уровне клетки

Коэффициент растворимости O_2 в плазме при температуре $37^\circ C$ и парциальном давлении O_2 в крови 100 мм рт. ст. составляет всего 0,3 об. %. Это означает, что каждые 100 мл нормальной крови могут переносить в растворенном состоянии всего 0,3 мл кислорода. Таким образом, в плазме, если принять, что объем циркулирующей крови равен 5 л (около 2 л эритроцитов и 3 л плазмы), может содержаться при указанных условиях в растворенном состоянии $0,3 \text{ мл} \cdot 30 = 9 \text{ мл}$ кислорода. Этого явно недостаточно для поддержания жизнедеятельности организма. Вместе с тем в соответствии с законом Генри, количество растворенного в плазме O_2 можно увеличить, если повысить парциальное напряжение его во вдыхаемом воздухе. При этом коэффициент растворимости будет увеличиваться на 0,003 об. % при повышении парциального давления O_2 на каждый 1 мм рт. ст. Следовательно, если здоровый человек дышит чистым O_2 при нормальном атмосферном давлении 760 мм рт. ст., то количество растворенного в его плазме кислорода (при ОЦК 5 л) составляет:

$$(660^5 \cdot 0,003 \cdot 30) \text{ мл} + 9 \text{ мл} = 59,4 \text{ мл} + 9 \text{ мл} = 68,4 \text{ мл}.$$

⁵ За вычетом 100 мл O_2 , которые обычно содержатся в альвеолярном воздухе.

Если поместить человека в кислородную среду барокамеры и повысить давление до 3 абсолютных атмосфер (что составит парциальное давление кислорода $760 \cdot 3 = 2280$ мм рт. ст.), то количество растворенного в его плазме O_2 возрастает до $(68,4 \cdot 3)$ мл = 205,2 мл. Этим же законам подчиняются и напряжение (парциальное давление), и растворимость O_2 в интерстициальной и внутриклеточной жидкости организма.

В организме перенос O_2 осуществляет гемоглобин, который способен быстро и обратимо присоединять O_2 с образованием лабильного соединения оксигемоглобина, согласно обратимой реакции типа $Hb + 4O_2 \leftrightarrow Hb(O_2)_4$ или, точнее, $Hb + O_2 \leftrightarrow HbO_2$, поскольку в молекуле гемоглобина содержится 4 молекулы гема, каждая из которых присоединяет по одной молекуле кислорода. Гемоглобин присоединяет O_2 в среде с высоким парциальным давлением O_2 и отщепляет его в среде с низким парциальным давлением. Если предположить, что весь гемоглобин находится в состоянии оксигемоглобина, т. е. на 100% насыщен O_2 , то легко рассчитать, какое количество O_2 несет на себе гемоглобин в целом.

Известно, что одна грамм-молекула гемоглобина соединяется с грамм-молекулой кислорода, т. е.

$$\frac{4O_2}{Hb} = \frac{4(32 \text{ г})}{64000 \text{ г}}$$

Согласно закону Авогадро, одна грамм-молекула любого газа при стандартных условиях занимает объем 22,4 л, следовательно:

$$\frac{4O_2}{Hb} = \frac{4(22400 \text{ мл})}{64000 \text{ г}} = \frac{1,39 \text{ мл}}{1 \text{ г}}$$

т. е. 1 г гемоглобина может присоединить к себе максимально 1,39 мл кислорода (так называемая константа Гюфнера). Так как нормальное содержание гемоглобина в крови составляет 145—150 г/л, то 100 мл крови могут перенести максимально около 19—21 мл O_2 (кислородная емкость крови), а 5 л крови могут максимально содержать около 1000 мл кислорода.

Как видно из табл. 17.5, на всем протяжении сложного пути O_2 от альвеол до тканей происходит постепенное падение парциального давления. Разность парциальных давлений газов в средах, разделенных проницаемыми мембранами (альвеолы, капилляры) является основным фактором, обуславливающим переход O_2 и CO_2 из одной среды в другую (табл. 17.6).

Таблица 17.5

Парциальное давление O_2 и CO_2 в альвеолах, крови и тканях

Среда	O_2 , мм рт. ст.	CO_2 , мм рт. ст.
Альвеолы	100—85	38—40
Кровь:		
артерия	100—85	38—40
вена	40-50	46—48
Ткани	10—20	50—60

Таблица 17.6

Средние показатели содержания кислорода в крови человека

Кровь	Парциальное давление O_2 мм рт. ст.	Растворенный в плазме O_2 , об. %	Общее содержание O_2 , об. %	O_2 связанный с гемоглобином, об. %	Кислородная емкость крови, об. %	Насыщение гемоглобина, O_2 , %
Артериальная	95	0,3	20,3	20,0	20,6	97
Смешанная венозная	40	0,1	15,5	15,4	20,6	75

17.2. Биомеханика дыхания**Дыхание**

Обмен кислорода (O_2) и углекислоты (CO_2) между организмом и средой называется дыханием.

Человеческий организм в процессе жизнедеятельности потребляет кислород (O_2) и выделяет углекислоту (CO_2). Здоровый мужчина среднего возраста и нормального сложения с массой тела 70 кг в условиях основного обмена потребляет за 1 мин. 250 мл O_2 и выделяет около 200 мл углекислоты. При физической нагрузке потребление O_2 и, соответственно, выделение CO_2 увеличивается в несколько раз. При этом повышение тканевого обмена обеспечивается не только пропорциональным увеличением потребления O_2 , возрастает также утилизация O_2 , в результате чего происходит более полное восстановление оксигемоглобина в тканях. Обеспечение организма нужным количеством O_2 и выведением CO_2 возможно лишь при условии нормального течения и координированного изменения ряда последовательных актов.

У человека дыхание осуществляется благодаря ряду последовательных процессов: 1) обмен газов между средой и легкими, что обычно обозначают как «легочную вентиляцию»; 2) обмен газов между альвеолами легких и кровью (легочное дыхание); 3) обмен газов между кровью и тканями. Наконец, газы переходят внутри ткани к местам потребления (для O_2) и от мест образования (для CO_2) (клеточное дыхание).

Движение газов в дыхательной системе и между средой и тканями происходит в результате разницы давлений. Пониженное давление O_2 в ткани заставляет газ двигаться к ней. Для CO_2 градиент давления направлен в обратную сторону, и CO_2 переходит в окружающую среду.

Известно, что давление водяных паров в организме выше, чем в окружающей среде, и, таким образом, при дыхании организм теряет воду.

Дыхательная система (рис. 17.13) состоит из тканей и органов, обеспечивающих легочную вентиляцию и легочное дыхание (воздушные пути, легкие и элементы костно-мышечной системы). К воздухоносным путям

относятся: нос, полость носа, носоглотка, гортань, трахея, бронхи и бронхиолы. Легкие состоят из бронхиол и альвеолярных мешочков, а также из артерий, капилляров и вен легочного круга кровообращения. К элементам костно-мышечной системы, связанным с дыханием, относятся ребра, межреберные мышцы, диафрагма и вспомогательные дыхательные мышцы.

Легкие

Легкие представляют собой важнейшую структуру, осуществляющую физиологическую связь организма с окружающей средой: общая площадь их поверхности примерно в 30 раз больше, чем площадь кожи.

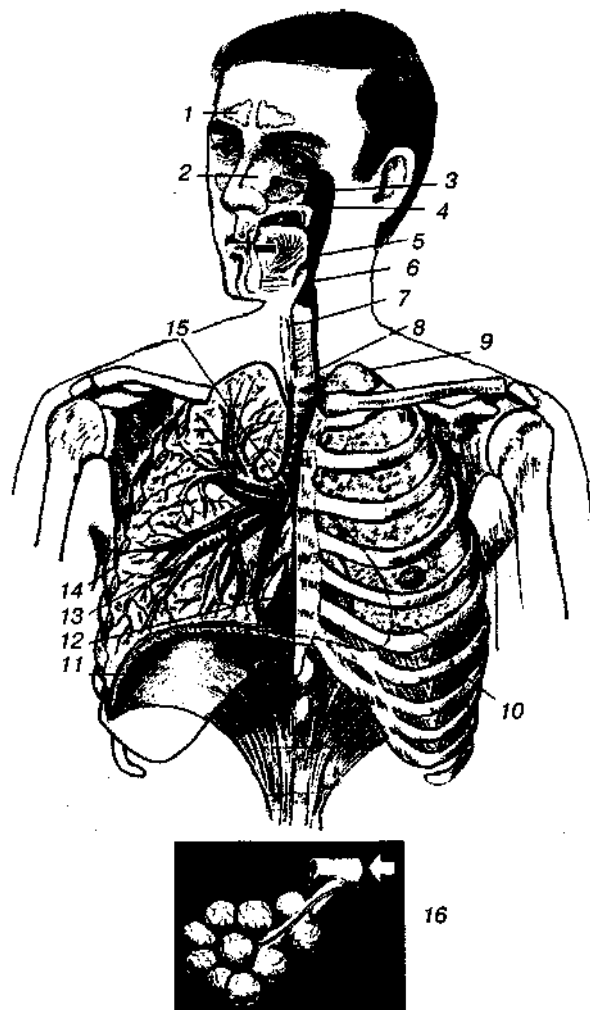


Рис. 17.13. Дыхательная система:

1 — лобная пазуха, 2 — решетчатая кость, 3 — гайморова пазуха, 4 — носоглотка, 5 — ротовая часть глотки, 6 — гортанная часть глотки, 7 — гортань, 8 — трахея, 9 — верхушка легкого, 10 — межреберные мышцы, 11 — диафрагма, 12 — сердце, 13 — ветви нижнедолевого бронха, 14 — ребра, 15 — правый бронх, 16 — альвеолы

В целом легкие имеют вид губчатых, пористых конусовидных образований, лежащих в обеих половинах грудной полости. Наименьший

структурный элемент легкого — долька состоит из конечной бронхиолы, ведущей в легочную бронхиолу и альвеолярный мешок. Стенки легочной бронхиолы и альвеолярного мешка образуют углубления — альвеолы. Стенки альвеол состоят из одного слоя эпителиальных клеток типа I и окружены легочными капиллярами.

Принято считать, что общая поверхность альвеол, через которую осуществляется газообмен, экспоненциально зависит от веса тела. С возрастом отмечается уменьшение площади поверхности альвеол.

Плевра

Каждое легкое окружено мешком, образованным серозной оболочкой — плеврой (рис. 17.14). Наружный (париетальный) листок плевры примыкает к внутренней поверхности грудной стенки и диафрагме, внутренний (висцеральный) покрывает легкое. Щель между листками называется плевральной полостью. При движении грудной клетки внутренний листок обычно легко скользит по наружному. Давление в плевральной полости всегда меньше атмосферного (отрицательное). В условиях покоя внутриплевральное давление у человека в среднем на 4,5 торр ниже атмосферного (—4,5 торр).

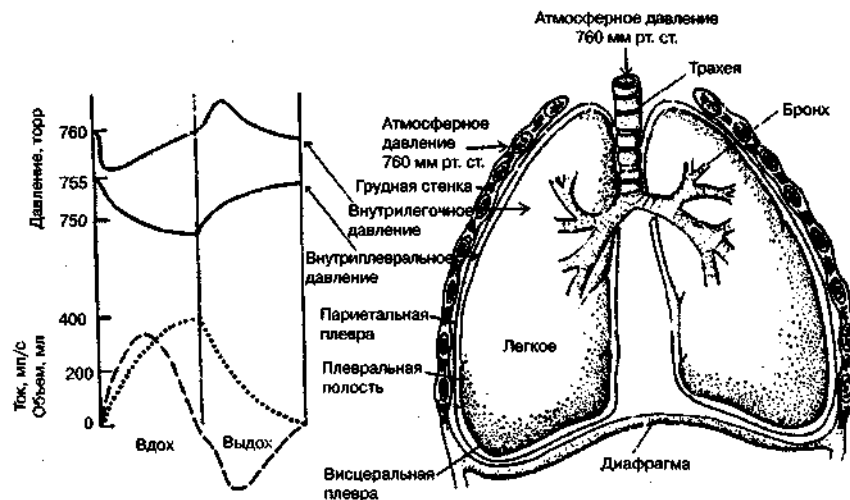


Рис. 17.14. Изменения внутрилегочного и внутриплеврального давления на протяжении цикла вдох—выдох. Показаны также изменения скорости тока воздуха и объема легких

Грудная полость

Грудная полость ограничена сзади первыми десятью грудными позвонками (см. рис. 17.13), последние два грудных позвонка функционально относятся к брюшной полости и не принимают активного участия в дыхании. Переднюю стенку грудной клетки образует грудина. Боковая стенка грудной клетки образована ребрами и реберными хрящами. Ребра лежат парами по обе стороны позвоночника. Каждое ребро наклонено вниз от уровня своего

сочленения с позвонком и прикреплено к грудины ниже (см. рис. 17.16). Пространства между ребрами называется межреберным.

Дыхательные мышцы

Дыхательные мышцы — это те мышцы, сокращения которых изменяют объем грудной клетки. Мышцы, направляющиеся от головы, шеи, рук и некоторых верхних грудных и нижних шейных позвонков, а также наружные межреберные мышцы, соединяющие ребро с ребром, приподнимают ребра и увеличивают объем грудной клетки. Диафрагма — мышечно-сухожильная пластина, прикрепленная к позвонкам, ребрам и грудины, — отделяет грудную полость от брюшной (рис. 17.15). Это главная мышца, участвующая в нормальном вдохе. При усиленном вдохе сокращаются дополнительные группы мышц. При усиленном выдохе действуют мышцы, прикрепленные между ребрами (внутренние межреберные мышцы) к ребрам и нижним грудным и верхним поясничным позвонкам, а также мышцы брюшной полости; они опускают ребра и прижимают брюшные органы к расслабившейся диафрагме, уменьшая таким образом емкость грудной клетки.

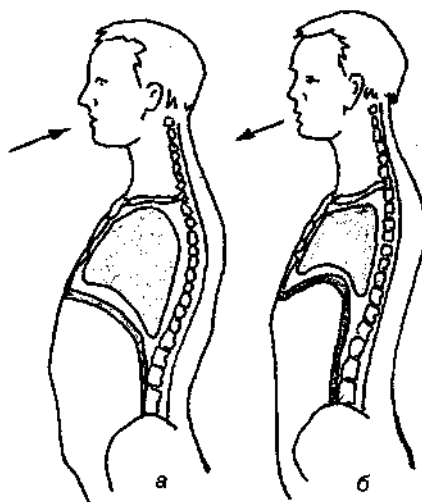
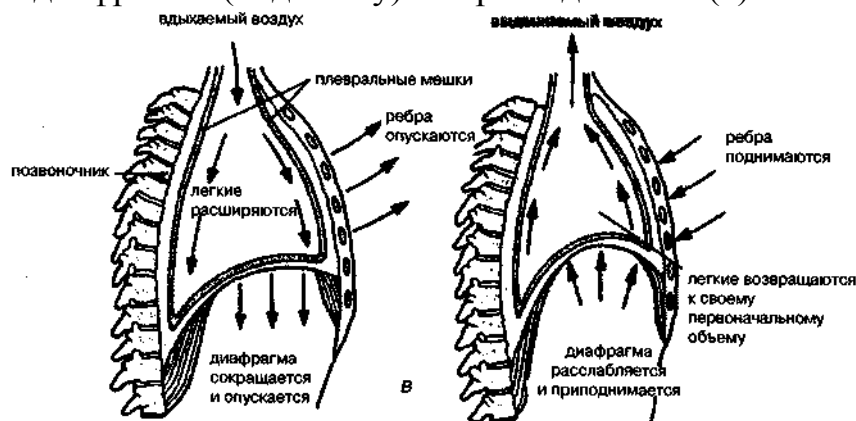


Рис. 17.15. Движения диафрагмы:

а — положение диафрагмы при вдохе, б — при выдохе.

Положение диафрагмы (вид сбоку) во время дыхания (в)



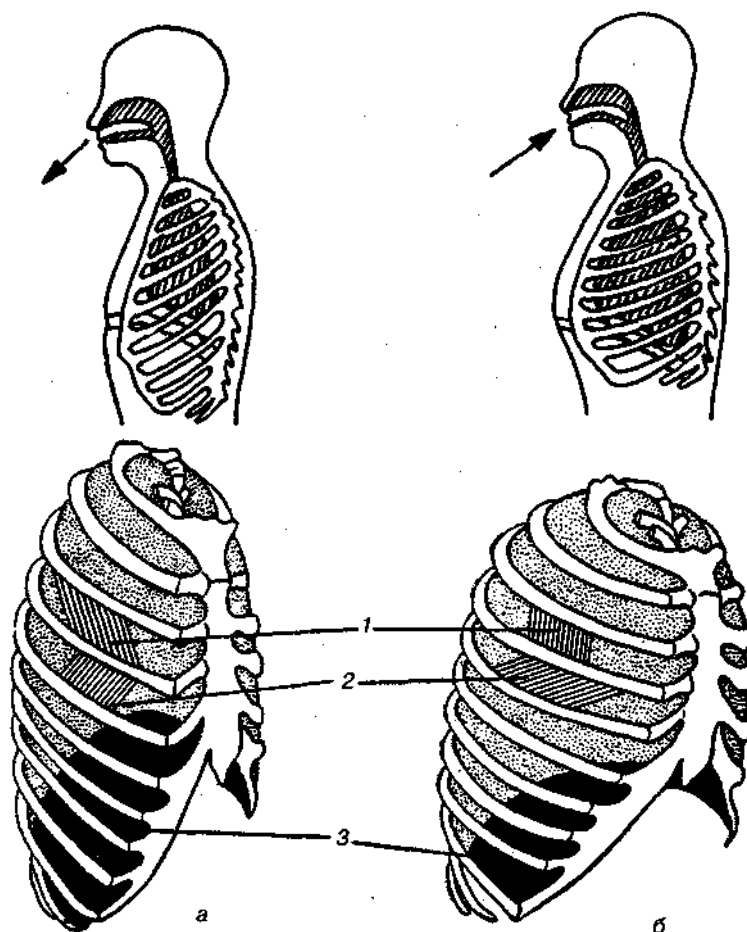


Рис. 17.16. Схема положения грудной клетки и диафрагмы при выдохе (а) и вдохе (б): 1 — наружные межреберные мышцы, 2 — внутренние межреберные мышцы, 3 — диафрагма

Дыхательные движения осуществляются за счет дыхательной мускулатуры. Расслабление всех связанных с дыханием мышц придает грудной клетке положение пассивного выдоха. Соответствующая мышечная активность может перевести это положение во вдох или же усилить выдох.

Механизм, вдоха

Акт вдоха (инспирация) совершается вследствие увеличения объема грудной полости в трех направлениях — вертикальном, сагиттальном и фронтальном. Это происходит вследствие поднятия ребер и опускания диафрагмы (рис. 17.16).

В состоянии выдоха ребра опущены вниз; а в состоянии вдоха — принимают более горизонтальное положение, поднимаясь кверху; при этом нижний конец грудины отходит вперед. Благодаря движению ребер при вдохе сечение грудной клетки становится больше и в поперечном, и в продольном направлениях (см. рис. 17.16).

Ребра представляют собой рычаги второго рода с точкой вращения в их сочленениях с позвоночником (рис. 17.17, а, с). Наружные межреберные мышцы при сокращении должны были бы сближать ребра, но так как момент

силы у нижнего прикрепления мышц (g) больше, чем у верхнего (b) вследствие большой длины рычага ($c—g$), то при сокращении мышц ребра поднимаются.

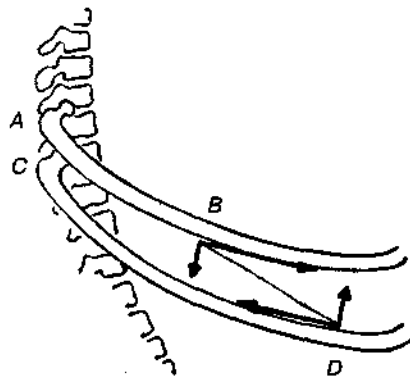


Рис. 17.17. Механика движений ребер при вдохе

Во время вдоха диафрагма сокращается, в результате чего ее купол становится более плоским и опускается (см. рис. 17.16).

В зависимости от возраста, пола, вида деятельности дыхание совершается преимущественно или за счет межреберных мышц — реберный, или грудной тип дыхания, или за счет диафрагмы — диафрагмальный, или брюшной тип дыхания. Есть и смешанный тип, при котором в дыхании участвуют нижние отделы грудной клетки и верхняя часть живота, он встречается у пожилых людей, а также при ригидности грудной клетки и снижении эластичности легочной ткани (эмфизема легких, пневмосклероз и др.).

Тип дыхания не является строго постоянным и может меняться в зависимости от исходного положения, телосложения, пола, вида деятельности и состояния пациента. Так, при переносе на спине тяжелого груза грудная клетка фиксируется мышцами туловища и межреберий неподвижно вместе с позвоночником; дыхание же совершается исключительно за счет движений диафрагмы. У беременных женщин смещение диафрагмы вниз затруднено и поэтому преобладает реберный тип дыхания.

При усиленном дыхании, например, у спортсменов, в акте вдоха участвует ряд дополнительных, или вспомогательных дыхательных мышц.

При вдохе объем грудной клетки и находящихся в ней легких увеличивается; при этом давление в них понижается и воздух через воздухоносные пути входит в легочные альвеолы.

Механизм выдоха

Во время вдоха дыхательные мышцы человека преодолевают ряд сил: 1) тяжесть приподнимаемых кверху ребер; 2) эластическое сопротивление реберных хрящей; 3) сопротивление стенок живота и брюшных внутренностей, отдавливаемых книзу опускающимся куполом диафрагмы. Когда вдох окончен и дыхательные мышцы расслабляются, под влиянием указанных сил ребра опускаются и купол диафрагмы приподнимается. Объем грудной клетки вследствие этого уменьшается. Таким образом, акт выдоха (экспирация) происходит обычно пассивно, без участия мышц.

При форсированном выдохе к перечисленным силам, уменьшающим объем грудной клетки, присоединяется сокращение внутренних межреберных мышц, задних нижних зубчатых мышц и мышц живота.

При сокращении внутренних межреберных мышц, ребра опускаются.

Мышцы живота при их сокращении оттесняют органы брюшной полости и купол диафрагмы вверх.

При выдохе объем грудной клетки, а, следовательно, и легких, уменьшается, давление в альвеолах повышается и воздух выходит из легких наружу.

У здорового человека дыхание в спокойном состоянии ритмичное, и число дыхательных движений составляет 14—18 в мин., а у спортсменов — 8—12. Дыхание может быть учащенным и редким.

Учащение дыхания наблюдается после физической нагрузки (в процессе тренировки), при нервном возбуждении и др.

Урежение дыхательных движений наблюдается при заболеваниях, которые угнетают функции дыхательного центра или при анатомических изменениях в бронхах (сужение, сдавливание и т. п.).

У здорового человека дыхание ритмичное, глубокое. Но встречается и нарушение ритмичности дыхания, которое, как правило, является результатом нарушения координационной способности дыхательного центра, характеризующееся тем, что нарушается гармоническая, слаженная работа отдельных групп дыхательных мышц. В этой связи наступает более быстрая утомляемость дыхательной мускулатуры, что приводит к нарушению снабжения мышц кислородом и утомляемости пациента.

Ритм дыхания может нарушаться при беге по пересеченной местности (кросс), у лыжников-гонщиков и в других видах спорта, а также при тестировании спортсменов с явлениями перетренированности (например, при выполнении пробы «степ-тест», или «бег на месте»).

Механика дыхательных движений

Перемещение воздуха в легкие и из них требует совершения работы. Для того, чтобы воздух вошел в легкие, должны быть преодолены силы трех типов, а именно: 1) эластическое сопротивление; 2) сопротивление воздушного потока в трахеобронхиальном дереве и 3) сопротивление неэластичных тканей, например, ребер.

Расширение легких обусловлено увеличением объема грудной клетки.

Если давление снаружи становится выше атмосферного, из легких выходит лишь небольшое количество воздуха, так как мелкие воздухоносные пути спадаются, задерживая его в альвеолах. С возрастом, а также при некоторых легочных заболеваниях такое закрытие дыхательных путей происходит при большем объеме легких.

Крутизна кривой «давление—объем», т. е. изменение объема на единицу изменения давления, называется *растяжимостью*. В физиологических условиях (если растягивающее давление составляет от —2 до —10 см вод. ст.)

легкие обладают удивительной растяжимостью. У человека она достигает примерно 200 мл/см вод. ст., однако при более высоких давлениях уменьшается. Этому соответствует более пологий участок кривой «давление—объем».

Растяжимость легких несколько снижается при повышенном давлении в легочных венах и переполнении легких кровью. При альвеолярном отеке она уменьшается в результате неспособности некоторых альвеол раздуться. Заболевания, сопровождающиеся фиброзом легких, воспалительными процессами, также приводят к уменьшению их растяжимости. Это связано с изменениями эластических тканей.

В стенках альвеол, а также вокруг сосудов и бронхов проходят волокна эластина и коллагена. По определению, растяжимость легких равна изменению их объема на единицу изменения давления. Для ее оценки необходимо измерить внутриплевральное давление. При этом регистрируют давление в пищеводе: обследуемый заглатывает катетер с маленьким баллончиком на конце.

Растяжимость легких можно измерить очень просто: обследуемого просят сделать максимально глубокий вдох, а затем выдохнуть воздух в спирометр порциями, скажем, по 500 мл. При этом определяют давление в пищеводе. Затем строят график «давление—объем», сходный с кривой на рис. 17,18. Этот метод позволяет получить наибольшую информацию об упругости легких. Растяжимость легких можно также измерить при спокойном дыхании (рис. 17,19). Этот способ основан на том, что в отсутствие потока воздуха (в конце вдоха и выдоха) внутриплевральное давление отражает только эластическую тягу легких и не зависит от сил, возникающих при движении воздушной струи. Таким образом, растяжимость будет равна отношению разности легочных объемов в конце вдоха и выдоха к разности внутриплевральных давлений в эти же моменты.

На вентиляцию легких влияют: частичное перекрытие (закупорка) воздухоносных путей (мокрота, слизь и др.) и тогда заполнение воздухоносных путей (участков легких) будет происходить медленнее. С увеличением частоты дыхания объем воздуха, поступающего на такой участок, становится все меньше и меньше.

Упругостью обладают не только легкие, но и грудная клетка.

В норме грудная клетка стянута, а легкие растянуты и действующие в них упругие силы уравнивают друг друга.

В эксперименте показано, что при объеме, равном функциональной остаточной емкости (ФОБ), давление релаксации отрицательно. Это означает, что грудная клетка стремится расшириться. Лишь в том случае, когда объем достигает примерно 75% жизненной емкости легких (ЖЕЛ), давление релаксации становится равным атмосферному, т. е. грудная клетка приходит в состояние равновесия. При любом объеме давление релаксации легких и грудной клетки равно сумме их давлений релаксации, измеренных по отдельности. Поскольку давление (при данном объеме) обратно пропорционально растяжимости, общую растяжимость легких и грудной

клетки можно вычислить по формуле

$$\frac{1}{C_0} = 1C_{\text{л}} + \frac{1}{C_{\text{гк}}},$$

где C_0 — общая растяжимость легких и грудной клетки, $C_{\text{л}}$ — растяжимость легких, $C_{\text{гк}}$ — растяжимость грудной клетки.

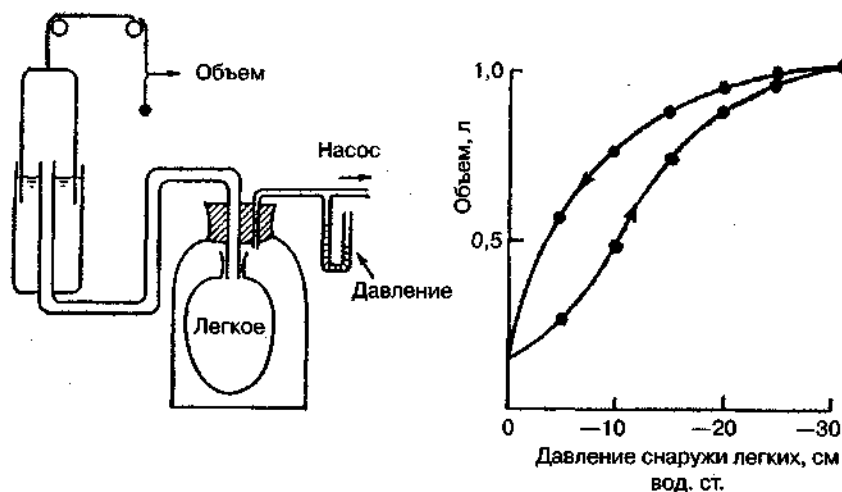


Рис. 17.18. Построение кривой зависимости объема от давления для изолированного легкого. Для этого вокруг легкого на несколько секунд создается определенное давление и измеряется легочный объем. Полученная кривая нелинейна: при высоких давлениях она становится более пологой. Видно, что кривые для раздувания и спадения легких неодинаковы; это явление называется гистерезисом

Еще один важнейший фактор, во многом обуславливающий особенности кривых «давление—объем» для легких, — это *поверхностное натяжение* жидкости, выстилающей стенки альвеол. Поверхностным натяжением называется сила (измеряемая обычно в динах), действующая в поперечном направлении на воображаемый отрезок длиной 1 см на поверхности жидкости.

Известно, что клетки, выстилающие стенки альвеол, вырабатывают секрет, значительно снижающий поверхностное натяжение альвеолярной жидкости.

Влияние секрета (сурфактанта) на поверхностное натяжение, объясняется его низким поверхностным натяжением в альвеолах и отсюда увеличивается растяжимость легких и тем самым уменьшается совершаемая при вдохе работа; а также обеспечивается стабильность альвеол, их в легких около 300 млн, и все они имеют тенденцию к спадению (ателектазу), очаги которого часто образуются в легких при заболеваниях.

При недостатке сурфактанта легкие становятся более «жесткими» (т. е. менее растяжимыми).

Известно, что нижние отделы легких вентилируются лучше, чем верхние. Это, по-видимому, связано с тем, что в области оснований легких

внутриплевральное давление менее отрицательно, чем в области вершечек.

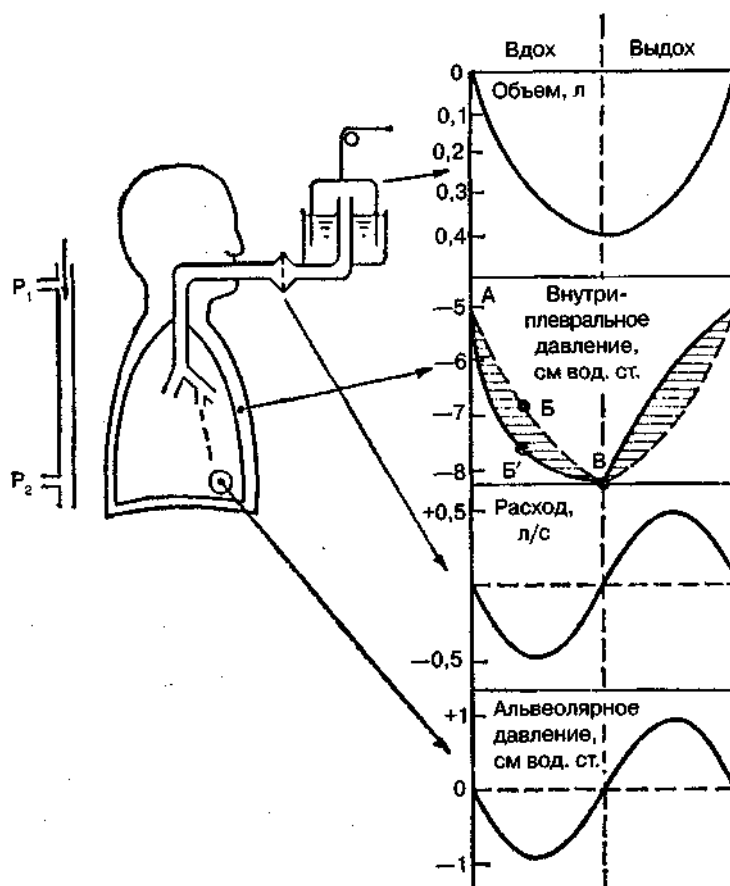


Рис. 17.19. Изменение давления во время дыхания.

При отсутствии аэродинамического сопротивления альвеолярное давление было бы всегда равно нулю, а внутриплевральное изменялось бы в соответствии с пунктирной кривой АБВ (то есть под действием лишь эластической тяги легких). Поскольку же дыхательные пути (и ткани) обладают вязким сопротивлением, внутриплевральное давление изменяется по сплошной кривой. «Вкладу» этого сопротивления соответствует заштрихованный участок

Сопротивление воздухоносных путей

Воздух проходит через трубку (рис. 17.20), если между ее концами существует перепад давлений. От его величины зависят скорость и особенности воздушного потока. При низких скоростях линии течения могут быть параллельны стенкам трубки (А). Это так называемый ламинарный режим. По мере возрастания скорости потока он становится все менее однородным, особенно в местах ветвления трубки, где разделение воздушных струй может происходить с образованием местных завихрений (Б). Наконец, при очень

высоких скоростях линии течения полностью теряют упорядоченность, и поток называется в этом случае турбулентным (*B*).

Уравнение, связывающее давление и расход (т. е. объемную скорость) при ламинарном потоке было впервые выведено французским врачом Пуазейлем. Для прямых трубок с круглым сечением оно записывается следующим образом:

$$V = \frac{P\pi r^4}{8\eta l}, \text{ j*}\#$$

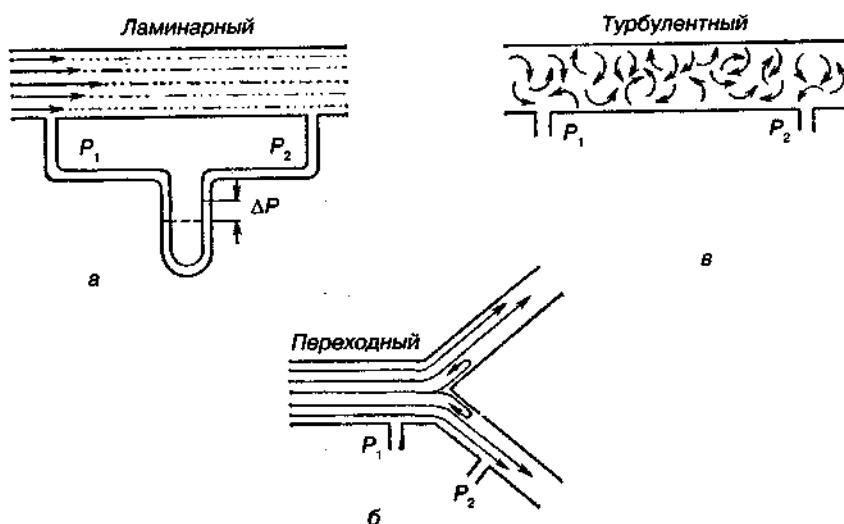


Рис. 17.20. Типы воздушного потока в трубках.

а — ламинарный поток; б — переходный тип (с завихрениями в области ветвлений); в — турбулентный поток. Аэродинамическое сопротивление равно отношению перепада давлений ($P_1 - P_2$) к расходу

где V — расход флюида, P — давление, создающее поток (ΔP см. на рис. 17.20), r — радиус трубки, η — вязкость флюида, l — длина трубки. Из уравнения видно, что давление пропорционально расходу ($P = KV$). Поскольку сопротивления потоку R равно давлению, деленному на расход, можно

записать: $R = \frac{8\eta l}{\pi r^4}$.

Как видно, большую роль играет радиус трубки; когда он уменьшается вдвое, сопротивление потоку увеличивается в 16 раз.

Важно также, что на взаимоотношение между давлением и расходом влияет вязкость, а не плотность флюида.

Одна из особенностей полностью развитого ламинарного потока заключается в том, что частицы газа в центре трубки передвигаются со скоростью, в два раза превышающей среднюю (см. рис. 17.20).

Особенности турбулентного потока совершенно иные. Давление в этом случае пропорционально уже не расходу флюида, а примерно квадрату расхода

($P = KV^2$). Вязкость при таком режиме не играет существенной роли, а увеличение плотности флюида при данном расходе повышает перепад давлений.

Будет поток ламинарным или турбулентным, в значительной степени зависит от так называемого числа Рейнольдса (Re), получаемого по уравнению:

$$Re = \frac{2rvd}{\eta},$$

где d — плотность флюида, v — средняя линейная скорость, r — радиус трубки, η — вязкость флюида. В прямых гладких трубках турбулентность возможна при числе Рейнольдса больше 2000.

Применить все эти закономерности к такой сложной системе трубок, как бронхиальное дерево — со всеми его разветвлениями, изменениями диаметра и неровными стенками — трудно. Практически особенности потока очень сильно зависят от «входных» характеристик трубки. Если у какой-либо развилки возникает завихрение, воздушная струя как бы «тянет» его за собой, и оно исчезает лишь на определенном расстоянии от места зарождения. Поскольку же бронхиальное дерево постоянно ветвится, можно полагать, что истинный ламинарный поток (см. рис. 17.20) возникает лишь в самых мелких воздухоносных путях, где число Рейнольдса очень мало (в конечных бронхиолах оно может составлять около 1). На остальных участках течение носит переходный характер (Б). Турбулентный поток может наблюдаться в трахее, особенно при физической нагрузке, когда скорость воздуха возрастает. В целом для расчета «перепада» давления в бронхиальном дереве следует использовать как первую, так и вторую степень расхода воздуха:

$$P = K_1V + K_2V^2.$$

Сопротивление воздухоносных путей можно рассчитать, разделив разность давления в ротовой полости и альвеолах на расход воздуха (см. рис. 17.20). В ротовой полости давление легко измеряется с помощью манометра, а в альвеолах его можно оценить с помощью общего плетизмографа.

Сопротивление воздухоносных путей равно отношению разности давлений между альвеолами и ротовой полостью к расходу воздуха (см. рис. 17.20). Его можно измерить методом общей плетизмографии (рис. 17.21). Перед тем, как обследуемый делает вдох (А), давление в плетизмографической камере равно атмосферному. Во время вдоха давление в альвеолах снижается, а объем альвеолярного воздуха увеличивается на величину ΔV . При этом воздух в камере снижается и по изменению его давления можно рассчитать ΔV (см. рис. 17.22).

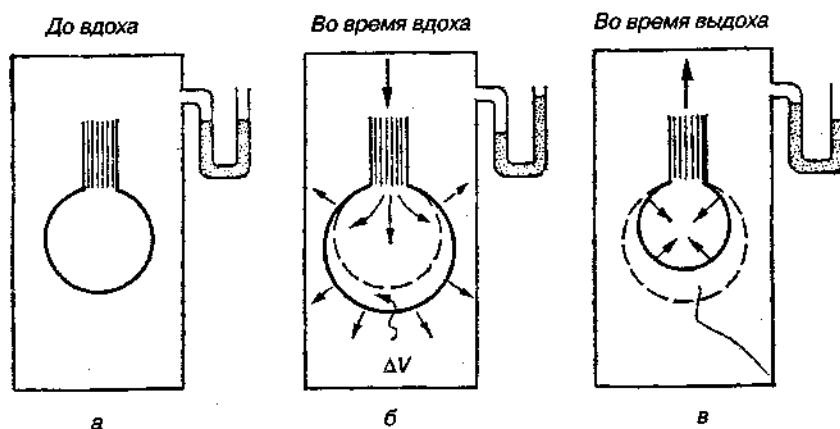


Рис. 17.21. Измерение сопротивления воздухоносных путей с помощью общей плевтизографии. Во время вдоха альвеолярный воздух расширяется, и давление в камере увеличивается. По этому увеличению можно рассчитать внутриальвеолярное давление. Разделив разницу между давлением в альвеолах и полости рта на расход воздуха, можно получить сопротивление воздухоносных путей (по J. Comrol, 1965)

$$P_1 V_1 = P_2 (V_1 - \Delta V),$$

где P_1 и P_2 — давление в камере соответственно до попытки вдохнуть и во время нее, V_1 — объем камеры до этой попытки, а ΔV — изменение объема камеры (или легких). Отсюда можно рассчитать ΔV . Если объем легких известен, можно перейти от ΔV к внутриальвеолярному давлению, используя закон Бойля-Мариотта ($P_3 V_2 = P_4 (V_2 + \Delta V)$), где P_3 и P_4 — давление в полости рта соответственно до попытки вдохнуть и во время нее, а V_2 — ФОЕ, которая и рассчитывается по этой формуле).

Одновременно измеряется расход воздуха, что дает возможность рассчитывать сопротивление воздухоносных путей. Такие же измерения проводятся при выдохе. Способ определения объема легких приведен на рис. 17.22.

Сопротивление воздухоносных путей можно рассчитать и при спокойном дыхании, измерив внутриплевральное давление с помощью введенного в пищевод катетера (см. рис. 17.19). Однако при этом результаты будут включать также сопротивление тканей. Внутриплевральное давление определяется с одной стороны силами, противодействующими эластической тяге легких, а с другой — силами, преодолевающими сопротивление воздухоносных путей и тканей.

