

## Глава 7

# МЕХАНИЧЕСКИЕ СВОЙСТВА СОСУДОВ

Сердечно-сосудистую систему составляют сердце, кровеносные и лимфатические сосуды. *Кровеносные сосуды* образуют систему циркулярно замкнутых трубок различного диаметра — большой и малый круги кровообращения (рис. 7.1, см. цв. вклейку). Они осуществляют транспортную функцию, регулируют кровоснабжение органов и обмен веществ между кровью и окружающими тканями. Кровь движется в кровеносной системе непрерывно. За 20–25 с кровь проходит большой круг кровообращения, за 7–11 с — малый. Лимфатические сосуды транспортируют лимфу от тканей в венозное русло.

### 7.1. СТРОЕНИЕ И МЕХАНИЧЕСКИЕ СВОЙСТВА АРТЕРИЙ

*Артерии* — сосуды, обеспечивающие продвижение крови от сердца к микроциркуляторному руслу. В большом круге кровообращения испытывают действие высокого давления крови. *Стенка артерий имеет три слоя*: внутренний (интиму), средний (медию) и наружный (адвентицию). Тканевой состав и степень развития этих оболочек в артериях разного калибра неодинаковы, что связано с гемодинамическими условиями и особенностями выполняемых ими функций.

Плоские клетки эндотелия покрывают сосуд со стороны его просвета. *Эндотелий* не только обеспечивает беспрепятственный ток крови и поддерживает ее в жидком состоянии, но также в капиллярах некоторых органов улавливает из крови вредные вещества и взвешенные частицы (например, бактерии) и обезвреживает их. С помощью растровой электронной микроскопии установлено, что внутренняя поверхность эндотелия артерий имеет многочисленные складки и углубления. Такой неровный и сложный микрорельеф внутренней поверхности сосудов увеличивает свободную поверхность соприкосновения эндотелия с кровью, что имеет положительное трофическое значение и создает благоприятные

условия для гемодинамики. Подэндотелиальный слой состоит из тонких эластиновых и коллагеновых волокон, соединительнотканых клеток основного вещества, содержащего гликозаминогликаны. Внутренняя эластическая мембрана состоит из эластиновых волокон, скрепленных между собой тонкими коллагеновыми и эластиновыми волокнами.

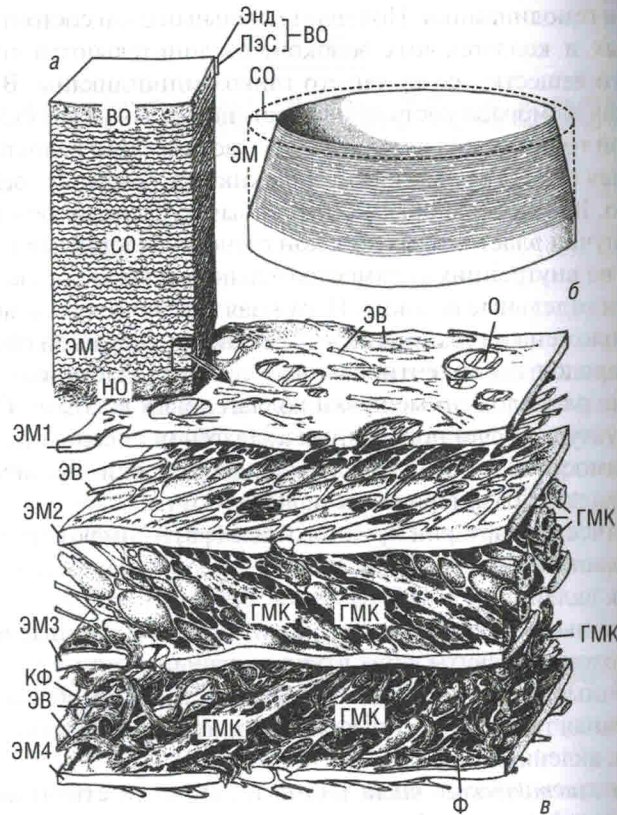
Наружная оболочка образована волокнистой (рыхлой) соединительной тканью. В ее поверхностных слоях обычно располагаются крупные пучки эластиновых волокон с многочисленными взаимными связями, а во внутренних — самостоятельно расположенные эластиновые пучки и отдельные волокна. Наружная эластическая мембрана, которая расположена на границе между средней и наружной оболочками, содержит продольно ориентированные толстые эластиновые волокна и центрально расположенные пучки коллагеновых волокон. Образуется такая структура за счет поперечных коллагеновых волокон.

В зависимости от степени развития мышечных или эластических элементов средний слой артерии классифицируют на:

- эластические (артерии крупного калибра) — имеют сильно развитые эластические волокна, придающие им упругость (рис. 7.2, б, см. цв. вклейку);
- смешанные (артерии среднего калибра) — мышечные и эластические волокна развиты у них в одинаковой степени;
- мышечные (артерии мелкого калибра) — в них преобладает гладкомышечная ткань, а эластические волокна развиты слабо (рис. 7.2, а, см. цв. вклейку).

*Артерии эластического типа* (аорта и легочный ствол) выполняют транспортную функцию, функции сглаживания пульсирующего движения крови в систолу и поддержания давления крови в артериальной системе во время диастолы сердца (демпфирующая, амортизирующая функции). Стенки их испытывают значительные ритмические изменения кровяного давления. Кровь выбрасывается в них под высоким давлением, особенно в аорту (в покое 120–130 мм рт.ст., при физической нагрузке давление возрастает) и со скоростью около 1 м/с. В этих гемодинамических условиях целесообразно сильное развитие эластического каркаса стенки, который позволяет растягиваться сосудам во время систолы сердца и возвращаться в исходное положение во время диастолы. Вязкие средней оболочки образуют от 40 до 60 соединяющихся между собой концентрических эластических мембран (рис. 7.3).

Концентрически расположенные *эластические мембраны* средней оболочки входят друг в друга подобно трубкам (рис. 7.3, б). Эластические



**Рис. 7.3.** Строение эластических мембран: ВО — внутренняя оболочка; ГМК — гладкие мышечные клетки; КФ — коллагеновые фибриллы; НО — наружная оболочка; О — пористость; ПэС — подэндотелиальный слой; СО — средняя оболочка; Ф — фибробласты; ЭВ — эластические волокна; ЭМ — эластические мембраны; Энд — эндотелий (<https://tardokanatomy.ru/content/arterii-elasticheskogo-tipa>)

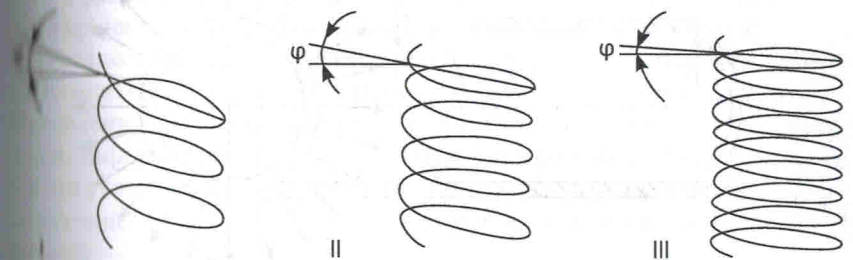
мембраны имеют толщину 2–5 мкм. Для большей ясности на рис. 7.3 различные гистологические элементы между эластическими мембранами постепенно добавлялись сверху вниз. Обратите внимание, что направление эластических волокон и гладких мышечных клеток меняется на противоположное в каждом следующем межмембранном пространстве.

Эластические мембраны формируются эластиновыми волокнами с регулярной направленностью. Расщепление мембран придает каркасу

пружинную структуру с незначительными полостями, которые заполнены полиаминогликанами, коллагеновыми и эластическими волокнами и клетками. К эластическим мембранам прикреплены гладкомышечные клетки. Каждый миоцит оплетен коллагеновыми волокнами. Такая пружинообразная структура обеспечивает возврат сосудистой стенки к исходному состоянию после ее растяжения ударным объемом крови. На рис. 7.4 приведены модели спиралей гладкомышечной ткани в разных отделах аорты.

**Артерии смешанного типа** (мышечно-эластического) характеризуются примерно равным количеством мышечных и эластических элементов в составе средней оболочки. Отчетливо выражена внутренняя эластическая мембрана. В наружной оболочке содержатся пучки гладких мышечных клеток, а также коллагеновых и эластических волокон. К артериям этого типа относятся сонная, подключичная и другие, в которых кровяное давление почти такое же, как в аорте.

**Артерии мышечного типа** выполняют не только транспортную функцию, но и функцию распределения крови по органам и тканям, вследствие чего они должны активно менять свой просвет. Это артерии среднего и мелкого калибра конечностей и органов. Средняя оболочка артерий состоит из гладкой мышечной ткани с небольшим количеством фибробластов, коллагеновых и эластических волокон. Гладкие миоциты расположены по пологой спирали подобно пружине. Вместе с радиально и дугообразно расположенными эластическими волокнами они создают единый пружинящий каркас, который препятствует сужению артерий, обеспечивая их эластичность и непрерывность кровотока. При изменении нагрузки на стенку артерии угол подъема спиралей гладкомышечной ткани и соединительнотканых волокон меняется.



**Рис. 7.4.** Спирали гладкомышечной ткани в стенке аорты: φ — угол подъема спиралей в разных отделах аорты (I — восходящий, II — грудной, III — брюшной) (Бегун П.И., Шукейло Ю.А., 2000)

Основные механические свойства, связанные с функцией кровеносного сосуда, это растяжимость, податливость, жесткость и эластичность. Соотношение эластина и коллагена является основным фактором, определяющим жесткость артериальных стенок. Эластин стабилизирует структуру стенки, в сочетании с коллагеном предотвращает необратимую деформацию сосуда пульсирующим кровотоком. Протеогликаны способствуют сжимаемости стенки сосуда. Коллаген обеспечивает жесткость стенки, ее устойчивость к разрыву. Доля коллагена в сосудах увеличивается с возрастом, и его синтез может быть ускорен при патологических процессах, например, при артериальной гипертензии.

Таким образом, механические свойства кровеносных сосудов определяются главным образом свойствами коллагена, эластина и гладких мышечных волокон. Содержание этих составляющих сосудистой стенки изменяется по ходу кровеносной системы. С удалением от сердца увеличивается доля гладких мышечных волокон, в артериолах они уже являются основной составляющей сосудистой ткани.

Поскольку стенки кровеносных сосудов построены из эластичного материала, то они способны к значительным обратимым изменениям размера при действии на них деформирующей силы. Деформирующая сила создается избыточным внутренним давлением. Рассмотрим деформацию сосуда как результат действия давления изнутри на упругий цилиндр. Имеется часть цилиндрического кровеносного сосуда длины  $L$  с толщиной стенок  $h$  и внутренним радиусом  $r$ . Сечения вдоль и поперек оси цилиндра показаны на рис. 7.5.

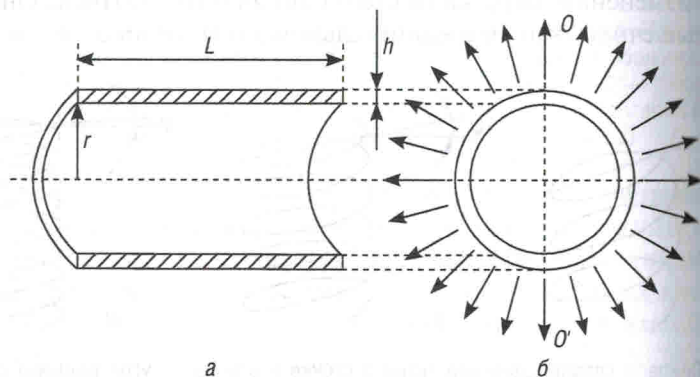


Рис. 7.5. Сечения цилиндрического сосуда вдоль оси (а) и поперек оси (б) (Федорова В.И., Фаустов Е.В., 2008)

Две половинки сосуда взаимодействуют между собой по сечениям полукруга цилиндра (заштрихованные области на рис. 7.5, а). Общая площадь сечения, вдоль которого взаимодействуют обе половинки сосуда, равна  $2hL$ . Если в сосудистой стенке существует механическое напряжение  $\sigma$ , то сила взаимодействия двух половинок равна  $F = \sigma \cdot 2hL$ .

Эта сила уравнивается силами избыточного давления  $p$  на цилиндр изнутри (они показаны стрелками на рис. 7.5, б). Силы направлены под разными углами к горизонтальной плоскости. Для того чтобы найти их равнодействующую, следует просуммировать горизонтальные проекции. Однако проще найти равнодействующую силу, если умножить давление на проекцию площади полуцилиндра на вертикальную плоскость  $OO'$ . Эта проекция равна  $2rL$ . Тогда выражение для силы избыточного давления имеет вид  $F = p \cdot 2rL$ . Приравнявая обе формулы, получим  $\sigma \cdot 2hL = p \cdot 2rL$ , откуда  $\sigma = pr/h$ . Это механическое напряжение, возникающее в стенке сосуда при избыточном давлении изнутри сосуда, которое прямо пропорционально давлению и радиусу сосуда и обратно пропорционально толщине его стенки. Радиус аорты больше радиуса капилляра примерно в  $10^3$  раз, поэтому в стенках аорты возникает очень большое напряжение.

В организме артерии прикреплены к окружающим тканям и постоянно подвержены значительному продольному напряжению. Когда элемент артерии вырезают из ткани, его длина уменьшается на 30–40%. Кроме того, давление крови во всех артериях значительно больше, чем давление, действующее на них снаружи. Таким образом, в естественном состоянии *in vivo* артерии растянуты в окружном и продольном направлениях. Переменное давление, связанное с движением крови, вызывает на этом фоне относительно небольшие деформации сосудистой стенки.