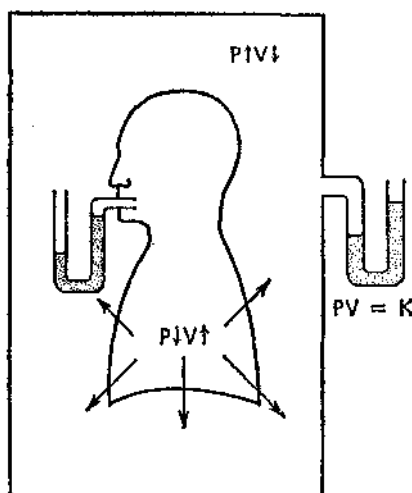


Рис. 17.22. Измерение ФОЕ с помощью общей плетизмографии. Когда обследуемый пытается сделать вдох при перекрытых воздухоносных путях, объем его легких несколько увеличивается, давление в дыхательных путях снижается, а давление в камере повышается. Отсюда, используя закон Бойля—Мариотта, можно рассчитать объем легких

При движении легких и грудной клетки необходимо прикладывать некоторое давление для преодоления вязких сил, действующих в тканях при их деформации. Именно наличием таких сил частично объясняется заштрихованная область кривой на рис. 17.19. Однако у молодых здоровых людей сопротивление тканей составляет лишь около 20% общего (т. е. суммы сопротивления тканей и воздухоносных путей), хотя при некоторых заболеваниях оно может увеличиваться.

Для того, чтобы при дыхании происходили движения легких и грудной клетки, необходимо затрачивать работу. В данном случае ее удобнее всего измерять произведением давления на объем.

Работу, затрачиваемую на движение легких можно оценить по кривой «давление—объем» (рис. 17.23). При вдохе внутриплевральное давление изменяется в соответствии с кривой АБВ и на движение легких затрачивается работа, соответствующая площади ОАБВГО. Трапеция ОАДВГО отражает работу, необходимую для преодоления упругих сил, а заштрихованный участок АБВДА — работу, затраченную на преодоление вязкого сопротивления воздухоносных путей и тканей (см. рис. 17.19). Чем выше сопротивление воздухоносных путей или расход воздуха при вдохе, тем более отрицательным будет внутриплевральное давление, тем больше сместится вправо (в сторону отрицательных величин) точка Б по сравнению с точкой Д и тем больше будет площадь заштрихованного участка.

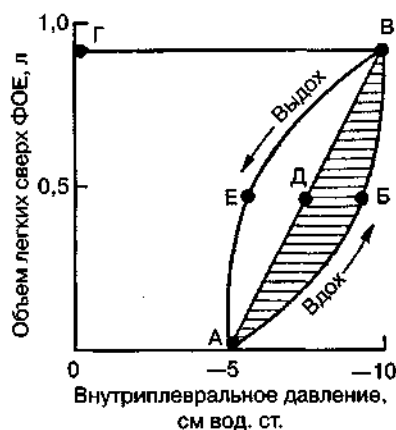


Рис. 17.23. Кривая «давление—объем» для легких. Работа, необходимая для преодоления упругих сил при вдохе соответствует трапеции OADBGO, а работа по преодолению вязких сил — заштрихованному участку ADBE

Работе, необходимой для преодоления сопротивления воздухоносных путей (и тканей) при выдохе, соответствует участок АДВЕА. В нормальных условиях он «вписан» в трапецию OADBGO, т. е. работа по преодолению вязких сил может быть совершена за счет энергии, запасенной в упругих структурах и высвобождающейся при пассивном выдохе. Разница между площадями АДВЕА и OADBGO соответствует энергии, рассеивающейся в виде тепла.

Чем выше частота дыхания и расход воздуха, тем больше площадь участка ADBE (т. е. работа по преодолению вязких сил). С другой стороны, чем больше дыхательный объем (ДО), тем больше площадь трапеции OADBGO (т. е. работа по преодолению упругих сил).

Больные со сниженной растяжимостью легких (пневмосклероз, эмфизема и др.) как правило, дышат чаще и дыхание поверхностное; а при обструкции дыхательных путей — дыхание медленное. В обоих случаях это способствует уменьшению затрачиваемой работы.

При выполнении тяжелой физической работы, при занятиях спортом, особенно циклическими видами спорта (академическая гребля, плавание, лыжные гонки, стайерский бег и др.) происходит увеличение затрачиваемой работы, и затраты увеличиваются, если спортсмен тренируется в неблагоприятных климатических условиях (среднегорье, зоны с жарким и влажным климатом и т. п.).

Общую работу, затрачиваемую на движение легких и грудной клетки, измерить трудно, хотя некоторые ее оценки были получены при искусственной вентиляции в респираторе типа «искусственные легкие». Такую работу можно рассчитать так же, измеряя затраты кислорода на дыхание и учитывая коэффициент полезного действия (КПД):

$$\text{КПД(\%)} = \frac{\text{полезная работа}}{\text{общие энерготраты (или затраты O}_2\text{)}} \cdot 100\%.$$

Полагают, что этот коэффициент составляет около 5—10%.

Затраты кислорода на спокойное дыхание исключительно малы — менее

5% от общего потребления O_2 . При произвольной гипервентиляции они могут увеличиваться до 30%. У спортсменов во время физической работы (тренировки или соревнования) поглощение кислорода дыхательными мышцами увеличивается и тем самым дыхательная мускулатура является лимитирующим фактором в выполнении физической работы (нагрузки).

Работа, необходимая для преодоления эластического сопротивления легких и грудной стенки, как полагают, не зависит от времени. Максимум работы производится тогда, когда дыхательный объем также максимален. Эту форму сопротивления можно вычислить, определив давление, необходимое для измерения объема легких и грудной клетки. Эта величина называется растяжимостью (C).

$$C = \frac{\Delta V}{\Delta P},$$

где ΔV — изменение объема, а ΔP — изменение давления.

Общую растяжимость легкого и грудной стенки можно определить, составив график, выражающий внутрилегочное давление, необходимое для поддержания в легком известного объема газа. Экспериментально это производится путем наполнения легких неким объемом, расслабления всех дыхательных мышц и измерения давления во рту (при закрытых ноздрях). Растяжимость легкого равна величине внутриплеврального давления и может быть определена таким же образом (рис. 17.24).

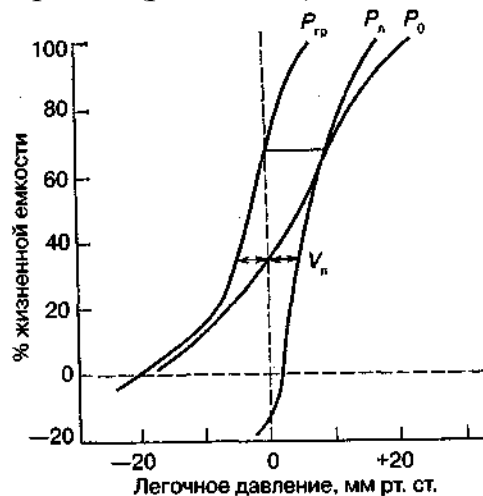


Рис. 17.24. Общее давление (P_0), создаваемое суммой эластических свойств грудной клетки ($P_{гр}$) и легких ($P_л$) на разных уровнях расширения груди (%ЖЕ). Наклон кривых соответствует растяжимости. Обратите внимание на то, что конечный дыхательный объем в покое (V_n) приходится на точку, где отрицательное ($P_{гр}$) равно положительному ($P_л$). При изменении эластических свойств легкого или грудной клетки (V_n) должно сместиться. Любой другой объем кроме V_n требует напряжения мышц для создания нужной силы (P_0)

Установлено, что от 3/4 до 7/8 общего эластического сопротивления создается поверхностным натяжением пленки жидкости, выстилающей внутреннюю поверхность альвеолы, а остальная часть — эластическими свойствами ткани. Чем выше поверхностное натяжение, тем больше нужно

энергии для преодоления его сопротивления. Поверхностное натяжение снижается за счет сурфактанта. Как полагают, сурфактант стабилизирует легочные альвеолы, так что они не спадаются при выдохе.

Показано, что сопротивление воздушному потоку создается главным образом в бронхах среднего размера (рис. 17.25). На основании уравнения Пуазейля следовало бы ожидать, что местом наибольшего сопротивления будут самые мелкие бронхиолы, но на самом деле это не так. Воздушные пути с диаметром меньше 2 мм создают менее 20% измеренного сопротивления воздушному потоку. Обилие мелких воздушных путей создает большое суммарное поперечное сечение для воздушного потока. Для очень малого объема легких описано явление «закрытого воздухоносного пути», т. е. обратимого спадения мелких бронхиол. В таких условиях некоторое количество энергии затрачивается при входе на открывание спавшихся бронхиол. Сопротивление воздушному потоку зависит от времени; оно наибольшее при частом дыхании и достигает максимума, даже если объем вдоха не максимален.

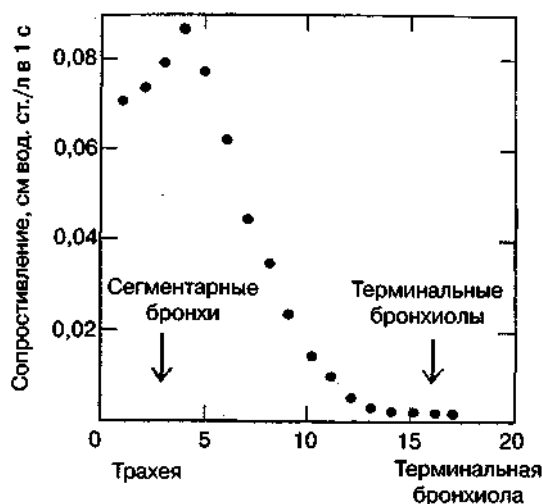


Рис. 17.25. Сопротивление в разных частях воздухоносных путей. Обратите внимание на то, что сопротивление выше всего в крупных бронхах, а самое низкое — в мелких бронхиолах

Работа по перемещению грудной клетки и легкого против сопротивления неэластичных тканей тоже зависит от времени. У взрослых мужчин она составляет около 20% общего расхода энергии при дыхании.

Общую работу, затрачиваемую на перемещение воздуха в легкое и из него, включая движение грудной клетки, можно вычислить по графику «давление—объем» (рис. 17.26):

$$W = \int_0^V S V dp$$

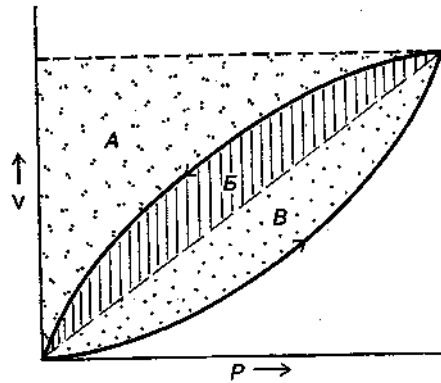


Рис. 17.26. Схема зависимости между давлением и объемом при одном дыхательном объеме (сплошная линия, направленная в сторону возрастающих значений, обозначает вдох; сплошная линия, направленная в сторону снижения объема, обозначает выдох). Суммированные площади *A* и *B* соответствуют общей работе эластических компонентов, совершаемой при вдохе. Площадь *B* соответствует всей работе неэластических компонентов, производимой при вдохе, то есть работе ткани и воздушной струи. Площадь *B* соответствует работе, совершаемой неэластическими компонентами при выдохе

Эта работа складывается из работы против эластических сил (см. рис. 17.26) и против неэластических (см. рис. 17.26). Для данного минутного объема существует интенсивность работы, при которой сумма эластического и зависимо от времени неэластического компонентов минимальна (рис. 17.27). При нормальном дыхании для перемещения воздуха в легкие и из них требуется менее 5% общего потребления кислорода (рис. 17.28).



Рис. 17.27. Гипотетическая кривая работы эластических и неэластических компонентов и суммарной работы, производимой при равной частоте дыхания у человека при постоянном минутном объеме. Обратите внимание на оптимальную частоту, когда общая сумма работы эластических (*I*) и неэластических (*II*) компонентов дает минимум общей необходимой работы. Работа выражена в количестве потребляемого O_2 (V_{O_2})

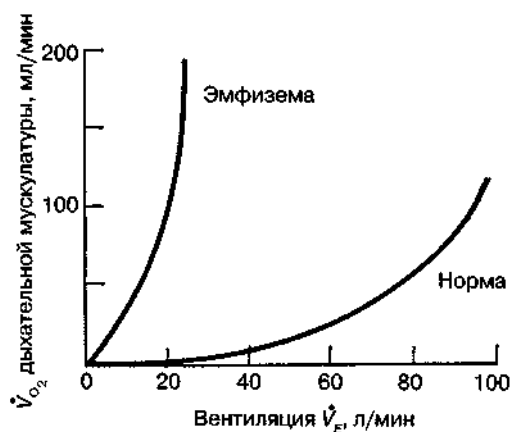


Рис. 17.28. Потребление кислорода дыхательными мышцами при разной частоте дыхания в норме и при пониженной растяжимости легких (эмфизема)

Чем интенсивнее физическая работа, тем выше потребление кислорода дыхательной мускулатурой.

Ж.М. Petit и др. (1962) установили зависимость между КПД и частотой дыхания у человека. Авторы регистрировали ЭМГ диафрагмы и прямой мышцы живота и сделали вывод, что при медленном и глубоком дыхании возникает дискоординация мышц-антагонистов, а при учащенном дыхании их функционирование было более согласованным. Именно этим фактором они объясняют увеличение КПД по мере учащения дыхания.

А.В. Otis (1950) предложил определить механическую мощность дыхания при помощи следующего уравнения:

$$W = K_1 V^2 + K_2 V^3,$$

где W — механическая мощность внешнего дыхания (Вт); V — минутный объем дыхания; K_1 и K_2 — константы.

Первая часть уравнения характеризует мощность, необходимую для преодоления эластического сопротивления легких и грудной клетки плюс ламинарного сопротивления воздушного потока в дыхательных путях; вторая часть — мощность, необходимую для преодоления турбулентного сопротивления потока воздуха в дыхательных путях. У человека в покое и при легкой физической работе с величинами МОД, не превышающими 30 л, механическая мощность внешнего дыхания составляет 0,04—0,31 Вт, однако при величине МОД 120—125 л эта мощность достигает 6,97—8,37 Вт.

При увеличении МОД на 25 л по отношению к состоянию покоя (8—12л) кислородная стоимость дыхания увеличивается и на каждый литр вентиляции затрачивается дополнительно 1 мл кислорода (O_2), а при возрастании МОД на 50—80 л — соответственно 2,0—3,2 мл O_2 . Если величина МОД превышает 100 л, на работу дыхательной мускулатуры затрачивается более 1 л O_2 . Если МОД превышает 150 л, то кислородная стоимость дыхания составляет около 4,5 л. R.J. Shepard (1966) считает, что уровень МОД в 120 л — это критическая граница, выше которой энергетическая стоимость работы аппарата внешнего дыхания становится особенно высокой.

Изменения объема легких

Объем легкого меняется при вдохе не всюду одинаково. Для этого имеются три главные причины. Во-первых, грудная полость во всех направлениях увеличивается неравномерно. Во-вторых, не все части легкого одинаково растяжимы. В-третьих, предполагается существование гравитационного эффекта, который способствует смещению легкого книзу (рис. 17.29).



Рис. 17.29. Объем части легкого, способный к расширению, то есть жизненная емкость части (ЖЕч). Верхушка легкого показана в левой части графика ФОЕ — функциональная остаточная емкость

Объем воздуха, вдыхаемый при обычном (неусиленном) вдохе и выдыхаемый при обычном (неусиленном) выдохе, называется *дыхательным воздухом*. Объем максимального выдоха после предшествовавшего максимального вдоха называется *жизненной емкостью легких (ЖЕЛ)*. Она не равна всему объему воздуха в легком (общему объему легкого), поскольку легкие полностью не спадаются. Объем воздуха, который остается в несжавшихся легких, называется *остаточным воздухом*. Имеется дополнительный объем, который можно вдохнуть при максимальном усилии после нормального вдоха. А тот воздух, который выдыхается максимальным усилием после нормального выдоха, это *резервный объем выдоха*. Функциональная остаточная емкость состоит из резервного объема выдоха и остаточного объема. Это тот находящийся в легких воздух, в котором разбавляется нормальный дыхательный воздух. Вследствие этого состав газа в легких после одного дыхательного движения обычно резко не меняется.

Минутный объем (V) — это воздух, вдыхаемый за одну минуту. Его можно вычислить, умножив средний дыхательный объем (V_1) на число дыханий в минуту (f), или $V = fV_1$. Часть V_b , например, воздух в трахее и бронхах до конечных бронхиол и в неперфузируемых альвеолах, не участвует в газообмене, так как не приходит в соприкосновение с активным легочным кровотоком — это так называемое мертвое пространство (V_d). Часть V_t которая участвует в газообмене с легочной кровью, называется *альвеолярным объемом*

(V_a). С физиологической точки зрения альвеолярная вентиляция (V_o) — наиболее существенная часть наружного дыхания $V_a = f(V_t - V_d)$, так как она является тем объемом вдыхаемого за минуту воздуха, который обменивается газами с кровью легочных капилляров.

Вентиляция легких

Вентиляция легких зависит от дыхательного объема (ДО) и частоты дыхания. Объем воздуха, который могут вместить легкие при максимально глубоком вдохе, называется *общей емкостью легких (ОЕЛ)*. Тот объем, который человек может выдохнуть после максимального вдоха, составляет *жизненную емкость легких (ЖЕЛ)*. Нормальная глубина дыхания, свойственная отдельному человеку в состоянии покоя, называется *дыхательным объемом (ДО)* и составляет около 10% ОЕЛ или 15—18% ЖЕЛ. Произведение дыхательного объема на число дыханий составляет *минутный объем дыхания (МОД)*. Эта величина зависит прежде всего от уровня метаболизма, массы тела (веса), возраста, и в условиях покоя у взрослого человека может колебаться в широких пределах от 3 до 10 л.

На рис. 17.30 схематично представлены легочные объемы человека. Вверху большая диаграмма показывает четыре первичных легочных объема и их примерную величину. Внешний круг указывает наибольший объем, до которого могут быть растянуты легкие; внутренний круг (остаточный объем) ограничивает объем, оставшийся после того, как весь воздух изгнан из легких (при самостоятельном дыхании). Вокруг центральной диаграммы расположены более мелкие; затушеванные области на них означают четыре емкости легких. Объем газа мертвого пространства включен в остаточный объем, функциональную остаточную емкость и общую емкость легких, как это имеет место при измерении обычными методами. Внизу представлены легочные объемы так, как они получаются на спирограмме; затушеванные участки соответствуют центральной диаграмме в верхней части рисунка.

Из общего количества воздуха, вдыхаемого в нормальных условиях человеком, около 150 мл не попадает в альвеолы и распределяется в верхних дыхательных путях — глотке, гортани, трахее и бронхах — в так называемом мертвом пространстве (МП) и, следовательно, не участвует в газообмене.

Различают анатомическое и физиологическое мертвое пространство. Объем анатомического мертвого пространства можно вычислить по формуле:

$$\text{ОМП (мл)} = \text{масса тела (кг)} \times 2,22.$$

В обычных условиях величина анатомического МП довольно постоянна.

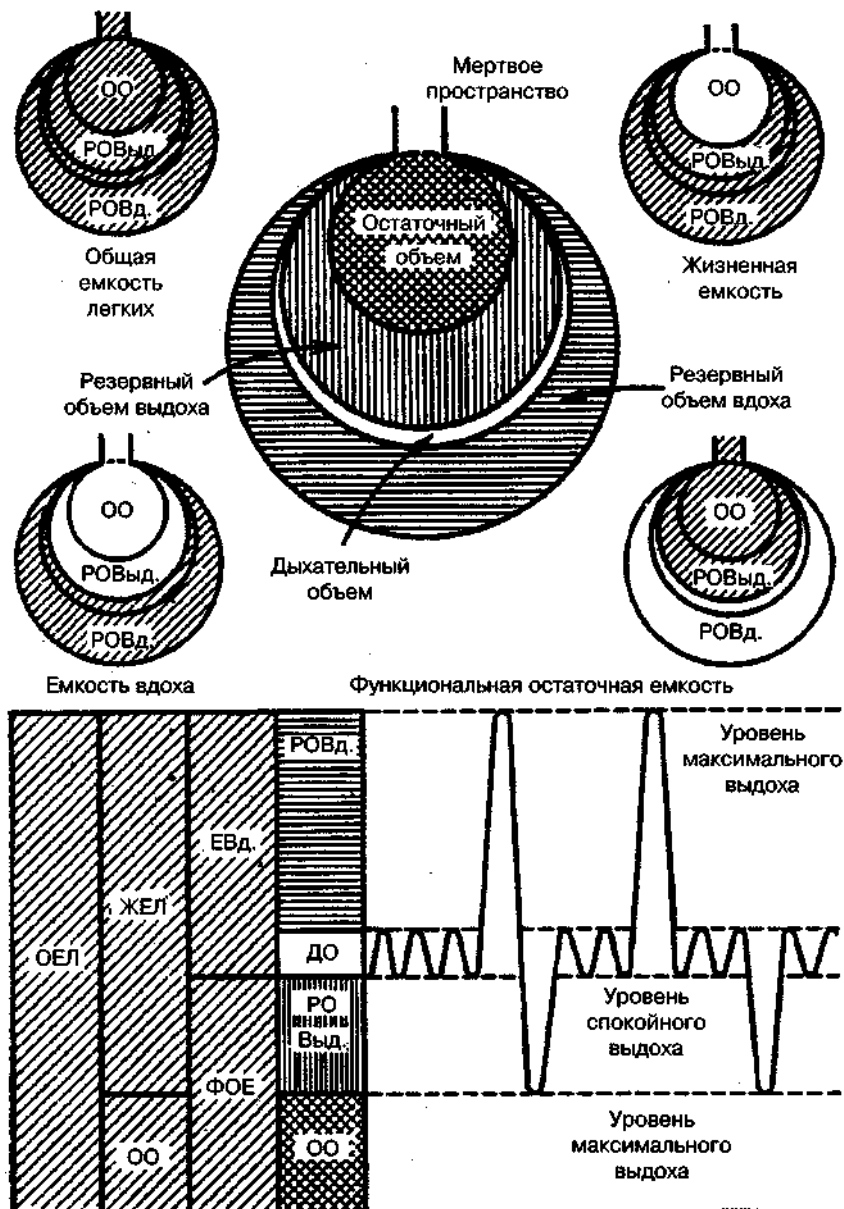


Рис. 17.30. Легочные объемы

В процессе дыхания не весь вдыхаемый воздух достигает альвеол и участвует в газообмене; поэтому возникает необходимость введения еще одного понятия — минутной альвеолярной вентиляции (МАН). У взрослого человека МАН составляет в среднем 2,5— 5 л/мин. Зависимость между минутным объемом дыхания (МОД) и минутной альвеолярной вентиляцией может быть выражена формулами:

$$\text{МАН} = \text{МОД} - \text{ОМП} \cdot \text{ЧД} \text{ или } \text{МАН} = (\text{ДО} - \text{ОМП}) \cdot \text{ЧД}$$

Поскольку МАН определяет газообмен, уменьшение доли ее в МОД будет приводить к ухудшению газообмена и наоборот. При одном и том же МОД увеличение частоты дыхания (ЧД) приводит к снижению МАН и, следовательно, к ухудшению газообмена. На рис. 17.31 показано, что один и тот же МОД (8000 мл) может быть получен при разной частоте дыхания (и,

конечно, при разном ДО). Но если при нормальной ЧД и нормальном ДО доля альвеолярной вентиляции в МОД достаточно высока и составляет 5600 мл (см. рис. 17.31, б), то при тахипноэ МАВ снижается до 3200 мл, а доля объема, не участвующего в газообмене, увеличивается (см. 17.31, а). Это влечет за собой ухудшение газообмена и увеличение цены дыхания.

Важным элементом адекватной спонтанной вентиляции легких здорового и больного организмов является синхронная деятельность межреберных дыхательных мышц и диафрагмы в активной фазе дыхательного цикла, т. е. в период вдоха, обеспечивающая максимальное увеличение емкости грудной полости в этот период. В ряде случаев наблюдается расстройство такой синхронизации в результате действия различных факторов. Такая синхронизированная деятельность дыхательных мышц и диафрагмы называется «наружным парадоксальным дыханием». Во всех случаях при парадоксальном дыхании возникают существенные нарушения газообмена, приводящие к гипоксии и гиперкапнии. На рис. 17.32 представлены возможные варианты такого нарушения вентиляции легких.

Дыхательный объем и частота дыхания = минутный объем

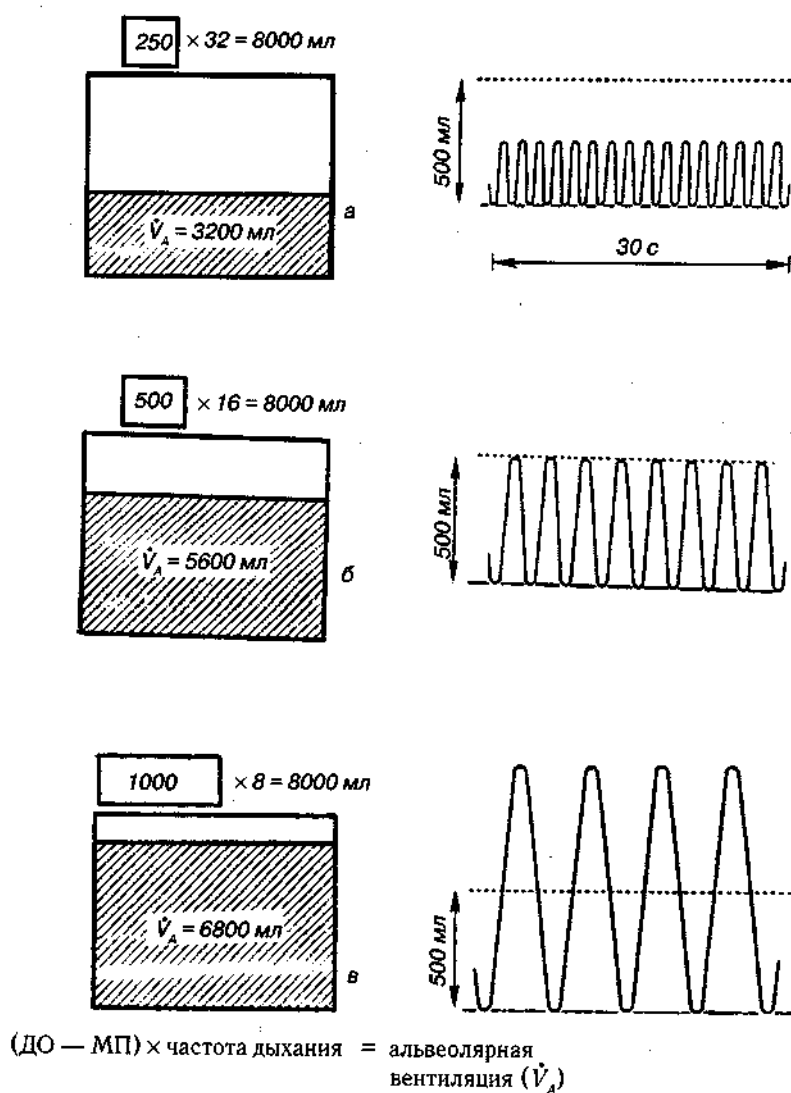


Рис. 17.31. Влияние изменений дыхательного объема и частоты дыхания на альвеолярную вентиляцию

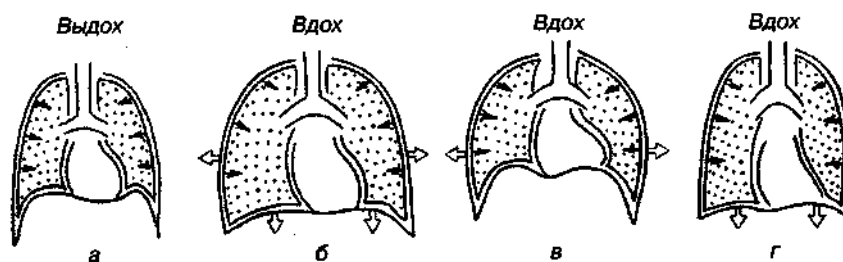


Рис. 17.32. Схема, иллюстрирующая «наружное парадоксальное дыхание»: *а, б* — взаимоотношение реберного каркаса грудной клетки и диафрагмы в момент нормального выдоха и вдоха; *в* — реберное дыхание; *г* — диафрагмальное дыхание

Вентиляционно-перфузионные отношения. Легочный кровоток

Эффективность газообмена в легких зависит от того, как распределяется объем вдыхаемого воздуха в альвеолах и кровоток в легочных сосудах. В идеальном случае на каждый метр протекающей по легочным сосудам крови в минуту должно приходиться 0,8 л альвеолярного воздуха, т. е. так называемый вентиляционно-перфузионный коэффициент равен 0,8 (рис. 17.33).

Если проанализировать газообмен здорового человека, то почти во всех случаях будет обнаружена большая или меньшая неравномерность распределения воздуха в легких. У здорового человека в состоянии покоя в дыхании участвуют не все альвеолы, а в кровообращении — не все легочные капилляры. Однако равномерность распределения воздуха в легких возрастает с увеличением МОД, например, при физической нагрузке.

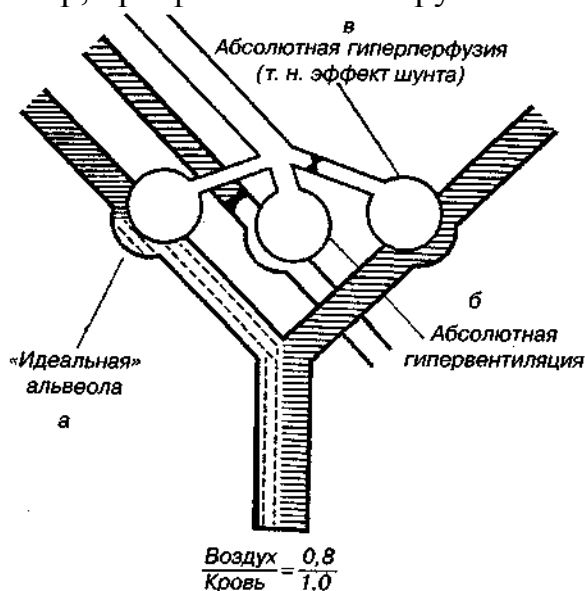


Рис. 17.33. Вентиляционно-перфузионные отношения в легких:
а — нормальная вентиляция и нормальная перфузия;
б — нормальная вентиляция альвеолы и отсутствие перфузии;
в — отсутствие вентиляции и нормальная перфузия

Неравномерное распределение кровотока по легочным сосудам также приводит к нарушению вентиляционно-перфузионных отношений. Даже у здорового человека почти никогда не бывает идеально равномерного распределения кровотока, так же как и вентиляция. При изменениях положения тела возникают изменения распределения кровотока в связи с гравитацией.

Возникновение у неподвижных больных (особенно у больных в послеоперационном периоде при длительном пребывании в одном положении и др.) влажных, так называемых застойных хрипов в нижних задних отделах легких (при отсутствии их в верхних отделах) связано именно с неравномерным распределением кровотока и вентиляции. Тот факт, что насыщение артериальной крови O_2 никогда не достигает 100% и в норме составляет 96%, объясняется неравномерностью вентиляции и кровотока, в результате которого в крови легочных вен всегда имеется небольшое количество восстановленного гемоглобина.

Таким образом, в норме вентиляционно-перфузионные отношения каждого легкого в отдельности поддерживаются автономными механизмами в зависимости от ряда внешних и внутренних причин.

Регуляция дыхания

Известно, что главная функция легких состоит в обмене кислорода (O_2) и углекислого газа (CO_2) между воздухом и кровью, т. е. в поддержании нормальных уровней P_{O_2} и P_{CO_2} в артериальной крови.

Уровни CO_2 (H^+) и O_2 в артериальной крови, как правило, регулируются в узких пределах через легочную вентиляцию.

Несмотря на широкую изменчивость поглощения кислорода (O_2) в организме и выделения из него углекислоты (CO_2), P_O и P_{CO} в артериальной крови в норме сохраняются достаточно постоянными. Эта удивительная регуляция осуществляется благодаря тонкому управлению легочной вентиляцией.

В ЦНС имеются специальные области, которые участвуют в создании каждого вентиляционного усилия дыхательных мышц, а также регулируют общую деятельность дыхательной системы. Участие ЦНС складывается из двух функционально отдельных элементов: 1) автоматическое дыхание, связанное, главным образом, со структурами ствола мозга, и 2) произвольное дыхание, связанное со структурами высших уровней мозга, главным образом, с корой больших полушарий.

Выяснено, что высший отдел ЦНС, кора больших полушарий, оказывает влияние на глубину и частоту дыхания. При стимуляции особых областей коры головного мозга дыхание или усиливается, или ослабляется. Эти области находятся под произвольным контролем и проявляют себя, когда мы едим или говорим.

Система регуляции дыхания (рис. 17.34) включает три основных элемента:

1) рецепторы, воспринимающие информацию и передающие ее в

2) центральный регулятор, расположенный в головном мозге.

Здесь информация обрабатывается и отсюда же посылаются команды на:

3) эффекторы (дыхательные мышцы), непосредственно осуществляющие вентиляцию легких.

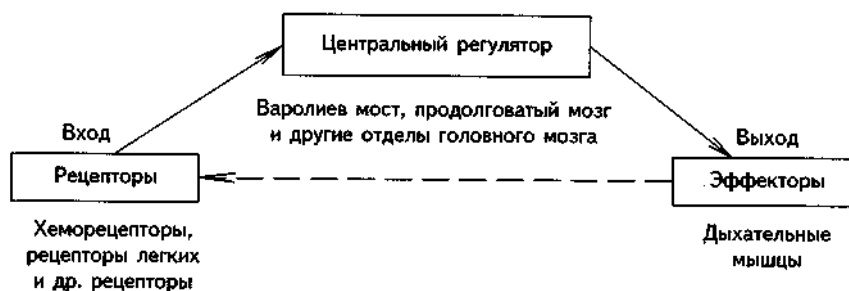


Рис. 17.34. Основные элементы системы регуляции дыхания.

Информация от различных рецепторов поступает в центральный регулятор, а от него посылаются команды дыхательным мышцам. Изменение активности этих мышц приводит к изменению вентиляции, а это в свою очередь снижает возбуждающие воздействия на рецепторы (отрицательная обратная связь)

Кроме того, существует ряд механорецепторов, возбуждение которых влияет на характер дыхания. Среди них — рецепторы давления. При их возбуждении возникают реакции, варьирующие от временного апноэ до значительного учащения дыхания. Движение суставов и растягивание мышц конечностей повышают как частоту дыхания, так и дыхательный объем. Боль тоже действует на дыхание.

Реакция легких на физические нагрузки

Пока внутриплевральное давление остается ниже атмосферного, размеры легких точно следуют за размерами грудной полости. Движения легких совершаются в результате сокращения дыхательных мышц в сочетании с движением частей грудной стенки и диафрагмы.

Вентиляция и легочный кровоток, перенос O_2 и CO_2 и диффузная способность при физической нагрузке могут возрасти в несколько раз.

При физической нагрузке вентиляция легких резко возрастает и при интенсивной физической работе может становиться очень сильной. У здоровых молодых мужчин максимальное потребление кислорода (МПК) иногда достигает 4 л/мин, а легочная вентиляция — 120 л/мин, т. е. в 15 раз превышает уровень покоя. Усиление вентиляции тесно связано с увеличением потребления O_2 и выделения CO_2 . Интересно, что причины такого усиления при физической нагрузке еще во многом неясны (J.V. West, 1988).

При нагрузке P_{CO_2} в артериальной крови не увеличивается; напротив, при тяжелой физической работе оно обычно слегка снижается. При умеренной нагрузке pH артериальной крови остается почти постоянным, а при тяжелой физической работе — снижается в связи с выделением молочной кислоты

(лактата) в процесс анаэробного гликолиза. Ясно, что ни один из перечисленных факторов не должен вызывать резкого усиления вентиляции при легкой или умеренной физической нагрузке.

Исследования показывают, что если совершать пассивные движения конечностями, то вентиляция легких усиливается. Это, по-видимому, связано с рефлекторной реакцией рецепторов, расположенных в суставах или мышцах.

Предполагается, что увеличение вентиляции легких при физической нагрузке может быть частично обусловлено повышением температуры тела и импульсами, поступающими от двигательной коры головного мозга.

Исследования показывают, что тренировки (и, особенно, соревнования) в среднегорье и зонах жаркого и влажного климата, вызывают сильную реакцию организма спортсмена на внешние факторы.

17.3. Биомеханика пищеварительной системы

Пищеварительный аппарат своим назначением имеет принятие пищи извне, механическую и химическую ее обработку и выведение во внешнюю среду неиспользованных пищевых остатков. Конечным результатом этого процесса является перевод пищевых веществ в растворимое состояние и всасывание их в кровь, посредством которой они доставляются живым тканям.

Пищеварительный аппарат можно рассматривать как своего рода трубку (общей длиной 10—14 м), начинающуюся краниально — ротовой щелью и заканчивающуюся каудально — задним проходом. У человека различают: полость рта, глотку, пищевод, желудок, тонкую и толстую кишку. Последние четыре отдела входят в понятие пищевого канала.

Стенки пищевого канала на всем протяжении состоят из трех оболочек: слизистой, обращенной в просвет канала; серозной, покрывающей органы снаружи; и мышечной.

Мускулатура пищеварительного аппарата служит передвижению принятой пищи в кранио-каудальном направлении, обеспечивает перемешивание ее для возможно большего контакта с пищеварительными соками и регулирует переход пищевых масс из одного отдела в другой.

Основными функциями пищеварительного аппарата являются секреторная, моторная и всасывательная. Секреторная функция заключается в выработке железистыми клетками пищеварительных соков: слюны, желудочного, поджелудочного и кишечного соков и желчи. Моторная, или двигательная, функция осуществляется мускулатурой пищеварительного аппарата и обеспечивает жевание, глотание и передвижение пищи вдоль пищеварительного тракта, а также выбрасывание непереваренных остатков. Всасывание осуществляется слизистой оболочкой желудка, тонких и толстых кишок. Сокращение гладких мышечных волокон стенки желудка обеспечивает моторную, иначе говоря, двигательную функцию желудка. Значение ее состоит в перемешивании содержимого желудка и передвижении пищи из желудка в кишку. Перистальтика осуществляется непрерывно с определенным ритмом и скоростью. Так, перистальтика желудка составляет 3 м (3 волны в минуту), а

кишечника — 6 м/с, но изменяется при некоторых заболеваниях.

Перистальтика обеспечивает перемешивание, растирание и продвижение химуса. Она обусловлена последовательно смещающимися сокращениями и расслаблениями гладкомышечной мускулатуры (циркуляторной и продольной).

При физиологическом исследовании кишечника можно выявить две формы бегущих волн деформации: стоячие волны, наблюдаемые в эксперименте на изолированной кишке (или ее сегменте), и волны, распространяющиеся в продольном направлении, которые вызывают изменения внутриполостного давления и объема кишки.

Наряду с секреторной, органы пищеварительного тракта осуществляют также экскретную функцию, состоящую в выделении из организма некоторых продуктов обмена (например, желчных пигментов) и солей тяжелых металлов.

Все функции органов пищеварения подчинены сложным нервным и гуморальным механизмам регуляции.

Схема расположения внутренних органов представлена на рис. 17.35, а, а на рис. 17.35, б представлено моделирование механических связей.

Продвижение и переваривание пищи в желудочно-кишечном тракте происходит в результате перистальтики желудка и кишок. Перистальтические движения наступают в результате сокращения мускулатуры, происходит как бы волнообразное движение. Эвакуаторная функция желудка связана с перистальтическими сокращениями мускулатуры и поступлением пищи в двенадцатиперстную кишку.

При нарушении перистальтики возникает метеоризм, колиты и другие нарушения; замедление эвакуации желудочного содержимого наблюдается при хронических гастритах.

В норме пустой желудок находится в спавшемся состоянии, а при поступлении пищи — начинается перистальтическая функция. Перистальтика желудка обусловлена тонусом желудочной мускулатуры.

О перистальтике желудка, т. е. о состоянии тонуса мускулатуры, можно судить по данным рентгенологического исследования, по электрогастрографии или по радиотелеметрии и др.

Желудочно-кишечный тракт, как полый орган с гладкой мускулатурой, функционирует в результате сокращения кишечной мускулатуры.

Главные функции кишечника — секреторная, двигательная и всасывательная — осуществляются неодинаково в разных отделах.

Секреторная, или пищеварительная, функция в основном осуществляется в верхнем отделе тонкого кишечника. Главную роль в выполнении этой функции играют выделяющиеся здесь ферменты поджелудочной железы, желчь и др.

Некоторую роль в кишечном пищеварении играют ферменты, выделяемые бактериями, населяющими кишечник. Тонкокишечное пищеварение касается всех групп пищевых веществ — жиров, белков, углеводов, нуклеиновых кислот.

Двигательная функция кишечника. В тонких кишках наблюдается два вида движений: перемешивающие, способствующие смешиванию кишечного

содержимого с пищеварительными соками, и перистальтические, при которых происходит сокращение как круговой, так и продольной мускулатуры кишок. Сокращения круговой мускулатуры совершаются таким образом, что выше пищевого комка она сокращается, а ниже него расслабляется. Это способствует продвижению пищевой массы вперед. Сокращение продольных мышечных волокон вызывает укорочение соответствующего участка кишки и как бы надвигание его на пищевую массу, благодаря чему последняя опять-таки оказывается в более дистальном, т. е. расположенном ближе к толстой кишке участке.