При растяжении стенок кровеносного сосуда (при повышении давления крови) жесткость его стенок резко увеличивается. Считается, что это связано с различием в свойствах входящих в их состав коллагена и эластина. При малых деформациях большая часть волокон коллагена расслаблена, и все напряжение создается волокнами эластина. С увеличением деформации волокна коллагена выпрямляются и всё в большей степени участвуют в создании напряжения. Поскольку они гораздо более жесткие, чем волокна эластина, то и вся стенка становится более жесткой.

В условиях организма напряжения и деформации сосудистой стенки далеки от предельных значений, поэтому артерии являются не жесткими трубками, а упругими. Если бы это было не так, то кровь по артериям

и капиллярам проходила бы только во время систолы сердца, а во время диастолы останавливалась бы. В реальности во время систолы крупные артерии расширяются, накапливая как кровь, так и упругую энергию. В диастолу ее стенки возвращаются в исходное положение и гонят накопленную кровь дальше, в мелкие артерии. Благодаря этому кровь течет по мелким артериям и капиллярам с примерно постоянной скоростью, а для движения крови по артериям требуется гораздо меньше энергии, чем было бы нужно, если бы артерии имели жесткие стенки. Впервые мысль о таком действии артерий, запасающих кровь во время систолы и выталкивающих ее в мелкие сосуды во время диастолы, высказал в 1733 г. С. Хейлс — сельский священник, который первым измерил кровяное давление. Однако только в 1899 г. немецкий физиолог О. Франк теоретически развил эту идею.

Стенки артерий представляют собой неоднородный анизотропный материал. Упругость артериальных стенок обусловлена свойствами основных составляющих — коллагена, эластина и гладкомышечных клеток, но главным образом наличием в них эластина. Напомним, что эластин является резиноподобным материалом, модуль Юнга которого равен примерно  $3 \cdot 10^5 \text{ Н/м}^2$ . Коллаген гораздо более жесткий, чем эластин, его модуль Юнга равен примерно  $10^8 \text{ Н/м}^2$ . Модуль Юнга для гладких мышц меняется в зависимости от их функционального состояния: от  $10^5 \text{ Н/м}^2$  при полном расслаблении до  $2 \cdot 10^6 \text{ Н/м}^2$  при сокращении. В грудной аорте соотношение между эластином и коллагеном составляет примерно 1,5, для других артерий этот показатель близок к 0,5. В грудной аорте доля гладких мышц составляет 25%, а в мелких артериях и артериолах достигает 60%.

Особенно хорошо растяжима грудная часть аорты. Например, у собаки ее диаметр при каждом сокращении сердца увеличивается примерно на 10%, тогда как остальная часть аорты и бедренные артерии расширяются всего лишь на 5 и 4% соответственно. В грудной аорте эластин составляет около 30% сухого веса стенки, а в брюшной аорте и других артериях его содержание составляет лишь 15%. Таким образом, грудная аорта благодаря высокому содержанию в ее стенке эластина может накапливать большое количество упругой энергии и играет особенно большую роль в выравнивании тока крови.

Как было сказано, когда сердце изгоняет кровь в начальный участок аорты, давление в нем повышается, стенка аорты растягивается и напряжение в ней возрастает. По мере снижения скорости изгнания крови давление в аорте начинает падать, и растянутая стенка возвращена

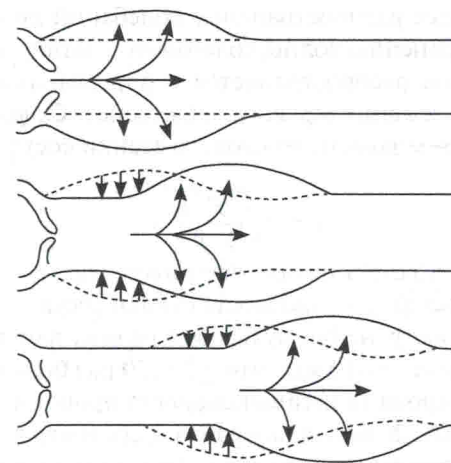


Рис. 7.6. Упругая деформация стенок аорты — возникновение пульсовой волны

в исходное равновесное положение (рис. 7.6). Однако кровь по инерции продолжает двигаться вперед, вследствие чего стенка аорты «проскакивает» равновесное положение и начинает колебательные движения. В это время стенка следующего участка аорты оказывается растянутой и стремится вернуться в исходное положение благодаря упругости, и в этот момент при выбросе крови в аорту во время систолы часть кинетической энергии систолического объема крови переходит в потенциальную энергию упругой деформации стенок аорты. Образуется некоторый временный «резервуар», где запасается часть вытолкнутой желудочком крови. В диастолу происходит обратный процесс — потенциальная энергия деформированной стенки крупного кровеносного сосуда переходит в кинетическую энергию порции крови, создавая дополнительный фактор, способствующий ее движению. В каком-то смысле эластичный сосуд как бы «дорабатывает» усилие сердца.

Таким образом, выброс крови в аорту сопровождается упругими деформациями ее стенок и периодическими изменениями (колебаниями) движения крови на эти стенки. Их источником является периодический выброс крови в аорту при сокращении левого желудочка сердца. Распространяющиеся далее по сосудистой системе колебания давления крови, сопровождающиеся деформацией стенок сосудов, называют *пульсовой волной*. Пульсовая волна идет вплоть до артериол и может быть пропальпирована на поверхностно расположенных артериях (сонной, лучевой

и т.п.). Этот процесс распространения колебаний по стенкам сосудов подобен распространению волны колебаний в натянутой струне.

Пульсовая волна распространяется с определенной скоростью по аорте до артериол и капилляров, где она гаснет. *Скорость распространения пульсовой волны* зависит от свойств стенки сосуда и определяется по формуле:

$$v = \sqrt{\frac{E \cdot h}{2 \cdot \rho \cdot r}},$$

где  $E$  — модуль Юнга стенки кровеносного сосуда;  $h$  — ее толщина;  $r$  — радиус просвета сосуда;  $\rho$  — плотность стенки сосуда.

Скорость распространения пульсовой волны, измеренная экспериментально, составляет 6–10 м/с, что в 20–30 раз больше, чем скорость движения частиц крови (линейная скорость кровотока)  $v$ , которая составляет 0,3–0,5 м/с. У людей молодого и среднего возраста при нормальном АД и нормальной эластичности сосудов скорость пульсовой волны равна в аорте 5,5–8 м/с, а в периферических артериях — 6–9,5 м/с. За время изгнания крови из желудочков (время систолы  $t = 0,3$  с) пульсовая волна успевает распространиться на расстояние порядка 3 м, то есть охватить все артерии. Определение скорости пульсовой волны лежит в основе диагностики состояния сосудов. С возрастом, по мере понижения эластичности сосудов, скорость пульсовой волны, особенно в аорте, увеличивается.

Как было сказано выше, стенки аорты и артерий в систолу растягиваются за счет высокого давления крови — систолического (120–130 мм рт.ст. Во время диастолы растянутые стенки сосудов спадаются и потенциальная энергия, сообщенная им сердцем через кровь, переходит в кинетическую энергию тока крови. При этом поддерживается диастолическое давление около 80 мм рт.ст. Эта волна повышенного давления также распространяется по артериям и называется *пульсовой волной давления* (она равна скорости пульсовой волны).

*Амплитудой пульсовой волны* (пульсовое давление) называют разность между максимальным и минимальным значениями давлений в данной точке сосуда. В начале аорты амплитуда волны максимальна и равна разности систолического и диастолического давления. По мере удаления от аорты амплитуда пульсовой волны уменьшается. Качественные особенности пульсового колебания (пульса) зависят от двух факторов: деятельности сердца и состояния сосудистой стенки. С целью детального анализа отдельного пульсового колебания производится его графическая регистрация, полученный при этом график называется

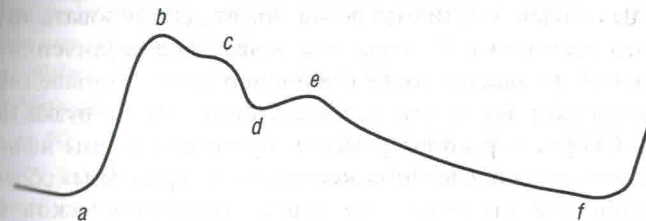


рис. 7.7. Сфигмограмма (схема) сонной артерии:  $ab$  — анакрота;  $bc$  — плато;  $cd$  — инцизура;  $e$  — дикротический подъем. Систолические волны:  $b$  — ударная (прямая);  $c$  — остаточная (отраженная)

сфигмограммой (рис. 7.7). Для регистрации используются пьезоэлектрические датчики, преобразующие механические колебания сосудистой стенки в электрические. Сфигмограмма позволяет получить определенные сведения о быстроте и энергии сердечного сокращения, а также о сопротивлении току крови со стороны стенки сосуда.

Элементы сфигмограммы:

- анакрота — интервал подъема пульсовой волны во время систолы левого желудочка сердца;
- катакрота — интервал падения волны;
- дикротический подъем (зубец  $e$ ) — вторичный подъем на катакроте. Во время закрытия аортального клапана (участок  $cd$ ) давление в артериях начинает резко падать, так как кровь кратковременно течет в обратном направлении к сердцу, но после полного закрытия этого клапана она вновь устремляется в аорту (участок  $de$ ). Момент полного закрытия клапана на сфигмограмме соответствует самой нижней точке инцизуры (вырезки) — точка  $d$ .

Ремоделирование крупных сосудов у больных с артериальной гипертензией прежде всего характеризуется увеличением толщины стенки артерий, их расширением, увеличением жесткости. В свою очередь, увеличение жесткости аорты является основной причиной повышения пульсового и систолического АД у пожилых. Максимальные изменения стенки аорты наблюдаются в субэндотелиальных слоях и медии в виде увеличения содержания коллагена и фрагментации эластина с возможной кальцификацией. Может присоединяться процесс атрофии гладкомышечных клеток. Для сосудов эластического типа характерно параллельное развитие артериальной гипертензии и атеросклероза. Два этих процесса приводят к нарушению транспортной функции сосудов с последующим развитием ишемии органов и тканей.

У молодых людей эластичная аорта может депонировать до 50% объема крови в систолу левого желудочка. С возрастом вследствие увеличения жесткости и уменьшения эластичности стенок аорты тем меньше она выполняет амортизирующую роль и тем больше становится нагрузка на левый желудочек. Скорость распространения пульсовой волны является достоверным методом определения жесткости артериальных сосудов. Она увеличивается при атеросклерозе аорты, гипертонической болезни, симптоматических гипертониях и др.

Наиболее выражены атеросклеротические изменения в устьях ветвей аорты, по-видимому, из-за сложных гемодинамических условий в этих местах (турбулентный поток крови). В результате устье аортальной ветви суживается и кровоток через него изменяется, а ствол артерии после сужения расширяется. На рис. 7.8 показана типичная локализация атеросклеротического поражения артерии и ее деформация. Можно рассматривать атеросклероз как результат хронического травмирования артериальной стенки ударами крови.

В артериях мышечного типа с возрастом не выявляют тех изменений, которые наблюдаются в артериях эластического типа, что связано с их гораздо меньшей растяжимостью. Однако в них могут происходить гипертрофия и гиперплазия гладкомышечного слоя и сужение просвета. Результатом является увеличение толщины сосудистой стенки, при этом эластические свойства артерий снижаются, увеличивается

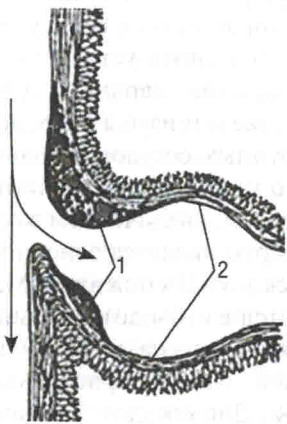


Рис. 7.8. Локализация атеросклеротического поражения стенки аорты и ее боковой ветви (продольный срез): 1 — места типичной локализации атеросклеротических бляшек; 2 — расширение ствола боковой артерии после сужения ее устья (Бегун П.И., Шукейло Ю.А., 2000)

жесткость. Такая же гипертрофия гладких мышц может происходить в стенках сосудов среднего калибра.

Таким образом, с возрастом стенки артерий уплотняются и утолщаются, что ухудшает их механические свойства. Эти изменения начинаются после 40–45 лет. Деформационные свойства артерий после 40 лет изменяются в основном в окружном направлении, а после 50 лет — в продольном.

## 7.2. СТРОЕНИЕ И МЕХАНИЧЕСКИЕ СВОЙСТВА ВЕН

Вены большого круга кровообращения собирают кровь со всего организма и через системы верхней и нижней полых вен возвращают кровь в правое предсердие. Кровь в венах имеет большую вязкость, течет под низким давлением и в два раза медленнее, чем в артериях. Число вен значительно превышает число артерий; они чаще всего сопровождают артерии попарно, образуют мощные сплетения. Калибр вены обычно больше калибра аналогичной артерии. Вследствие этого скорость венозного русла примерно вдвое превышает емкость артериального русла, поэтому в правое и левое предсердия вливается по венам столько же крови, сколько вытекает по артериям из желудочков.

Венозные стволы, расположенные ниже сердца, отводят кровь в направлении, противоположном направлению силы тяжести. Именно поэтому венозная стенка имеет складки, препятствующие обратному току крови. Клапаны открываются в одну сторону. Обратный ток крови оказывает на клапан давление, заставляет створку закрыться и не позволяет крови возвращаться в предыдущий отсек вены (рис. 7.9). Принцип работы венозных клапанов такой же, как у полулунных клапанов.

Венозные стенки имеют три слоя: *внутренний, средний и наружный*. Границы между этими слоями в венах менее отчетливы, чем в артериях.