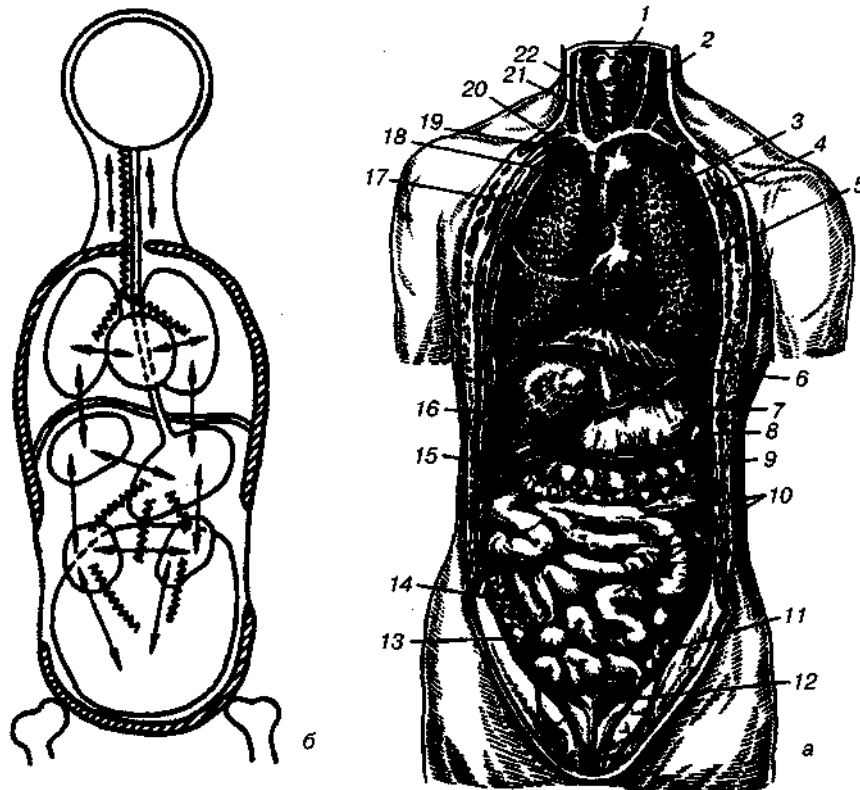


Рис. 17.35. Внутренние органы человека (а). Моделирование механических связей (б). 1 — гортань, 2 — дыхательное горло, 3 — верхняя доля легкого, 4 — легочный ствол, 5 — сердце, 6 — диафрагма, 7 — желудок, 8 — селезенка, 9 — поперечная ободочная кишка, 10 — тонкая кишка, 11 — сигмовидная ободочная кишка, 12 — мочевой пузырь, 13 — слепая кишка, 14 — восходящая ободочная кишка, 15 — желчный пузырь, 16 — печень, 17 — верхняя доля правого легкого, 18 — аорта, 19 — верхняя полая вена, 20 — плечеголовная вена, 21 — правая внутренняя яремная вена, 22 — правая общая сонная артерия

В верхней части тонкой кишки продвижение пищевых масс происходит быстро, в нижней — замедляется. Все движения в тонких кишках происходят под влиянием импульсов, возникающих в ауэрбаховском и мейснеровском сплетениях.

Двигательная функция толстой кишки сводится в основном к проталкиванию каловых масс по направлению к заднему проходу. В толстом

кишечнике происходит три вида движений: малые и большие маятникообразные движения, при которых происходят перемешивание содержимого и уплотнение его благодаря всасыванию жидких частей, перистальтические движения, способствующие продвижению каловых масс по направлению к прямой кишке. Все движения в толстых кишках происходят медленнее и реже, чем в тонких.

Поступление каловых масс в прямую кишку влечет за собой дефекацию. Дефекация является рефлекторным актом, вызываемым раздражением каловыми массами нервных окончаний в слизистой оболочке прямой кишки. Это раздражение проводится к центру, расположенному в поясничной части спинного мозга. При этом возникают непроизвольные сокращения прямой кишки при одновременном открытии ее сфинктера. К ним присоединяется натуживание, заключающееся в произвольном сокращении мышц брюшного пресса. Эти сокращения повышают внутрибрюшное давление и тем самым способствуют лучшему извержению кала. Рефлекс дефекации может быть временно подавлен волевым усилием под влиянием импульса из коры головного мозга.

Расстройства секреторной функции кишечника могут выразиться в уменьшении или в увеличении выделения кишечного сока.

Расстройства двигательной функции кишечника выражаются в ускорении или замедлении продвижения содержимого по кишечному тракту. Вследствие ускоренного продвижения кишечного содержимого жидкие части его не успевают всосаться. В результате этого наступает диарея. При медленном продвижении и длительном пребывании в кишечнике каловые массы сильно уплотняются, в результате чего наступает запор.

Расстройство всасывательной функции кишечника выражается в недостаточном всасывании пищевых веществ в кишках. Эти расстройства зависят либо от слишком быстрого прохождения содержимого по кишечнику вследствие усиления перистальтики, либо от патологических изменений в кишечной стенке, или нарушения кровообращения в ней вследствие сердечной недостаточности, или застоя в системе воротной вены, либо, наконец, от недостаточности переваривания пищи в кишечнике, что препятствует переходу ее во всасываемую форму.

17.4. Биомеханика опорно-двигательного аппарата (ОДА)

Опорно-двигательный аппарат подразделяют на *пассивный* (скелет и его соединения) и *активный* (мышцы) компоненты.

Под скелетом вообще понимают комплекс более или менее плотных образований, имеющих в жизни организма преимущественно механическое значение. Вокруг частей скелета человека группируются мягкие ткани и органы; этим объясняется соответствие между формой скелета и формой всего

тела.

Скелет человека выполняет локомоторную функцию. Пассивная часть аппарата движения включает в себя кости и их соединения. Механические функции скелета способны обеспечивать опору, защиту и движение. Опорная функция заключается в прикреплении к скелету мышц, связок и сухожилий. Под защитой понимают ограждения внутренних органов от механических повреждений. Движение осуществляется благодаря наличию костных рычагов, приводимых в действие мышцами.

Скелет взрослого человека состоит более чем из 200 отдельных костей, преобладающая часть их — парные.

Скелет человека (рис. 17.36) подразделяют на основные части: череп, позвоночник, грудную клетку, верхние (включая плечевой пояс) и нижние (включая тазовый пояс) конечности.

Череп состоит из неподвижно сочлененных костей (исключение составляет височно-нижнечелюстной сустав). Череп служит опорой и защитой многим важнейшим органам. Череп образует , полость, которая представляет как бы конечное расширение позвоночного канала и заключает в себе головной мозг с его оболочками и сосудами.

Позвоночный столб составляется из всех истинных позвонков, крестца, копчика и межпозвоночных хрящей со связочным и суставным аппаратом (рис. 17.37).

Движения между отдельными позвонками малы, но, суммируясь, они сообщают позвоночному столбу значительные перемещения. Причем позвоночный столб может совершать движения вокруг всех осей: фронтальной, сагиттальной, вертикальной.

Возможны следующие движения позвоночного столба: 1) вокруг фронтальной оси — сгибание и разгибание (первое — гораздо значительнее), наиболее свободные из всех движений позвоночника; 2) вокруг сагиттальной оси — сгибание в сторону (иначе — отведение позвоночника от срединной плоскости); вокруг вертикальной оси — повороты (скручивание); 4) пружинное движение, при котором измеряют величину кривизны позвоночника (например, при прыжках). Большой подвижностью отличаются верхний поясничный и шейный отделы.

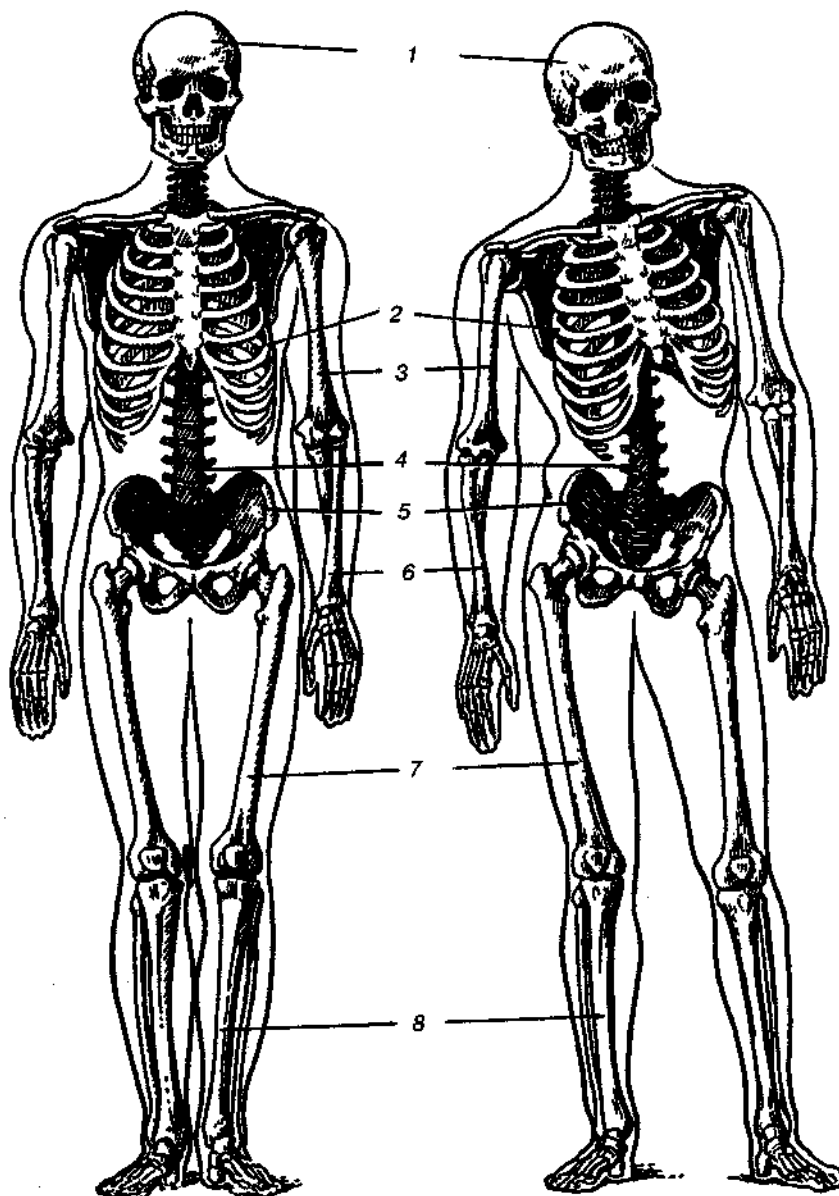


Рис. 17.36. Скелет взрослого человека:

1 — череп, 2 — грудная клетка, 3 — плечевая кость, 4 — позвоночник, 5 — таз, 6 — кости предплечья, 7 — бедренная кость, 8 — кости голени

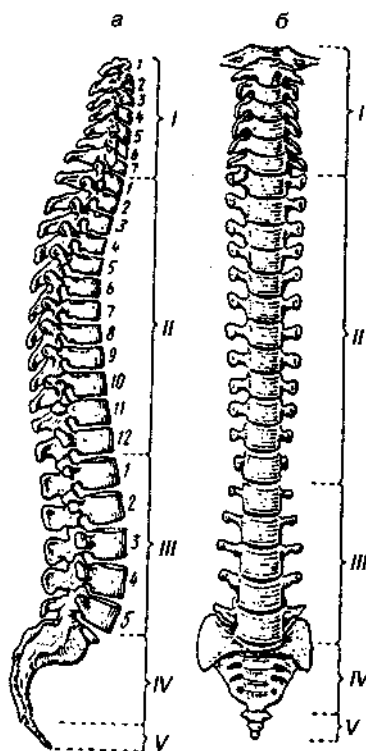


Рис. 17.37. Позвоночный столб:

/ — шейные позвонки, // — грудные позвонки, /// — поясничные позвонки, IV — крестцовые позвонки (крестец), V — копчиковые позвонки (копчик)

Межпозвоночные хрящи уменьшают толчки и сотрясения, образуют соединения прочные, но вместе с тем достаточно эластичные, допускающие движения во все стороны. Величина движений значительно больше в том отделе позвоночника, где хрящи толще.

Каждому грудному позвонку соответствует пара ребер, из них 7 верхних соединяются своими передними концами с грудной костью. Позвоночник подразделяют на пять отделов: шейный (C_1 — C_7), грудной (T_1 — T_{12}), поясничный (L_1 — L_5), крестцовый (S_1 — S_5), копчиковый (4—5). Длина позвоночника мужчины равняется в среднем 73 см, причем на шейный отдел приходится 13 см, на грудной — 30 см, на поясничный — 18 см и на крестцово-копчиковый — 12 см. Позвоночник женщины имеет длину в среднем 69 см. В старческом возрасте наблюдается укорочение позвоночника на 5—7 см. В общем длина позвоночного столба составляет около $2/3$ всей длины тела.

Функциональное значение позвоночника чрезвычайно велико: он поддерживает голову, служит гибкой осью туловища, принимает участие в образовании стенок грудной и брюшной полостей и таза. В позвоночном канале помещается спинной мозг, его оболочки и сосуды.

Опорно-двигательная функция позвоночника во многом определяется структурными и механическими свойствами межпозвоночных дисков, соединяющих тела соседних позвонков, а также связок, соединяющих тела, дуги и отростки позвонков.

Между отдельными позвонками имеются соединения, которые

связывают: 1) их тела; 2) дуги и 3) отростки. Поверхности тел двух смежных позвонков, обращенные друг к другу, соединяются межпозвоночными хрящами, который отсутствует только между I и II шейным позвонками. Число этих хрящей в позвоночнике взрослого равняется 23, толщина хряща от 2 мм (в средней грудной области) до 10 мм у нижних поясничных позвонков. Кроме того, толщина неодинакова и в различных пунктах одного и того же хрящевого диска. Общая высота всех хрящей составляет приблизительно четверть длины всего позвоночного столба (не считая крестцовой кости и копчика).

Межпозвоночные хрящи прочно соединяют тела позвонков между собой, вместе с тем они допускают известную подвижность и играют роль эластических подушек.

Межпозвоночные хрящи выдерживают вес вышерасположенных отделов тела, а также демпфируют в силу своего строения ударные нагрузки, возникающие при ходьбе и беге, при постановке ноги на землю, при приземлении и др.

На среднем распиле позвоночника видно, что размеры тел позвонков увеличиваются в направлении сверху вниз; и можно выделить кривизны позвоночника в переднезаднем направлении — физиологический лордоз — изгиб, обращенный выпуклостью кпереди; физиологический кифоз — изгиб выпуклости кзади и незначительное искривление позвоночника вбок — физиологический сколиоз. Различают: лордозы — шейный и поясничный, кифоз — грудной и крестцовый (рис. 17.38). Кривизны позвоночника возникают у человека в связи с вертикальным положением его тела (рис. 17.39).

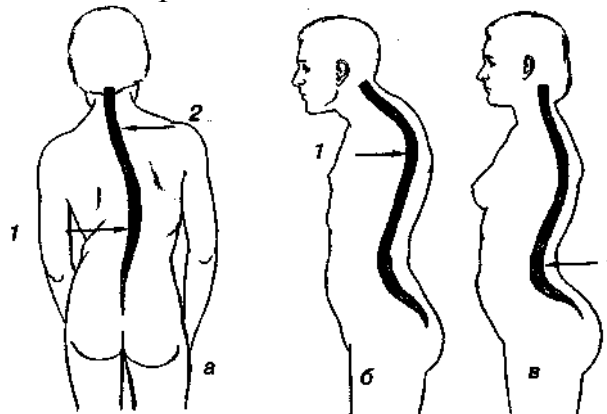


Рис. 17.38. Иллюстрация ненормальных изгибов позвоночника. *а*: 1 — первичный сколиоз пояснично-грудного отдела позвоночника; 2 — компенсаторный изгиб шейно-грудного отдела. *б*: 1 — кифоз грудного отдела, *в*: 1 — лордоз поясничного отдела

Кости соединяются между собой с помощью: 1) непрерывных соединений (при помощи соединительной ткани (синдесмозы) и посредством хряща (синхондрозы); 2) полусуставов (где соединение осуществляется посредством хряща); 3) прерывных соединений (суставов, обеспечивающих высокую подвижность всего тела).

Суставы различаются по форме суставных поверхностей и степени подвижности сочленяющихся костей (см. табл. 17.7).

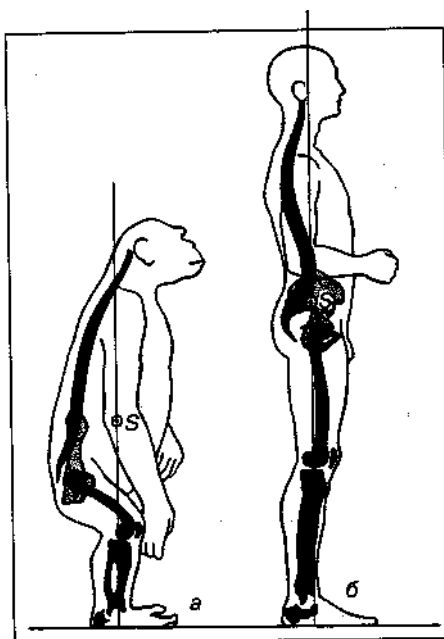


Рис. 17.39. Кривизна позвоночника: а — у шимпанзе, б — у человека

Сустав называется *простым*, если в его образовании участвуют две кости, и *сложным*, если его образуют три кости и более. Сустав включает основные структурные элементы (хрящи, капсулу, суставную полость) и вспомогательные образования (синовиальные складки, внутрисуставные связки, внутрисуставные хрящи, суставные губы, сесамовидные кости).

К простым суставам относятся блоковидный сустав (см. табл. 17.7). К суставам со сложной кинематикой движения относят коленный сустав.

Наличие синовиальной жидкости в суставе, ее физико-механические свойства и свойства хряща обеспечивают функциональную конгруэнтность суставных поверхностей при локомоциях (движениях). Питание внутрисуставного хряща происходит за счет интерстициальной и синовиальной жидкостей. Синовиальная жидкость обладает важными свойствами для функционирования сустава (суставов), например, высокой упругостью. Удельный вес синовии равен $1,07 \cdot 10^4 \text{ Н/м}^3$, а относительная вязкость (по отношению к вязкости воды, которая составляет 1,002) колеблется от 5,7 до 1160.

От наличия синовиальной жидкости в суставе и ее свойств зависит функция сустава.

С точки зрения кинематики, соединения (суставы) между отдельными звеньями (костями) представляют собой кинематические пары, идеализированные схемы которых представлены в таблице 17.7.

Подвижность кинематических цепей обеспечивается работой мышц. Равнодействующая мышечных сил действует на кости, вращающиеся вокруг осей суставов.

Таблица 17.7

Кинематические соединения скелета человека

Форма соединения	Схема соединения	Применение
Цилиндрическая		Ось взаимного вращения параллельна осям сочлененных костей
Блоковидная		Ось взаимного вращения перпендикулярна осям сочлененных костей
Мыщелковая		Ось взаимного вращения составляет произвольный угол с осями сочлененных костей
Эллипсоидная		Взаимный поворот возможен вокруг двух взаимно перпендикулярных осей
Седловидная		Взаимный поворот возможен вокруг двух взаимно перпендикулярных осей
Шаровая		Взаимный поворот возможен вокруг трех взаимно перпендикулярных осей
Плоская		Возможно взаимное поступательное перемещение вдоль двух взаимно перпендикулярных осей и вращение относительно осей сочлененных костей

Движение в суставах обеспечивается парой функциональных рабочих групп мышц: одноостные суставы обслуживает одна пара (две функциональные группы мышц); двухостные — две пары (четыре группы мышц); трехостные — три пары (шесть групп мышц).

Локомоторные движения осуществляет нервно-мышечный аппарат (НМА). Для анализа движений и исследования их динамики необходимо знать размеры тела человека и отдельных его частей. Они измеряются в зависимости от пола, возраста, вида деятельности и др.

В анатомо-физиологической практике принята классификация движений в суставах, связанных с осями плоскостей. Различают движения: 1) вокруг фронтальной оси (сгибание, разгибание); 2) вокруг сагиттальной оси (отведение, приведение); 3) вокруг продольной оси (вращение внутрь и вперед, вращение наружу).

Круговое движение совершается при переходе движения с одной оси на другую. При анализе движений в суставе, необходимо учитывать ограничения на эти движения.

Грудная клетка

Грудную клетку образуют 12 грудных позвонков, 12 пар ребер с их хрящами, грудная кость и сложный связочный аппарат. Форму грудной клетки сравнивают с усеченным конусом, основание которого обращено книзу. Через верхнее отверстие грудной полости проходят: дыхательное горло, пищевод, кровеносные сосуды и нервы. Нижнее отверстие закрыто грудобрюшной преградой — диафрагмой — тонкой мускульно-сухожильной пластинкой, отделяющей грудную полость от брюшной. Полость грудной клетки содержит сердце и легкие с их серозными оболочками.

Форма и особенно размеры грудной клетки подвержены значительным индивидуальным колебаниям, крайние степени которых граничат с патологическими состояниями.

С пятнадцатилетнего возраста начинают обрисовываться половые различия. У мужчины все размеры грудной клетки значительнее и она имеет более близкое сходство с конусом, у женщин разница в диаметре верхней и нижней частей не так велика, грудная клетка короче и закругленнее. Упругость грудной клетки в пожилом возрасте уменьшается (реберные хрящи омелевают, подвижность ослабевает, грудная клетка становится более длинной и плоской).

Скелет конечностей человека

Скелет каждой конечности разделяется на пояс и свободный отдел (см. рис. 2.14). Пояс расположен в пределах туловища, является для конечностей опорой и соединяет их свободный отдел со скелетом туловища.

Пояс верхней конечности состоит из двух отдельных парных костей — ключицы и лопатки.

Свободный отдел состоит из трех частей: проксимальный (плечо), средний (предплечье) и дистальный (кость).

Пояс нижней конечности образован с каждой стороны одной тазовой костью. Тазовая кость сочленяется с крестцом и с ближайшей костью свободного отдела конечности (бедренной костью).

Свободный отдел состоит из трех частей: проксимальной (бедро), средней (голень) и дистальной (стопа).

Кости человеческого тела соединяются между собой посредством плотной волокнистой соединительной ткани, эластической ткани и хряща.

Все соединения костей можно разделить на две группы: в первой связующая ткань представляет сплошную прослойку между костями; это непрерывные соединения — *синартрозы*, большей частью малоподвижные или неподвижные. Подвижность их определяется растяжимостью той ткани, которая соединяет кости. Вторую группу составляют прерывные соединения более или менее подвижные, иначе сочленения, или *суставы*; здесь в ткани, соединяющей кости, имеется полость, непрерывность связи между костями нарушается.

Некоторые кости, например, позвонки, связаны между собой различными видами соединений, среди которых имеются суставы, синхондрозы, синдесмозы.

Следует отметить, что суставы верхней конечности отличаются большей свободой и разнообразием движений, суставы нижней конечности также весьма подвижны при меньших степенях свободы в некоторых из них (например, в тазобедренном по сравнению с плечевым, или в голеностопном по сравнению с лучезапястным и т. д.).

Нижние конечности человека служат исключительно для опоры и передвижения тела, а верхние, свободные от этой работы, развились в орган трудовой деятельности.

Кроме скелета, система органов движения включает *мускулатуру* (см. рис. 13.2). Мышца соединяется с костью сухожилием посредством вставания коллагеновых волокон в надкостницу или надхрящницу, либо непосредственно в кость или хрящ. Сухожилия обеспечивают крепление мышц к костям, а также передачу мышечных усилий.

Прочность сухожилия при растяжении достигает от 44 до 67 МПа, хотя для дельтовидного сухожилия было получено значение разрушающего напряжения порядка 0,6 МПа.

Поперечнополосатые мышцы теснейшим образом (анатомически и физиологически) связаны со скелетом, образуя вместе с ним систему органов опоры и движения.

Общее число скелетных мышц в теле человека — более 600. Масса их составляет у женщин до 28—35% от массы тела, у мужчин — до 40—45%, у спортсменов — 55—65%. Приблизительно 50% общей массы скелетных мышц приходится на нижние конечности, 30% — на верхние конечности и 20% — на мышцы головы и туловища.

Скелетные мускулы, которые начинаются от костей (иногда от фасций и

их производных), к костям и прикрепляются.

Важным в механике является вспомогательный аппарат мышц, включающий фасции, синовиальные сумки, влагалища сухожилий, блоки мышц, сесамовидные кости.

Фасции — фиброзные оболочки, покрывающие мышцы и отдельные группы мышц. Фасции выполняют опорную функцию, крепятся к кости образуя фасциальные футляры.

Синовиальные сумки — тонкостенные изолированные мешочки, не связанные с полостью сустава и содержащие синовиальную жидкость.

Влагалища сухожилий — защитные приспособления сухожилий мышц в местах их наиболее тесного прилегания к кости (в области кисти и стопы). Они уменьшают трение, облегчая работу мышц.

Обычно мышцы действуют на кости, соединенные между суставами, так что получается тот или иной род рычага. Особенно ясно выражено это на конечностях: здесь длинные кости образуют систему легких и прочных рычагов, и в то же время представляют обширную поверхность, где прикрепляется высокодифференцированная мускулатура.

Примером рычага первого рода может служить работа мышц при удержании головы (рис. 17.40) или тела в тазобедренном суставе. При удержании груза в руке, согнутой в локтевом суставе, образуется рычаг второго рода (рис. 17.41.).

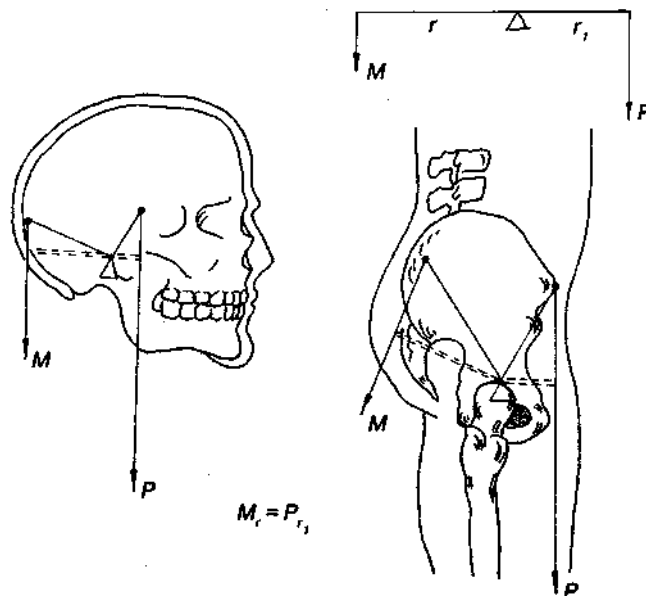


Рис. 17.40. Рычаги первого рода:

p — вектор парциального центра тяжести; M — вектор приложения мышечной силы; r и r_1 — плечи рычагов

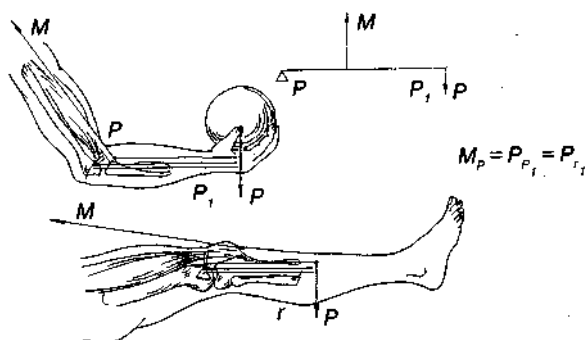


Рис. 17.41. Рычаги второго рода: P — вектор парциального центра тяжести; M — вектор приложения мышечной силы; r и r_1 — плечи рычагов

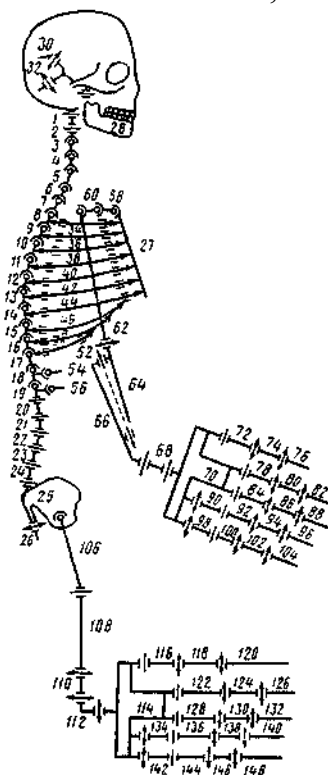


Рис. 17.42. Структурная схема опорно-двигательного аппарата человека (по А. Moreckieta, 1981)

В механике подвижное соединение двух звеньев, находящихся в непосредственном соприкосновении, называют кинематической парой. Кинематические пары могут быть вращательными и поступательными. В зависимости от числа ограничений, накладываемых на движение, звенья могут совершать от одного до пяти движений. В человеческом организме число независимых движений костей в суставах может составлять от одного до трех. На рис. 17.42 показана кинематическая схема ОДА человека, на которой кости представлены в виде звеньев кинематической цепи, а суставы — кинематических пар.

При исследовании движений человека широко применяют кинематические модели на основе уравнений движения системы твердых тел, которые соответствуют отдельным сегментам тела по геометрическим и масс-инерционным характеристикам; элементы модели соединяются вращательными

шарнирами, диапазоны поворотов которых соответствуют амplitудам угловых движений суставов; механические связи модели с окружающей средой часто заменяют действием сил реакции, что позволяет сохранять структуру модели при различных движениях.

Важной особенностью таких биомеханических моделей является их ветвящаяся структура типа «дерево». Отсчет координат может начинаться от различных элементов в зависимости от того, какие из них находятся в контакте с опорой.

В зависимости от целей исследования можно условно разделить модели такого типа на две группы: кинематические и динамические (И.Ф. Образцов и др., 1983). *Кинематическими* называют модели, предназначенные для описания движений тела человека и дающие зависимости угловых и линейных перемещений (скоростей, ускорений) отдельных его точек в функции времени. *Динамические* модели позволяют оценивать распределение сил, напряжений и деформаций в различных сегментах, структурах и тканях тела человека, в частности, для модельной оценки переносимости различных динамических воздействий.

Кинематика опорно-двигательного аппарата (ОДА)

Рассмотрим кинематику руки человека (рис. 17,43). С точки зрения биомеханики, верхняя конечность может быть смоделирована многозвенным пространственным механизмом (рис. 17.43, д). Эта система имеет семь степеней свободы. Плечевой сустав является шаровидным, т. е. имеет три степени свободы. На рис. 17.43, г он представлен эквивалентной схемой одноосных шарниров, оси вращения которых пересекаются в одной точке, а звенья 1, 2 имеют нулевую длину. Значит, положение седьмой системы координат в абсолютной, нулевой системе координат определяет формула:

$$\vec{r}_c = B_7 \vec{r}_7,$$

где $—\vec{r}_c—$ радиус-вектор точки С в абсолютной системе координатных осей; $\vec{r}_7—$ радиус-вектор точки С в седьмой системе координат.

Анализируя угловые перемещения, скорости и ускорения звеньев руки при исполнении различных целенаправленных движений типа «возьми-поставь» можно оценивать качественно и количественно процесс реабилитации пациента или использование протеза. Естественно, что при построении кинематической схемы и анализа движений нужно учитывать антропометрические данные (табл. 17.8) и ограничения, налагаемые на движения в суставах (табл. 17.9).

На рис. 17.44 приведена схема двухзвенного механизма, которым моделируется движение нижней конечности в фазе опоры. Такая схема позволяет определить перемещение мгновенного центра вращения бедра.

Считается, что плоское движение нижней конечности происходит в сагиттальной плоскости вокруг оси голеностопного сустава, остающейся

неподвижной. За обобщенные координаты принимаются углы $\phi_1(0)$ и $\phi_2(0)$. На рис. 17.44 показаны абсолютная и локальные оси координат. Положение точки С в абсолютной системе координатных осей находят по формуле:

$$\bar{r}_c = B_2 \bar{r}_2,$$

Здесь $r_2 = (0, 0, 0, 1)^T$; $B_2 = A_1 A_2$, где A_i - матрица положения.

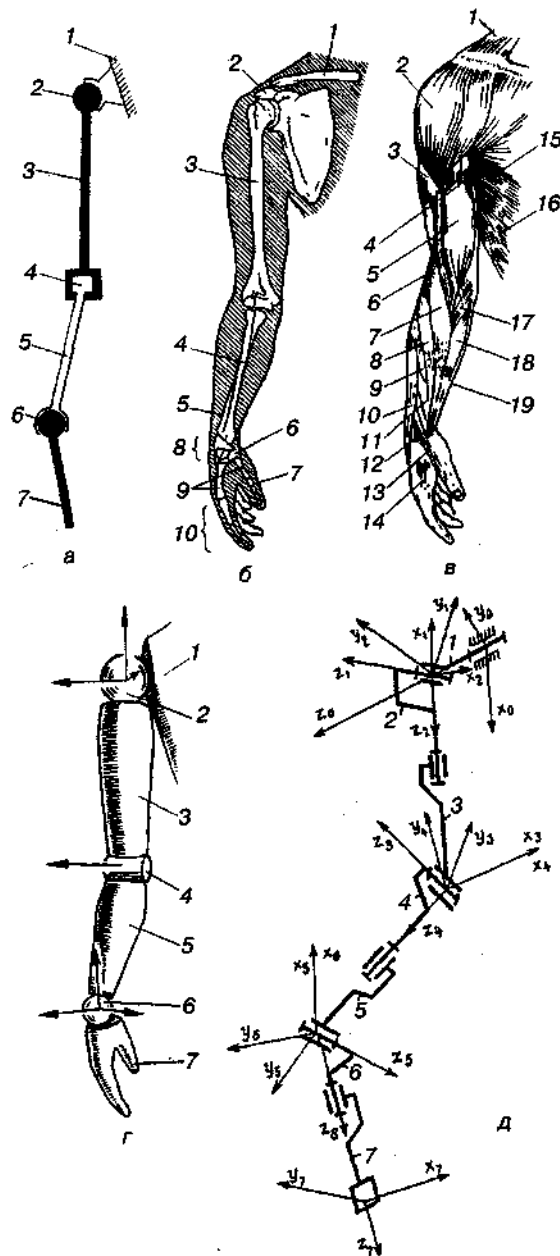


Рис. 17.43. Рука и ее кинематическая расчетная схема:

б — скелет руки: 7 — ключица, 2 — клювовидный отросток лопатки, 3 — плечевая кость, 4 — лучевая кость, 5 — локтевая кость, 6 — трапецевидная кость, 7 — проксимальная фаланга большого пальца, 8 — кости запястья, 9 — пястные кости, 10 — фаланги пальцев, д — система координат звеньев; а — кинематическая схема: 1 — «плечевой» пояс, 2 — плечевая сферическая кинематическая пара, 3 — плечо, 4 — локтевая цилиндрическая пара, 5 — предплечье, 6 — кистевая сферическая пара, 7 — кисть, в — мышцы верхней конечности: 1 — трапецевидная, 2 — дельтовидная, 3 — трехглавая мышца плеча, 4 — клювоплечевая, 5 — двуглавая мышца плеча, 6 — плечевая, 7 — плечелучевая, 8 — длинный лучевой разгибатель запястья, 9 — короткий лучевой разгибатель запястья, 10 — разгибатель пальцев, 11 — длинная отводящая мышца большого пальца, 12 — короткий разгибатель большого пальца, 13 — длинный разгибатель большого пальца, 14 — межкостная мышца, 15 — передняя зубчатая мышца, 16 — наружная косая мышца живота, 17 — круглый пронатор, 18 — лучевой сгибатель запястья, 19 — длинная ладонная мышца, г — динамическая модель: 1 — туловище, 2 — плечевой шарнир, 3 — плечо, 4 — локтевой шарнир, 5 — предплечье, 6 — шарнир кисти, 7 — кисть. Стрелки — компоненты мышечных моментов в суставах

Таблица 17.8

**Статические антропометрические параметры (Б.Ф. Ломов и др.,
1982)**

Поза	№ на рис. 7.46, А	Параметр	Значение, см			
			мужчины		женщины	
			<i>M</i>	<i>σ</i>	<i>M</i>	<i>σ</i>
Стоя	1	Длина тела	167,8	5,8	156,7	5,7
	2	Длина тела с вытянутой вверх рукой	213,8	8,4	198,1	7,6
	3	Ширина плеч	44,6	2,2	41,8	2,4
	4	Длина руки, вытянутой вперед	64,2	3,3	59,3	3,1
	5	Длина руки, вытянутой в сторону	62,2	3,3	56,8	3,0
	6	Длина плеча	32,7	1,7	30,2	1,6
	7	Длина ноги	90,1	4,3	83,5	4,1
	8	Длина бедра				
	9	Высота ротовой точки	151,3	5,6	142,2	5,5
	10	Высота глаз	155,9	5,8	145,8	5,5
	11	Высота плечевой точки	137,3	5,5	128,1	5,2
	12	Высота ладонной точки	51,3	3,5	48,3	3,6
Сидя	13	Длина тела	130,9	4,3	121,1	4,5
	14	Высота глаз над полом	118,0	4,3	109,5	4,2
	15	Высота плеча над полом	100,8	4,2	92,8	4,1
	16	Высота локтя над полом	65,4	3,3	60,5	3,5
	17	Высота колена над полом	50,6	2,4	46,7	2,7
	18	Длина тела над сиденьем	88,7	3,1	84,1	3,0
	19	Высота глаз над сиденьем	76,9	3,0	72,5	2,8
	20	Высота плеча над сиденьем	58,6	2,7	56,0	2,7
	21	Высота локтя над сиденьем	23,2	2,5	23,5	2,5
	22	Длина предплечья	36,4	2,0	33,4	1,8
	23	Длина вытянутой ноги	104,2	4,8	98,3	4,7
	24	Длина бедра	59,0	2,7	56,8	2,8

Таблица 17.9

Амплитуда движений различных частей тела

Часть тела	Характер движения	Амплитуда, град	
		средняя	разброс 90%
Рука	Разгибание — движение вверх	85	50—110
	Сгибание — движение вниз	53	31—88
	Отведение — движение в сторону	40	22-59
	Приведение — движение внутри	35	20-54
Голова	Наклон назад	60	34—85
	Наклон вперед	44	25—70
	Наклон вправо	40	24—60
	Наклон влево	42	26—62
	Поворот вправо	73	53-86
	Поворот влево	72	55-86
Стопа	Разгибание — движение вверх	27	14—39
	Сгибание — движение вниз	39	27-53
	Отведение — движение в сторону	35	22—56
	Приведение — движение внутри	33	20—48

Таблица 17.10

Зоны досягаемости человека, см

№ на рис. 17.46, Б	Вертикальная плоскость		Горизонтальная плоскость	
	женщины	мужчины	женщины	мужчины
1	140	155	137	155
2	110	135	110	135
3	73	80	66	72
4	43	50	20	24
5	63	70	20	24
6	126	140	30	33,5
7	68	77	48	55
8	72	80	—	—

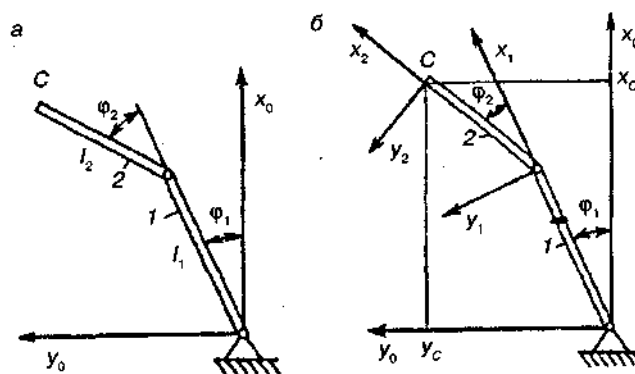


Рис. 17.44. Модель нижней конечности человека: а — расчетная схема, б — кинематическая расчетная схема

Обобщенные координаты задают как функцию времени по результатам экспериментальных наблюдений.

Решение обратной задачи кинематики представляют интерес для медицины и спорта. Формальная постановка обратной задачи кинематики требует решения уравнения:

$$A_1 A_2 \dots A_i = B_i \quad (17.1)$$

По заданной матрице B_i необходимо найти обобщенные координаты g_i . Матричное уравнение (17.1) эквивалентно шести скалярным уравнениям. При этом важно число степеней свободы механизма, который модулирует органы человека.

1 Если $\omega > 6$, то число неизвестных обобщенных координат превышает число уравнений и множество решений оказывается бесконечным.

2. Если $\omega < 6$, то число неизвестных меньше числа уравнений. Задача будет иметь решение лишь при некоторых специальных положениях механизма.

3. Если $\omega = 6$, то, приравняв наддиагональные элементы матриц 4×4 , стоящих слева и справа в уравнении (17.1), можно получить систему из шести трансцендентных уравнений относительно обобщенных координат g_i . Если это решение дает законы изменения обобщенных координат во времени $g_i(t)$, то, дифференцируя $g_i(t)$, можно найти обобщенные скорости $\dot{g}_i(t)$ и обобщенные ускорения $\ddot{g}_i(t)$. Однако при этом погрешности расчета велики из-за необходимости использования методов численного дифференцирования.

Антропометрические и масс-инерционные характеристики тела человека. Динамика опорно-двигательного аппарата (ОДА)

Тело человека представляет собой сложную биомеханическую систему, которая в повседневной жизни может испытывать значительные ускорения, а в спорте высших достижений особенно. При этом возникают усилия,

приводящие к нарушению координации движений, травмам и прочим изменениям в тканях ОДА.