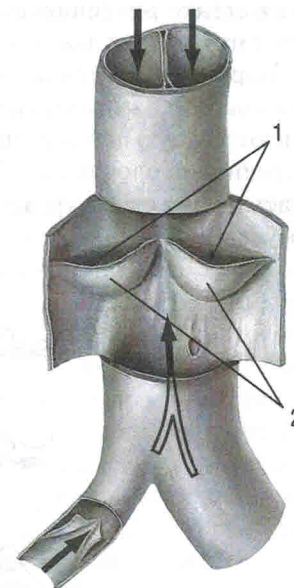


Рис. 7.9. Венозные клапаны. Стрелки вверх указывают направление тока крови, клапаны противодействуют обратному току крови (стрелки вниз): 1 — полость клапана; 2 — венозный клапан

## Глава 12

# ОПОРНО-ДВИГАТЕЛЬНЫЙ АППАРАТ КАК БИОМЕХАНИЧЕСКАЯ СИСТЕМА

Изучая движения человека, необходимо хорошо знать, как устроен его ОДА с точки зрения биомеханики. Это означает, что следует не представлять себе принципы строения и механические свойства его пассивной (кости и их соединения) и активной (мышцы) частей, которые были подробно описаны в главе 11. В отличие от анатомии, которая изучает все детали строения тела, для биомеханики важно выявить именно те особенности строения, от которых зависят свойства органов опоры и движения, а также их участие в выполнении двигательной функции.

В биомеханическом исследовании невозможно учесть строения и функции тела во всех их особенностях. Для изучения движений строят модель тела — биомеханическую систему. Она обладает основными свойствами, существенными для выполнения двигательной функции и не включает множество частных деталей. Таким образом, **биомеханическая система** — это упрощенная копия, модель тела человека, на которой можно изучать закономерности движений. Биомеханическая система характеризуется общими особенностями в проявлении законов механического движения, а также общими особенностями способов управления ими.

Части тела, соединенные подвижно с помощью суставов, образуют биокинематические цепи, которые будут описаны ниже. На них действуют **нагрузки** — силы, приложенные к телу и в совокупности вызывающие его деформации и изменения движений. Различают нагрузки, вызывающие растяжение, сжатие, изгиб и кручение (см. главу 3). Нагрузки, обуславливающие растяжение, возникают, например, при выносе или во время удержания груза в опущенных руках. Нагрузки, создающие сжатие костей, встречаются чаще всего при вертикальном положении тела на опоре. В этом случае на скелет действуют, с одной стороны,

свои тяжести тела и вес внешних отягощений, а с другой — давление опоры. Нагрузки, вызывающие изгиб, обычно встречаются, когда кости выполняют роль рычагов. В этих случаях приложенные к ним силы опоры и силы сопротивления направлены поперек костей и вызывают изгиб. Нагрузки, вызывающие кручение, чаще всего встречаются при вращательных движениях звена вокруг продольной оси.

## 12.1. КИНЕМАТИКА ОПОРНО-ДВИГАТЕЛЬНОГО АППАРАТА

**Кинематика** (греч. *kinema* — движение) — раздел механики, в котором изучается механическое движение, но не рассматриваются причины этого движения. Количественные характеристики, раскрывающие форму и характер движений, называются кинематическими. Они описывают движения в пространстве и во времени.

**Механическое движение тела** — это изменение с течением времени его положения по отношению к другим телам. Следовательно, всякое движение, а также покой тела как частный случай движения относительно тела, относительно которых рассматривают данное движение, называют **системой отсчета**. Выбор системы отсчета зависит от условий задачи. Мы можем рассматривать передвижение тела человека в пространстве при ходьбе относительно опоры или неподвижного предмета, или можем рассматривать движение рук относительно туловища.

При движении тела каждая его точка описывает некоторую линию — **траекторию движения**. Проводя мелом по доске, мы оставляем на ней след — траекторию движения кончика мела. Поскольку движение относительно, то траектория может зависеть от выбора системы отсчета. Наиболее простое движение тела — такое, при котором все точки тела движутся одинаково, описывая одинаковые траектории. Такое движение называется **поступательным**.

**Путем** ( $s$ ), пройденным телом, называется длина траектории. **Перемещением** ( $AR$ ) тела называется вектор, соединяющий начальную точку траектории с конечной (рис. 12.1).

Основными кинематическими мерами изменения движения являются скорость и ускорение. Для того чтобы охарактеризовать, насколько быстро изменяется в пространстве положение движущегося тела, используют понятие **скорости**. **Средней скоростью** тела на данном участке траектории называется отношение пройденного пути ко времени движения:  $v_{cp} = s/t$ . Если на всех участках траектории средняя скорость одинакова, то движение называется **равномерным**.

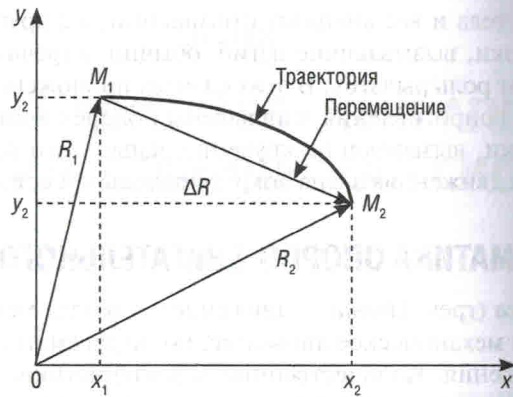


Рис. 12.1. Траектория движения точки и ее перемещение (Дубровский В.И., Федорова В.Н., 2003)

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. **Ускорение** — это мера изменения скорости движения.

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. 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**. При равнопеременном движении ускорение  $a = \Delta v / \Delta t = (v - v_0) / t$ , где  $v_0$  — скорость движения при  $t = 0$ ,  $v$  — скорость в текущий момент  $t$ . Размерность ускорения в СИ — м/с<sup>2</sup>.

Особенности строения тела человека и его двигательного аппарата дают основание рассматривать тело в целом и его части как особые биомеханические системы. ОДА человека, состоящий из подвижно сочлененных между собой костей скелета и мышц, представляет собой совокупность биокинематических пар и цепей.

**Кинематическая пара** — подвижное соединение двух звеньев, которые находятся в непосредственном соприкосновении. Кинематическая

пара могут быть вращательными и поступательными, а их звенья могут совершать от одного до пяти движений.

**Биокинематическая пара** — это подвижное соединение двух костных звеньев, в котором возможности движений определяются строением соединения (сустава) и воздействием мышц. Биокинематические соединения имеют большие возможности движений, чем кинематические соединения в технических механизмах (например, роботах), но управление ими намного сложнее.

В анатомическом смысле биокинематическая пара — это два смежных звена тела, соединенных суставом. Суставы, связывая в единое целое части тела, сохраняют возможности для их движений. Способ соединения (связи) накладывает ограничения на относительное движение. Наличие подвижности в соединениях предоставляет звеньям определенные возможности относительного движения (степени свободы движения).