Исследования движений человека (спортсмена) аналитическими методами механики проводятся с помощью моделей различной сложности, заменяющих ОДА и воспроизводящих действительную картину движений со степенью точности, достаточной для поставленных в процессе исследований задач.

Все сочленения звеньев тела можно моделировать геометрически идеальными вращательными шарнирами.

Чтобы воспроизвести движения тела человека, в моделях из максимально возможных шести измеряемых движений для каждого твердого звена, когда оно не присоединено к соседним звеньям (трех поступательных и трех вращательных относительно трех координатных осей, фиксированных на соседнем звене), при наложении кинематических связей исключаются все поступательные и остаются лишь вращательные движения, причем нередко допускаются только некоторые вращательные движения из трех возможных. Все оставшиеся вращательные движения составляют степени свободы звеньев.

Формула для определения числа степеней свободы ОДА в целом:

$$n = 6N - \sum_{i=3}^5 iP_i,$$

где n — число степеней свободы; N — число подвижных звеньев в модели тела; i — число ограничений степеней свободы в соединениях-суставах; P_i — число соединений с i ограничениями. При этом $\sum P_i = N - 1$.

Общее число степеней свободы тела человека составляет около $6 \cdot 144 - 5 \cdot 81 - 4 \cdot 33 - 3 \cdot 29 = 240$ (А. Morecki et al., 1969), но с полной достоверностью точное число неизвестно в связи с приближенным характером модели.

По кинематической схеме модели (см. рис. 17.43), подобно упрощенному скелету руки (см. рис. 17.43, г), легко подсчитать, что в этом примере подвижность руки относительно плечевого пояса оценивается 7-ю степенями свободы.

Положение о преодолении избыточных степеней свободы при работе наглядно изображается на кинематической схеме (см. рис. 17.43, а), если момент мышечных сил в каждом суставе разложить на его составляющие по степени свободы (см. 17.43, г). Очевидно, что число этих компонент момента будет равно числу степеней свободы.

Различают две задачи динамики. При решении *первой* задачи считается, что известны законы движения всех звеньев (обобщенные координаты) и определяются суставные моменты и динамические нагрузки в суставах. Этот расчет позволяет оценить прочность, жесткость и надежность исследуемой системы. *Вторая* задача динамики заключается в определении динамических ошибок — отклонений законов движения от заданных. Известными считаются внешние силы и находятся законы движения.

При решении задач динамики необходимо выбрать и обосновать

динамическую расчетную схему. Важную роль при их построении играет моделирование воздействий внешних факторов, в том числе трения, материала и др. Затем строят математическую модель, соответствующую динамической расчетной схеме.

При построении динамических расчетных схем тела человека актуальным является определение масс-инерционных характеристик (МИХ) сегментов тела: масс, моментов инерции, координат центров масс отдельных сегментов (частей) тела. Границы сегментов набирают таким образом, чтобы внутри сегмента отсутствовала деформация или произвольное изменение геометрии масс сегмента. Обычно выделяют следующие сегменты: стопу, голень, бедро, кисть, предплечье, плечо, голову, верхний, средний и нижний отделы туловища. На рис. 17.45 указаны значения моментов инерции основных сегментов

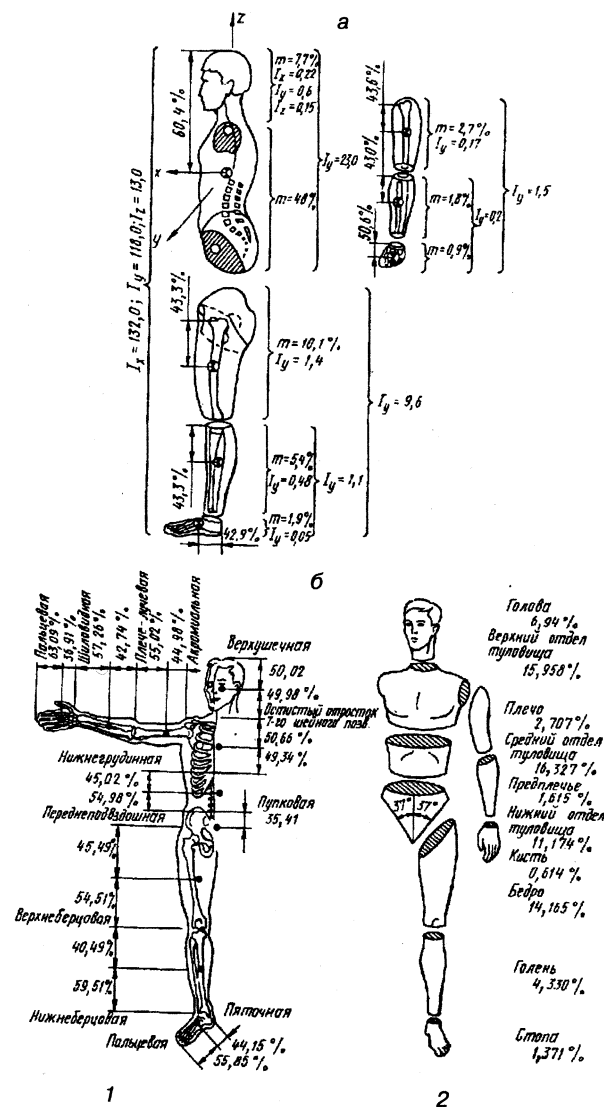


Рис. 17.45. Масс-инерционные характеристики тела человека:

а — момент инерции основных сегментов; б — способ деления на сегменты: 1 — антропометрические точки, определяющие границы сегментов и координаты центров масс сегментов на их продольных осях (в процентах длины); 2 — относительные массы сегментов

Таблица 17.11

Коэффициенты уравнений множественной регрессии вида

$$Y = B_0 + B_1 X_1 + B_2 X_2$$

для вычисления масс-инерционных характеристик сегментов тела
мужчин по весу (X_1) и длине тела (X_2)

Сегмент	B_0	B_1	B_2
<i>Масса сегмента, кг</i>			
Стопа	—0,8290	0,00770	0,00730
Голень	—1,5920	0,03620	0,01210
Бедро	—2,6490	0,14630	0,01370
Кисть	—0,1165	0,00360	0,00175
Предплечье	0,3185	0,01445	—0,0114
Плечо	0,2500	0,02012	—0,00270
Голова	1,2960	0,01710	0,01430
Верхняя часть туловища	8,2144	0,18620	—0,05840
Средняя часть туловища	7,1810	0,22340	—0,06630
Нижняя часть туловища	—7,4980	0,09760	0,04896
<i>Положение центра масс на продольной оси сегмента, см</i>			
Стопа	3,767	0,0650	0,0330
Голень	—6,050	—0,0390	0,1420
Бедро	—2,420	0,0380	0,1350
Кисть	4,110	0,0260	0,0330
Предплечье	0,192	—0,0280	0,0930
Плечо	1,670	0,0300	0,0540
Голова	8,357	—0,0025	0,0230
Верхняя часть туловища	3,320	0,0076	0,0470
Средняя часть туловища	1,398	0,0058	0,0450
Нижняя часть туловища	1,182	0,018	0,0434
<i>Главный центральный момент инерции относительно сагиттальной оси, кг·см²</i>			
Стопа	—100	0,480	0,626
Голень	—1105	4,490	6,630
Бедро	—3557	31,70	18,610
Кисть	—19,5	0,170	0,116
Предплечье	—64	0,950	0,340
Плечо	—250,7	1,560	1,512
Голова	—78	1,171	1,519
Верхняя часть туловища	81,2	36,730	—5,970
Средняя часть туловища	618,5	39,800	—12,870
Нижняя часть туловища	—1568	12,000	7,741

Сегмент	B_0	B_1	B_2
<i>Главный центральный момент инерции относительно фронтальной оси, кг-см²</i>			
Стопа	—97,09	0,414	0,614
Голень	—1152	4,594	6,815
Бедро	—3690	32,020	19,240
Кисть	—13,68	0,088	0,092
Предплечье	—69,70	0,855	0,376
Плечо	—232	1,525	1,343
Голова	—112	1,430	1,730
Верхняя часть туловища	367	18,300	—5,730
Средняя часть туловища	267	26,700	—8,000
Нижняя часть туловища	—934	11,800	3,440
<i>Главный центральный момент инерции относительно продольной оси, кг-см²</i>			
Стопа	—15,48	0,1440	0,0880
Голень	—70,50	1,1360	—2,2800
Бедро	—13,50	11,300	—2,2800
Кисть	—6,26	0,0762	0,0347
Предплечье	5,66	0,3060	—0,0880
Плечо	—16,90	0,6620	0,0435
Голова	6160	1,7200	0,0814
Верхняя часть туловища	561	36,0300	—9,9800
Средняя часть туловища	1501	43,1400	—19,8000
Нижняя часть туловища	—775	14,7000	1,6850

Таблица 17.12

Координаты центров масс (рост человека — 100%)

Наименование сегмента	Координаты центров масс, %			Координаты центров масс, мм, при росте 170 см		
	X	Y	Z	X	Y	Z
Голова	0	0	93,48	0	0	1589
Шея и туловище	0	0	71,09	0	0	1209
Голова, шея и туловище	0	0	74,15	0	0	1260
Плечо	0	±10,66	71,74	0	±181,12	1219
Предплечье	0	±10,66	55,33	0	±181,12	940
Кисть	0	±10,66	43,13	0	±181,12	733
Вся рука	0	±10,66	62,30	0	±181,12	1059
Бедро	0	±5,04	42,48	0	±85,54	722
Голень	0	±5,04	18,19	0	±85,54	309
Стопа	3,85	±6,16	1,78	65,50	±104,74	30,3
Вся нога	0,35	±5,16	31,67	5,95	±87,75	539
Все тело (ОЦТ)	0	0	57,65	0	0	960

Таблица 17.13

Координаты центров суставов человека, % от роста

	X	Y	Z
Основание черепа у I позвонка A (см. рис. 17.48)	0	0	91,23
Плечевой B	0	±10,66	81,16
Локтевой C	0	±10,66	62,20
Лучезапястный D	0	±10,66	46,21
Тазобедренный (ТВС) E	0	±5,04	52,08
Коленный (КС) F	0	±5,04	28,44
Голеностопный (ГСС) G	0	±5,04	3,85

(оси обозначены в соответствии с рис.2.1); на рис. 17.45 – антропометрические точки, определяющие границы сегментов и координаты центров масс сегментов на их продольных осях, в табл 17.12 – относительные массы сегментов (за 100% принята масса тела).

Оценку масс-инерционных параметров выполняют как прямыми методами (погружение в воду, внезапное освобождение сечение трупов, компьютерная томография и др.), так и с использованием методов математического и физического моделирования. В последние годы наиболее удобным методом является метод геометрического моделирования.

Метод прост для его выполнения необходимы антропометрические измерения (10 обхватов и 10 длин). Минимум ошибок прогнозируется для МИХ отдельных сегментов за счет введения индивидуальных коэффициентов квазиплотности. Кроме этих методов, используют метод определения МИХ по уравнению регрессии, с использованием массы (X_1) и длины тела(X_2) : $Y = B_0 + B_1 X_1 + B_2 X_2$. Параметры регрессии представлены в табл.17.11.

Антропометрические характеристики определяют геометрические размеры тела человека и отдельных его сегментов- это величины, случайным образом измеряющиеся в зависимости от возраста, пола, национальности, рода занятий и т. д.

Основные *статические*, т. е. измерения при фиксированной позе, размеры тела приведены на рис. 17.46, а, и в табл 17.8.

Динамические антропометрические характеристики используют для оценки объема рабочих движений, зон досягаемости и в других биомеханических и эргономических задачах, в частности при создании антропометрических манекенов. Некоторые динамические параметры приведены в табл. 17.11; 17.12; 17.13 и на

Антропометрическая и инерционная норма

Антропометрическая норма определяет связи между линейными размерами любого сегмента тела человека и его ростом Для этой цели введена величина, называемая парсом (Π), равная 1/56 роста человека. В парсах

выражены длины поперечника всех сегментов тела.

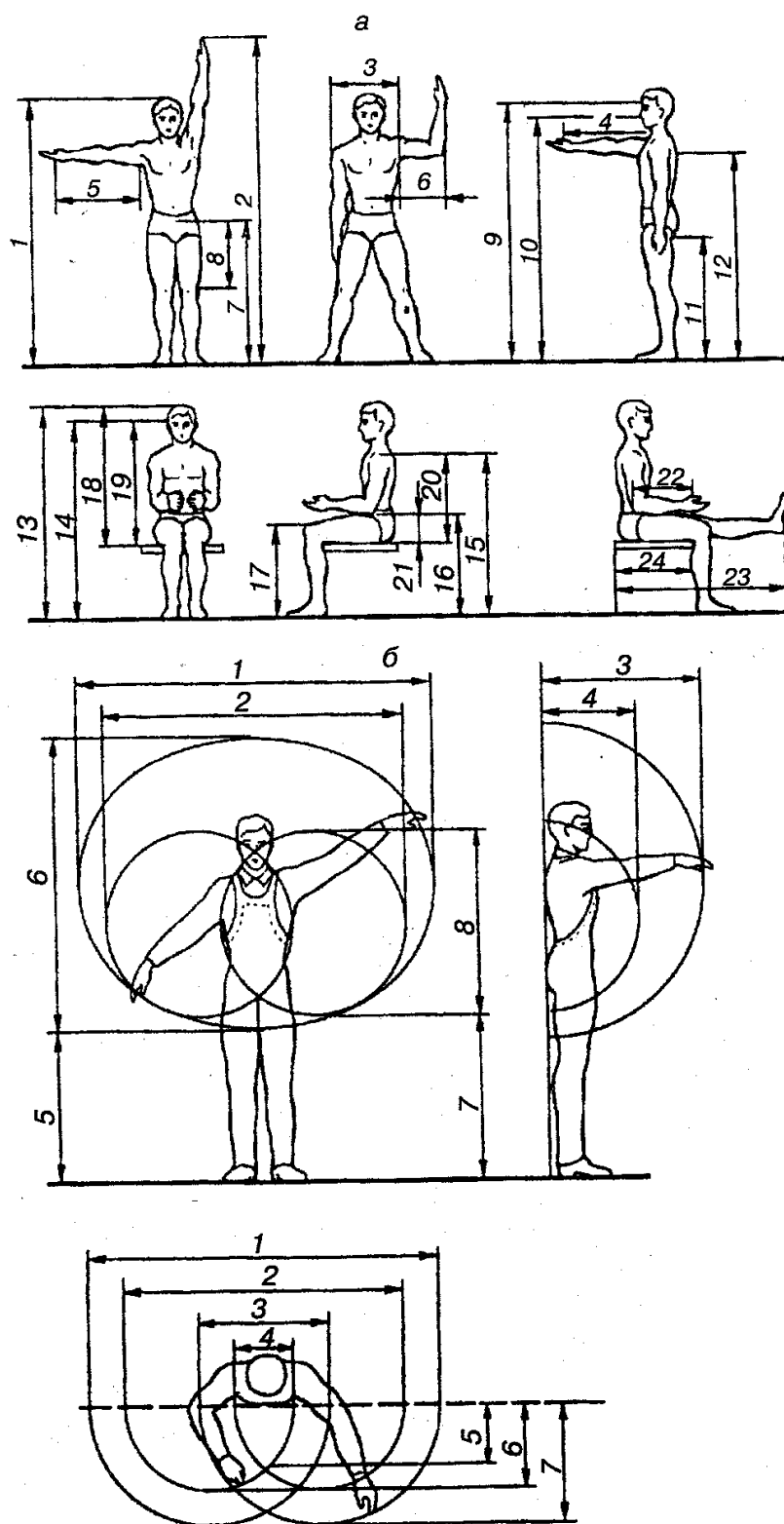


Рис.17.46. Статические характеристики тела человека (а) и зоны досягаемости рук(б)

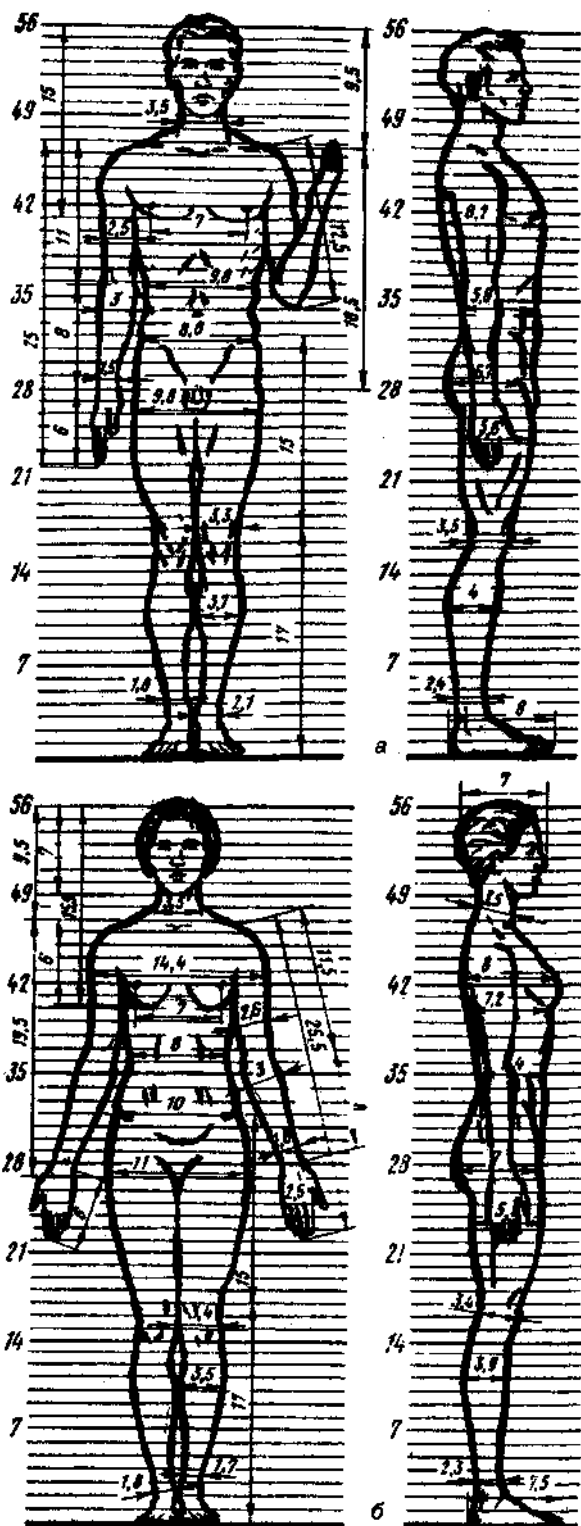


Рис. 17.47. Основные антропометрические характеристики: а — мужчин; б — женщин

На рис. 17.47 показаны основные антропометрические характеристики. Ими пользуются, например, для определения длин сегментов после двусторонней ампутации конечностей.

На рис. 17.48 буквами обозначены центры суставов, а цифрами — центры масс соответствующих сегментов тела человека (табл. 17.12).

При ампутации происходит потеря массы тела, а при параличе — изменение положения центра масс тела. Чем выше уровень ампутации, тем более выражены изменения. Это важно для расчета схем построения протезов и аппаратов для инвалидов.

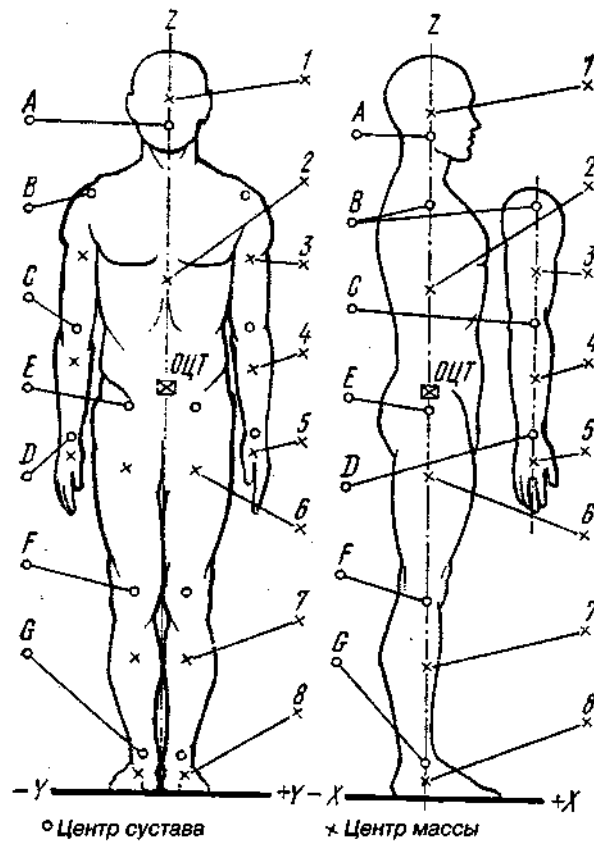


Рис. 17.48. Расположение центров суставов и центров масс в сегментах тела человека

17.5 Биомеханика глаза

Орган зрения человека состоит из глазного яблока, зрительного нерва и вспомогательных аппаратов (мышцы, глазницы, фасции, веки с ресницами, слезный аппарат, сосуды и нервы). Все это располагается в глазнице (рис. 17.49).

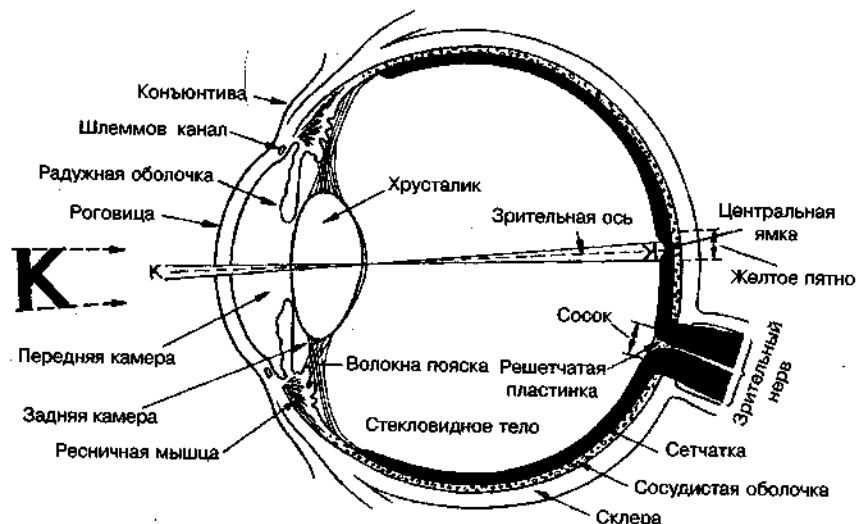


Рис. 17.49. Схема горизонтального сечения правого глаза

То, что воспринимается зрением, есть результат взаимодействия сенсорных и двигательных механизмов глаза и ЦНС, поскольку как произвольные, так и непроизвольные движения глаз, головы и тела заставляют изображение окружающего мира на сетчатке смещаться каждые 200—600 мс. Наш мозг создает целостную и непрерывную картину окружающего из последовательности дискретных изображений на сетчатке, которые слегка различны в левом и правом глазах (по законам геометрической оптики) и измеряются от одного момента фиксации взгляда к другому. Несмотря на смещение этих изображений, мы видим неподвижные предметы именно неподвижными, расположенными под одними и теми же углами к нам, т. е. в устойчивой системе координат.

Оптическая система глаза представляет собой неточно центрированную сложную систему линз, формирующую на сетчатке перевернутое и уменьшенное изображение внешнего мира. Диоптрический аппарат состоит из прозрачной роговицы, передней и задней камер, заполненных водянистой жидкостью, радужной оболочки, окружающей зрачок, хрусталика, окруженного прозрачной сумкой и стекловидного тела, занимающего большую часть глазного яблока (см. рис. 17.49). Стекловидное тело — это прозрачный гель, состоящий из внеклеточной жидкости с коллагеном и гиалуроновой кислотой в коллоидном растворе. В задней части глаза его внутренняя поверхность выстлана сетчаткой. Промежуток между сетчаткой и плотной склерой, окружающей глазное яблоко, заполнен сетью кровеносных сосудов — сосудистой оболочкой.

Глазное яблоко. В нем выделяют передний и задний полюсы. Передний полюс — это наиболее выступающая точка роговицы, задний расположен латерально от места выхода зрительного нерва.

Глазное яблоко состоит из ядра, покрытого тремя оболочками: фиброзной, сосудистой и внутренней, или сетчаткой (см. рис. 17.49). Масса глазного яблока составляет в среднем 2,2 г, его объем $3,25 \text{ см}^3$, продольный диаметр 17,3 мм, поперечный — 16,7 мм. До двухлетнего возраста глазное яблоко увеличивается на 40% по сравнению с первоначальной величиной у новорожденного, в 5 лет — на 70%, у взрослого — в 3 раза.

Снаружи глазное яблоко покрыто фиброзной оболочкой, которая подразделяется на задний отдел — склеру и прозрачный передний — роговицу. Склера — плотная соединительно-тканная оболочка толщиной 0,3—0,4 мм в задней части, 0,6 мм вблизи роговицы. Сзади на склере находится решетчатая пластинка, участок, через который проходят волокна зрительного нерва.

Роговица — прозрачная выпуклая пластинка блюдцеобразной формы. Толщина роговицы в центре около 1—1,1 мм, по периферии 0,8—0,9 мм. Роговица состоит из пяти слоев: передний эпителий, затем передняя пограничная пластинка, собственное вещество (роговицы), задняя пограничная пластинка, задний эпителий (эндотелий роговицы).

Диапазон напряжений в роговице при внутриглазном давлении $2,72 \cdot 10^3 \text{ Па}$ находится в пределах $1 — 1,2 \cdot 10^5 \text{ Па}$, в склере — $1,6 — 1,7 \cdot 10^5 \text{ Па}$.

Соответственно этим значениям напряжений модуль нормальной упругости для радиального направления роговицы будет равен $3,8—4,5 \cdot 10^6$ Па, для окружного направления — $2,8—3,4 \cdot 10^6$ Па, для склеры — $5,1—5,4 \cdot 10^6$ Па.

Определение в процессе исследования значения коэффициента Пуассона при внутриглазном давлении 2,72 кПа составило для склеры 0,33—0,35.

Сосудистая оболочка глазного яблока (хориоида) расположена под склерой, толщина ее 0,1—0,22 мм, она богата кровеносными сосудами, состоит из трех частей: собственно сосудистой оболочки, ресничного тела и радужки.

Внутренняя (светочувствительная) оболочка глазного яблока — сетчатка, на всем протяжении прилежит изнутри к сосудистой оболочке. Она состоит из двух листков: внутреннего — светочувствительного (нервная часть) и наружного — пигментного. Сетчатка делится на две части — заднюю зрительную и переднюю (ресничную и радужную). Последняя не содержит светочувствительных клеток (фоторецепторов).

Хрусталик — прозрачная двояковыпуклая линза диаметром около 9 мм, имеющая переднюю и заднюю поверхности, которые переходят одна в другую в области экватора. Линия, соединяющая наиболее выпуклые точки обеих поверхностей (полюсы), называется осью хрусталика, ее размеры колеблются в пределах 3,7—4,4 мм в зависимости от степени аккомодации. Коэффициент преломления хрусталика в поверхностных слоях равен 1,32, в центральных — 1,42.

Хрусталик как бы подвешен на ресничном пояске (цинковой связке) между волокнами которого расположены пространства пояска (петинов канал), сообщающийся с камерами глаза. При натяжении связки (расслабление ресничной мышцы) хрусталик уплощается (установка на дальнее видение), при расслаблении связки (сокращение ресничной мышцы) выпуклость хрусталика увеличивается (установка на ближнее видение).

Стекловидное тело заполняет пространство между сетчаткой сзади, хрусталиком и задней строкой ресничного пояска спереди. Оно представляет собой аморфное межклеточное вещество желеобразной консистенции, его индекс светопреломления — 1,334. На передней поверхности стекловидного тела имеется ямка, в которой располагается хрусталик.

Камеры глаза. Радужка разделяет пространство между роговицей, с одной стороны, и хрусталиком с цинновой связкой и ресничным телом с другой, на две камеры — переднюю и заднюю, которые играют важную роль в циркуляции водянистой жидкости внутри глаза. Водянистая жидкость имеет очень низкую вязкость, она содержит около 0,02% белка. Благодаря отсутствию фибриногена она не свертывается.

Обе камеры сообщаются между собой через зрачок.

Благодаря циркуляции водянистой жидкости сохраняется равновесие между ее секрецией и всасыванием, что является фактором стабилизации внутриглазного давления. Как было описано ранее, глазное яблоко снаружи покрыто плотной фиброзной оболочкой, которая создает внутриглазное давление в пределах 20—25 мм рт. ст. (2666—3333 Па).

Итак, световые лучи проходят через роговицу, водянистую жидкость

передней камеры, зрачок, который в зависимости от интенсивности света то расширяется, то сужается, водянистую жидкость задней камеры, хрусталик, стекловидное тело и, наконец, попадает на сетчатку. При этом пучок света направляется благодаря светопреломляющим средам (и в первую очередь — аккомодации хрусталика) на желтое пятно сетчатки, являющееся зоной наилучшего видения.

Вспомогательные органы глаза. Глазное яблоко у человека может вращаться так, чтобы на рассматриваемом предмете сходились зрительные оси обоих глазных яблок. Различают шесть глазодвигательных мышц: четыре прямые (верхняя, нижняя, медиальная, латеральная) и две косые (верхняя и нижняя) поперечнополосатые мышцы составляют двигательный аппарат глаза.

Зрачковые реакции осуществляются с помощью двух систем гладких мышц в радужной оболочке. При сокращении кольцевой мышцы-сфинктера зрачок сужается (*миоз*); при сокращении мышцы-дилататора, волокна которой проходят в радужной оболочке дидиально, он расширяется (*мидриаз*). Сфинктер иннервируется парасимпатическими нервными волокнами, а дилататор, напротив, иннервируется симпатическими нервными волокнами.

Зрачковые реакции — важные диагностические признаки, по которым можно выявить поражения сетчатки, зрительного нерва, ствола мозга (глазодвигательные зоны), шейного отдела спинного мозга, а также областей, через которые проходят пре- и постганглионарные зрачководвигательные волокна (глубинных слоев шеи и др.).

Веки защищают глазное яблоко спереди. Они представляют собой кожные складки, ограничивающие глазную щель и закрывающие ее при смыкании век.

Слезный аппарат включает слезную железу и систему слезных путей.

Проводящий путь зрительного анализатора. При попадании света на палочки и колбочки — отростки первых нейронов — генерируется нервный импульс, который передается биполярным нейронам (II нейроны), от них оптикокоганглиозным нейронам (III нейроны). Аксоны последних формируют зрительный нерв, который выходит из глазницы через канал зрительного нерва.

Таким образом, в ответ на попадание световых волн в глаз зрачок сужается, а глазные яблоки поворачиваются в направлении пучка света.

Под действием света в высокосветочувствительных клетках⁶ происходят сложные физико-химические процессы, в результате которых в клетке генерируется нервный импульс, который через зрительный нерв передается в мозг. Совместное действие палочек и колбочек осуществляет процесс зрения.

Для создания на сетчатке четкого изображения предметов, удаленных от глаза на различные расстояния, фокусное расстояние оптической системы в глазу должно изменяться. Это достигается изменением радиусов кривизны поверхностей хрусталика. Свойство глаза приспособляться к расстоянию, на

⁶ Каждая палочка может реагировать на один фотон.

котором находятся рассматриваемые предметы, называется *аккомодацией*. Аккомодация происходит произвольно с помощью сокращения или растяжения цилиарной мышцы (рис. 17.50).

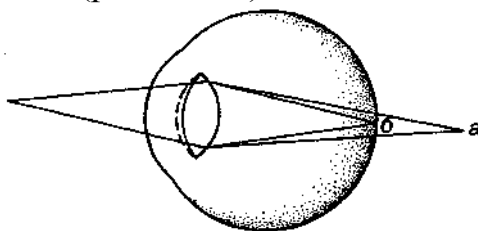


Рис. 17.50. Аккомодация.

Если, не напрягая глаз, смотреть на близко расположенный предмет, то его изображение будет проецироваться позади сетчатки (а). В результате аккомодации преломляющая сила глаза увеличивается и четкое изображение строится в области сетчатки (б)

Величина изображения $S'S'_1$ предмета SS_1 , на сетчатке определяется углом зрения $\varphi = \frac{h}{f}$ (рис. 17.51), вершина которого находится в оптическом центра глаза, а лучи направлены на крайние точки предмета.

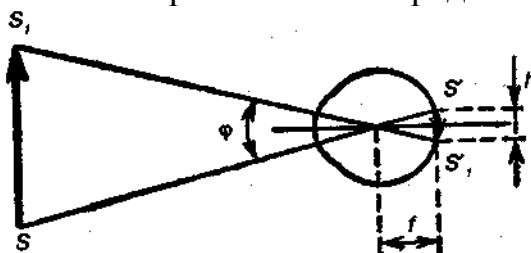


Рис. 17.51. Определение угла зрения

Расстоянием наилучшего зрения D называется такое расстояние от предмета до глаза, при котором φ оказывается максимальным при условии, что напряжение аккомодации невелико и глаз не устает. Для нормального глаза $D \approx 25$ см. Нормальным считается глаз с хорошо сохранившейся способностью к аккомодации. С возрастом способность к аккомодации постепенно уменьшается.

Оптические недостатки глаза и аномалии рефракции

У многих людей изображение на сетчатке всегда получается нечетким. Это бывает связано либо с необычной формой глазного яблока, либо с неправильной кривизной роговицы или хрусталика.

Близорукость, или миопия — осевая длина глазного яблока больше, удаленные объекты невозможно точно сфокусировать, поскольку фокальная плоскость находится перед центральной ямкой. Чтобы хорошо видеть вдаль, близоруким людям нужны очки с вогнутыми линзами (рис. 17.52).

Дальнозоркость (гиперопия, или гиперметропия) — при обычной преломляющей силе диоптрического аппарата глаза его осевая длина слишком

мала. У него недостаточен диапазон аккомодации для точной фокусировки на сетчатке изображения близко расположенных объектов. Чтобы компенсировать этот недостаток, требуются очки с выпуклыми линзами (рис. 17.53).

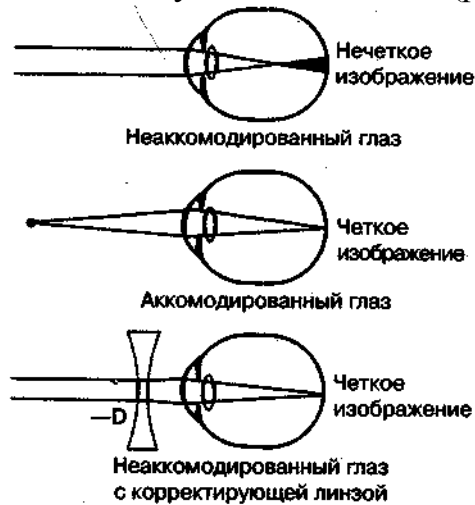


Рис. 17.52. Миопия (близорукость) и ее коррекция с помощью вогнутой линзы. Для наглядности длина глазного яблока преувеличена «осевая миопия»

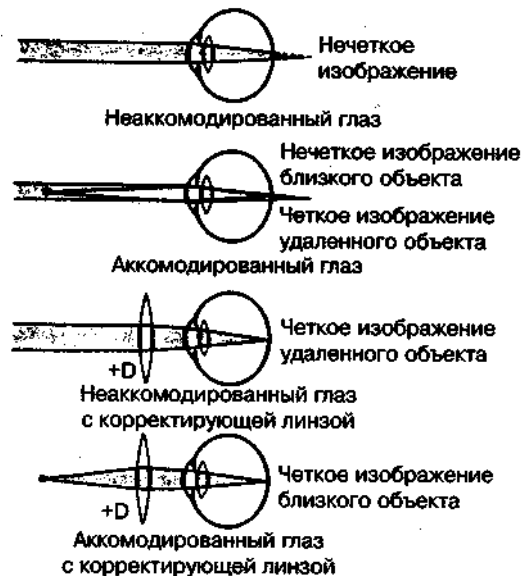


Рис. 17.53. Гиперметропия (дальнозоркость) и ее коррекция с помощью выпуклой линзы

Астигматизм — кривизна роговицы в вертикальной плоскости несколько больше, чем в горизонтальной; это приводит к зависимости преломляющей силы от угла падения лучей. Если разница не превышает 0,5 дп, такой астигматизм называют «физиологическим».

Катаракта — частичное или полное затемнение хрусталика.

17.6. Биомеханика органов слуха и равновесия (преддверно-улитковый орган)

Органы слуха и равновесия (статического чувства) у человека объединены между собой в сложную систему, морфологически разделенную на три отдела (рис. 17.54): 1) наружное ухо (наружные слуховой проход и ушная раковина с мышцами и связками); 2) среднее ухо (барабанная полость, сосцевидные придатки, слуховая труба); 3) внутреннее ухо (перепончатый лабиринт, располагающийся в костном лабиринте внутри пирамиды височной кости).

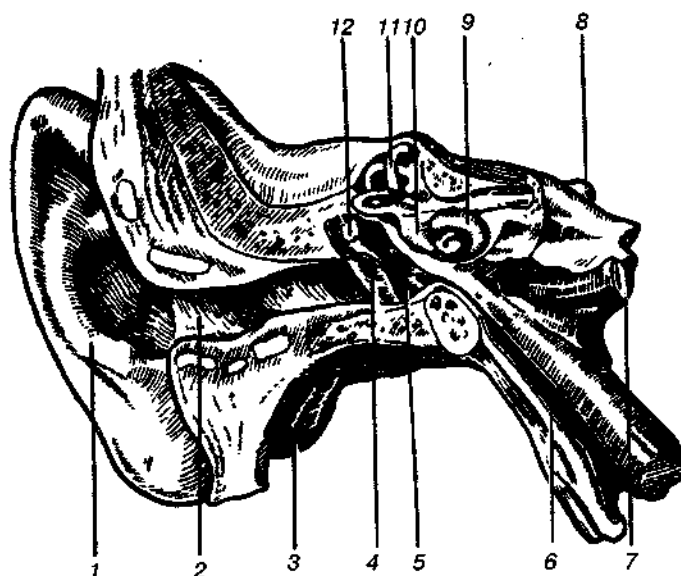


Рис. 17.54. Орган слуха и орган равновесия (на разрезе):

1 — ушная раковина; 2 — наружный слуховой проход; 3 — сосцевидный отросток височной кости; 4 — барабанная перепонка; 5 — барабанная полость; 6 — слуховая труба; 7 — внутренняя сонная артерия; 8 — преддверно-улитковый нерв; 9 — лабиринт внутреннего уха; 10 — преддверие; 11 — полукружные протоки; 12 — слуховые косточки

Наружное ухо. Ушная раковина — эластический хрящ сложной формы, покрытый кожей.

Наружный слуховой проход состоит из хрящевого и костного отделов, длина его у взрослого человека около 33—35 мм, диаметр просвета колеблется на разных участках от 0,6 до 0,9 см.

Среднее ухо. Барабанная полость воздухоносная, объемом около 1 см³, расположена в основании пирамиды височной кости, слизистая оболочка выстлана однослойным плоским эпителием, который переходит в кубический или цилиндрический. В полости находятся три слуховые косточки, сухожилия, натягивающие барабанную перепонку и стремя (обе мышцы поперечно-полосатые). Здесь же проходит барабанная струна — ветвь промежуточного нерва (VII). Барабанная полость продолжается в слуховую трубу, которая

открывается в носовой части глотки глоточным отверстием слуховой трубы.

Слуховые косточки — стремя, наковальня, молоточек, названы так благодаря своей форме. Косточки передают звуковые колебания от барабанной перепонки окну преддверия.

Сосцевидные ячейки через сосцевидную пещеру сообщаются с барабанной полостью. Слуховая труба (Евстахиева) длиной около 3,5 см, диаметр просвета около 1—2 мм, выполняет очень важную функцию — способствует выравниванию давления воздуха внутри барабанной полости по отношению к наружной среде.

Щелевидное глоточное отверстие слуховой трубы, расположенное на боковой стенке носовой части глотки, открывается при акте глотания.

Звуковые волны направляются в слуховую систему через *наружное ухо*, наружный слуховой проход — к барабанной перепонке. Эта тонкая, с перламутровым блеском мембрана отделяет слуховой проход от среднего уха, в котором также находится воздух (рис. 17.55).

Барабанная перепонка отделяет наружное ухо от среднего. Она представляет собой пластинку, состоящую из двух слоев коллагеновых волокон, наружные волокна расположены радиально, а внутренние — циркулярно. Толщина перепонки около 0,1 мм, форма — эллипса, размеры — 9x11 мм, в центре ее — вдавление — место прикрепления к перепонке одной из слуховых косточек — молоточка.

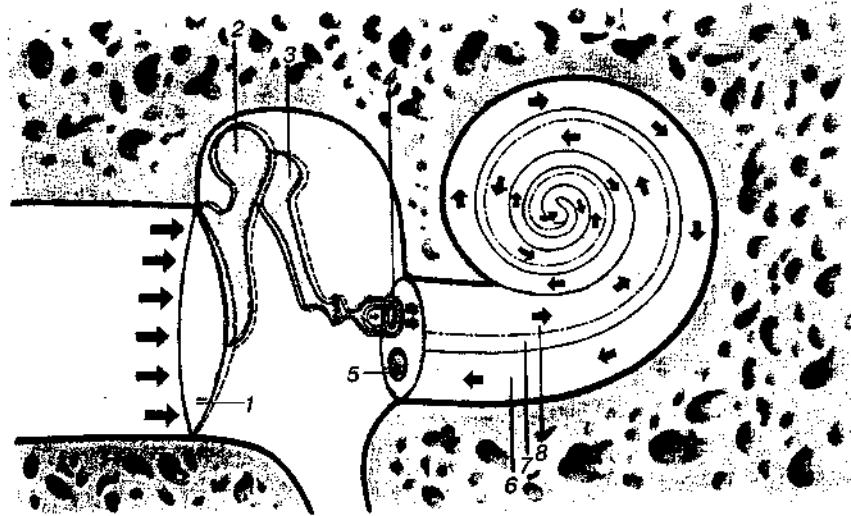


Рис. 17.55. Схема распространения звуковой волны (показано стрелками) в наружном, среднем и внутреннем ухе: 1 — барабанная перепонка, 2 — молоточек, 3 — наковальня, 4 — стремя, 5 — круглое окно, 6 — барабанная лестница, 7 — улитковый проток, 8 — лестница преддверия

Внутреннее ухо. В костном лабиринте, изнутри выстланном надкостницей, залегает перепончатый лабиринт, повторяющий формы костного. Между лабиринтами имеется щель, заполненная перилимфой. Костный лабиринт расположен между барабанной полостью и внутренним

слуховым проходом и состоит из преддверия, трех полукружных каналов и улитки.

Три костных полукружных канала лежат в трех взаимоперпендикулярных плоскостях: сагиттальной — передний канал, горизонтальной — латеральный, фронтальной — задний. Каждый полукружный канал имеет по две ножки, одна из которых (ампулярная костная ножка) перед впадением в преддверие расширяется, образуя ампулу. Соседние ножки переднего и заднего каналов соединяются, образуя общую костную ножку, поэтому три канала открываются в преддверие пятью отверстиями.

Вестибулярный (преддверный) лабиринт — периферический отдел статокINETического анализатора (органа равновесия) — состоит из расположенных в костном преддверии эллиптического (маточка) и сферического мешочков, которые сообщаются между собой через тонкий каналец.

При изменении силы тяжести, положения головы, тела, при ускорениях отолитовая мембрана и купол смещаются. Это приводит к напряжению волосков, что вызывает изменение активности различных ферментов волосковых клеток. Возбуждение через синапсы передается к клеткам преддверного узла. Аксоны образуют преддверную часть преддверно-улиткового нерва (VIII пара черепных нервов), который выходит вместе с улитковой частью через внутреннее слуховое отверстие в полость черепа. В мостомозжечковом углу волокна нерва входят в вещество мозга и подходят к вестибулярным ядрам, расположенным в области вестибулярного поля на дне ромбовидной ямки (II нейроны), а аксоны клеток данных ядер идут к ядрам шатра мозжечка через его нижнюю ножку (III нейроны) к спинному мозгу и в составе дорсального продольного пучка ствола головного мозга. От клеток вестибулярных ядер часть волокон, перекрещиваясь, идет в таламус, где расположены III нейроны, откуда импульсы направляются к коре теменной и височной долей (корковые центры статокINETического анализатора).

Улитковый лабиринт — периферический отдел слухового анализатора. Он заполнен эндолимфой и представляет собой соединительно-тканый мешок длиной около 3,5 см.

Тела афферентных нейронов (первые нейроны) залегают в спиральном ганглии. Наружные волосковые клетки значительно чувствительнее к звукам большой интенсивности, чем внутренние. Высокие звуки раздражают только волосковые клетки, расположенные на нижних завитках улитки, а низкие звуки — волосковые клетки вершины улитки и часть клеток на нижних завитках.

Функция слухового анализатора. Звуковые волны передаются через наружный слуховой проход и достигают барабанной перепонки. Ее колебания передаются через цепь слуховых косточек на окно преддверия (см. рис. 17.55). Движения стремени в окне преддверия вызывают колебания перилимфы лестницы преддверия, которые через отверстия в области верхушки улитки передаются перилимфе барабанной лестницы и по ней к окну улитки. Колебания перилимфы воспринимаются эндолимфой, происходит волнообразное движение базилярной мембраны, которая в зависимости от

частоты и интенсивности звука имеет соответствующую амплитуду колебаний по всей своей длине. Благодаря этим колебаниям и взаимодействиям волосковых клеток с покровной мембраной в рецепторных клетках возникают нервные импульсы.

Слух анализирует звуки, определяя их источник, громкость, тон и тембр.

Громкость (сила) звука зависит от амплитуды колебаний. Громкость любого звука выражают в фонах — УЗД тона с частотой 1 кГц с равной громкостью.

Тон — это звук определенной высоты, которая характеризуется частотой колебаний. Основной тон — наименьшая частота сложного акустического сигнала. Чистый тон — синусоидальный акустический сигнал данной частоты.

Тембр — субъективная характеристика качества звука, зависящая в основном от его спектра, от числа и интенсивности составляющих гармоник. В спектре низких звуков до 20 гармоник, средних — до 10, высоких — 2—3. Наименее чувствительно ухо к низким частотам. Например, его чувствительность к тону 100 Гц в 1000 раз меньше, чем к тону 1000 Гц.

С возрастом острота слуха постепенно падает. Старение уха можно объяснить уменьшением эластичности тканей его структур.

Глава 18 ПАТОЛОГИЧЕСКАЯ БИОМЕХАНИКА

В современном спорте, в спортивной травматологии для изучения биомеханических особенностей ОДА широко используются законы биомеханики.

Биомеханика изучает законы положения тела человека в норме и патологии при стоянии, сидении, беге, ходьбе (осанку, расположение центра тяжести, определение площади опоры, способы замыкания суставов и характер приспособительных процессов для удержания центра тяжести в пределах площади опоры при различной патологии костей и суставов); принципы выбора лечебных (профилактических) мероприятий с учетом биомеханического единства ОДА.

Одним из факторов, приводящих к заболеваниям тканей опорно-двигательного аппарата (ОДА), являются интенсивные, длительные физические нагрузки, выполняемые человеком (спортсменом) в неправильном исходном положении, т. е. с нарушениями биомеханики движений. Эти нарушения ведут к изменению метаболизма мышц, локальному утомлению, возникновению мышечного дисбаланса с последующим возникновением заболеваний и травм ОДА.

Особенно это важно знать тренеру, инструктору (методисту) лечебной физкультуры и реабилитационного центра, когда упражнения выполняются с нагрузками на позвоночник и суставы. Такие нагрузки в дальнейшем приводят к возникновению остеохондроза позвоночника, артрозу суставов и другим заболеваниям тканей ОДА.

18.1. Биомеханика травм и заболеваний опорно-двигательного аппарата (ОДА)

Важными факторами в возникновении травм и заболеваний ОДА являются изменение расположения центра тяжести (ЦТ) человеческого тела, его проекция на площадь опоры, а также пространственное соотношение между вектором ЦТ и различными суставами, степень подвижности ОДА (см. рис. 2.6; 2.7; 2.9).

Исследования показывают, например, что сила продольного удара, при которой разрушается бедренная кость, находится в пределах от $10,6 \pm 2,7$ кН (жесткий удар) до $18,3 \pm 6,9$ кН (удар через амортизирующую подкладку (И.Ф. Образцов и др., 1988)).

На рис. 18.2, а, приведены данные измерений при жестком ударе по коленному суставу в направлении тазобедренного сустава (без амортизирующей прокладки) в положении сидя. В течение первой миллисекунды (МС), т. е. пока удар сместится не более чем на 1 %, сжатия кости еще нет (кривая 2), однако возникает значительный изгиб — около 30% от разрушающего.

Прогибу вперед (в сагиттальной плоскости), видимо, способствует первоначальный анатомический изгиб кости (рис. 18.3). Далее изгиб вперед нарастает до 0,6—0,65%—до момента разрушения. Так же быстро нарастают продольные деформации бедренной кости и в течение неполных 3 мс достигают предельного значения — около 1,2—1,25% с очень быстрым разрушением (0,2 мс). Обычно разрушение наблюдается в пределах диафиза (см. рис. 18.3) (И.Ф. Образцов и др., 1988).

Трещины разрушения возникают на передней поверхности кости; часть приложенной энергии передается еще до разрушения на шейку, головку бедренной кости и на тазобедренный сустав.

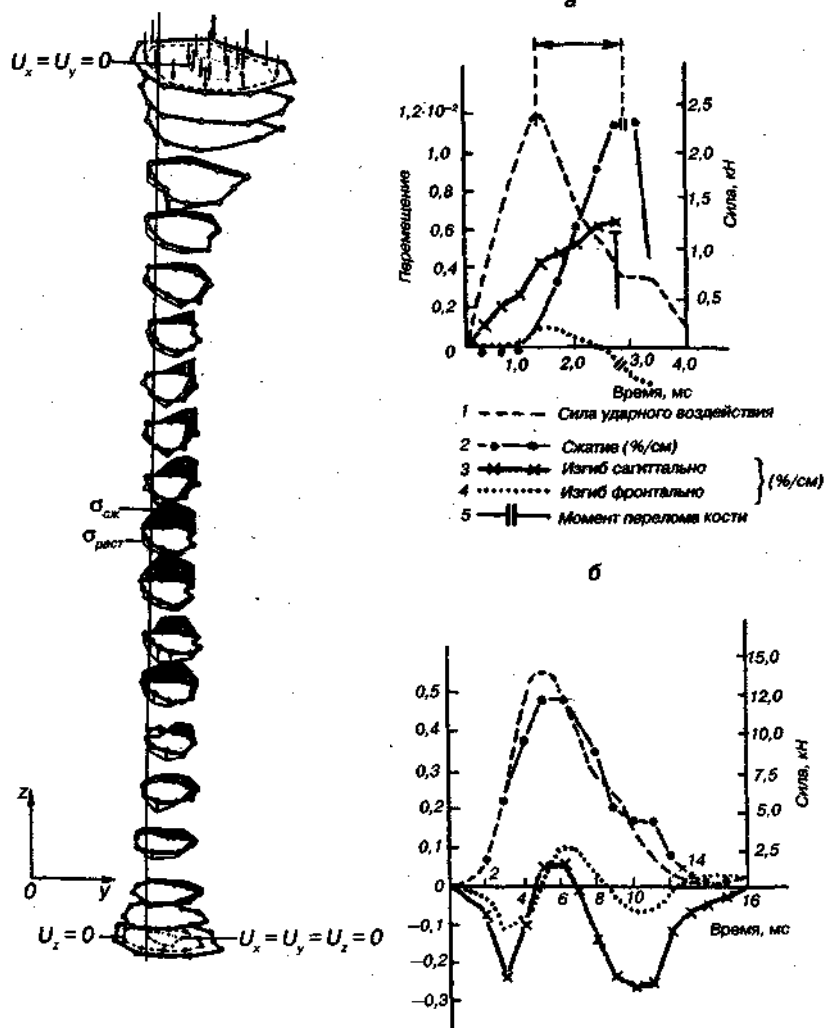


Рис. 18.1. Напряженное состояние большеберцовой кости при продольном сжатии средней податливости

Рис. 18.2. Перемещения тканей бедра: а — жесткий удар, б — удар при использовании защитной прокладки

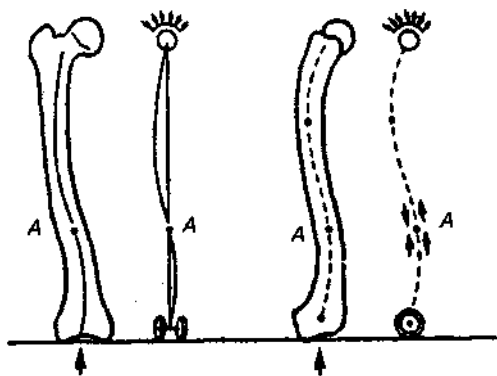


Рис. 18.3. Деформация бедренной кости при продольном изгибе: *A* — область разрушения

При наличии амортизирующей прокладки (см. рис. 18.2, б) сила удара достигает 14—15 кН, ее наибольшее значение возникает только через 5 мс, скорость нарастания ударной силы в течение первых 1,5 мс будет в 10 раз меньше, чем при ударе без прокладки.

Кроме того, значительная часть энергии удара гасится боковыми колебаниями бедренной кости в сагиттальной и фронтальной плоскостях (см. кривые 3 и 4) с собственной частотой около 140—150 Гц. Разрушения кости не происходит.

Предел прочности кости на изгиб для первой группы равен 384 кг/см, для второй — 106 кг/см, т. е. он уменьшился более чем в 3 раза.

Создаваемые работой мышц силы передаются на кости посредством сухожилий, которые обладают значительной прочностью главным образом на разрыв. Так, например, ахиллово (пяточное) сухожилие взрослого человека выдерживает нагрузку от 270 до 500 кг.

Повреждение сухожилий может быть открытым и закрытым. Закрытые повреждения, т. е. без повреждения кожи, называют подкожными. Эти разрывы характерны для сухожилий разгибателей.

Подкожный разрыв сухожилия может наступить в результате резкого мышечного сокращения и от удара тупым предметом. Разрыв сухожилия может наступить вследствие дегенеративных изменений после относительной или абсолютной перегрузки тканей; хронических воспалений и переохлаждения (R. Suckert, 1967; K. Vittel, 1974), а также если механическая нагрузка превышает выносливость на разрыв; при максимальном напряжении мышцы (толчок, бросок и др.), неожиданная остановка активного движения (ручной мяч, футбол и др.); пассивное растяжение работающей мышцы при одновременном напряжении антагонистов (маневренные движения при падении или столкновении, движения при страховке); прямая тупая травма максимально напряженного при беге или в прыжке сухожилия (толчок, удар, столкновения и пр.).

Наиболее часто в спорте высших достижений повреждается ахиллово (пяточное) сухожилие.

Повреждения мышц могут быть как открытыми, так и закрытыми (рис.

18.4). На верхней конечности чаще всего повреждаются двуглавая, надостная, дельтовидная, большая грудная, трехглавая мышца плеча и мышцы предплечья.

Непрямой механизм травмы характеризуется внезапным резким сокращением напряженной мышцы. Под воздействием растягивающей нагрузки сократившаяся мышца, потеряв эластичность, разрывается.



Рис. 18.4. Прямая травма напряженных мышц или сухожилий у футболиста

На рис. 18.5 и рис. 18.6 показаны относительно частые (типичные) спортивные травмы (и заболевания) плечевого пояса и верхней конечности и их причинная зависимость от видов спорта. При оценке возникшей травмы или заболевания ОДА у спортсменов, необходимо принимать во внимание функциональные моменты. Все мышцы верхней конечности проходят по меньшей мере через один сустав, который они приводят в движение, и нарушения трофики, иннервации, а вследствие этого и функции в дальнейшем по своим проявлениям выходят далеко за пределы, обусловленные собственно травмой.

Вывихи в плечевом суставе являются типичной травмой в таких видах спорта как борьба дзюдо, самбо, вольная, греко-римская, прыжки в воду, прыжки на лыжах с трамплина и др.

Вывих плеча составляет 50—60% всех вывихов. Такая частота их объясняется анатомо-физиологическими особенностями плечевого сустава: суставная впадина лопатки в 3—4 раза меньше головки, имеющей шаровидную форму, суставная сумка обширна и тонка.

Травматические вывихи в плечевом суставе возникают чаще при прямой травме, например при падении (рис. 18.7, а и б) или ударе.

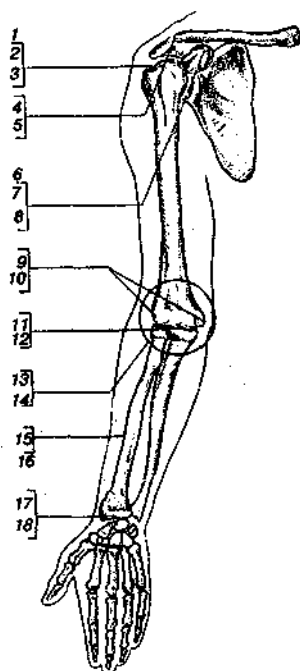


Рис. 18.5. Относительно частые (типичные) последствия хронических спортивных микротравм плечевого пояса и верхних конечностей: *1* — относительно частые (типичные) спортивные травмы в области плечевого пояса и верхней конечности, *2* — плечелопаточный периартрит, *3* — спортивная борьба, спортивные игры, метание, каноэ, гимнастика, *4* — артроз в акромиально-ключичном сочленении, *5* — борьба, тяжелая атлетика, метание, *6* — тендинозы в месте прикрепления, *7* — воспаление клювовидного отростка, *8* — ручной мяч, волейбол, водное поло, метание копья, теннис, *9* — эпикондилит, *10* — ручной мяч, метание копья, фехтование, теннис, настольный теннис, *11* — неврит локтевого нерва, *12* — метание копья, фехтование, борьба, *13* — хондропатия в области локтевого сустава, *14* — вратарь, борьба, *15* — паратендинит (разгибатели кисти), *16* — теннис, настольный теннис, волейбол, *17* — стилоидит локтевой кости, *18* — прыжки в воду, фехтование (К. Франке, 1981)

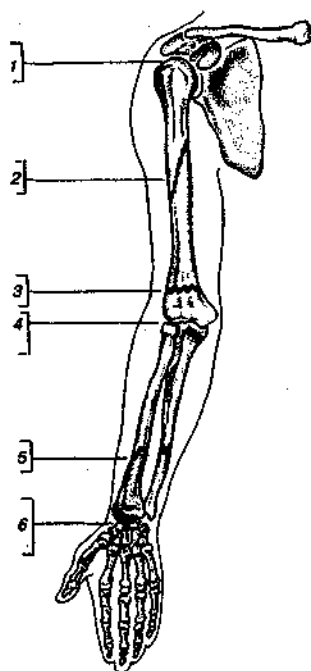


Рис. 18.6. Относительно частые (типичные) спортивные травмы верхней конечности: 1 — отрыв длинного сухожилия двуглавой мышцы, 2—торсионный перелом диафиза плечевой кости, 3 — надмыщелковый перелом плечевой кости, 4 — вывих в локтевом суставе, часто с отрывом внутреннего надмыщелка, 5 — полный перелом диафиза предплечья, 6 — дисторсия в лучезапястном суставе (К. Франке, 1981)

Чаще встречаются передние вывихи и очень редко — задние (рис. 18.8).

Вывихи в локтевом суставе составляют 18—27% всех вывихов. Чаще всего вывихи предплечья возникают во время падения на вытянутую руку при переразгибании в локтевом суставе (рис. 18.9).

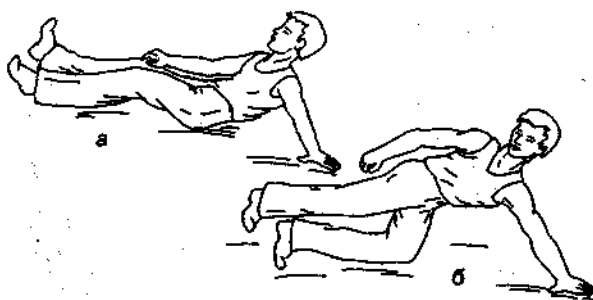


Рис. 18.7. Механизм вывихов плеча:

- a* — падение назад на выставленную руку;
б — падение вперед на вытянутую вперед руку

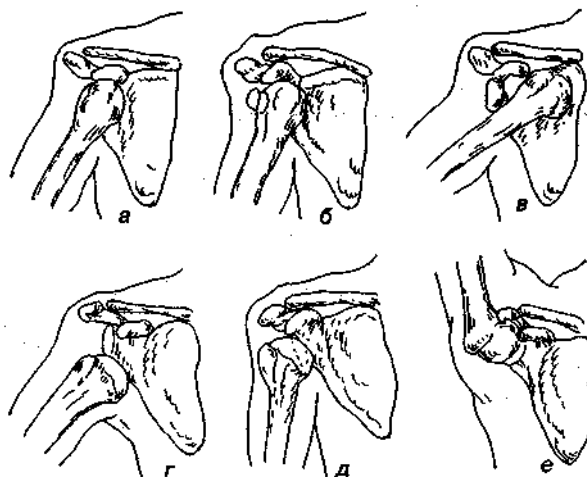


Рис. 18.8. Виды вывихов плеча: а — передний подклювовидный, б — передний внутриклювовидный, в — передний подключичный, г — нижний подмышечный, д — задний подакромиальный, е — вывих с полным поворотом плеча кверху

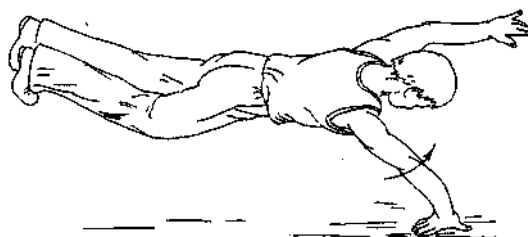


Рис. 18.9. Механизм травмы при вывихе предплечья

Наиболее часто встречаются задние вывихи обеих костей предплечья и вывих одной лучевой кости кпереди. Остальные виды вывихов предплечья наблюдаются редко.

Самым частым из вывихов в пястно-фаланговых суставах является *вывих первого пальца*. Вывих происходит в результате переразгибания первого пальца при падении на руку, во время игры в волейбол, гандбол и др.

Вывихи ключицы составляют от 3 до 15% всех вывихов. Преимущественно встречается у мужчин. Вывихи ключицы делятся на два вида: вывих наружного, или акромиального конца ключицы и внутреннего, или грудинного конца ее.

Вывихи в одном или обоих суставах ключицы возникает при сильных падениях (авто- и мотоспорт, велоспорт, горнолыжный спорт, прыжки на лыжах с трамплина и др.) или не прямых повреждениях при рычаговом движении рукой в борьбе самбо, дзюдо.

Переломы трубчатых костей возникают при прямом ударе по наружной поверхности плечевого сустава либо при падении на локоть или кисть. Переломы бугров плечевой кости чаще являются отрывными, т. е. возникают при чрезмерном мышечном сокращении. Переломы хирургической шейки

обычно бывают результатом падения на локоть.

Переломы плечевой кости. Типичными спортивными травмами являются спиральные переломы плеча вследствие мышечной тяги при метании снарядов (копья, диска, гранаты и др.) и в играх (гандбол и др.) и надмыщелковые переломы плечевой кости у юниоров.

Механизм травмы у спортсменов — прямые и не прямые силовые воздействия. Примерами повреждений от прямого силового воздействия являются:

— перелом локтевого отростка при падении на находящийся в положении сгибания сустав;

— перелом после удара или толчка в травмированную область.

Большинство повреждений области локтевого сустава является следствием непрямого силового воздействия. При падении на вытянутую руку могут сработать механизмы сгибания и компрессии (рис. 18.10).

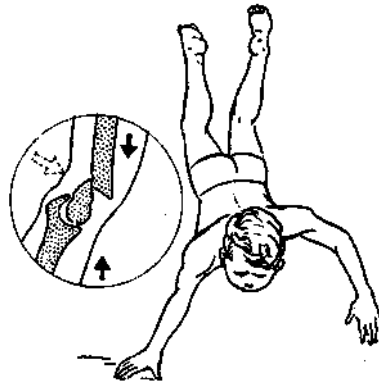


Рис. 18.10. Возникновение надмыщелкового перелома плечевой кости при переразгибании

Силы, действующие при рывке, приводят к надмыщелковым переломам при разгибании или вывихам, если произошло падение вперед, когда сустав находился в положении сгибания (рис. 18.11).

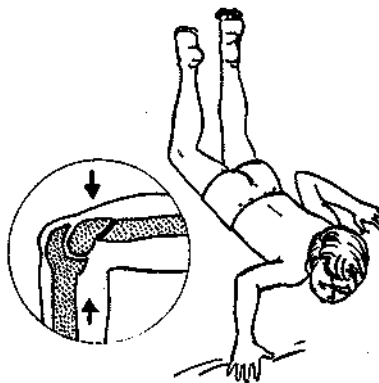


Рис. 18.11. Возникновение надмыщелкового перелома плечевой кости при разгибании

Падение назад на сустав, находящийся в положении сгибания, может также под влиянием сил, действующих при толчке, привести к надмыщелковому перелому (рис. 18.12).

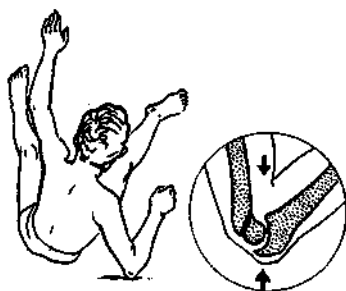


Рис. 18.12. Возникновение надмыщелкового перелома плечевой кости при сгибании

Повреждения в области предплечья встречаются на обоих костях в отдельности, вместе или в сочетании с повреждением в проксимальном, а также дистальном отделах лучелоктевого сустава (см. рис. 18.5, 18.6).

В механизме повреждения преобладает непрямая травма при падении на вытянутую вперед руку (см. рис. 18.7, 18.10). Это случается в основном на уроках физкультуры и в любительском спорте при падениях с гимнастических снарядов, катании на роликах, коньках или в играх, а также в мото- и велоспорте у взрослых.

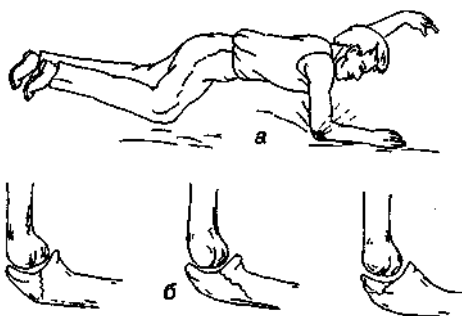


Рис. 18.13. Механизмы травм при переломах локтевого отростка: а — механизм травмы, б — варианты переломов

Переломы локтевого отростка возникают, как правило, в результате прямого удара локтевой областью о твердый предмет (рис. 18.13).

Перелом головки и шейки лучевой кости возникают при падении на вытянутую руку, в результате чего происходит вклинивание головки луча в головчатое возвышение плеча.

Повреждение дистального эпифиза лучевой кости представляет собой наиболее частое повреждение костей предплечья в типичном месте.

Перелом нижнего эпифиза чаще всего возникает при падении на вытянутую руку, кисть которой находится в положении тыльного или ладонного сгибания (рис. 18.14).

Переломы костей кисти (рис. 18.15) и пальцев составляют до 1/8 переломов всех костей. Повреждения кисти могут относиться не только к кожным покровам, но и костям, мышцам, сухожилиям, а также нервам и сосудам.

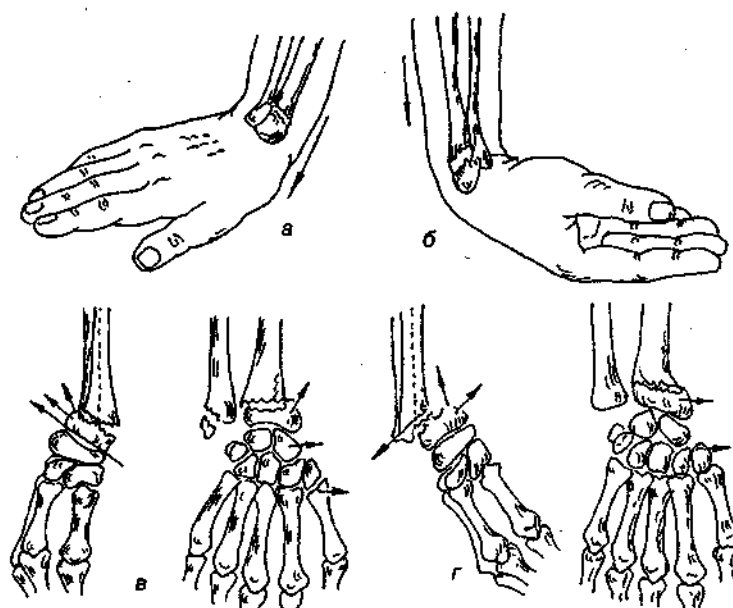


Рис. 18.14. Механизмы травмы и виды смещений отломков при повреждении дистального эпифиза лучевой кости:
 а — перелом при падении на кисть в положении разгибания,
 б — перелом при падении на кисть в положении сгибания,
 в, г — схема смещения отломков при переломе дистального конца лучевой кости

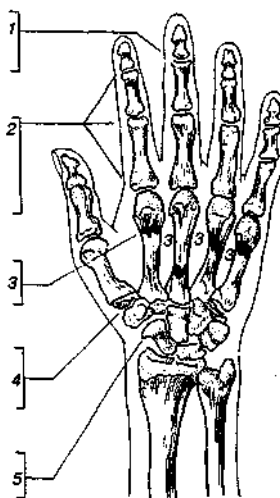


Рис. 18.15. Типичные спортивные травмы кисти:

1 — разрыв сухожилий разгибателей (гандбол, волейбол, водное поло, защита ворот (вратари), 2—растяжение в межфаланговых суставах пальцев (волейбол, гандбол, водное поло, баскетбол, защита ворот (вратари), конный спорт, борьба), 3 — перелом костей запястья (бокс), 4 — переломовывих 1-го запястно-пястного сустава по Беннету (бокс), 5 — перелом ладьевидной кости (ручной мяч в закрытом помещении) (К. Франке, 1981)

4% повреждений и последствий неправильной нагрузки в спорте приходится на область кисти (J. Williams, 1973), хотя и здесь наблюдаются типичные повреждения и зависимость частоты травм от специфики отдельных

видов спорта.

В механизме повреждения преобладают прямые травмы, например, при подхвате резко брошенного мяча, при ударе или толчке в борьбе и под действием не прямой силы при падении на вытянутую руку.

Наиболее часто встречаются *переломы проксимального ряда костей запястья*. Чаще других повреждается ладьевидная кость, реже — полулунная и еще реже — остальные кости запястья.

Перелом ладьевидной кости может произойти при падении на выпрямленную кисть (рис. 18.16), при прямом ударе по ладони. Иногда перелом может наступить при ударе кулаком о твердый предмет (см. рис. 18.16, б).

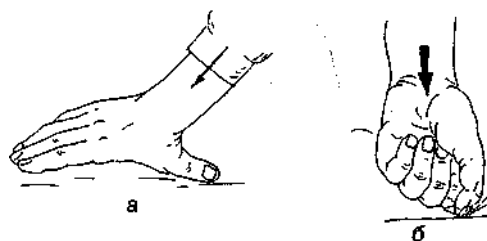


Рис. 18.16. Механизмы травмы при переломах ладьевидной кости: а — при падении на кисть, б — при ударе кулаком

Переломы костей пястья типичны при столкновении сжатой в кулак кисти (головок пястных костей) с препятствием, например, в скоростном спуске на лыжах, при игре в гандбол, в мото- и велоспорте, боксе и др.

Особой формой повреждения пястных костей является часто наблюдаемый у боксеров переломовывих в 1-ом пястно-запястном суставе (перелом Беннета).

Различают два типа переломов: внутрисуставные и внесуставные (рис. 18.17). Чаще всего возникает перелом основания 1-ой пястной кости. При внутрисуставных переломах 1-ой пястной кости небольшой треугольный осколок ульновольярной поверхности основания 1-ой пястной кости остается на месте. Первая пястная кость под влиянием сгибателей и разгибателей вывихивается в запястно-пястном суставе в тыльно-радиальную сторону.

Переломы фаланг пальцев чаще возникает вследствие прямой или, реже, не прямой травмы. В результате перелома под влиянием межкостных и червеобразных мышц отломки фаланг пальцев смещаются под углом, открытым в тыльную сторону. Чаще встречается в играх (волейбол, гандбол, баскетбол и др.).

Прямые травмы — такие, как падение или удар — приводят к *переломам лопатки, ключицы* или вызывают разрывы сочленений.

Чаще всего повреждения в области плечевого пояса в спорте возникают при падении на вытянутую для амортизации руку (см. рис. 18.11, 18.8).

Перелом ключицы является наиболее частой травмой в спорте (прыжки на лыжах с трамплина, мото- и велоспорт, борьба и др.), при падении и прямой травме (удары и пр.), преимущественно в детском и подростковом возрасте. Они составляют от 3 до 16% переломов всех костей скелета.



Рис. 18.17. Механизм травмы и виды переломов 1-ой пястной кости:
 а — удар 1-ым пальцем, б — удар по пястным костям, в — перелом типа Беннета, г — перелом Роланда, д — поперечный перелом диафиза, е — косой перелом диафиза

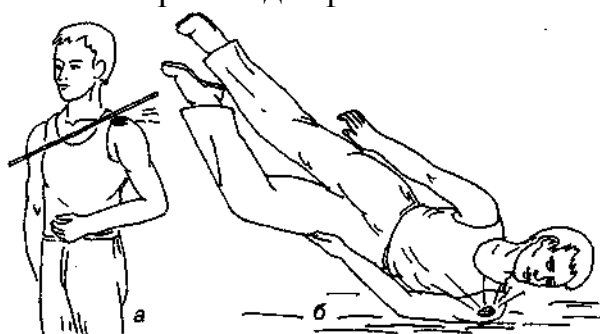


Рис. 18.18. Механизмы травмы при переломах ключицы: а — прямой, б — непрямой

По механизму травмы переломы ключицы можно разделить на две группы. Это переломы, возникающие в результате прямого механизма травмы (удар по плечу, непосредственно по ключице). Вторую группу составляют переломы, возникающие от непрямого механизма травмы — удар или падение на область наружной поверхности плечевого сустава (рис. 18.18), падение на локоть, вытянутую руку, сдавление плечевых суставов с боков.

Перелом лопатки возникает преимущественно в результате значительного силового воздействия; вело- и мотоспорт, скоростной спуск на лыжах, прыжки на лыжах с трамплина и др. (рис. 18.19).

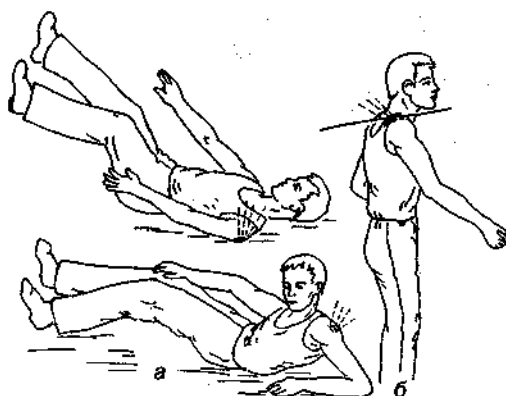


Рис. 18.19. Механизмы травмы при переломах лопатки: а — не прямой, б — прямой

Типичные последствия, неправильной нагрузки

В области кисти следующие (рис. 18.20):

- периостоз шиловидного отростка локтевой кости (фехтование, прыжки в воду и др.);
- крепитирующий паратенонит (в большинстве случаев разгибателей) в спортивной гимнастике, в тяжелой атлетике, гребле и других видах спорта;
- тендопатия в месте прикрепления сухожилия локтевого сгибателя кисти в области гороховидной кости (прыжки в воду, спортивной гимнастике и др.);
- артрозы в области запястья и в первом пястно-запястном суставе (бокс, тяжелая атлетика, фехтование и др.).

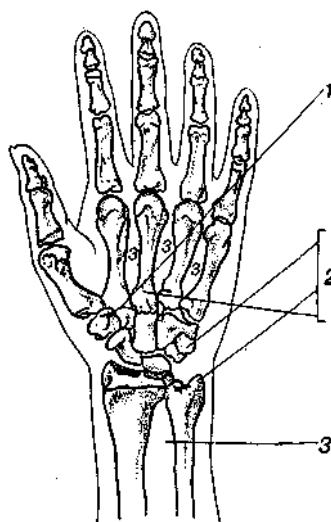


Рис. 18.20. Типичные последствия спортивных перегрузок в области кисти:

1 — артроз в запястно-пястном суставе (бокс), 2 — тендиоз в месте прикрепления; гороховидная кость — прыжки в воду, шиловидный отросток локтевой кости — прыжки в воду, фехтование, III пястная кость (дорсальное основание) — бокс; 3 — перитендиоз (волейбол, теннис, настольный теннис)

В области позвоночника могут быть повреждения как самих позвонков, так и спинного мозга и его корешков.

Из общего количества всех несчастных случаев в спорте на позвоночник приходится 3—4% (D.L. Mac-Intosh, et al., 1972; G. Gelehrter, 1966), причем последствия неправильной нагрузки составляют 16,5% (J. Williams, 1973).

Повреждения позвоночника являются следствием прямого силового воздействия (удар, толчок) и значительно чаще — результатом непрямого силового воздействия. При этом типичными механизмами травм являются следующие:

- компрессия по продольной оси, например, при падении на ягодицы;
- гиперэкстензия или гиперфлексия, что обычно имеет место при прыжке вниз головой и ударе о грунт (рис. 18.21).
- ротационные травмы в сочетании с гиперэкстензией или гиперфлексией, что имеет место при повреждениях, имеющих механизм хлыстового удара.

Во всех случаях последствия травмы проявляются во всем двигательном сегменте, под которым Н. Junghanns (1971) понимает тело позвонка с его суставными отростками, поперечными и остистыми отростками, а также соответствующие межпозвоночные диски.

Механическая выносливость тела позвонка на разных участках различна, и в шейном отделе она составляет лишь 25% от прочности на сжатие в 730 кгс, которой обладает поясничный отдел позвоночника. Межпозвоночные диски еще устойчивее и выносят сжатие по оси в 1500 кгс.

Прочность при сгибании, напротив, значительно ниже. При медленной гиперфлексии дорсальные продольные связки разрываются с одновременными микроразрывами межпозвоночных дисков при 500 кгс, а в условиях гиперэкстензии уже при 100 кгс образуются грыжи дисков L₅—S₁ (С. Tuisch, S. Ulrich, 1973).

Торсионная прочность тел позвонков составляет 255 кгс, а межпозвоночных дисков — 460 кгс (С. Tuisch, S. Ulrich, 1973).

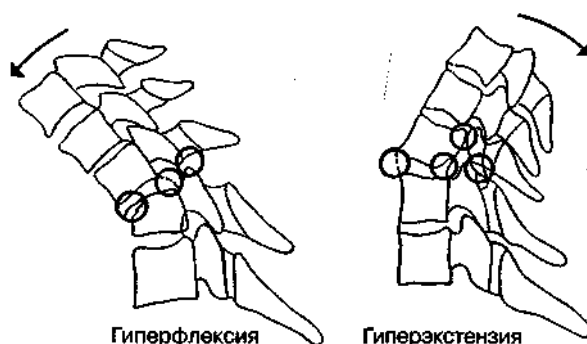


Рис. 18.21. Последствия гиперфлексии и гиперэкстензии в шейном отделе позвоночника (по Н.Д. Herrmann, 1970).

Травматическая гиперфлексия позвоночника вызывает: разрыв задней продольной связки; компрессию тел позвонков с вентральной стороны с возможным разрывом переднего края; вывих межпозвоночных суставов,

«спасительный» перелом дужки позвонка с возможностью декомпрессии цервикального канала. Травматическая гиперэкстензия (ретрофлексия) позвоночника вызывает: разрыв передней продольной связки; перелом суставных отростков и перелом дужек позвонков с дорсальным смещением

Относительно распределения функциональной нагрузки на позвоночник можно сказать, что на человека массой 70 кг при прыжке на твердый грунт с высоты 50 см с ускорением в 6—8 g действует сила в 240—320 кгс, при падении на ягодицы с ускорением в 10—20 g действует сила в 400—800 кгс, а при поднятии тяжести массой 50 кг в положении наклона вперед — 700 кгс (Н. Крауенбухл et al., 1967). Чем сильнее сжатие межпозвоночного диска во время функциональной нагрузки, тем легче он подвергается воздействию даже незначительной травмы.

Повреждения тел позвонков чаще возникают при непрямом механизме травмы: осевая нагрузка на позвоночник, резкое или чрезмерное сгибание его или (реже) разгибание. Иногда могут сочетаться два или даже три типа нагрузки. Например, при так называемом хлыстовом механизме травмы сочетаются резкое сгибание и разгибание шейного отдела позвоночника при наезде на машину, резком торможении, падениях велосипедистов-шоссейников, горнолыжников и т. д. (рис. 18.22).

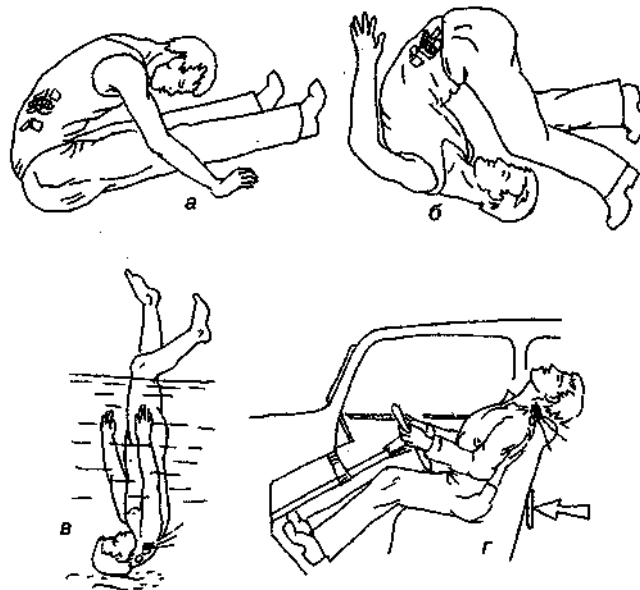


Рис. 18.22. Механизм травмы при переломе позвоночника: а, б — поясничного отдела; в, г — шейного отдела

У взрослых чаще повреждаются позвонки в зоне перехода одной физиологической кривизны в другую, т. е. нижние шейные и верхние грудные, нижние грудные и верхние поясничные позвонки (см. рис. 18.22).

Повреждения тел позвонков делятся на две большие группы: стабильные (рис. 18.23) и нестабильные повреждения (рис. 18.24).