Соединения костных звеньев обуславливают многообразие возможностей движений. От способа соединения и участия мышц в движениях зависит их направление и размах (пространственная форма движений). Следует подчеркнуть, что почти все биокинематические пары **вращательные**. Следовательно, точки на звеньях тела при движениях описывают траектории, являющиеся сегментами окружностей. Кроме того, в природе движение тела чаще происходит по кривым линиям. Почти любое криволинейное движение можно представить как последовательность движений по дугам окружностей.

**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  $\omega$ ;
- ▶ угол поворота радиуса (угловое перемещение)  $\varphi$ .

**Угловой скоростью тела**, движущегося по окружности равномерно, называется отношение угла поворота его радиус-вектора ко времени, за которое совершен поворот:  $\omega = \varphi / t$ . В физике применяется радианная мера угла (безразмерная), которая определяется как отношение длины дуги ( $l$ ) к радиусу окружности:  $\varphi = l / R$  (рис. 12.2, а). **Радян** — такой угол, длина дуги которого равна радиусу. Полный поворот по окружности содержит  $2\pi$  радиан.

Между линейной и угловой скоростями существует прямая связь:  $v = l/t = R\varphi/t = R\omega$ .



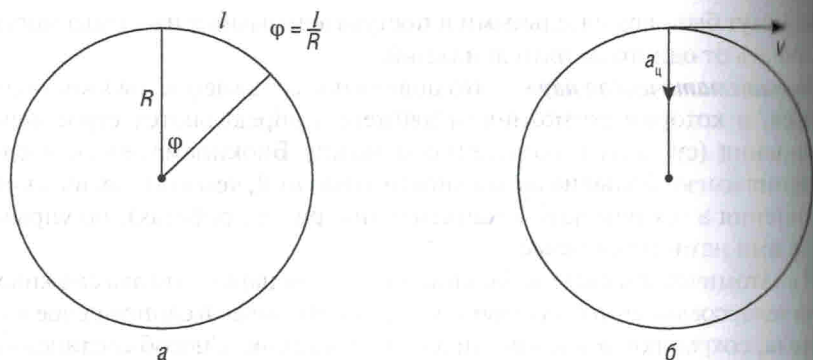


Рис. 12.2. Движение по окружности: *a* — радианная мера угла; *b* — центростремительное ускорение. Пояснения в тексте (Дубровский В.И., Федорова В.Н., 2003)

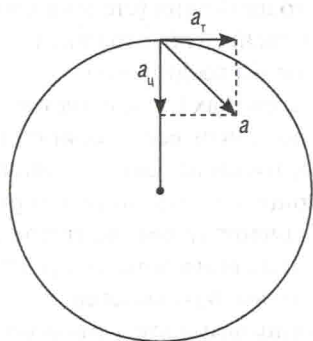


Рис. 12.3. Компоненты ускорения при неравномерном вращательном движении. Пояснения в тексте (Дубровский В.И., Федорова В.Н., 2003)

При равномерном движении по окружности вектор ускорения направлен к центру. Такое ускорение называется центростремительным. Величина *центростремительного ускорения* определяется формулой  $a_c = \omega^2 R$ . Размерность ускорения в СИ —  $1/c^2$ .

Если скорость тела, движущегося по окружности, изменяется по величине, то наряду с центростремительным ускорением  $a_c$  будет иметь место и *тангенциальное ускорение*  $a_t$  (рис. 12.3). В отличие от центростремительного ускорения, которое обусловлено изменением направления скорости, тангенциальное ускорение возникает из-за изменения величины вектора скорости. 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. Векторы  $a_c$  и  $a_t$  перпендикулярны друг другу, их сумма дает вектор полного ускорения:  $a = a_c + a_t$ .

В биокинематических парах различают связи:

- 1) кинематические (ограничения в скорости перемещения, например, мышц-антагонистом);
- 2) геометрические (постоянные препятствия перемещению в каком-либо направлении); постоянные связи определяют, сколько как максимум и каких остается степеней свободы движений.

*Число степеней свободы* звена соответствует количеству его независимых перемещений (линейных и угловых). Если на физическое тело не наложено никаких ограничений (связей), оно может вращаться вокруг трех основных взаимно перпендикулярных осей  $x$ ,  $y$ ,  $z$ , а также двигаться вдоль каждой из этих осей. Следовательно, совершенно свободное тело имеет шесть степеней свободы движения (рис. 12.4, *a*).

Если закрепить тело в одной точке, то у него остается только три степени свободы: оно может вращаться вокруг этой точки в трех основных направлениях (плоскостях) (рис. 12.4, *б*). При закреплении тела еще в одной точке оно как бы насаживается на ось, соединяющую обе данные точки. В этом случае сохраняется лишь одна степень свободы: тело может вращаться лишь вокруг оси, проходящей через обе закрепленные точки (рис. 12.4, *в*). Если же закрепить тело и в третьей точке, не лежащей на одной прямой с остальными двумя точками, то оно потеряет последнюю степень свободы: будет закреплено неподвижно (рис. 12.4, *г*). Такое соединение к суставам не относится.

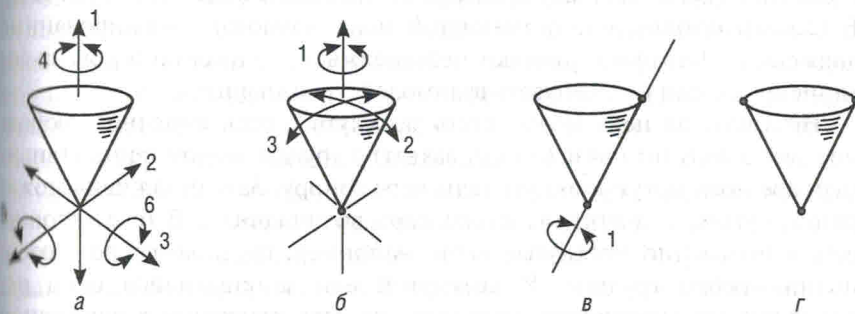


Рис. 12.4. Степени свободы движений тела при закреплении его точек: *a* — закрепленных точек нет (шесть степеней свободы); *б* — закреплена одна точка (три степени свободы); *в* — закреплены две точки (одна степень свободы); *г* — закреплены три точки (тело неподвижно) (Донской Д.Д., 1975)

Поскольку почти во всех суставах тела человека (кроме межфаланговых, лучелоктевых, плечелоктевых и атлантоосевого) имеется две и более степени свободы движения, каждое такое соединение является *неполностью связным механизмом*, то есть в нем заключены возможности множества механизмов. Для использования одной из множества возможностей включается управляющее воздействие мышц. Это накладывает дополнительные связи и оставляет только необходимую степень свободы.

Формы суставных поверхностей несколько отличаются от форм геометрических поверхностей вращения (шар, цилиндрическая поверхность и др.). Именно поэтому при движениях нет строго определенной одной для всего движения геометрической оси вращения. Имеет место смещение множества переменных *мгновенных осей вращения*. Следовательно, понятие «*ось сустава*» обозначает лишь общую ориентацию и положение в пространстве мгновенных осей вращения, а следовательно, и плоскостей движения точек звена (плоскость вращательного движения перпендикулярна его оси).