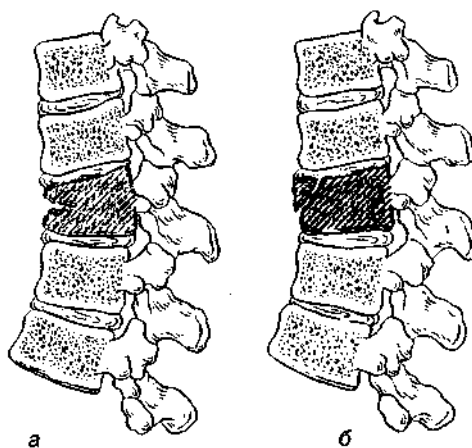


Рис. 18.23. Стабильные переломы тел позвонков:

а — перелом с клиновидной компрессией, не достигающий половины высоты тела позвонка; б — отрыв передне-верхнего угла тела позвонка

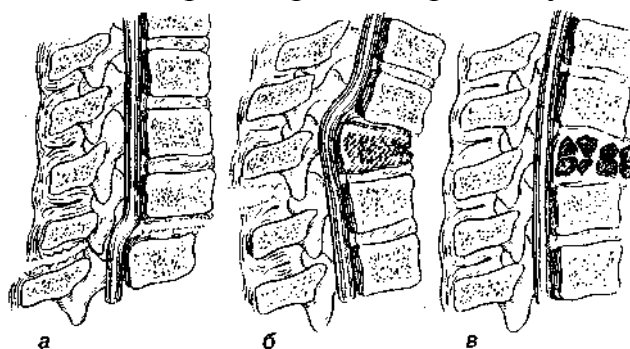


Рис. 18.24. Нестабильные переломы:

а — переломовывих, б — перелом с компрессией переднего отдела более чем на половину высоты тела позвонка, в — «взрывной перелом»

Вывихи чаще встречаются в шейном отделе, в то время как в грудном и поясничном преобладают *переломы и переломовывихи*.

Переломы тел позвонков возникают при компрессионной травме и травме со сгибанием позвоночника, они наблюдаются во всех видах спорта, так же как случайные повреждения после падений. Спонгиозный слой позвонка ступенеобразно сжимается, гася действующую силу. Это приводит к плоской или клиновидной деформации с краевым переломом или без него, а также к взрывообразному прорыву пульпозного ядра в покровную или основную пластинку тела позвонка.

Вывихи и переломовывихи тел позвонков в 2/3 случаев встречаются в шейном отделе позвоночника, так как этот отдел из-за большой мобильности менее устойчив к травмам от чрезмерного сгибания, разгибания и торсии. Меньшая устойчивость тел позвонков к компрессии также играет патогенетическую роль. Межпозвоночные диски при всех подобных повреждениях разрываются и их осколки также могут стать причиной компрессии спинного мозга или корешков, как и костные отломки.

Травматические повреждения межпозвоночных дисков. Межпозвоночный диск представляет собой хрящевое соединение тел смежных позвонков. Он отсутствует между первым и вторым шейными позвонками.

Каждый диск состоит из двух частей, постепенно переходящих друг в друга — волокнистого (фиброзного) кольца и студенистого ядра.

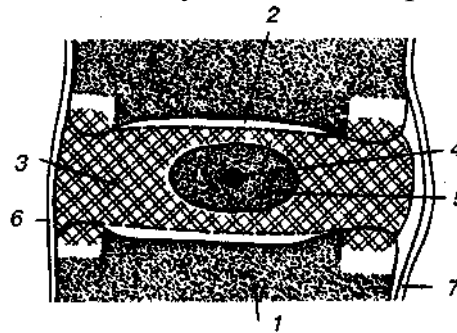


Рис. 18.25. Схема межпозвоночного диска:

1 — тело позвонка, 2 — гиалиновая пластинка, 3 — фиброзное кольцо, 4 — полость Лущки, 5 — пульпозное ядро, 6 — передняя продольная связка, 7 — задняя продольная связка

Межпозвоночный диск следует рассматривать как полусустав, в котором пульпозное ядро, содержащее жидкость типа синовиальной, сравнивают с полостью сустава, гиалиновые пластинки тел позвонков — с суставными поверхностями, а фиброзное кольцо рассматривают как капсулу сустава; имеется и связочный аппарат (рис. 18.25).

Для фиброзного кольца диска модуль упругости зависит от нагрузки. В продольном направлении при изменении P от 350 до 1500 Н модуль упругости изменяется от $57 \cdot 10^6$ Па до $105 \cdot 10^6$ Па, а в поперечном направлении — от $14,5 \cdot 10^6$ Па до $26,2 \cdot 10^6$ Па.

При наклонах и поворотах туловища происходит смещение студенистого ядра диска в сторону, противоположную наклону, и фиброзное кольцо выпячивается. Часть диска будет сжата, а часть — растянута. При поворотах позвоночного столба под углом больше 20° , диск может разрушиться.

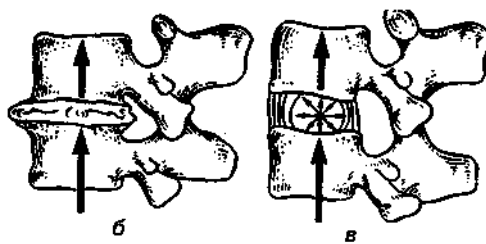


Рис. 18.26. Проекция оси позвоночника (а).

Распределение динамических нагрузок: б — в дегенеративном диске, в — в здоровом диске

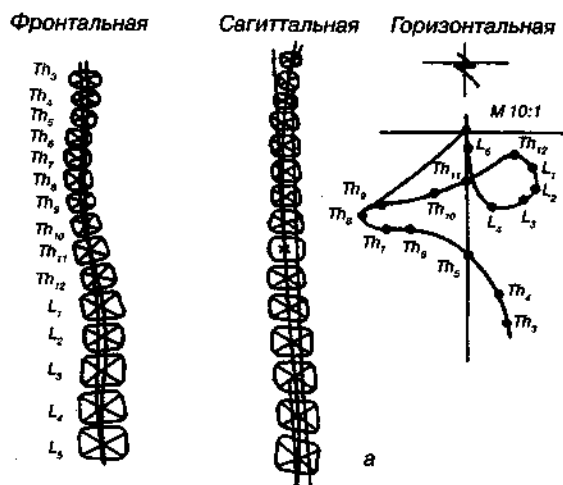


Рис. 18.26. Проекция оси позвоночника (а).

Распределение динамических нагрузок: б — в дегенеративном диске, в — в здоровом диске

Внутридисковое давление зависит от позы. В положении лежа на боку оно составляет $(3,3 \pm 0,2) \cdot 10^7$ Па, в положении сидя $(8,6 \pm 0,4) \cdot 10^7$ Па, в положении стоя оно повышается на 20—40%.

При нагружении диска разрушается его гиалиновая пластинка (см. рис. 18.25), а с ростом нагрузки происходит разрыв фиброзного кольца.

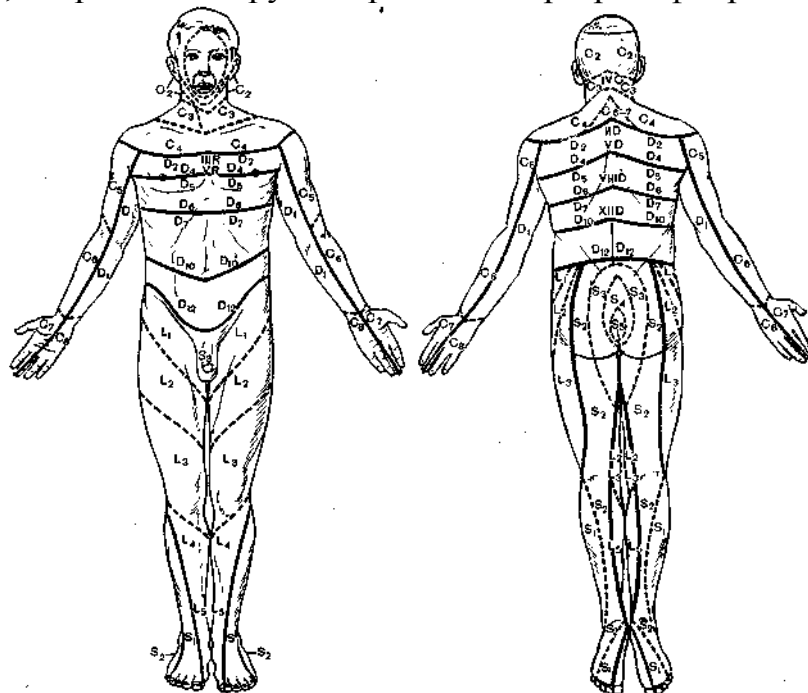


Рис. 18.27. Дерматосхема уровней локализации повреждений спинного мозга (вид спереди)

Рис. 18.28. Дерматосхема уровней локализации повреждений спинного мозга (вид сзади)

При функциональной недостаточности позвоночника, которая появляется чаще всего при дегенерации диска, когда его амортизационная способность значительно понижена, в момент разгибания тело вышележащего позвонка смещается назад (чего в норме не наблюдается). Из-за патологической подвижности и постоянной микротравматизации тел смежных позвонков (отсутствие амортизации) развивается склероз замыкательных пластинок, предотвращающих повреждение костных балок (рис. 18.26).

Повреждения спинного мозга в спорте составляет 2,5%, а в быту — 20—30%. Они сопровождаются характерными рефлекторными нарушениями, расстройствами двигательных функций и потерей чувствительности, на основании чего можно определить уровень верхнего травмированного сегмента (рис. 18.27 и 18.28).

Особенно часто наблюдается повреждение в области С₅, Д₄, Д₁₀ и L₁.

Травматические *вывихи в тазобедренном суставе* составляют около 2% всех вывихов (рис. 18.29). *Механизм возникновения вывиха* — чаще всего не прямое значительное усилие, при условии, когда бедро внезапно резко ротируется внутрь и приводится, а также при значительном прямом силовом воздействии (падения у альпинистов, горнолыжников, мото- и автоспортсменов и др.).

Травматический вывих надколенника возникает чаще всего вследствие падения на коленный сустав, при ударе твердым предметом по коленному суставу или при изменении тяги мышц-разгибателей голени. Большое значение для вывиха имеет ряд предрасполагающих моментов: отношение голени кнаружи, более развитый внутренний мышцелок бедра и неправильное направление четырехглавого разгибателя голени по отношению к связке надколенника. Вывихи надколенника происходят чаще у женщин. Отмечается латеральное смещение, что связано с Х-образным положением нижних конечностей (см. рис. 16.2) и тягой четырехглавой мышцы бедра в соответствии с параллелограммом сил.

Подтаранный вывих стопы. Вывих происходит в таранно-пяточном и таранно-ладьевидном сочленениях в случаях непрямого механизма травмы. При подтаранном вывихе стопа чаще всего смещается внутрь или назад и внутрь — внутренний и задне-внутренний вывих (рис. 18.30).

Перелом шейки бедра чаще встречается у пожилых людей. Это связано с уменьшением шеечно-диафизарного угла, плохим кровоснабжением (артерия круглой связки, как правило, облитерирована). Шеечно-диафизарный угол у пожилых людей с годами уменьшается, в связи с этим большая нагрузка приходится на шейку бедра, поэтому легко возникает ее перелом.

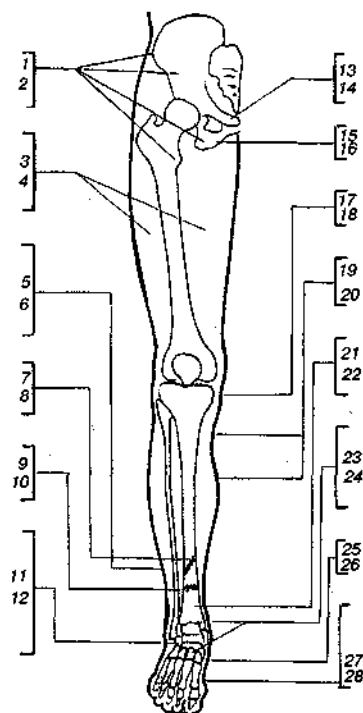


Рис. 18.29. Типичные спортивные травмы и повреждения в результате чрезмерной нагрузки на таз и нижние конечности (за исключением коленного сустава):

1 — таз; 2 — отрывные переломы (спринт, спортивные игры); 3 — мышцы бедра; 4 — мышечные грыжи, разрывы мышц (частичные) — спринт, спортивные игры; 5 — разрыв ахиллова сухожилия (полный, неполный); 6 — бег, спортивные игры (быстрое наступление), гимнастика (соскок со снаряда); 7 — торсионный перелом средней трети большеберцовой кости; 8 — футбол; 9 — поперечный перелом большеберцовой кости по краю обуви; 10 — скоростной спуск на лыжах; 11 — повреждения связок в верхнем отделе голеностопного сустава (чаще всего передней таранно-лоберцовой связки); 12 — бег, прыжки, все виды игры с мячом, гимнастика, лыжные гонки; 13 — гребень лобковой кости, бугорок лобковой кости; 14 — футбол, бег; 15 — ветвь седалищной кости; 16 — футбол, бег; 17 — бугристость большеберцовой кости; 18 — футбол, прыжки; 19 — периостоз краевых поверхностей большеберцовой кости; 20 — бег, прыжки, ходьба; 21 — ахиллодиния (паратендинит ахиллова сухожилия); 22 — бег, прыжки, гимнастика; 23 — хроническое растяжение в верхнем отделе голеностопного сустава; 24 — бег, прыжки, все виды игр с мячом, гимнастика, лыжные гонки; 25 — артроз предплюсны; 26 — футбол, прыжки; 27 — стрессовый перелом плюсны (маршевый перелом); 28 — футбол, прыжки, бег, ходьба (К. Франке, 1981)



Рис. 18.30. Подтаранные вывихи стопы: а — внутренний, б — задневнутренний

Переломы диафиза бедра. Также как и при других диафизарных переломах, переломы бедра возможны при различных вариантах прямого и непрямого механизмов травмы. Направлением и точкой приложения травмирующего действия определяются характер и уровень перелома.

Соответственно уровню перелома различают переломы бедра в верхней, средней и нижней третях (рис. 18.31).

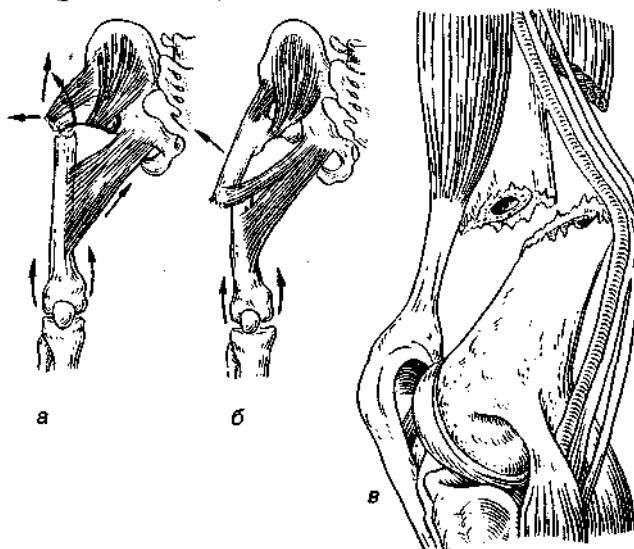


Рис. 18.31. Типичное смещение отломков бедра: а — в верхней трети, б — в средней трети, в — в нижней трети

Частота *переломов голени* в среднем колеблется в пределах 30%. Наиболее часты переломы голени в нижней трети. Переломы могут быть открытыми и закрытыми, в зависимости от механизма травмы (рис. 18.32).

Чаще встречается перелом обеих костей. На характер перелома, его конфигурацию и наличие смещения в той или иной степени влияет не только механизм травмы, но и мышечная тракция.

Механизм травмы может быть прямым и непрямым (рис. 18.33). Выделяют три подгруппы переломов: супинационные, пронационные и сгибательно-разгибательные переломы (рис. 18.34).

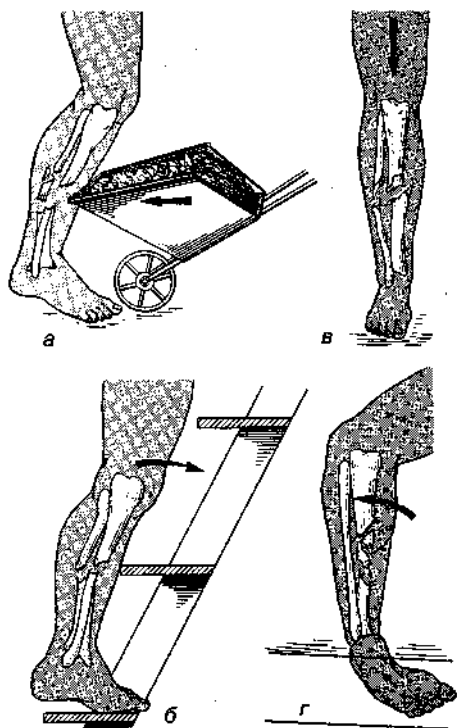


Рис. 18.32. Механизм повреждения костей голени:
а — прямой удар, б, — поворот тела при фиксированной стопе,
в — вертикальная нагрузка, г — подворачивание ноги

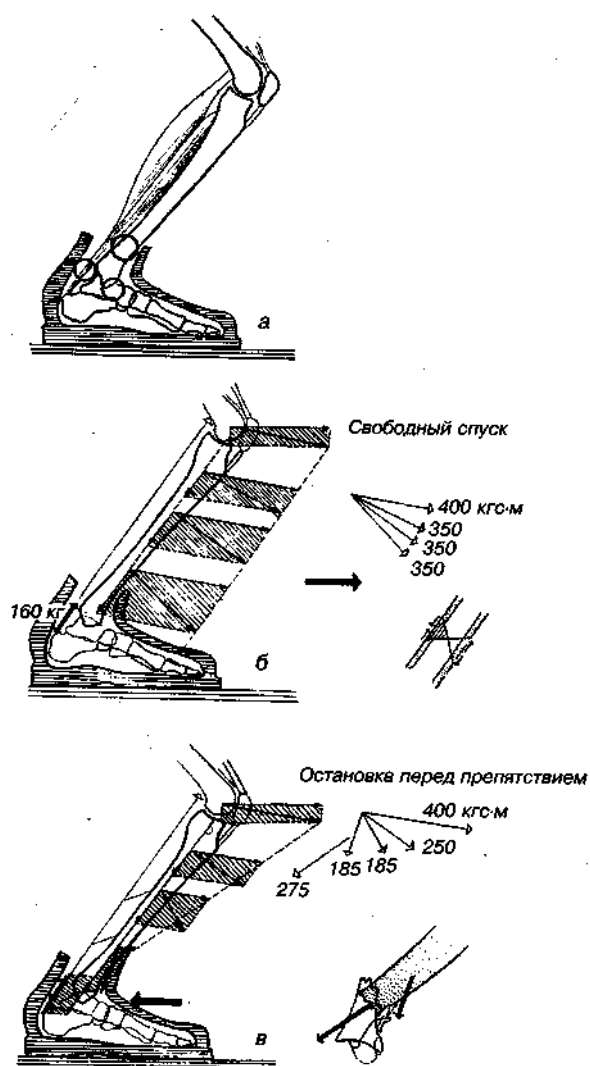


Рис. 18.33. Механизм травмы в области голени на примере травмы при скоростном спуске на лыжах (по W. Bandi, 1970):

а — современная лыжная обувь, фиксирующая голеностопный сустав, вызывает три вида травм: в области верхнего края ботинка, компрессию переднего края большеберцовой кости, разрыв ахиллова сухожилия; б, в — направление нагрузки при свободном спуске и столкновении с препятствием

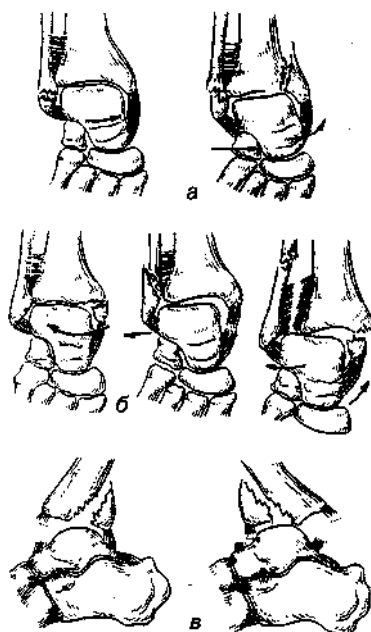


Рис. 18.34. Виды переломов костей голени в области голеностопного сустава:

а — супинационные переломы, б — пронационные переломы,
в — сгибательно-разгибательные переломы

При супинационных переломах стопа, поворачиваясь внутрь, натягивает связки, соединяющие латеральную лодыжку с костями стопы, что влечет за собой отрыв наружной лодыжки. Если травмирующая сила продолжает действовать, внутренняя боковая поверхность таранной кости упирается во внутреннюю лодыжку, отламывая ее под углом снизу вверх.

Переломы лодыжек довольно частая травма в спорте. В зависимости от механизма и длительности травмирующей силы переломы этого вида могут быть в самых различных сочетаниях: изолированные переломы одной или двух лодыжек, двух лодыжек с отрывом заднего или переломом переднего краев большеберцовой кости, с подвывихом или вывихом стопы в различных направлениях, которые могут сопровождаться разрывом синдесмоза.

Пронационные переломы возникают в результате пронации стопы. При этом связки, идущие от медиальной лодыжки к костям стопы, натягиваются и отрывают внутреннюю лодыжку (иногда разрываются и сами связки).

Пронационные переломы часто сопровождаются повреждением межберцового сочленения.

Влияние физических нагрузок на суставы

За время жизни человек делает $(0,5—0,7) \cdot 10^9$ движений в крупных суставах рук, $6 \cdot 10^9$ движений пальцами рук (к примеру, шины современного автомобиля изнашиваются после 25—30 млн оборотов).

При ходьбе, беге, рабочих движениях кости, хрящи суставов, мышцы,

сухожилия подвергаются нагрузке, однако напряжения в кости редко превышают 50 МПа. Нагрузка на суставы зависит от общей массы тела. К примеру, при ожирении суставы человека подвергаются большим воздействиям.

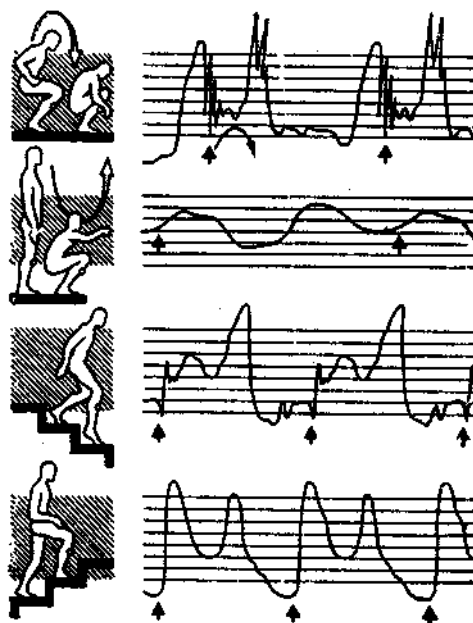


Рис. 18.35. Изгибные деформации большеберцовой кости при различных видах нагрузки

При обычной ходьбе в фазе 15% от начала опорного цикла возникает изгибающий момент на голень человека величиной около 50—60 Н·м, в фазе 45% от начала опорного цикла значение изгибающего момента возрастает до 90—130 Н·м (А. Sarazzo et al., 1984). Изгибные деформации голени разнообразны (рис. 18.35). Они могут возникать от вибраций на частотах собственных колебаний костей, вызванных, например, ударом, при соприкосновении пятки с землей (особенно без обуви). В начале опорной фазы ударная волна проходит через кость, причем линейное ускорение достигает 20—80 м/с² длительностью 15—25 мс (L. Light et. al. 1980). При скорости ходьбы 1 м/с нагрузка в тазобедренном суставе может достигать 6 кН, что на порядок выше веса тела (D. Gebauer, H. Orley, 1978).

В спорте высших достижений ускорения намного выше, что ведет к значительным, хотя и кратковременным, нагрузкам на биомеханические системы. Например, во время бега отрицательное ускорение голени достигает 500 м/с², а в конце удара при исполнении приемов карате — даже 4000 м/с² (S. Wilket et. al., 1983).

Таблица 18.1

Максимальные нагрузки на суставы нижней конечности при спринтерском беге 9,5 м/с (по W. Bauman, 1981)

Вид нагрузки	Величина нагрузки
Момент в голеностопном суставе, Н·м: M_{xa} — сагиттально	330+30
M_{ya} — фронтально	125±50
M_{za} — горизонтально	20+11
Сила в голеностопном суставе F_{Tc} , Н	8900±1000
Момент в коленном суставе, Н·м: M_{ck} — сагиттально	150+40
M_{fk} — фронтально	160+55
M_{mk} — горизонтально (в отношении большеберцовой кости)	40+15
Максимальное натяжение в ахилловом сухожилии, Н	6600±660
Максимальное натяжение в собственной связке надколенника, Н	3000±800

При спринтерском беге, прыжках в длину, тройным и в высоту вертикальная составляющая силы опорных реакций достигает 5—7 кН, а горизонтальная — до 3—4 кН. Соответственно резко возрастают нагрузки на все суставы и сухожилия (табл. 18.1).

Например, сила на поверхности голеностопного сустава может достигать 9000 Н. Это значит, что ахиллово сухожилие создает противодействующий момент в сагиттальной плоскости до 300 Н·м и тягу до 6000 Н. Напряжение растяжения достигает 60 МПа — около 60% предельно допустимого. Во время прыжков в длину напряжение в сухожилии может достигать 73—75 МПа, что еще ближе к предельным значениям.

Особенности механизма повреждения коленного сустава обусловлены анатомическими и функциональными его особенностями, а также видом и тяжестью травмы. Выделяют острые и хронические травмы (подвывихи, микротравмы), прямое и не прямое силовое воздействие. Наиболее частой причиной повреждений коленного сустава в спорте являются падения с поворотом при фиксированной стопе и слегка согнутом суставом (рис. 18.36). Такой механизм травмы типичен для футбола (рис. 18.37), дзюдо, самбо, горнолыжного спорта, баскетбола, гандбола и др. Действие сил в зонах, расположенных ниже границы разрыва суставной сумки и связок, гиалинового суставного хряща и волокнистого хряща менисков при повторных микротравмах может привести к дегенеративным тканевым изменениям.



Рис. 18.36. Типичный механизм травмы капсульно-связочного аппарата: падение с поворотом при фиксированной стопе, отведение голени и наружная ротация верхней половины туловища

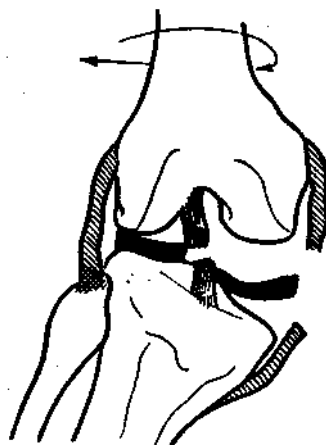


Рис. 18.37. Схематическое изображение механизма травмы, показанной на рис. 18.36

Дегенеративные изменения в мениске вследствие хронической перегрузки, например, у футболистов, могут привести к разрывам мениска от подчас минимальной травмы.

На рис. 18.38 и рис 18.39 представлены типичные виды травм.

На рис. 18.40, сравнивая взаимное положение отметок на суставных поверхностях, можно видеть результат влияния связок на движения костей: взаимное движение поверхностей гиалинового хряща состоит из обкатывания со скольжением. При сгибании колена бедренная кость сдвигается назад относительно большеберцовой кости с проскальзыванием, начинающимся приблизительно с $15\text{--}20^\circ$ поворота и заканчивающимся незадолго до конца сгибания; при разгибании бедренная кость смещается вперед. Вследствие этого нельзя указать определенную ось вращения в суставе: для каждого положения костей имеется своя мгновенная ось вращения. При этом в переднем положении бедра оси вращения значительно смещаются кверху благодаря

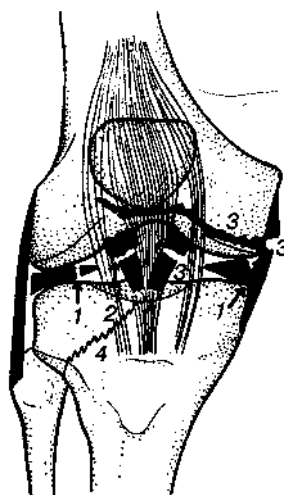


Рис. 18.38. Типичные виды спортивной травмы в коленном суставе (по К. Франке, 1981): 1 — повреждения мениска (футбол, скоростной спуск на лыжах, волейбол, борьба, глубокое приседание), 2 — повреждение крестообразной связки (футбол, скоростной спуск на лыжах, борьба), 3 — комбинированное повреждение капсулы, связок и мениска (футбол, скоростной спуск на лыжах, борьба), возможно при всех тяжелых торсионных травмах; 4 — перелом мыщелков большеберцовой кости (мотоспорт)

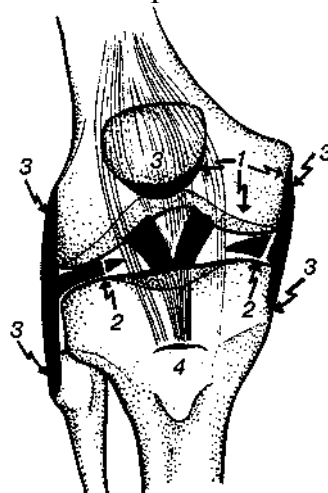


Рис. 18.39. Типичная травма коленного сустава при перегрузке (К. Франке, 1981):

1 — хондропатия надколенника и мыщелков бедра (футбол, глубокое приседание со штангой, скоростной спуск на лыжах, борьба дзюдо, гребля, волейбол); 2 — дегенеративные повреждения мениска (футбол, скоростной спуск на лыжах, борьба дзюдо, штанга); 3 — тендиозы в месте прикрепления; каудальный полюс надколенника, мыщелки, головка малоберцовой кости (прыжки, бег, игры с мячом, фехтование); 4 — апофизит бугристости большеберцовой кости (футбол, прыжки)

меньшей кривизне переднего края поверхности мыщелков. Это способствует наряду с действием связочного аппарата «запиранию» колена в выпрямленном положении, что важно для противодействия нагрузке при локомоциях (движениях) (R. Pick, 1911). Так как сочленованные поверхности не соответствуют друг другу по форме, то в каждый момент соприкасаются

только небольшие участки поверхностей. Площадь контакта несколько увеличивается за счет двух менисков полулунной формы, лежащих по наружным краям мыщелков. Движение участков контакта при перекачивании и скольжении способствует лучшей смазке (С.Н. Barnett et al., 1961).

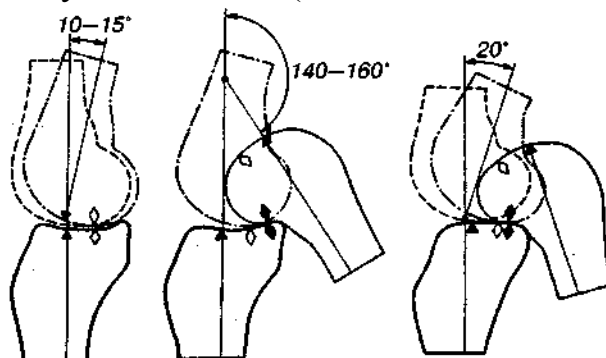


Рис. 18.40. Схема относительного движения поверхностей коленного сустава (по I.A. Karandji, 1970).

Вверху — бедренная кость, *внизу* — большая берцовая кость; *слева* — вид медиальной части сустава, *справа* — латеральной. Ромбы и треугольники — реперы, нанесенные в местах соприкосновения суставных поверхностей

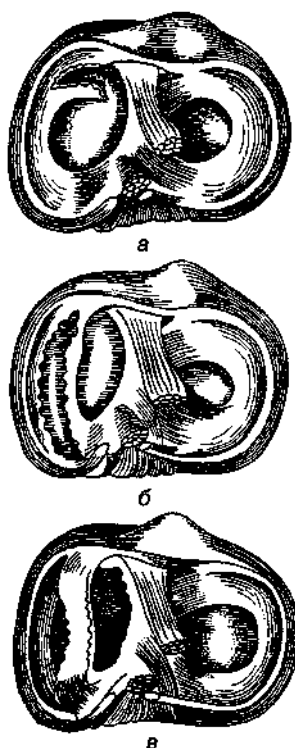


Рис. 18.41. Повреждения внутреннего мениска:
а — разрыв переднего рога; *б* — продольный разрыв;
в — отрыв внутреннего мениска от капсулы и боковой связки



Рис. 18.42. Механизм травмы при повреждении боковых связок коленного сустава (правого)

Повреждения менисков (рис. 18.41) — наиболее частый вид травмы коленного сустава. В 80% случаев повреждается внутренний мениск и в 20% — наружный. Чаще всего мениски повреждаются вследствие ротационных напряжений при нагрузке согнутого колена (см. рис. 18.36, 18.42). Отсутствие кровоснабжения полулунных хрящей является причиной их плохого сращения.

Биомеханика повреждения

Существенными функционально-анатомическими особенностями менисков, которые определяют относительно частое их повреждение являются следующие:

- воздействие «клещей мышечков» на передний рог при выпрямлении из положения на носках;
- прочное волокнистое сплетение медиального мениска с медиальной боковой связкой;
- патологические образования — такие, как дискоидный мениск и ганглии;
- относительно хорошее состояние кровоснабжения околокапсульной зоны, в то время как свободный край мениска, впадающий в сустав, не имеет кровеносных сосудов.

Повреждения боковых связок коленного сустава. Чаще всего встречаются растяжение, частичный или полный разрыв боковых связок коленного сустава. Повреждения боковых связок могут произойти вследствие торсии в сторону или насильственном движении в сторону голени.

Полный разрыв боковых связок происходит от сочетания движений отведения или приведения голени в разогнутом положении коленного сустава с элементами наружной ротации голени (рис. 18.42).

Механика повреждения крестообразных связок — силовое воздействие на мышелки большеберцовой кости либо мышелки бедра и торсии (мотоспорт, хоккей с шайбой, футбол, горнолыжный спорт и др.). Передняя крестообразная связка, повреждается в 30 раз чаще, чем задняя.

На рис. 18.43 показан механизм повреждения крестообразных связок.

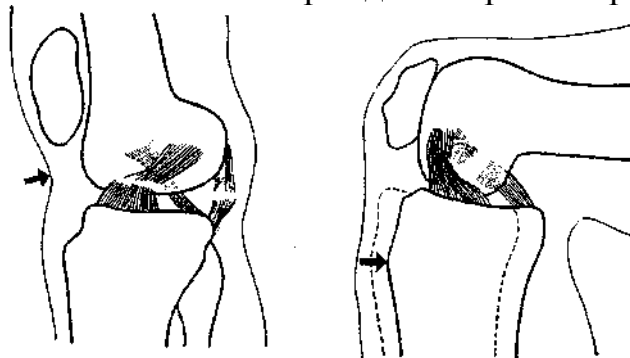


Рис. 18.43. Механизм повреждения крестообразных связок и фиброзной капсулы в зависимости от воздействия прямой силы на мыщелок бедра или мыщелок большеберцовой кости

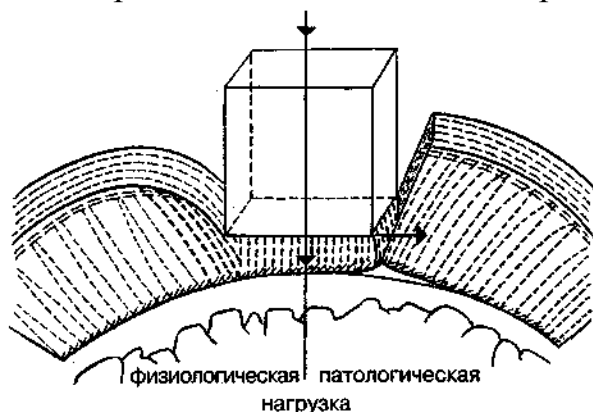


Рис. 18.44. Схематическое изображение различных последствий одной и той же нагрузки в зависимости от индивидуальной выносливости (по Е. Мау, 1971)

При любом переломе сустава происходит также *повреждение суставного хряща*. Кроме того, он страдает при травмах со встречным и компрессионным действием.

При неправильной нагрузке на хрящевые поверхности коленного сустава, вследствие посттравматического нарушения механики сустава, или при вторичных структурных нарушениях, также травмируется суставной хрящ (рис. 18.44).

Перелом надколенника происходит чаще всего в результате прямой травмы — падения на колено или удара по надколеннику, реже — вследствие чрезмерного напряжения четырехглавой мышцы. Переломы надколенника могут носить различный характер: чаще поперечные, реже оскольчатые, звездчатые и т. д. (рис. 18.45).

Переломы таранной кости (рис. 18.46). Механизм перелома, как правило, не прямой — падение с высоты на ноги, резкое торможение автомашины при упоре ступнями в ее пол или рычаги управления и т. д.

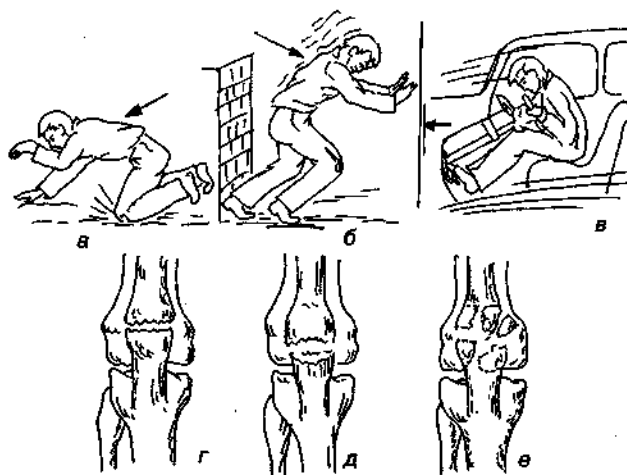


Рис. 18.45. Механизмы повреждения надколенника и виды его переломов:

а — падение на колено, б — резкое сокращение четырехглавой мышцы, в — удар при резком торможении, г — поперечный перелом, д — отрывной, е — оскольчатый



Рис. 18.46. Переломы таранной кости: а — шейки, б — тела, в — заднего отростка

Перелом пяточной кости. Механизм, как правило, прямой. Чаще всего перелом наступает при падении с высоты на область пяток (рис. 18.47). В этом случае возможен перелом обеих пяточных костей.

Однако наиболее часты компрессионные переломы пяточной кости (рис. 18.48).

При компрессионном переломе пяточной кости со смещением уплощается свод стопы, нарушаются взаимоотношения суставных поверхностей в таранно-пяточном и пяточно-кубовидном сочленениях.

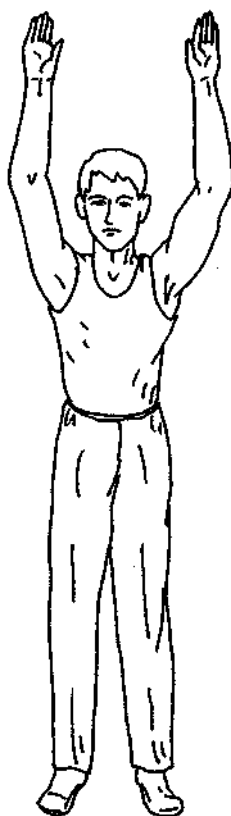


Рис. 18.47. Механизм травмы при переломах пяточной кости

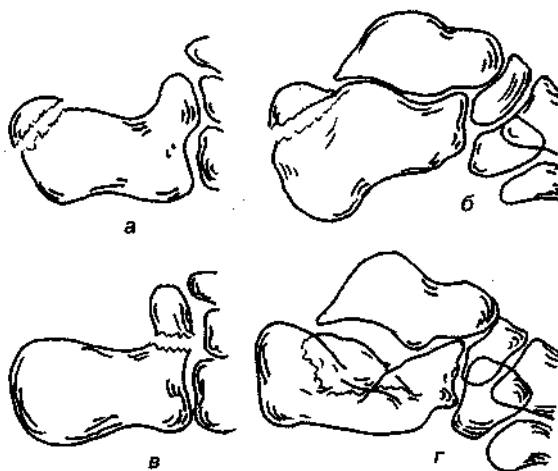


Рис. 18.48. Переломы пяточной кости: а — краевой вертикальный перелом пяточного бугра, б — краевой горизонтальный и клювовидный перелом пяточного бугра, в — изолированный перелом поддерживающего отростка, г — компрессионный перелом

18.2. Биомеханика инвалидов-спортсменов

При патологии ЦНС и ОДА главными симптомами являются нарушения

координации движений, мышечный дисбаланс и др.

Движение — одно из основных проявлений жизнедеятельности. Все важнейшие функции организма — дыхание, кровообращение, глотание, мочеиспускание, дефекация, перемещение тела в пространстве — реализуются в конечном счете сокращением мускулатуры. Движение всегда имеет рефлекторную природу.

Обеспечение координации движений требует четкой и непрерывной обратной афферентации, информирующей о взаимоположении мышц, суставов, о нагрузке на них, о ходе выполнения траектории движения. Центром координации движений является мозжечок. Естественно, однако, что координация движений обеспечивается также деятельностью корковых центров, экстрапирамидной системы, афферентных и эфферентных путей.