**Кинематическая цепь** — это последовательное или разветвленное соединение ряда кинематических пар. Кинематическую цепь, в которой конечное звено свободно, называют *незамкнутой*, а цепь, в которой нет свободного конечного звена, — *замкнутой*.

**Биокинематическая цепь** — это последовательное или разветвленное соединение нескольких биокинематических пар. В *незамкнутых цепях* имеется последнее «свободное» звено, входящее лишь в одну пару. Движение этого звена можно сравнить с маятником. В *замкнутых цепях* нет свободного конечного звена, каждое звено входит в две пары (рис. 12.5). В каждом соединении незамкнутой цепи возможны изолированные движения. Они геометрически независимы от движений в других соединениях (если не учитывать взаимодействия мышц).

Незамкнутая цепь может стать замкнутой, если конечное свободное звено получит связь (опора, захват) с другим звеном цепи. Например, две ноги могут замкнуть цепь через опору. Замкнутая цепь может разомкнуться, а значит, изменить свои возможности. В теле человека есть и постоянно замкнутые цепи, например, грудина—ребро—позвоночник—ребро—грудина. В замкнутой или замкнувшейся цепи невозможно изолированное движение, то есть движение в одиночном сочленении, суставные углы и скорости их изменения взаимосвязаны. Так, сгибая и выпрямляя ноги в выпаде, можно убедиться в том, что движение в любом суставе непременно вызывает движения и в других

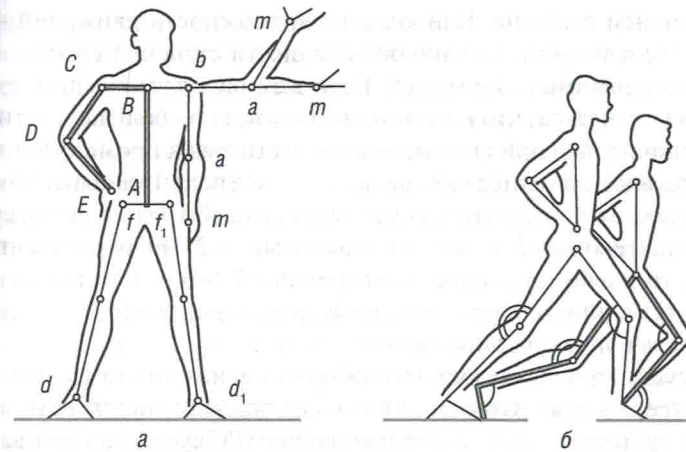


Рис. 12.5. Биокинематические цепи тела человека: *a* — виды цепей (*bam* — незамкнутые; *ABCDE* — замкнутая на себя; *dff, d<sub>1</sub>* — замкнутая через опору); *б* — взаимосвязь движений в замкнутой цепи (Доской Д.Д., 1975)

Из этого следует, что в замкнутых цепях возможностей движений меньше, но управление ими точнее и проще.

Значительная часть незамкнутых биокинематических цепей оснащена многосуставными мышцами. Следовательно, движения в одних суставах через такие мышцы более или менее связаны с движениями в соседних суставах. Однако при точном управлении во многих случаях эту взаимную связь можно преодолеть. В замкнутых же цепях такая связь непреодолима и действия мышц передаются на отдаленные суставы. Например, когда нога является незамкнутой цепью, двухсуставные мышцы (полусухожильная, полуперепончатая, длинная головка двуглавой мышцы бедра), проходящие сзади поперечной оси коленного сустава, сгибают только его. При отталкивании от опоры, когда стопа фиксирована на опоре и цепь замыкается, эти же мышцы, разгибая тазобедренный сустав, разгибают и коленный.

Таким образом, движения в незамкнутых цепях характеризуются относительной независимостью звеньев. В замкнутых же, а также замкнувшихся цепях движения одних звеньев влияют на движения даже отдаленных звеньев (помогают или мешают).

В открытой кинематической цепи подвижность каждого следующего звена равна его собственной подвижности плюс подвижность предыдущих звеньев. Так, если у бедра три степени свободы, а у голени относительно бедра еще две степени, то голень относительно таза имеет

пять степеней свободы. Наибольшие возможности движений — у конечных звеньев цепи. Однако больше шести степеней свободы конечное звено цепи иметь не может. Если же при суммировании степеней свободы получается, что конечное звено имеет их больше шести, то это только значит, что при фиксировании этого звена промежуточные звенья сохраняют степени свободы на шесть степеней меньше. Так, кисть имеет относительно лопатки семь степеней свободы (плечевой сустав — 3, плюс локтевой — 2, плюс лучезапястный — 2). Если положить кисть на стол, то плечо и предплечье сохраняют  $7 - 6 = 1$  степень свободы. Они смогут двигаться лишь по одной траектории, вокруг оси, соединяющей плечевой и лучезапястный суставы.

Для суставов человека число свободных движений может быть от одного до трех. Число ограничений ( $k$ ) на движения костей в суставах:

- ▶ для суставов с одной степенью свободы (85 суставов у человека) — 1
- ▶ для суставов с двумя степенями свободы (33 сустава у человека) — 2
- ▶ для суставов с тремя степенями свободы (29 суставов у человека) — 3

Считается, что в теле человека расположено 148 неподвижных костей ( $n$ ). Тогда подвижность (число степеней свободы) ОДА определяется как:

$$\omega = 6n - \sum_{k=1}^s kp_k = 6 \cdot 148 - 5 \cdot 85 - 4 \cdot 33 - 3 \cdot 29 = 244.$$

На рис. 12.6, а приведена схема двухзвенного механизма, который моделирует движение нижней конечности в фазе опоры. Такая схема

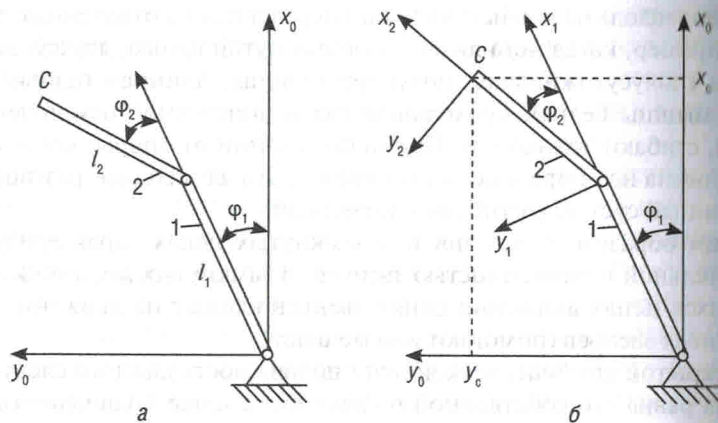


Рис. 12.6. Модель нижней конечности человека: а — расчетная схема; б — кинематическая расчетная схема (Бегун П.И., Шукейло Ю.А., 2000)

позволяет определить перемещение мгновенного центра вращения бедра. Считается, что плоское движение ноги происходит в сагиттальной плоскости вокруг оси голеностопного сустава, остающейся неподвижной. За обобщенные координаты принимаются углы  $\varphi_1(t)$  и  $\varphi_2(t)$ . На рис. 12.6, б показаны абсолютная и локальная оси координат. Обобщенные координаты задают как функцию времени по результатам экспериментальных наблюдений. Как показали исследования, вычисляя положение центра вращения бедра при ходьбе (точка С), можно оптимизировать конструкцию протеза, снизить энергозатраты.