Импульсы от проприорецепторов, сигнализирующие о положении тела в пространстве, идут к межпозвоночным ганглиям, где лежат первые нейроны, аксоны которых поступают через задние корешки в спинной мозг. Обратные эфферентные сигналы от стриопаллидарной системы проходят к мускулатуре через руброспинальные, вестибуло-спинальные, текто-спинальные, ретикуло-спинальные пути, а также через задний продольный пучок к мышцам глаза.

Произвольное сокращение той или иной мышцы обеспечивает кортико-мускулярный путь. Однако для выполнения законченного двигательного акта требуется согласованное участие многих мышц. Простейшее движение — поднятие руки — обеспечивается сокращением мышц плечевого пояса, но одновременно и мышц туловища, и нижних конечностей, восстанавливающих правильное положение центра тяжести (ЦТ) тела.

При проведении тренировок или лечебной гимнастики, необходимо учитывать состояние мышечного тонуса занимающегося.

Мышечный тонус — рефлекс, имеющий свою рефлекторную дугу (гамма-нейрон переднего рога → проприоцептор → чувствительная биполярная клетка спинального ганглия → альфа-малый нейрон переднего рога, отдающий импульс мышце и вновь гамма-нейрону → проприоцептор → чувствительная клетка → альфа-малый нейрон и т. д. по обратной связи, создающей систему сегментарной саморегуляции). Мышечный тонус можно условно назвать «рефлексом на проприоцепцию», «ответом мышц на самоощущение».

Относительное постоянство мышечного тонуса обеспечивается согласованной работой трех основных звеньев рефлекторной дуги: альфа-нейрона, гамма-нейрона и проприоцептора (мышечного веретена). Функциональная перегрузка альфа-малого нейрона, сопровождающаяся повышением мышечного тонуса, влияет на состояние гамма-нейрона, который повышает порог восприятия проприоцептора и таким образом снижает приток афферентных импульсов к альфа-малому нейрону. Альфа-малый нейрон «разгружается» и нормализует мышечный тонус, гамма-нейрон активизируется и усиливает афферентную «нагрузку» на альфа-малый нейрон.

Состояние мышечной системы существенно влияет на тренировочный процесс, особенно при тренировке инвалидов-спортсменов. Мускулатура может находиться в различном функциональном состоянии. Так, при *мышечной*

гипотонии (снижении мышечного тонуса) непроизвольное напряжение мышц уменьшается или не ощущается совсем, мышцы становятся дряблыми, наблюдается «разболтанность» суставов с увеличением объема движений в них за счет переразгибаний.

Снижение мышечного тонуса свидетельствует о поражении сегментарного аппарата, рефлекторной дуги, периферического двигательного нейрона.

Мышечная гипертония проявляется в виде спастического повышения тонуса при центральном параличе в виде пластической гипертонии (ригидности) при поражении паллидарной системы.

При многих заболеваниях большое значение имеет оценка (определение) функциональных способностей. Она определяется путем наблюдения за тем, как больной выполняет привычные функции (ходьба, сидение, одевание и раздевание, надевание обуви и т. д.). Важнейшую роль в определении функции играет походка человека, по которой иногда можно поставить диагноз (например, походка при параличе, сколиозе, привычном вывихе бедра и др.).

Длительное напряжение мышцы приводит к ее утомлению и неспособности совершать работу. Поступление нервных импульсов к мышце может быть нормальным, однако механическое сокращение мышцы в ответ на эту импульсацию угнетено вследствие истощения основного источника энергии — АТФ.

Например, гемипарез, паралич (полиомиелит, инсульт и др.) приводят к утрате мышц способности к сокращению и к атрофии мышц. Многие заболевания ЦНС (болезнь Паркинсона, ДЦП и др.) сопровождаются тяжелыми нарушениями мышечной деятельности — судорожным сокращением, тремором и тетанусом, хотя сами мышцы при этом не изменены.

Судороги мышц у инвалидов-спортсменов довольно частое явление, они возникают из-за ухудшения питания (метаболизма), нарушения микроциркуляции, гипоксии, накопления продуктов метаболизма (лактат, мочевины, пируват и др.), накопления гистамина и как результат — спазм, нередко с болевым симптомом (с болью), с нарушением координации.

Расстройство движений следует отличать от нарушений подвижности, которые вызываются повреждениями или заболеваниями ОДА и обусловлены механическими препятствиями, не позволяющими выполнять определенные движения (например, перелом, вывих, рубцовая или другая контрактура), а часто просто резкой болезненностью при попытке произвести движения.

Расстройство движений возникает при поражении (травме, воспалительном процессе, кровоизлиянии, опухоли) различных структур нервной системы, участвующих в управлении, регулировании или формировании произвольных двигательных реакций. Характер и степень расстройства движений определяются локализацией повреждений (см. рис. 18.27; 18.28). При поражении центров головного мозга, управляющих произвольными движениями, двигательных клеток спинного мозга или периферических нервов, соответствующие движения утрачиваются полностью или частично (см. рис. 2.15). При всех этих нарушениях уменьшается

мышечная сила, ограничивается объемом движений. Другой тип расстройства характеризуется избыточными произвольными движениями — гиперкинезом. Чаще всего это дрожание. У одних оно появляется только в покое и тогда бывает мелкоразмашистым и ритмичным, например, при паркинсонизме. У других — крупноразмашистым, возникающим при сознательных целенаправленных движениях рук и ног: больной не может взять предмет в руки, ему трудно пользоваться столовыми приборами, писать и выполнять какую-либо работу. Такое бывает при поражении мозжечка. Дрожание может быть только в одной руке или охватывает все тело.

Дрожание не всегда признак заболевания нервной системы. Так, например, мелкое дрожание пальцев вытянутых рук наступает при тиреотоксикозе. Дрожание рук бывает при хроническом отравлении ртутью, свинцом, наркотиками, при хроническом алкоголизме.

К гиперкинезам относятся также произвольные движения при хорее. Особым типом двигательных расстройств является нарушение координации движений (атаксия). Больной, страдающий атаксией, не может писать, играть на музыкальных инструментах, выполнять мелкую, требующую большой точности работу, а по мере прогрессирования заболевания полностью утрачивает трудоспособность, даже возможность самообслуживания. Координация движений страдает и при нарушении чувствительности. Дело в том, что для организации движений необходима постоянная информация о положении частей тела, непрерывно поступающая от мышц, связок и суставов в центры мозга. При расстройствах чувствительности информация прекращается и правильная организация движений становится невозможной.

Нарушения движений врач лечит в зависимости от вызвавшего их заболевания. Но в любом случае включаются специальные комплексы лечебной гимнастики, элементы спорта, тренажеры, гидрокинезотерапия с целью увеличить силу мышц, объем движений, сделать движения более точными, координированными.

Полиомиелит

Сущность заболевания — поражение спинного мозга, преимущественно его передних рогов.

Параличи имеют вялый характер, тонус мышц понижен или отсутствует, сухожильные и надкостничные рефлексy не вызываются или снижены; мышцы подвергаются атрофии.

Помимо вялых параличей при полиомиелите могут наблюдаться пирамидные симптомы, обусловленные локализацией процесса в двигательной коре или связанные с экссудативно-геморрагическими явлениями по ходу кортико-нуклеарных и кортико-спинальных путей.

Полного восстановления при реабилитации может не наступить. Выраженные двигательные нарушения часто остаются у людей, заболевших в раннем детстве, так как паретическая конечность значительно отстает в росте даже после достаточного восстановления силы и объема активных движений

(рис. 18.49).

При поражении поясничного отдела спинного мозга наблюдается паралич мышц нижних конечностей: четырехглавой мышцы (рис. 18.50), аддукторов, ягодичных мышц, а также мышц голени, обеспечивающих различные движения стопы, благодаря чему развивается ее деформация.

Обычно на нижней конечности наступают сгибательные, отводящие и ротационные контрактуры (кнаружи) в тазобедренном суставе, сгибательные — в коленном суставе; стопа чаще всего находится в положении отвисания под тяжестью одеяла, кроме того ее деформация зависит от выпадения функции отдельных мышц: при параличе разгибателей стопы возникает конская стопа, паралич малоберцовых мышц ведет к варусной стопе, паралич большеберцовой — к вальгусной или плоско-вальгусной, паралич трехглавой — к пяточной стопе. При слишком ранней нагрузке на парализованную ногу легко наступает растяжение связочного аппарата и сумки коленного сустава, развитие рекурвации его. Для нормализации походки используют протезирование.

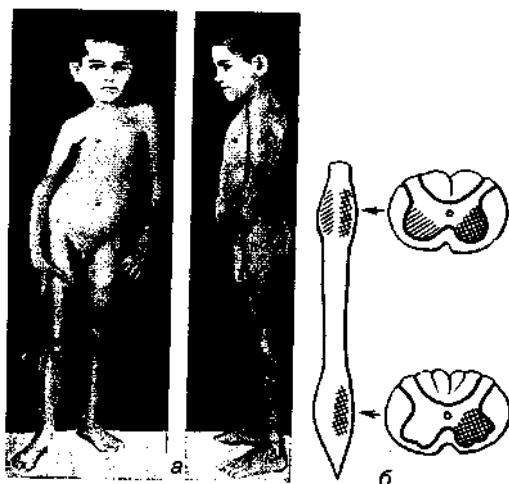


Рис. 18.49. Ребенок с последствиями полиомиелита (а). Сегментарное поражение спинного мозга (б)

Протезирование: тьюторы, аппараты, ортопедическая обувь, корсеты; при полном параличе нижних конечностей — коляски.

Механика движений при параличе нижней конечности. У больных изменена походка в связи с укорочением конечности и атрофией мышц парализованной ноги. При использовании биомеханических методов исследования за эффективностью тренировок у инвалидов-спортсменов используют подографию, ангулографию, электромиографию и другие методы.

Подография — коэффициент ритмичности ходьбы (т. е. отношение времени переноса здоровой конечности ко времени переноса больной ноги при одностороннем параличе) приближается к единице; увеличивается длина шага, возрастает степень опоры на пораженную конечность и др.



Рис. 18.50. Походка при параличе четырехглавой мышцы бедра

Ангулография — углы сгибания и разгибания в суставах нижней конечности начинают приближаться к норме. Но изменения имеются — парализованная нога как бы немного приволакивается, т. е. медленнее выносится вперед, и опора на нее кратковременна.

Если инвалид-спортсмен тренируется в беззамковых аппаратах, то определяется нормализация рисунка ходьбы и времени на преодоление того же самого отрезка пути.

Тренировки в аппаратах дают возможность избежать осложнений — таких как рекурвация коленного сустава, ротация голени кнаружи и др. В последующем тренировки необходимо проводить в ортопедической обуви, или при тейпировании, так как обувь и тейпы компенсируют укорочение и нефиксированные паралитические установки стопы (варус, вальгус, пяточное положение, отвисание стопы и т. п.).

Если во время тренировки (за исключением плавания) не пользоваться аппаратами, ортопедической обувью, тейпами, то могут развиваться вредные приемы компенсации, вследствие чего состояние мышц ухудшается и могут развиваться и закрепиться различные деформации.

Детский церебральный (центральный) паралич (ДЦП)

Характерен спазм мышц конечностей, нарушение двигательной и чувствительной функций, появление контрактур (обычно сгибательно-приводящего типа) и др. Отмечается также повышение сухожильных рефлексов, появление патологических рефлексов, повышение мышечного тонуса (гипертонус отдельных мышц), понижение мышечной силы и работоспособности, нарушение координации движений, акта стояния и ходьбы, наличие произвольных движений, синкинезий и т. п.

В зависимости от распространенности патологического процесса различают: монопарез — поражение одной конечности, гемипарез — нарушение функции одноименных верхней и нижней конечностей, парапарез — нарушение функции нижних конечностей, трипарез — поражение 3-х конечностей, тетрапарез — нарушение двигательных функций всех 4-х конечностей. Обычно у больных обе нижние конечности ротированы внутрь и

приведены, в коленных суставах сгибательные контрактуры, стопы эквиноварусные или плоско-вальгусные и т. п.

Биомеханические нарушения локомоций связаны с гипертонусом мышц, нарушениями координации движений, контрактурами в суставах нижних конечностей и др. У больных изменена биомеханическая структура ходьбы — генез этих нарушений связан с поражением центральной нервной системы (ЦНС).

При исследовании механики ходьбы выявлены существенные нарушения, и в основном во временных показателях (сокращение периода переноса, увеличение фазы опоры на носок и уменьшение фаз опоры на всю стопу), редукция угловых перемещений, скоростей и ускорений, уменьшение, а иногда и стертость максимумов на динамограммах.

Особенностями ходьбы являются также наличие постоянного начального угла в суставах (из-за гипертонуса мышц, контрактур), выраженные колебания туловища относительно разных плоскостей.

При спастическом гемипарезе выявлена асимметрия стояния и ходьбы. Наличие укорочения нижних конечностей за счет контрактур и спастики мышц ведет к перекосу таза и развитию сколиоза (см. рис. 16.1; 18.56).

У больных с ДЦП нарушены позы стояния, это связано с изменением общего центра тяжести (ОЦТ). В связи с изменением проекции ОЦТ нагрузка на каждую ногу при удобной стойке несимметрична. Особенно ОЦТ меняется при ходьбе, беге и других локомоциях. Неустойчивость походки связаны с выходом (изменением) за пределы границы нормы ОЦТ.

В пробе Ромберга выявляется устойчивость больного, она, как правило, низкая, а после физических нагрузок (после тренировок) она снижается еще в большей степени по сравнению со здоровыми людьми. Сохранение вертикального положения связано с проприорецепцией, которая у больных с ДЦП нарушена.

У больных с ДЦП выявлены нарушения биомеханической структуры ходьбы и особенно бега, где имеет место спазм мускулатуры и падения больного.

По данным ЭМГ мышц нижних конечностей, активность мышц у больных с ДЦП значительно превышает активность мышц у здоровых людей.

В большей степени повышение тонуса мышц наблюдается у больных с ДЦП в игровых видах спорта (футбол, баскетбол, ручной мяч и др.), в легкой атлетике (бег, прыжки и др.), и в меньшей степени — в плавании.

Сирингомиелия

В основе заболевания лежит дефект развития центрального канала спинного мозга, глиоз серого вещества с образованием полостей, которые могут распространяться как по поперечнику, так и по всей длине спинного мозга (рис. 18.51). Преимущественная локализация процесса — шейный и грудной отделы спинного мозга. Симптоматика: боли, парестезии в руках, в грудной области; в дальнейшем появляется выпадение болевой и температурной чувствительности при сохранении глубокой и тактильной (поражение задних рогов и передней спайки); цианоз, сухость кожи, деформация суставов и другие симптомы.

Важным симптомом являются атрофические параличи мышц дистальных отделов руки (поражение передних рогов).

Отмечено нарушение движений верхней (пораженной) конечности. Снижается мышечная сила, тонус мышц, амплитуда движений, координация движений во время ходьбы и др. В связи с этим наблюдается нарушение осанки (смещение надплечья). Смещение надплечья особенно выражено при выполнении физических упражнений, а при возникновении утомления (переутомления) это выражено в большей степени.

В связи с вялым параличом верхней конечности нарушается структура ходьбы, координация движений, особенно в плавании, играх (волейбол и др.).

При занятиях физкультурой, лечебной гимнастикой и спортом, необходимо учитывать кинематику локомоций у больного.

Наиболее часто для тренировки используют симметричные упражнения для верхних конечностей (упражнения с гимнастической палкой, у гимнастической стенки и др.), а также тренировки на третбане, велоэргометре, в бассейне и др.

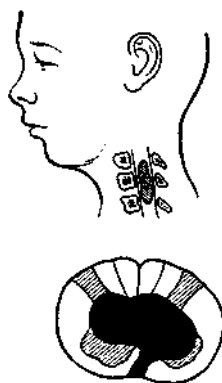


рис. 18.51. Сирингомиелия. Поражение спинного мозга

Ампутация конечности (конечностей)

Ампутацией называют усечение конечности на протяжении кости (костей). При ампутации конечности для восстановления функции опоры и движения осуществляется протезирование. Параметры протеза (аппарата) должны отвечать биомеханическим характеристикам. Восстановление функции

опоры и движения предполагает ходьбу.

С позиции биомеханики существуют общие закономерности, отличающие норму ОДА от патологии. Так, при ампутации конечности (конечностей) перемещается (смещается) общий центр масс (ОЦМ) человека (см. рис. 5.5, рис. 17.48).

Знание основ биомеханики необходимо тренеру (методисту ЛФК) при проведении тренировок с инвалидами-ампутантами, занятиях ЛФК, обучении ходьбе.

Протезирование конечностей

Ходьба на протезе отличается заметной асимметрией изменения межзвенных углов сохранившейся и протезированной конечностей.

При ходьбе у человека возникают силовые факторы, называемые главным вектором и главным моментом сил реакции опоры. Типичные графики *вертикальной и продольной* составляющих главного вектора опорной реакции при ходьбе в произвольном темпе в норме представлены на рис. 15.18. Для графика вертикальной составляющей главного вектора опорной реакции характерно наличие вершин, соответствующих *переднему* (опора на пятку) и *заднему* (отталкивание передним отделом стопы) толчкам. Амплитуда этих вершин превышает массу человека и достигает $1,1—1,25P$ (P — масса человека). *Продольная составляющая* тоже имеет две вершины разных знаков: первая, соответствующая переднему толчку, направлена вперед; вторая, соответствующая заднему толчку, направлена назад. Максимум продольной составляющей главного вектора опорной реакции достигает $0,25P$.

Еще одна составляющая главного вектора опорной реакции — *поперечная*. Она возникает при переступании с одной ноги на другую, и ее максимум достигает $8—10\%$ массы человека. При ходьбе на протезе также характерна заметная асимметрия между опорными реакциями сохранившейся и протезированной конечностей.

Так, при односторонней ампутации голени на $20—25\%$ увеличивается амплитуда угла в ТБС сохранившейся и протезированной конечностей, а при односторонней ампутации бедра возрастает амплитуда этого угла только на протезированной конечности. Межзвенный угол в коленном шарнире (КШ) протезированной конечности в интервале опоры равен нулю, так как отсутствует характерное для нормы подгибание в коленном суставе в начальный момент переднего толчка (рис. 18.52).

Асимметрия ходьбы на протезе проявляется в аритмии шагов: опорный период на протез меньше опорного периода на здоровую ногу. Для количественной оценки этой аритмии вводится коэффициент ритмичности, равный отношению продолжительности опорных периодов протезированной и здоровой конечностей.

Энерготраты при ходьбе в норме и на протезах. Ампутация части нижней конечности резко меняет распределение энерготрат на мышцы здоровой и протезированной конечностей. Усечение одной конечности на

уровне голени приводит к потере ее мышечных энергоресурсов на 60—66 %, а на уровне бедра — на 70—85 %. В связи с этим оставшиеся мышцы сохранившейся конечности и культы работают в режиме компенсаторных перегрузок. Расчеты показывают что инвалид, преодолевающий в день расстояние в 5 км, из-за перегрузок нуждается в восполнении энергии, равной 18—20 МДж (при ходьбе в норме в тех же условиях — 5 МДж). Таким образом, одна лишь ходьба переводит инвалидов в категорию лиц, занятых тяжелым физическим трудом.

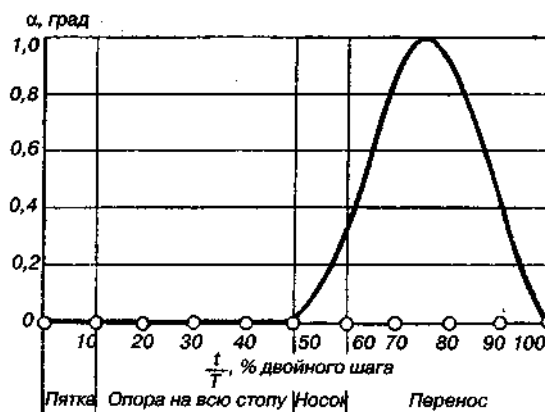


Рис. 18.52. График изменения межзвенового угла в коленном шарнире при ходьбе на протезе бедра (по А.П. Кужекину и соавт., 1984)

На рис. 18.53 показана траектория перемещения ОЦМ тела человека при ходьбе в норме и на протезе бедра в проекции на фронтальную плоскость.



Рис. 18.53. Траектория ОЦМ человека при ходьбе в норме и на протезе бедра (по А.П. Кужекину и соавт., 1984)

При опоре на сохранившуюся конечность почти вдвое увеличивается вертикальная компонента — подъем ОЦМ вверх, а при опоре на протезированную конечность более чем вдвое увеличивается поперечное перемещение ОЦМ, появляется хромота.

Слепые (незрячие) и слабовидящие

В развитии двигательных функций, координации движений и формировании активной реакции большое значение имеет мышечно-суставное чувство. У незрячих и слабовидящих оно нарушено из-за того, что страдает зрительный анализатор.

У них изменена походка в связи с отсутствием зрительного анализатора. Так, при тестировании незрячих спортсменов выявляется нарушение координации движений, существенные нарушения

выявляются и во время ходьбы: уменьшается длина шага, отсутствует ритмичность движений нижних конечностей, возрастает степень (фаза) опоры на всю ступню и др.

Тренировки незрячих спортсменов направлены на развитие различных видов чувствительности: мышечно-суставной, тактильной, температурной и др.

Для повышения функционального состояния незрячих спортсменов используются тренировки на велоэргометре, третбане (с фиксирующим поясом), в бассейне (с резиновыми поясами-амортизаторами со звуковым сигналом), тренажерах и т. п. с учетом биомеханики.

Сколиоз с позиции биомеханики

Воздействие физических нагрузок на позвоночник приводит к повышению давления на вогнутой стороне позвоночника, которое вначале амортизируется эластичностью межпозвонковых дисков. По мере развития сколиоза, желатиновое ядро диска перемещается в выпуклую сторону, а фиброзное кольцо выпячивается в вогнутую сторону и способствует образованию клювовидных выростов на теле позвонков.

Межпозвонковый диск подвергается дистрофическим изменениям, теряются его амортизирующие свойства. Длительная (усиленная) физическая нагрузка ведет к компрессии позвонков на вогнутой стороне с задержкой их роста, а менее нагруженные отделы диафизарного хряща позвонков на выпуклой стороне продолжают свой рост. Благодаря этому формируются клиновидная форма позвонков с вершиной на вогнутой стороне деформации позвоночника, боковое искривление его и торсия. В связи с торсией позвоночника вокруг вертикальной оси вершина клина расположена по диагонали позвонка, несколько кзади. Деформируются также дужки, остистые, поперечные и суставные отростки позвонков; связочный и мышечный аппарат на выпуклой стороне растягивается, на вогнутой контрагируется, образуются мышечные валики. Эти изменения формы позвонков сопровождаются смещением их в выпуклую сторону, что является также элементом торсии.

Ребра на выпуклой стороне искривления позвоночника в результате торсии деформируются с образованием так называемого заднего реберного горба с расширенными межреберными промежутками.

Таким образом, сколиоз представляет собой сложную деформацию позвоночника в трех плоскостях: фронтальной, сагиттальной и горизонтальной

(см. рис. 16.1; 16.24).

Изменения во фронтальной плоскости характеризуется боковыми искривлениями позвоночника, в сагиттальной плоскости — развитием усиленного поясничного лордоза и грудного кифоза, а в горизонтальной плоскости — торсией позвоночника.

По форме сколиоз может быть с одной дугой искривления влево или вправо, S-образный — с двумя, реже — с тремя дугами и тотальный S-образный (см. рис. 16.24).

Для учета течения сколиоза и результатов лечения необходимо клиническое обследование больного; при этом определяются разная высота надплечий, асимметрия расположения лопаток, отклонение остистых отростков от средней линии, наличие торсии по реберному горбу и мышечному валику; важна проверка подвижности позвоночника, стабильность деформации при потягивании за голову. В положении больного стоя выясняют косое стояние таза, наличие лордоза поясничного отдела позвоночника; в положении больного лежа на спине исследуют состояние мышц живота, лежа на животе — состояние мышц спины. Важно определить возможность коррекции деформации позвоночника.

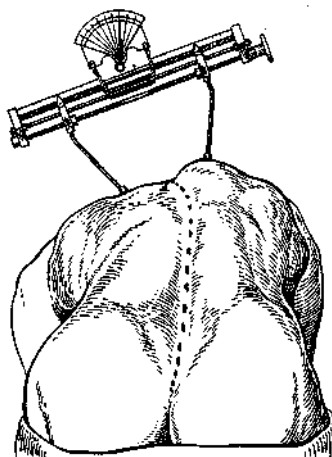


Рис. 18.54. Аппарат Шульцеса для измерения торсии позвоночника (за счет выступления реберного горба)

Ротация позвонков определяется по отклонению остистых отростков, асимметрия дужек — на рентгенограммах в фас.

Величину реберного горба измеряют при наклоне туловища вперед и вниз прибором Шульцеса (рис. 18.54).

С помощью прибора гониометра Гамбурцева (в модификации Г.Л. Бесядовской) исследуют деформацию позвоночника в трех плоскостях: фронтальной, сагиттальной и горизонтальной.

При этом определяется: 1 — положение надплечий во фронтальной плоскости; 2 — положение таза во фронтальной плоскости; 3 — глубина дуги сколиоза; 4 — величина девиации (угловое смещение C_7 от базовой линии во фронтальной плоскости); 5 — величина ротации (угол между линиями надплечий и таза в проекции на горизонтальную плоскость); 6 — вершина угла ротации (точка пересечения линий надплечий и таза) и проекции на

горизонтальную плоскость; 7 — положение Tj и отклонение его от базовой (вертикальной) линии в сагиттальной плоскости; 8 — глубина дуги кифоза в сагиттальной плоскости; 9 — глубина дуги лордоза в сагиттальной плоскости (см. рис. 16.29).

Кроме того, искривление позвоночника можно определить с помощью отвеса (см. рис. 16.24), опущенного от остистого отростка VII шейного позвонка.

Общая подвижность позвоночника при ротации составляет 120° , в том числе 5° — в поясничном отделе, 40° — в грудном и 75° — в шейном.

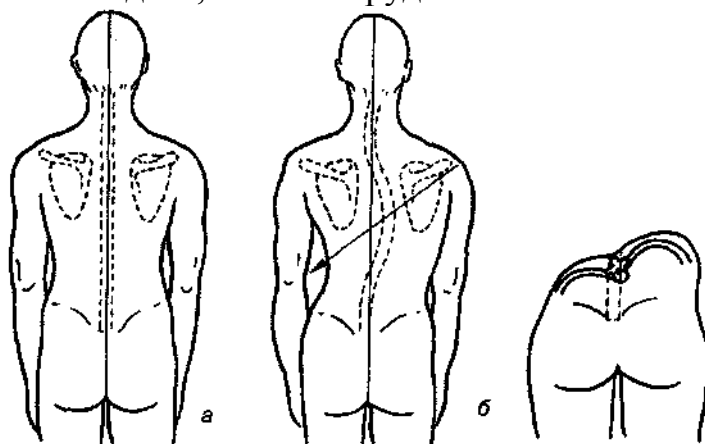


Рис. 18.55. Нормальная осанка (а), сколиоз (б)

В отличие от нормы (рис. 18.55) при сколиозе любой наклон позвоночника — боковой, переднезадний или «косой», т. е. в произвольном направлении) — вызывает ротацию позвонка.

Принцип коррекции позвоночника и ее биомеханические особенности

С учетом механогенеза деформаций позвоночника можно сформулировать основные принципы коррекции позвоночника при сколиозе.

Создание мышечного «корсета» путем тренировки в положении лежа и в висах, а также применение электростимуляции, тренировок на спецтренажерах в бассейне.

Средства коррекции должны быть выбраны с учетом этиологии, топографии, возраста, степени деформации и других факторов.

Различают следующие формы сколиоза в зависимости от его этиологии и патогенеза: врожденный, диспластический, неврогенный, статический и идиопатический.

Врожденный сколиоз развивается на почве изменений в костном скелете позвоночника.

Неврогенные сколиозы в основном возникают в результате перенесенного полиомиелита и причиной их является нарушение мышечного равновесия со стороны как мышц спины, так и косых мышц живота. К группе неврогенных относятся также сколиозы на почве миопатии, синингомиелии, нейрофиброза,

спастических параличей и т. д.

Статические сколиозы возникают вследствие поражения какого-нибудь сустава нижней конечности, чаще всего при анкилозе, коксартрозе, врожденном вывихе бедра и т. д., т. е. поражении, способном давать укорочение конечности с последующим стойким изменением позвоночника (рис. 18.56).

Идиопатическая форма возникает при нейродистрофических процессах, возникающих в мышечной ткани и по другим причинам.

Наиболее рациональной классификацией является деление всех больных сколиозом на две группы: с врожденным заболеванием и с приобретенным. К врожденным сколиозам относятся: врожденная аномалия развития позвоночника, дисплазия позвоночно-крестцового отдела, семейные сколиозы и другие, а к приобретенным — рахитические, паралитические, статические и идиопатические.

Тяжесть сколиоза характеризуется степенью искривления, величиной угла основного искривления, ориентируясь по рентгенограммам. В.Д. Чаклин выделяет четыре степени искривления: I — угол искривления $180—175^\circ$, II — $175—155^\circ$, III — $155—100^\circ$ и IV — меньше 100° .

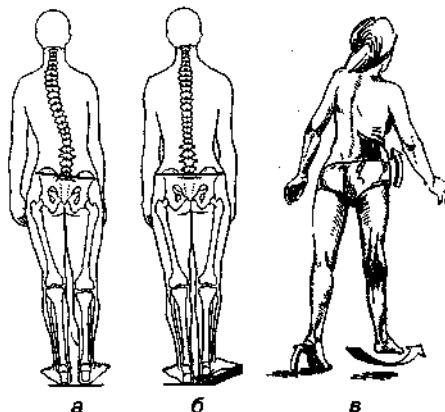


Рис. 18.56. Статический сколиоз (а), коррекция осанки с помощью опоры (б), ходьба при заболевании правого колена (в)

В зависимости от возраста, степени искривления, а также этиологии, назначают ЛФК (лежа, в висах, тракция с применением упражнений в бассейне — специальные упражнения и плавание способом брасс), а из видов спорта — плавание (способом брасс), тренировки в колясках и др. Чаще занимаются спортом при сколиозе, возникающем при перенесенном полиомиелите.

Учет биомеханики является определяющим при проведении лечебной гимнастики, плавания и других функциональных методах коррекции осанки. В случае несоблюдения законов биомеханики больному можно нанести огромный вред.

Приложение № 1 СЛОВАРЬ ТЕРМИНОВ

Абсолютно белое тело — тело, коэффициент поглощения которого равен нулю для всех длин волн. Оно отражает все падающее на него излучения.

Абсолютно черное тело — тело, коэффициент поглощения которого равен единице для всех длин волн.

Активность — число ядер радиоактивного препарата, распадающихся за единицу времени

Анизотропия — различие свойств материала по разным направлениям.

Анизотропия кожи акустическая — различие скорости распространения поверхностной акустической волны во взаимно перпендикулярных направлениях.

Баллистокардиография — метод исследования механических проявлений сердечной деятельности, основанный на регистрации пульсовых микроперемещений тела, обусловленных выбрасыванием толчком крови из желудочков сердца в крупные сосуды.

Биомеханика — наука, изучающая механические свойства живых тканей, органов и организма, а также происходящие в них механические явления.

Биофизика — одна из фундаментальных биологических дисциплин, которая изучает физические и физико-химические процессы в живых организмах, а также ультраструктуру на всех уровнях организации — от субмолекулярного и молекулярного до клетки и целого организма.

Блок — диск с желобом для веревки или каната.

Быстрота — темп, в котором преодолевается расстояние без учета направления.

Вертикаль — линия, вдоль которой направлена сила тяжести.

Вес тела — сила, с которой тело действует на неподвижную относительно него горизонтальную опору (или неподвижный относительно него подвес).

Влажность (воздуха) — величина, характеризующая содержание водяного пара в воздухе.

Влажность абсолютная — масса водяного пара, находящегося в 1 м³ воздуха.

Влажность относительная — отношение давления водяного пара, содержащегося в воздухе, к давлению насыщенного пара при данной температуре, выраженное в процентах.

Волновое сопротивление среды — величина, равная произведению плотности среды на скорость распространения звука в ней.

Вынужденные колебания — колебания, которые возникают в системе при воздействии внешней периодической силы.

Высота тона — физиологическая характеристика звука, обусловленная прежде всего частотой основного тона.

Гармонические колебания — колебания, при которых наблюдаемая величина изменяется во времени по закону синуса или косинуса.

Гармонический анализ — разложение сложного колебания на гармонические колебания.

Гармонический спектр сложного колебания — совокупность гармонических колебаний, на которые раскладывается сложное колебание.

Горизонтальная плоскость — плоскость, которая перпендикулярна вертикали.

Громкость звука — число, которое показывает уровень интенсивности звука с частотой 1 кГц, вызывающего у «среднего» человека такое же ощущение громкости, какое вызывает данный звук.

Движение неравномерное — движение, при котором величина мгновенной скорости изменяется.

Движение прямолинейное — движение по прямолинейной траектории.

Движение равномерное — движение, при котором за любые равные промежутки времени тело проходит одинаковые пути. При равномерном движении величина скорости одинакова для всех точек траектории.

Деформация — изменение взаимного расположения частиц тела, приводящее к изменению его формы и размеров.

Деформация пластическая — деформация, которая не исчезает после снятия нагрузки.

Деформации текучести — деформация, которая возрастает без увеличения напряжения.

Деформация упругая — деформация, исчезающая сразу после снятия нагрузки.

Динамика — раздел механики, в котором изучается движение тела с учетом его взаимодействия с другими телами.

Длительность движения — разность моментов времени окончания и начала движения.

Доза поглощенная — величина, равная отношению энергии, переданной элементу облучаемого вещества, к его массе.

Доза эквивалентная — произведение коэффициента качества излучения на поглощенную дозу.

Доза экспозиционная — отношение суммарного заряда всех ионов одного знака, созданных излучением в некотором объеме воздуха, к массе воздуха в этом объеме.

Дозиметрия — раздел ядерной физики и измерительной техники, в котором изучают величины, характеризующие действие ионизирующего излучения на вещества, а также методы и приборы для их измерения.

Дозы мощность — величина, определяющая дозу, полученную объектом за единицу времени.

Затухающие колебания — свободные колебания, происходящие при наличии силы трения или сопротивления.

Звук — механические колебания в упругих средах и телах (твердых, жидких, газообразных), частоты которых лежат в пределах от 16 Гц до 20 кГц. Эти частоты механических колебаний способно воспринимать ухо человека.

Звуковое давление — избыточное давление в среде при

распространении звуковой волны.

Звуковой удар — кратковременное звуковое воздействие (хлопок, взрыв, удар, гром).

Излучение ионизирующее — поток частиц или электромагнитных квантов, взаимодействие которых со средой приводит к ионизации ее атомов.

Излучение космическое — ионизирующее излучение, приходящее на Землю из космического пространства.

Импульс сложного тела (системы тел) — величина, равная векторной сумме импульсов его частей.

Импульс тела — векторная величина, равная произведению массы тела на скорость его центра масс.

Инертность — свойство тела оказывать сопротивление изменению скорости его движения (как по величине, так и по направлению).

Интенсивность звуковой волны — плотность потока энергии звуковой волны.

Испарение — процесс перехода вещества из жидкого состояния в газообразное, проходящий со свободной поверхности жидкости.

Кинематика — раздел механики, в котором изучается механическое движение, но не рассматриваются причины его возникновения.

Колебание — движение или изменение состояния, обладающие той или иной степенью повторяемости.

Конвекция — теплообмен, сопровождающийся перемещением более нагретых слоев жидкости или газа под действием архимедовой силы.

Коэффициент восстановления скорости — величина, равная отношению скорости тела после удара к его скорости до удара в системе отсчета, связанной с центром масс сталкивающихся тел.

Коэффициент поглощения монохроматический — отношение потока излучения, поглощенного данным телом, к потоку излучения, упавшему на него.

Коэффициент полезного действия — отношение полезной мощности к затраченной. Коэффициент полезного действия показывает насколько эффективно используется энергия.

Кривые равной громкости — кривые, характеризующие зависимость уровня интенсивности звука от частоты при постоянном уровне громкости.

Линии Лангера — линии естественного натяжения кожи.

Масса — количественная мера инертности тела.

Материальная точка — тело, размерами и внутренней структурой которого в данных условиях можно пренебречь.

Медицинская и биологическая физика — комплекс разделов прикладной физики и биофизики, в которых рассматриваются физические законы, явления и процессы применительно к решению медико-биологических задач.

Механическая работа — скалярная величина, равная произведению силы, действующей на тело, на пройденный им путь и на косинус угла между направлением силы и направлением движения.

Механическое движение — изменение положения тела в пространстве относительно других тел.

Момент импульса тела (относительно некоторой оси) — величина, равная произведению момента инерции относительно данной оси на угловую скорость вращения.

Момент инерции материальной точки (относительно некоторой оси) — величина, равная произведению массы точки на квадрат ее расстояния до оси вращения.

Момент инерции тела (относительно некоторой оси) — величина, равная сумме моментов инерции всех его точек.

Момент силы (относительно некоторой оси) — произведение величины силы на ее плечо. Момент силы характеризует ее вращательное действие.

Мощность затраченная (мощность энергозатрат) — скалярная величина, равная отношению затраченной энергии ко времени, за которое она израсходована.

Мощность полезная — скалярная величина, равная отношению полезной работы ко времени, за которое она совершена.

Невесомость — состояние тела, при котором его вес равен нулю.

Перегрузка — состояние, при котором вес тела больше, чем на Земле.

Перемещение тела — вектор, соединяющий начальную точку траектории с конечной.

Период колебаний — промежуток времени, за который совершается одно полное колебание.

Период обращения — промежуток времени, за который тело совершает один оборот.

Период полураспада — время, в течение которого распадается половина радиоактивных ядер.

Плечо силы — кратчайшее расстояние от оси вращения до линии действия силы (лежащей в плоскости вращения).

Положение равновесия — положение, в котором тело может оставаться в покое сколь угодно долго.

Положение равновесия неустойчивое — положение равновесия, при небольших отклонениях от которого возникает сила, стремящаяся увеличить это отклонение.

Положение равновесия устойчивое — положение равновесия, при небольших отклонениях от которого возникает сила, стремящаяся вернуть тело в исходное состояние.

Порог болевого ощущения — минимальная интенсивность звука, восприятие которого сопровождается болевыми ощущениями.

Порог слышимости — минимальная интенсивность звука, воспринимаемая ухом человека.

Порог тока неотпускающего — минимальная сила тока, вызывающая такое сгибание сустава, при котором человек не может самостоятельно освободиться от проводника.

Порог тока ощутимого — минимальная сила тока, раздражающее действие которого ощущает человек.

Поток излучения — энергия, которую излучает вся поверхность тела за единицу времени.

Предел прочности — напряжение, при котором начинается разрушение образца. Предел прочности зависит от способа деформирования. **Предел упругости** — напряжение, ниже которого деформация сохраняет упругий характер.

Прочность — способность тел выдерживать без разрушения приложенную к ним нагрузку.

Путь, пройденный телом — длина траектории.

Радиоактивность — способность некоторых атомных ядер самопроизвольно (спонтанно) превращаться в другие ядра с испусканием частиц.

Разрушение — макроскопическое нарушение целостности тела (материала) в результате механических или каких-либо иных воздействий.

Резонанс — резкое увеличение амплитуды вынужденных колебаний при совпадении частоты вынуждающей силы с частотой свободных колебаний.

Ритм движений — мера соотношения частей движений. Он определяется по соотношению промежутков времени (длительностей частей движений).

Ритм работы — определенная последовательность чередования рабочих операций и их отдельных элементов в процессе деятельности.

Рычаг — твердое тело чаще в виде стержня, которое может вращаться (поворачиваться) вокруг неподвижной оси или опоры.

Свободное падение — падение тела, происходящее под действием единственной силы — силы тяжести.

Свободные механические колебания — колебательные движения системы, выведенной из положения равновесия вследствие начального смещения или сообщения начальной скорости.

Сейсмокардиография — метод регистрации механических колебаний тела человека, вызванных работой сердца.

Серое тело — тело, для которого коэффициент поглощения не зависит от длины волны.

Сила — векторная величина, характеризующая воздействие, оказываемое на тело другими телами.

Сила в неинерциальной системе отсчета — векторная сумма сил тяготения и инерции.

Сила инерции — векторная величина, равная произведению массы тела на ускорение системы отсчета, и направленная в сторону, противоположную ускорению системы.

Сила консервативная — сила, работа которой при перемещении тела по замкнутому контуру равняется нулю.

Сила тангенциальная — проекция равнодействующей силы на касательную к окружности, проведенную в той точке, в которой в данный момент находится тело.

Сила трения покоя — сила, возникающая на границе соприкасающихся тел при отсутствии их относительного движения.

Сила трения скольжения — сила, возникающая на границе соприкасающихся тел при их относительном движении.

Сила тяготения — гравитационная сила, действующая на тело в соответствии с законом всемирного тяготения.

Сила упругости — сила, возникающая при деформации тела и направленная в сторону, противоположную смещению частиц тела.

Сила центростремительная — проекция равнодействующей силы на тот радиус окружности, на котором в данный момент находится тело.

Система отсчета — тело, относительно которого указывают положения других тел, связанная с ним система координат и часы для измерения времени.

Система отсчета инерциальная — система отсчета, относительно которой тело (материальная точка) движется равномерно и прямолинейно или сохраняет состояние покоя, если на него не действуют другие тела.

Система тел замкнутая — система, в которой тела взаимодействуют только между собой и не взаимодействуют с другими телами.