Звенья тела характеризуются определенными размерами, массой, моментами инерции, они снабжены мышечными двигателями. Характерной чертой строения биомеханической системы является ее переносный характер. При движении изменяются число рабочих звеньев, степени их свободы, состав мышечных групп, их взаимодействие и проч.

## 12.2. ЗВЕНЬЯ ТЕЛА КАК РЫЧАГИ

Кости как твердые (негибкие) звенья, соединенные подвижно, образуют основу биокинематических цепей. Приложенные к ним силы (мышечные тяги и др.) действуют на звенья биокинематической цепи как на рычаги. Это позволяет передавать действие силы по цепям, а также изменять эффект приложения сил.

**Рычаг** — простейший механизм, представляющий собой жесткую балку, вращающуюся вокруг точки опоры (подвеса). Части балки от точки опоры до точки приложения сил называют плечами рычага. Каждый рычаг имеет следующие элементы (рис. 12.7):

- ▶ точку опоры ( $O$ );
- ▶ точки приложения сил;
- ▶ плечи рычага (расстояния от точки опоры до точек приложения сил —  $l$ );

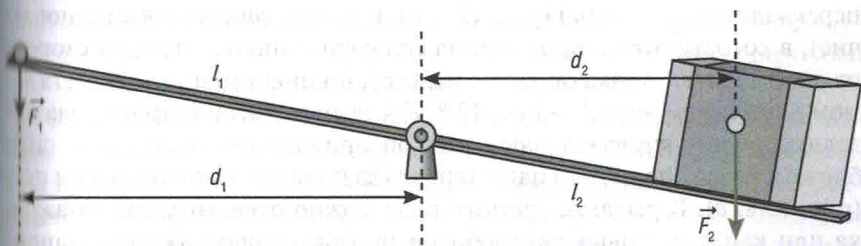


Рис. 12.7. Рычаг

► плечи сил (расстояния от точки опоры до линий действия сил) опущенные на них перпендикуляры —  $d$ ).

Плечи рычага обычно остаются неизменными. Плечи сил и приложенные силы меняются. Мерой действия силы на рычаг служит ее момент относительно точки опоры (произведение силы на ее плечо)  $M = Fd$ . Рычаг находится в равновесии, когда силы, действующие на него, обратно пропорциональны плечам этих сил:

$$F_1/F_2 = d_2/d_1 \quad \text{или} \quad F_1d_1 = F_2d_2.$$

«Золотое правило» механики (закон равенства работ) утверждает, что работа движущей силы равна работе силы сопротивления. Следовательно, выигрыш в пути пропорционален проигрышу в силе, и наоборот.

Сохранение положения и движения звена как рычага зависит от соотношения противоположно действующих моментов сил. Когда противоположные относительно точки опоры моменты сил равны, звено либо сохраняет свое положение, либо продолжает движение с прежней скоростью (моменты сил уравновешены). Если же один из моментов сил больше другого, звено получает ускорение в направлении его действия.

Работа, совершаемая силой, приложенной на одном плече рычага, передается на другое плечо. Для рычагов, как и для других механизмов, вводят характеристику, показывающую механический эффект, который можно получить за счет рычага. Такой характеристикой является передаточное отношение  $i$ , оно показывает, как соотносятся нагрузка и приложенная сила:  $i = F_1/F_2 = d_2/d_1$ .

Нужно отметить, что, как у любого механизма, у рычага полезная работа меньше полной. Например, у большинства рычагов коэффициент полезного действия (КПД) равен ~80%. Остальные 20% работы расходуется на преодоление силы трения шарнира (подшипника), воздуха и т.д.

Различают рычаги первого рода (двуплечие), в которых точка опоры располагается между точками приложения сил (детские качели в виде перекладки, ножницы) (рис. 12.8, а), и рычаги второго рода (одноплечие), в которых точки приложения сил располагаются по одну сторону от опоры [тачка (точка опоры — колесо), приподнимание предмета автомобилем движением вверх] — рис. 12.8, б. Среди рычагов второго рода выделяют рычаги третьего рода с точкой приложения «входящей» силы ближе к точке опоры, чем нагрузки, что дает выигрыш в скорости и пути (рис. 12.8, в). К рычагам третьего рода можно отнести дверь багажника или капот легковых автомобилей на гидравлических телескопических упорах, подъем кузова самосвала (с гидроцилиндром в центре)

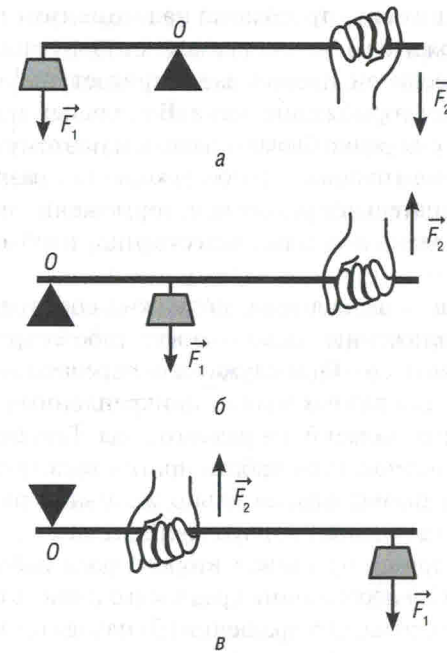


рис. 12.8. Виды рычагов: а — первого рода; б — второго рода; в — третьего рода.  $O$  — точка опоры;  $F_1$  — нагрузка;  $F_2$  — усилие

движение мышцами рук и ног человека и животных. Таким образом, рычаг как простейший механизм служит для передачи движения и силы на расстояние.

Все силы, приложенные к звену как рычагу, можно объединить в две группы:

- 1) силы или их составляющие, лежащие в плоскости оси рычага (они не могут повлиять на движение вокруг этой оси);
- 2) силы или их составляющие, лежащие в плоскости, перпендикулярной к оси рычага (они могут влиять на движение вокруг оси в двух противоположных направлениях).

Рассматривая действие сил на рычаг, учитывают только силы, направленные по ходу движения (движущие) и против него (тормозящие). При преодолевающих движениях сила сокращающихся мышц (их равнодействующая тяга) — движущая сила, при уступающих движениях сила растягиваемых мышц (их равнодействующая тяга) — тормозящая. Силы сопротивления направлены противоположно действию мышц.