Скорость волны — скорость перемещения волнового фронта.

Скорость мгновенная — предел, к которому стремится отношение перемещения тела в окрестности данной точки ко времени при неограниченном уменьшении интервала.

Скорость падения предельная — максимальная скорость, которой достигает тело в процессе падения.

Скорость средняя — отношение пройденного телом пути ко времени движения.

Скорость угловая — отношение угла поворота радиус-вектора точки (тела) ко времени, за которое совершен поворот при равномерном вращательном движении.

Спектр акустический — совокупность всех частот с указанием их относительной интенсивности, на которые раскладывается данный сложный тон.

Стабилография — метод оценки способности спортсмена удерживать проекцию центра масс в пределах координат границы площади опоры.

Статика — часть динамики, в которой изучаются условия равновесия тел.

Статокинезиграмма — траектория, которую описывает горизонтальной плоскости центр масс тела стоящего человека.

Статокинезиметрия — метод оценки способности спортсмена сохранять вертикальную позу.

Твердость — сопротивление материала местной пластической деформации, возникающей при внедрении в него более твердого тела — индентора.

Тембр звука — физиологическая характеристика звука, определяемая его гармоническим спектром.

Темп движений — мера повторяемости движений. Он измеряется

количеством движений, повторяющихся в единицу времени — частотой движений.

Темп работы — число последовательно выполняемых операций в единицу времени.

Тепловое излучение — электромагнитное излучение, испускаемое веществом и возникающее за счет его внутренней энергии.

Тепловой поток — величина, равная количеству теплоты, передаваемому через данную поверхность за единицу времени.

Теплопроводность — процесс передачи теплоты от более нагретых частей системы к менее нагретым, происходящий без переноса массы вещества и без излучения электромагнитных волн.

Теплопродукция удельная — количество теплоты, выделяемой единицей массы тела за 1 с.

Теплопродукция (в физиологии) — образование тепла в организме за счет обменных процессов.

Терморегуляция — процессы в организме, обеспечивающие поддержание температуры тела в пределах ограниченного диапазона температур.

Тон — звук, представляющий собой периодический процесс.

Траектория — линия, которую описывает движущаяся точка по отношению к данной системе отсчета.

Удар — столкновение между двумя телами, при котором силы взаимодействия столь велики, что можно пренебречь всеми остальными силами.

Удар абсолютно неупругий — удар, после которого столкнувшиеся тела движутся как единое целое.

Удар абсолютно упругий — удар, при котором не происходит необратимых преобразований кинетической энергии во внутреннюю энергию тел.

Уровень интенсивности — величина, равная десятичному логарифму отношения интенсивности данного звука к интенсивности звука на пороге слышимости.

Ускорение линейное — векторная величина, равная пределу, к которому стремится отношение изменения вектора скорости ко времени этого изменения, при неограниченном уменьшении интервала времени.

Ускорение тангенциальное — составляющая полного ускорения, направленная по касательной к траектории.

Ускорение угловое — предел, к которому стремится отношение изменения угловой скорости ко времени этого изменения при неограниченном уменьшении интервала времени.

Ускорение центростремительное — ускорение, направленное к центру при равномерном движении по окружности.

Центр масс (центр инерции) — точка, характеризующая распределение масс в механической системе. При движении системы центр масс движется как материальная точка, в которой сосредоточена масса всей системы и на которую

действуют все внешние силы, приложенные к системе.

Центр тяжести тела — точка, относительно которой сумма моментов сил тяжести, действующих на все частицы тела, равна нулю. Если поле тяжести однородно, то центр тяжести совпадает с центром масс.

Частота вращения — число оборотов, совершаемых телом за единицу времени.

Частота колебаний — число колебаний, совершаемых телом за единицу времени.

Шум — звук, имеющий сложную, неповторяющуюся временную структуру, сочетание беспорядочно изменяющихся сложных тонов.

Энергетическая светимость — энергия теплового излучения, испускаемая с единичной поверхности тела за единицу времени.

Энергетической светимости спектральная плотность (испускательная способность) — отношение энергетической светимости в узком участке спектра к ширине этого участка.

Энергия механическая полная \wedge - сумма потенциальной и кинетической энергий тела или системы тел.

Энергия потенциальная тела — скалярная величина, равная работе, совершаемой консервативной силой, при переходе тела из данного положения на выбранный уровень отсчета.

Энергия тела кинетическая — энергия, которой тело обладает вследствие движения.

Приложение № 2

Масса тела (кг) мужчин и женщин в зависимости от возраста

Рост, см	Возраста (годы)					
	18—24		24—35		35—44	
	Мужчины	Женщины	Мужчины	Женщины	Мужчины	Женщины
145		53		51		57
147		49		50		54
150		51		54		51
152		53		56		53
155		55		54		54
157	60	57	64	58	66	54
160	63	55	68	58	72	57
163	58	57	67	60	72	57
165	63	60	71	61	75	55
168	69	62	73	62	73	60
170	68	61	74	67	74	60
173	69	59	72	67	72	59
175	73		79		79	
178	74		81		81	
180	74		82		84	
183	75		85		83	
185	83		85		87	
188	79		83		96	

Масса органов условного человека

	Масса	
	грамм	доля общей массы тела, %
Все тело	70000	100,0
Мышцы	28000	40,0
скелетные		
Кожа:	2600	3,7
эпидермис	100	0,14
дерма	2500	3,6
Подкожн. жир. клетчатка	7500	11,0
Скелет:		
костная ткань	5000	7,2
кортикальная ткань	4000	5,7
трабекулярная ткань	1000	1,5
красный костный мозг	1500	2,1
желтый костный мозг	1100	1,6
хрящ	900	1,3
Периартикулярная ткань	900	1,3
Кровь	3500 (5200 мл)	7,8
плазма	3100 (3000 мл)	4,4
эритроциты	2400	(2200 мл) 3,4
Желуд.-кишечный тракт:	1200	1,7
пищевод	40	0,06
желудок	1500	0,21
кишечник	1000	1,4
кишечник тонкий	640	0,91
кишечник толстый	370	0,53
Печень	1800	2,6
Легкие	1000	1,4
Почки	310	0,44
Сердце	330	0,47
Селезенка	180	0,26
Мочевой пузырь	45	0,064
Щитовидная железа	20	0,029

Площадь поверхности тела условного человека

Пол	Площадь, см ²
Мужчины	18000
Женщины	16000

Поверхность отдельных участков тела

Участок тела	Доля
Голова и шея	9%
Верхние конечности (каждая 9%)	18%
Нижние конечности (каждая 19 — 20%)	36%
Передняя часть туловища	18%
Задняя часть туловища	18%
Ладонь и пальцы	1%

**Характеристики элементов двигательного режима с
энергозатратами, эквивалентными профессиональным для условного
человека массой 70 кг**

Вид упражнения	Энергозатраты, кДж/мин	Вид упражнения	Энергозатраты, кДж/мин
Ходьба со скоростью, км/ч		Плавание со скоростью, м/мин	
3,2	13	10 20 50	15
4,0	16		21
4,8	18		51
5,6	21	Гребля со скоростью м/мин	
6,0	21		
6,4	24	50	13
7,0	28	80	26
Бег со скоростью, км/ч		Волейбол	15
6	34	Бадминтон	27
8	40	Теннис	33
9	45	Настольный теннис	20
Бег на месте, с		Футбол	37-55
50—60 80	34	Баскетбол	47
	37	Упражнения на велоэргометре мощностью	
Езда на велосипеде со скоростью, км/ч		50 Вт	14
		75 Вт	21
3,5	13	100 Вт	28
8,5	21	125 Вт	36
15	29	150 Вт	43
20	41	175 Вт	50

Основные единицы системы СИ

Величина	Единица	Обозначение	Величина	Единица	Обозначение
Длина	Метр	м	Термодинамическая температура	Кельвин	К
Масса	Килограмм	кг			
Время	Секунда	с	Сила света	Кандела	кд
Электрический ток	Ампер	А	Количество вещества	моль	моль

Единицы, не относящиеся к системе СИ, но употребляемые в настоящее время

Единицы	Обозначение	Эквивалент в СИ
Грамм	г	$1 \text{ г} = 10^{-3} \text{ кг}$
Литр	л	$1 \text{ л} = 10^{-3} \text{ м}^3$
Минута	мин	$1 \text{ мин} = 60 \text{ с}$
Час	ч	$1 \text{ ч} = 3,6 \text{ кс}$
День (сутки)	сут.	$1 \text{ сут.} = 86,4 \text{ кс}$
Градус Цельсия	$^{\circ}\text{C}$	$t \text{ }^{\circ}\text{C} = (T - 273,15) \text{ К}$

Приставки и обозначения часто используемых множителей, являющихся степенью десяти

Множитель	Приставка	Обозначение	Множитель	Приставка	Обозначение
10^{-1}	деци-	д	10	дека-	да
10^{-2}	санти-	с	10^2	гекто-	г
10^{-3}	милли-	м	10^3	кило-	к
10^{-6}	микро-	мк	10^6	мега-	М.
10^{-9}	нано-	н	10^9	гига-	Г
10^{-12}	пико-	п	10^{12}	тера-	Т
10^{-15}	фемто-	Ф	10^{15}	пэта-	п

Производные единиц системы СИ

Величина	Единица	Обозначение
Частота	Герц	Гц
Сила	Ньютон	Н
Давление	Паскаль	Па
Энергия	Джоуль	Дж
Мощность	Ватт	Вт
Электрический заряд	Кулон	Кл
Разность электрических потенциалов	Вольт	В
Электрическое сопротивление	Ом	Ом
Электрическая проводимость	Сименс	См
Магнитный поток	Вебер	Вб
Плотность магнитного потока (магнитная индукция)	Тесла	Тл
Индуктивность (магнитная проводимость)	Генри	Гн
Световой поток	Люмен	лм
Освещенность	Люкс	лк
Активность радионуклеидов	Беккерель	Бк

ПЕРЕВОДНЫЕ КОЭФФИЦИЕНТЫ ЕДИНИЦ ИЗМЕРЕНИЯ
Сравнение температурных шкал

Шкала	Точка		Интервал
	таяния льда	кипения воды	
Цельсий (Ц, или С)	0	100	100
Абсолютная (К)	273,16	373,16	100
Реомюр (Р, или R)	0	80	80
Фаренгейт(Ф, или F)	32	212	180

Формулы перехода:

$$t^{\circ}\text{C} = \frac{5}{9} (t^{\circ} - 32)^{\circ} \text{F},$$

$$t^{\circ}\text{C} = \frac{5}{4} t^{\circ} \text{R},$$

$$t^{\circ}\text{K} = (t^{\circ} + 273,16)^{\circ} \text{C}$$

Таблица переводных коэффициентов количества тепла, энергии и работы

дж	кгм	Футо-фунты	квт-час	л. с.-час	л. атм.	ккал	брит. тепл. ед. (БТЕ)	кал
1	0,10197	0,7376	$0,2778 \cdot 10^{-6}$	$0,3725 \cdot 10^{-6}$	0,009869	0,0002390	0,0009486	0,239
9,80597	1	7,233	$0,2724 \cdot 10^{-5}$	$0,36553 \cdot 10^{-5}$	0,09678	0,002344	0,009296	2,3438
1,356	0,1383	1	$0,3766 \cdot 10^{-6}$	$0,50505 \cdot 10^{-6}$	0,01338	0,0003241	0,001286	0,3241
$3,6 \cdot 10^6$	$3,671 \cdot 10^{-5}$	$2,655 \cdot 10^{-6}$	1	1,341	35,528	859,98	3,415	860,445
$2,684 \cdot 10^6$	$2,7375 \cdot 10^{-5}$	$1,98 \cdot 10^{-6}$	0,7457	1	26,494	641,7	2,545	641,659
101,33	10,333	74,73	0,00002815	0,00003774	1	0,02422	0,09612	24,218
4,183	426,9	3,086	0,001162	0,0011558	41,29	1	3,968	999,936
1,054	107,5	778,1	0,0002928	0,0003930	10,40	0,25200	1	252

Таблица переводных коэффициентов мощностей

HP	квт	л. с.	кгм/сек	футо-фунт/сек	кал/сек	БТЕ/сек	кал/сек
1	0,7457	1,014	76,04	550	0,1783	0,7074	178,26
1,341	1	1,360	102,0	737,6	0,2390	0,9486	238,98
0,9863	0,7355	1	75	542,3	0,1758	0,6977	175,82
1,315	0,9807	1,333	100	723,3	0,2344	0,9303	234,43
0,01315	0,009807	0,01333	1	7,233	0,002344	0,009305	2,3444
0,00182	0,001356	0,00184	1,1383	1	0,033241	0,001286	0,3241
5,610	4,183	5,688	426,6	3086	1	3,968	1000
1,414	1,054	1,433	107,5	777,5	0,2520	1	252

**Таблица перевода значений вязкости по различным шкалам
вискозиметров**

Кинематическая вязкость, см ² /сек	Шкалы			Кинематическая вязкость, см ² /сек	Шкалы		
	Редвуда, секунды	Сейболита, секунды	Энглера, градусы		Редвуда, секунды	Сейболита, секунды	Энглера, градусы
0,01	28,8	31,6	1,05	0,22	92,5	105	3,22
0,02	31,0	34,2	1,13	0,24	99,6	113	3,46
0,03	33,3	36,9	1,21	0,26	107	122	3,71
0,04	35,7	39,5	1,29	0,28	114	131	3,96
0,05	38,2	42,4	1,37	0,30	121	139	4,21
0,06	40,8	45,3	1,46	0,325	131	150	4,53
0,07	43,5	48,5	1,55	0,350	140	161	4,85
0,08	46,3	50,5	1,65	0,375	149	172	5,16
0,09	49,2	54,9	1,74	0,40	158	183	5,49
0,10	52,3	58,5	1,85	0,45	177	206	6,14
0,12	58,5	66,5	2,06	0,50	196	228	6,78
0,14	65,0	72,9	2,29	0,55	215	251	7,44
0,16	71,6	80,6	2,51	0,60	234	274	8,10
0,18	78,5	88,6	2,74	0,65	253	296	8,76
0,20	85,4	96,7	2,98	0,70	292	319	9,43

Примечание. Кинематическая вязкость — вязкость/плотность.

Таблица переводных коэффициентов давления

Магабары (мегадины) на 1 см ²	г/см ²	Фунты на кв. дюйм	Америка нская тонна на кв. фут	атм.	мм рт. ст.	Дюймов рт. ст.	м. вод. ст.	Дюймов вод. ст.	Футов вод. ст.	Фунты на кв. фут	кг/м ²
1	1,0197	14,50	1,044	0,9869	750,044	29,53	10,21	401,8	33,48	2088	10197
0,9807	1	14,22	1,024	0,9678	735,514	28,96	10,01	394,0	32,84	2047,17	10000
0,06895	0,07031	1	0,072	0,06804	51,710	2,036	0,7037	27,70	2,309	144	703,1
0,9576	0,9765	13,89	1	0,9450	718,20	28,28	9,773	384,8	32,06	2000,16	9765
1,0133	1,0333	14,70	1,058	1	760	29,92	10,34	407,2	33,93	2116,8	10333
1,3333	1,3596	19,34	1,392	1,316	1000	39,37	13,61	535,7	44,64	2784,96	13596
0,03386	0,03453	0,4912	0,03536	0,3536	25,399	1	0,3456	13,61	1,134	70,733	345,3
0,9798	0,9991	1,421	0,1023	0,1023	73,492	2,893	1	39,281	204,624	999,1	
0,002489	0,002538	0,3610	0,002599	0,002599	1,867	0,07349	0,02540	1	0,08333	5,1984	25,386
0,02986	0,03045	0,4332	0,03119	0,02947	22,40	0,8819	0,3048	12	1	62,3808	304,5

Таблица переводных коэффициентов скорости

см/сек	м/сек	м/мин	км/час	фут/сек	фут/мин	миля/час	узел/час
1	0,01	0,6	0,36	0,3281	1,9685	0,02237	0,01943
100	1	60	3,6	3,281	196,85	2,237	1,943
1,667	0,01667	1	0,06	0,547	3,281	0,03728	0,03238
27,78	0,2778	16,67	1	0,9113	54,68	0,6214	0,53960
30,48	0,3048	18,29	1,097	1,	60	0,6818	0,59209
0.5080	0,005080	0,3048	0,01829	0,01667	1	0,01136	0,00987
44,70	0,4470	26,82	1,609	1,467	88	1	0,86839
51,49	0,5149	30,898	1,8532	1,6889	101,337	1,15155	1

Таблица перевода дюймов в сантиметры

Дюймы	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9
	сантиметры									
0	0,00	2,54	5,08	7,62	10,16	12,70	15,24	17,78	20,32	22,86
10	25,40	27,94	30,48	33,02	35,56	38,10	40,64	43,18	45,72	48,26
20	50,80	53,34	55,80	58,42	60,96	63,50	66,04	68,58	71,12	73,66
30	76,20	78,74	81,28	83,82	83,36	88,90	91,44	93,98	96,52	99,06
40	101,60	104,14	106,68	109,22	111,76	114,30	116,84	119,38	121,92	124,46
50	127,00	129,54	132,08	134,62	137,16	139,70	142,24	144,78	147,32	149,86
60	152,40	154,94	157,48	160,02	162,56	165,10	167,64	170,18	172,72	175,26
70	177,80	180,34	182,88	185,42	187,96	190,50	193,04	195,58	198,12	200,66
80	203,20	205,74	208,28	210,82	213,36	215,90	218,44	220,98	223,52	226,06
90	228,60	231,14	233,68	236,22	238,76	241,30	243,84	246,38	248,92	251,46
100	254,00	256,54	259,08	261,62	264,16	266,70	269,24	271,78	274,32	276,86

Таблица перевода миль (уставных) в километры

Ми ли	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9
	километры									
0	0,000	1,609	3,219	4,828	6,437	8,047	9,656	11,265	12,875	14,484
10	16,093	17,703	19,312	20,922	22,531	24,140	25,750	27,359	28,968	39,578
20	32,187	33,796	35,406	37,015	38,624	40,234	41,843	43,452	45,062	46,671
30	48,280	49,890	51,499	53,108	54,718	56,327	57,936	59,546	61,155	62,765
40	64,374	65,983	67,593	69,202	70,811	72,421	74,030	75,639	77,249	78,858
50	80,467	82,077	83,686	85,295	86,905	88,514	90,123	91,733	93,342	94,951
60	96,561	198,170	99,780	101,389	102,998	104,608	106,217	107,826	109,436	111,045
70	112,654	114,264	115,873	117,482	119,092	120,701	122,310	123,920	125,529	127,138
80	128,748	130,357	131,966	133,576	135,185	136,795	138,404	149,013	141,623	143,232
90	144,841	146,451	148,060	149,669	151,279	152,888	154,497	156,107	157,716	159,325
100	160,935	162,544	164,153	165,763	167,372	168,981	170,591	172,200	173,809	175,419

Таблица перевода английских фунтов в килограммы

Фунты	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9
	килограммы									
0	0,000	0,4536	0,9072	1,3608	1,8144	2,2680	2,7216	3,1751	3,6287	4,0823
10	4,5359	4,9895	5,4431	5,8967	6,3503	6,8039	7,2575	7,7111	8,1647	8,6183
20	9,0719	9,5254	9,9790	10,433	10,886	11,340	11,793	12,247	12,700	13,154
30	13,608	14,061	14,515	14,969	15,422	15,876	16,329	16,783	17,237	17,690
40	18,144	18,597	19,051	19,504	19,958	20,412	20,865	21,319	21,772	22,226
50	22,680	23,133	23,587	24,040	24,494	24,948	25,401	25,855	26,308	26,762
60	27,216	27,669	28,123	28,576	29,030	29,484	29,937	30,391	30,844	31,298
70	31,751	32,205	32,659	33,112	33,566	34,019	34,483	34,927	35,380	35,834
80	36,287	36,741	37,195	37,648	38,102	38,555	39,009	39,463	39,916	40,370
90	40,823	41,277	41,731	42,184	42,638	43,091	43,545	43,998	44,452	44,906
100	45,359	45,813	46,266	46,720	47,174	47,627	48,081	48,534	48,988	49,442

Величины жесткости различных мышечных групп человека*

Автор	Объект исследования (группа мышц)	Активность, сила, сопротивление мышцы	n	Метод	Характеристика	Зарегистрированная величина	Пересчитанная величина Н/м
Wilkie, 1950	Сгибатели предплечья	3710 Н 50 Н 100 Н 150 Н	5	Изометрическое напряжения	Эквивалентная	$2,0 \times 10^{-6}$ см/дин $0,94 \times 10^{-6}$ см/дин $0,56 \times 10^{-6}$ см/дин $0,4 \times 10^{-6}$ см/дин	0,5 $\times 10^3$ $1,06 \times 10^3$ $1,78 \times 10^3$ $2,5 \times 10^3$
Goubel, 1974	Эквивалентный сгибатель предплечья	Активная 500 Н 1000 Н 1500 Н	5	Внезапного освобождения	Податливость	$1,65 \times 10^{-4}$ м/Н $0,7 \times 10^{-4}$ м/Н $0,6 \times 10^{-4}$ м/Н	$0,6 \times 10^4$ $1,42 \times 10^4$ $1,66 \times 10^4$
Pertuzon, 1972	То же	Пассивная	5	Пассивных движений	—»—	$7,4 \times 10^{-4}$ м/Н	$0,14 \times 10^4$
Goubel, 1974	—»—	Активная 100 Н 200 Н 300 Н	6	Латентный	— » —	$0,37 \times 10^{-4}$ м/Н $0,21 \times 10^{-4}$ м/Н $0,18 \times 10^{-4}$ м/Н	$2,7 \times 10^4$ $4,76 \times 10^4$ $5,55 \times 10^4$
Goubel, 1974	—»—	Активная 50 Н 100 Н 200 Н	3	Динамический	—»—	$1,0 \times 10^{-4}$ м/Н $0,7 \times 10^{-4}$ м/Н $0,3 \times 10^{-4}$ м/Н	$1,0 \times 10^4$ $1,42 \times 10^4$ $3,3 \times 10^4$
Soechting et al., 1971	—»—	Активная	Не изв.	Баллистических движений	Жесткость	2500 кг/м	$2,45 \times 10^4$
Viviani et al., 1973	Эквивалентный сгибатель предплечья	Активная	4	Баллистических движений	Жесткость	8800 кг/м 6300 кг/м 5300 кг/м	$8,63 \times 10^4$ $6,18 \times 10^4$ $5,19 \times 10^4$
Matsumoto et al., 1976	Плечелучевая м. Длинный лучевой разгибатель кисти	Пассивная Активная	1 1	Резонансный	Упругость	$0,18 \times 10^6$ дин/см $0,94 \times 10^6$ дин/см $0,2 \times 10^6$ дин/см	$0,18 \times 10^3$ $0,94 \times 10^3$ $0,2 \times 10^3$
Cavagna, 1970	Сгибатели стопы	Активные	5	Затухающих колебаний	Жесткость	3,80 кг/мм	$3,73 \times 10^4$
Г.Я. Пановко, 1973	Сгибатели стопы	Неопределенная	5	Резонансный	Эквивалентная жесткость	3710 кг/м	$3,63 \times 10^4$
Boon et al., 1972	Сгибатели предплечья	Пассивная	5	Синусоидальных пассивных движений	Угловая жесткость	$1,5 \div 4,0$ Нм/рад	—
Федоров В.Л., 1970	Четырехглавая мышца бедра	Активн. Пассивн.	1 1	Затухающих колебаний	Упругость	57,1 Гц 25,8 Гц	— —

***Примечание.** Не следует смешивать эквивалентную жесткость с жесткостью эквивалентного сгибателя и разгибателя. Под эквивалентной жесткостью понимается жесткость элемента, моделирующего интегральные свойства всех

морфологических структур данного сустава; при этом не делается попытка привязать значение жесткости к какой-нибудь определенной мышце. Эквивалентная жесткость соответствует следующей логике подхода: сустав заменяется идеальной пружиной с такими свойствами(жесткостью), что поведение тела человека в пределах описываемых опытов не изменяется.

В случае же с жесткостью эквивалентного сгибателя определяется жесткостью фиктивной мышцы, гипотетически заменяющей все мышцы сустава.

Эта терминология сложилась исторически.

Список литературы

- Адольф Э.* Развитие физиологических регуляций. М., 1971.
- Александр Р.* Биомеханика. М., 1970.
- Анохин П.К.* Физиология и кибернетика / Вопросы философии. 1957. Вып. 4.
- Антонов В.Ф., Черныш А.М., Пасечник В.И., Вознисенский С.А., Козлова Е.К.* Биофизика. М., 2000.
- Батуев А.С., Тауров О.Ш.* Мозги организация движений. Л., 1978.
- Белановский А.С.* Основы биофизики в ветеринарии. М., 1989.
- Березовский В.А., Колотилов Н.Н.* Биофизические характеристики тканей человека. Справочник. Киев, 1990.
- Битхем У.П., Паллей Г.Ф., Слакамб Ч.Х., Уивер У.Ф.* Клиническое исследование суставов / Пер. с англ. М., 1970.
- Бернштейн Н.А.* Очерки по физиологии движений и физиологии активности. М., 1978.
- Бернштейн Н.А.* Физиология движения и активность. М., 1990.
- Бранков Г.* Основы биомеханики. Пер. с болг. М., 1981.
- Бреслав И.С.* Произвольное управление дыханием у человека. Л., 1975.
- Броек Ю.* Основы механики разрушений. М., 1980.
- Буров Г.А., Гороховский Л.З., Ефимов С.П., Ефимов Л.И., Тишина Л.Н.* Прыжки в воду. М., 1983.
- Владимиров Ю.А., Роцупкин Д.И., Потапенко А.Я., Деев А.И.* Биофизика. М., 1983.
- Воробьев А.Н., Сорокин Ю.К.* Анатомия силы. М., 1980.
- Газенко О.Г., Кальвин М.* Основы космической биологии и медицины. М., 1975.
- Гехт Б.М., Ильина Н.А.* Нервно-мышечные болезни. М., 1982.
- Г лазер Р.* Очерки основ биомеханики. М., 1988.
- Гурфинкель В.С., Коц Я.М., Шик М.Д.* Регуляция позы человека. М., 1965.
- Джанколи Д.* Физика. М., 1989.
- Деньгуб Е.М., Смирнов В.Г.* Единицы величин. Словарь-справочник. М., 1990.
- Донской Д.Д.* Биомеханика физических упражнений. М., 1960.
- Дубровский В.И.* Лечебная физическая культура (кинезотерапия). М., 1999.
- Дубровский В.И.* Спортивная медицина. М., 1999.
- Иваницкий М.Ф.* Анатомия человека. М., 1966.
- Иваницкий М.Ф.* Движение человеческого тела. М., 1938.
- Иванов К.П.* Основы энергетики организма. М., 1990.
- Искусственные органы / Под ред. В.И. Шумакова.* М., 1990.
- Каро К., Педли Т., Шротер Р., Сид У.* Механика кровообращения / Пер. с англ. М., 1981.
- Козаров Д., Шапков Ю.Т.* Двигательные единицы скелетных мышц человека. Л., 1983.
- Коллакот Р.* Диагностика повреждений. М., 1989.

Коренев Г.В. Введение в механику человека. М., 1977.

Кошкин Н.И., Ширкевич М.Г. Справочник по элементарной физике. М., 1965.

Краткий справочник по космической биологии и медицине / Под ред. А.И. Бурназяна, О.Г. Газенко, В.В. Ларина. М., 1972.

Крупко И.Д. Руководство по травматологии и ортопедии в 2-х томах. Л., 1974.

Крюков В.Н. Механика и морфология переломов. М., 1986.

Кэй Дж., Лэби Т. Таблицы физических и химических постоянных. М., 1962.

Лакин Г.Ф. Биометрия. М., 1990.

Левит К., Захсе И., Янда В. Мануальная медицина. М., 1993.

Лесгафт П.Ф. Основы теоретической анатомии. СПб., 1904.

Лесгафт П.Ф. Основы теоретической анатомии. СПб., 1905. Вып. 1.

Механика заменителей биологических тканей. Современные проблемы биомеханики. 1987. Вып. 4.

Мэрион Дис. Б. Общая физика с биологическими примерами. М., 1986.

Наглядный словарь человека. Лондон; Нью-Йорк; Штутгарт; М., 1995.

Норма в медицинской практике. М., 2000.

Обысов А.С. Надежность биологических тканей. М., 1971.

Перкурова И.С., Лузинович Е.М., Сологубов Е.Г. Регуляция позы и ходьбы при ДЦП и некоторые способы коррекции. М., 1996.

Политехнический словарь. М., 1989.

Проблемы прочности в биомеханике / Под ред. академика И.Ф. Образцова. М., 1988.

Процессы регулирования в биологии / Под ред. и с предисл. П.К. Анохина, М., Ил., 1960.

Ремизов А.Н. Медицинская и биологическая физика. М., 1996.

Руководство по физиологии. Физиология движений. Л., 1976.

Свиридов А.И. Анатомия человека. Киев, 1976.

Сеченов ИМ. Очерк рабочих движений человека. М., 1901.

Сеченов ИМ. Рефлексы головного мозга. М., 1961.

Синельников Р.Д. Атлас анатомии человека. В 4 т. М., 1989.

Словарь физиологических терминов. М., 1987.

Смирнов В М., Дубровский В.И. Физиология физического воспитания и спорта. М., 2002. ,

Смит Дж. Математические идеи в биологии / Пер. с англ. М., 1970.

Стейси Р., Уильяме Д., Мак-Морис Р. Основы биологической медицинской физики. 1959.

Таре С.М. Краткий курс теоретической механики. М., 1998.

Управление деятельностью висцеральных систем. Л., 1983.

Ухтомский А.А. Физиология двигательного аппарата. Л., 1927 Вып. 1.

Уэст Дж. Физиология дыхания. Основы / Пер. с англ. М., 1988.

Фарфель В.С. Управление движениями в спорте. М., 1975.

Федорова В.Н. Краткий курс медицинской и биологической физики.

Учеб. пособие. М., 2001.

Физика. Энциклопедический словарь школьника. М., 2000.

Физиология движения. М., 1976.

Физический энциклопедический словарь. М., 1983.

Черниговский В.Н. Управление движением. Л., 1970.

Чхаидзе Л.В. Координация произвольных движений человека в условиях космического полета. М., 1968.

Шмидт Р., Тевс Г. Физиология человека. М., 1996. Т. 1—3.

Эссаулова И.А., Блохина М.Э., Гонцов Л.Д. Руководство к лабораторным работам по физике. М., 1983.

Юмашев Г.С. Травматология и ортопедия. М., 1977.

Юнкер Д., Микейн Д., Вейсброд Г. Велосипедный спорт. М., 1982.

Юсевич Ю.С. Электромиография тонуса скелетной мускулатуры человека в норме и патологии. М., 1963.

Яворский Б.М., Селезнев Ю.А. Справочное руководство по физике. М., 1979.

Оглавление

ПРЕДИСЛОВИЕ.....	3
ВВЕДЕНИЕ	6
ГЛАВА 1 ИСТОРИЯ РАЗВИТИЯ БИОМЕХАНИКИ	8
ГЛАВА 2 ТОПОГРАФИЯ ТЕЛА ЧЕЛОВЕКА. ОБЩИЕ ДАННЫЕ О ТЕЛЕ ЧЕЛОВЕКА	14
ГЛАВА 3 КИНЕМАТИКА.....	46
3.1. МЕХАНИЧЕСКОЕ ДВИЖЕНИЕ. СИСТЕМА ОТСЧЕТА. МАТЕРИАЛЬНАЯ ТОЧКА. ТРАЕКТОРИЯ. ПУТЬ И ПЕРЕМЕЩЕНИЕ. ВЕСТИБУЛЯРНЫЙ АППАРАТ КАК ИНЕРЦИАЛЬНАЯ СИСТЕМА ОРИЕНТАЦИИ	46
3.2. СКОРОСТЬ. СРЕДНЯЯ И МГНОВЕННАЯ СКОРОСТЬ. ВРЕМЕННЫЕ ХАРАКТЕРИСТИКИ ДВИЖЕНИЯ	50
3.3. РАВНОМЕРНОЕ ПРЯМОЛИНЕЙНОЕ ДВИЖЕНИЕ И ЕГО ГРАФИЧЕСКОЕ ПРЕДСТАВЛЕНИЕ	55
3.4. УСКОРЕНИЕ. РАВНОУСКОРЕННОЕ ПРЯМОЛИНЕЙНОЕ ДВИЖЕНИЕ, ГРАФИКИ	56
3.5. СВОБОДНОЕ ПАДЕНИЕ И ЕГО УСКОРЕНИЕ	59
3.6. ДВИЖЕНИЕ ПО ОКРУЖНОСТИ, ЦЕНТРОСТРЕМИТЕЛЬНОЕ И ТАНГЕНЦИАЛЬНОЕ УСКОРЕНИЯ. УГЛОВОЕ УСКОРЕНИЕ	62
3.7. СВЯЗЬ ВРАЩАТЕЛЬНОГО ДВИЖЕНИЯ С КОЛЕБАТЕЛЬНЫМ.....	64
3.8. ЭЛЕМЕНТЫ ОПИСАНИЯ ДВИЖЕНИЯ ЧЕЛОВЕКА	67
ГЛАВА 4 ДИНАМИКА ДВИЖЕНИЯ МАТЕРИАЛЬНОЙ ТОЧКИ.....	70
4.1. ПЕРВЫЙ ЗАКОН НЬЮТОНА. ИНЕРЦИАЛЬНАЯ СИСТЕМА ОТСЧЕТА	70
4.2. МАССА. СИЛА. ВТОРОЙ ЗАКОН НЬЮТОНА. СЛОЖЕНИЕ СИЛ.....	71
4.3. ТРЕТИЙ ЗАКОН НЬЮТОНА	73
4.4. КИНЕТИЧЕСКАЯ ЭНЕРГИЯ МАТЕРИАЛЬНОЙ ТОЧКИ И МЕХАНИЧЕСКАЯ РАБОТА.	74
4.5. ДИНАМИКА ДВИЖЕНИЯ МАТЕРИАЛЬНОЙ ТОЧКИ ПО ОКРУЖНОСТИ. ЦЕНТРОСТРЕМИТЕЛЬНАЯ И ТАНГЕНЦИАЛЬНАЯ СИЛЫ. ПЛЕЧО И МОМЕНТ СИЛЫ. МОМЕНТ ИНЕРЦИИ. УРАВНЕНИЯ ВРАЩАТЕЛЬНОГО ДВИЖЕНИЯ ТОЧКИ.....	76
ГЛАВА 5 ДИНАМИКА ПОСТУПАТЕЛЬНОГО ДВИЖЕНИЯ ТЕЛА.....	79
5.1. ЦЕНТР МАСС ТЕЛА. МАССА ТЕЛА	79
5.2. РАСПРЕДЕЛЕНИЕ МАССЫ В ТЕЛЕ ЧЕЛОВЕКА	80
5.3. ЗАКОНЫ НЬЮТОНА ДЛЯ ПРОИЗВОЛЬНОГО ТЕЛА. ПОСТУПАТЕЛЬНОЕ ДВИЖЕНИЕ	83
5.4. ПРИНЦИП ОТНОСИТЕЛЬНОСТИ ГАЛИЛЕЯ.....	84
5.5. РАБОТА СИЛ, ДЕЙСТВУЮЩИХ НА ТЕЛО, И ЕГО КИНЕТИЧЕСКАЯ ЭНЕРГИЯ	85
5.6. МОЩНОСТЬ	86
5.7. РАБОТА И МОЩНОСТЬ ЧЕЛОВЕКА. ЭРГОМЕТРИЯ	87
5.8. ИМПУЛЬС ТЕЛА. ИМПУЛЬС СИСТЕМЫ ТЕЛ.....	91
ГЛАВА 6 ВИДЫ СИЛ В ПРИРОДЕ	93

6.1. Гравитационные силы. Закон всемирного тяготения.....	93
6.2. Силы упругости. Закон Гука.	93
6.3. Силы трения покоя и скольжения. Коэффициент трения скольжения	95
6.4. Сила трения качения	97
6.5. Сила сопротивления при движении в жидкости или газе	98
ГЛАВА 7 ДИНАМИКА ВРАЩАТЕЛЬНОГО ДВИЖЕНИЯ ТВЕРДОГО ТЕЛА.....	100
7.1. Плечо силы. Момент силы. Момент инерции тела. Кинетическая энергия вращающегося тела. Основное уравнение динамики вращательного движения	100
7.2. Момент импульса тела. Изменение момента импульса	102
7.3. Моменты инерции некоторых тел.....	102
7.4. Свободные оси.....	105
7.5. Статика. Центр тяжести. Рычаги и блоки.....	107
ГЛАВА 8 НЕИНЕРЦИАЛЬНЫЕ СИСТЕМЫ ОТСЧЕТА	118
8.1. Сила инерции. Принцип Д'Аламбера	118
8.2. Сила тяжести. Вес тела	119
8.3. Перегрузки и невесомость. Движение в безопорном пространстве. Искусственное тяготение.....	122
8.4. Медицинские аспекты	127
8.5. Применение законов динамики для анализа движений спортсменов	128
ГЛАВА 9 ЗАКОНЫ СОХРАНЕНИЯ.....	132
9.1. Консервативные силы, потенциальная энергия. Закон сохранения энергии в механике	132
9.2. Энергетика прыжков Прыжок в высоту с места	137
9.3. Закон сохранения импульса. Реактивное движение.....	141
9.4. Применение закона сохранения импульса к ударам	145
9.5. Соударение предмета с движущимся массивным препятствием	148
9.6. Закон сохранения момента импульса	149
ГЛАВА 10 МЕХАНИЧЕСКИЕ КОЛЕБАНИЯ.....	151
10.1. Свободные колебания: гармонические и затухающие колебания ..	151
10.2. Вынужденные колебания. Резонанс	155
10.3. Сложение гармонических колебаний, направленных по одной прямой.....	157
10.4. Сложное колебание. Разложение сложного колебания на простые составляющие. Гармонический спектр	157
ГЛАВА 11 МЕХАНИЧЕСКИЕ СВОЙСТВА	160
11.1. Деформация. Способы деформирования.....	160

11.2. ВИДЫ ДЕФОРМАЦИИ	164
11.3. ПРОЧНОСТЬ	165
11.4. ТВЕРДОСТЬ	166
11.5. РАЗРУШЕНИЕ	167
11.6. МЕХАНИЧЕСКИЕ СВОЙСТВА БИОЛОГИЧЕСКИХ ТКАНЕЙ	171
ГЛАВА 12 ВОЗДЕЙСТВИЕ ФИЗИЧЕСКИХ ФАКТОРОВ НА ЧЕЛОВЕКА	184
12.1. МЕХАНИЧЕСКИЕ ВОЗДЕЙСТВИЯ	184
12.2. ЭЛЕКТРОМАГНИТНОЕ ВОЗДЕЙСТВИЕ	189
12.3. ТЕПЛОВЫЕ ВОЗДЕЙСТВИЯ	196
12.4. РАДИАЦИОННЫЕ ВОЗДЕЙСТВИЯ	206
12.5. АКУСТИЧЕСКИЕ ВОЗДЕЙСТВИЯ	214
ГЛАВА 13 БИОМЕХАНИКА ДВИГАТЕЛЬНОГО АППАРАТА ЧЕЛОВЕКА	222
ГЛАВА 14 БИОДИНАМИКА (БИОМЕХАНИКА) ДВИГАТЕЛЬНЫХ КАЧЕСТВ.....	273
ГЛАВА 15 БИОМЕХАНИКА ЛОКОМОЦИЙ (ДВИЖЕНИЙ). ЧЕЛОВЕКА. ВИДЫ ЛОКОМОЦИЙ. ВОЗРАСТНАЯ БИОМЕХАНИКА	294
ГЛАВА 16 БИОМЕХАНИЧЕСКИЙ КОНТРОЛЬ. КЛИНИЧЕСКИЙ АНАЛИЗ ДВИЖЕНИЙ. ТЕСТЫ В БИОМЕХАНИКЕ. МЕТОДЫ ОБСЛЕДОВАНИЯ	359
ГЛАВА 17 МЕДИЦИНСКАЯ БИОМЕХАНИКА	392
17.1. БИОМЕХАНИКА СЕРДЦА И СОСУДОВ. ГЕМОДИНАМИКА	392
17.2. БИОМЕХАНИКА ДЫХАНИЯ	415
17.3. БИОМЕХАНИКА ПИЩЕВАРИТЕЛЬНОЙ СИСТЕМЫ	441
17.4. БИОМЕХАНИКА ОПОРНО-ДВИГАТЕЛЬНОГО АППАРАТА (ОДА).....	444
17.5 БИОМЕХАНИКА ГЛАЗА	468
17.6. БИОМЕХАНИКА ОРГАНОВ СЛУХА И РАВНОВЕСИЯ (ПРЕДДВЕРНО-УЛИТКОВЫЙ ОРГАН).....	474
ГЛАВА 18 ПАТОЛОГИЧЕСКАЯ БИОМЕХАНИКА.....	478
18.1. БИОМЕХАНИКА ТРАВМ И ЗАБОЛЕВАНИЙ ОПОРНО-ДВИГАТЕЛЬНОГО АППАРАТА (ОДА)	478
18.2. БИОМЕХАНИКА ИНВАЛИДОВ-СПОРТСМЕНОВ	510
ПРИЛОЖЕНИЕ № 1 СЛОВАРЬ ТЕРМИНОВ	524
ПРИЛОЖЕНИЕ № 2	532
СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ.....	545