

Министерство образования Республики Беларусь  
Учреждение образования  
«Белорусский государственный университет  
информатики и радиоэлектроники»

Кафедра электронной техники и технологии БГУИР

## **МЕДИЦИНСКАЯ И БИОЛОГИЧЕСКАЯ ФИЗИКА**

*Допущено Министерством образования Республики Беларусь  
в качестве учебного пособия для студентов учреждений высшего образования  
по специальностям «Медицинская электроника»,  
«Биотехнические и медицинские аппараты и системы»*

Минск БГУИР 2014

УДК [6+611/612]:53(075.8)

ББК 5я73+28.071я73

М42

Авторы:

А. А. Иванов, Н. И. Инсарова, В. Г. Лещенко, С. К. Дик

Рецензенты:

кафедра физики и аэрокосмических технологий Белорусского государственного университета (протокол №2 от 24.09.2013);

заведующий неврологическим отделом государственного учреждения «Республиканский научно-практический центр неврологии и нейрохирургии» Министерства здравоохранения Республики Беларусь, профессор, доктор медицинских наук  
С. А. Лихачев

**Медицинская** и биологическая физика : учеб. пособие / А. А. Иванов  
М42 [и др.]. – Минск : БГУИР, 2014. – 330 с. : ил.  
ISBN 978-985-543-045-3.

Учебное пособие написано в соответствии с типовой программой по дисциплине «Медицинская и биологическая физика» для студентов технических вузов, обучающихся по специальности «Медицинская электроника».

В конце каждого раздела приведены контрольные вопросы, они дают студентам возможность самостоятельно контролировать степень своей подготовки. Включен терминологический словарь, который помогает изучению предмета.

Кроме студентов может быть полезно магистрантам и аспирантам, специализирующимся в области медицинской техники.

УДК [6+611/612]:53(075.8)

ББК 5я73+28.071я73

ISBN 978-985-543-045-3

© УО «Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники», 2014

*Чтобы переваривать знания,  
надо поглощать их с аппетитом*

Анатоль Франс

### **От авторов**

До недавнего времени при подготовке инженеров разного профиля едва ли осознавалась необходимость в изучении такого предмета как медицинская и биологическая физика. Однако бурное развитие медицинской техники в последние десятилетия сделало это совершенно необходимым. В технических вузах появились специализации, готовящие инженеров, создающих и обслуживающих медицинскую технику. Понимание физической природы процессов, происходящих в организме, сущности методов воздействия на него внешних полей, используемых с целью диагностики и лечения, им совершенно необходимо. Именно этими вопросами и занимается медицинская и биологическая физика.

Настоящее учебное пособие написано на основе курса лекций по медицинской и биологической физике для студентов БГУИР, проходящих подготовку по специальности «Медицинская электроника». Причем авторы видели потребность в такой книге, где связь физики и медицины с техникой прослеживается в каждом разделе.

Мы попытались создать учебник, которым могли бы пользоваться студенты с различным уровнем физико-математической подготовки, сведя к минимуму требования к их предварительным знаниям.

Основными темами данного учебника являются вопросы биомеханики и акустики; биофизика клетки; вопросы биологической электродинамики, оптики и лучевой диагностики.

Авторы благодарны своим коллегам за предложения, способствовавшие улучшению учебного пособия.

## РАЗДЕЛ 1. БИОМЕХАНИКА

Биологическую механику сегодня определяют как науку, изучающую закономерности движения и деформирования различных биологических структур и тканей под действием факторов окружающей среды и нервной системы.

Проблемы, решаемые биомеханикой, важны одновременно и для технических и для медико-биологических наук. Это связано с тем, что в процессе эволюции возникли биологические системы, оптимальные по конструкции в отношении не только выполняемых ими физиологических функций, но и свойств материалов, определяющих их механическое поведение. Поэтому только изучение строения и механических свойств различных биологических тканей может позволить создать материалы (обычно это *композиты\**), наиболее пригодные для замещения пораженных естественных структур.

Понимание сути механических явлений, происходящих в живых системах, открывает возможность отработать новые подходы к лечению сердечно-сосудистых и ортопедических заболеваний, глубже понимать суть легочных патологий и т. д.

Из многообразия вопросов, которыми занимается биомеханика, в данном разделе рассматриваются следующие:

- кинематика и динамика движений человека;
- механические свойства и особенности деформирования биологических тканей (костной ткани, суставного хряща, ткани кровеносных сосудов);
- биомеханика кровообращения и биомеханика внешнего дыхания.

---

\* Композиты (композиционные материалы) – материалы, неоднородные по составу, в которых именно сочетание разных компонентов обеспечивает нужные физико-механические свойства.



## 1.1. Кинематика и динамика движений

Проблемы, которые являются определяющими при исследовании движений человека, можно коротко сформулировать следующим образом:

- анализ движений у больных с целью диагностики функциональных нарушений;
- анализ возможных последствий планируемых оперативных изменений в двигательной системе больного при коррекции двигательных аномалий;
- рациональное конструирование искусственных подвижных звеньев, используемых в качестве протезов;
- оптимизация выполнения движений и выработка на этой основе рекомендаций для спортивных тренировок и лечебной физкультуры;
- отношения человека и машины в процессе труда, оптимизация конструкций органов управления;
- создание манипуляторов и шагающих аппаратов разного назначения.

Прежде чем говорить о том, как происходит движение, необходимо знать, что движется. Поэтому коротко напомним функционально-анатомические особенности опорно-двигательного аппарата человека.

С точки зрения биомеханики аппарат движения человека представляет собой управляемую систему подвижно соединенных тел, которые обладают определенными размерами, массами, моментами инерции и снабжены мышечными двигателями. Он состоит из 206 костей (85 парных и 36 непарных), составляющих жесткий скелет. Кости соединены суставами и связками. Это пассивная часть опорно-двигательного аппарата. Поперечно-полосатые скелетные мышцы (их более 600) – его активная часть, приводящая в движение костные звенья. Управление этим костно-мышечным аппаратом движения осуществляется центральной нервной системой.

Два костных звена, соединенных подвижно (кинематически) суставом, образуют *биокинематическую пару*, возможности движения которой определяются строением (формой, геометрией) сустава и управляющим воздействием мышц, обслуживающих данный сустав. Соединенные последовательно биокинематические пары образуют *биокинематическую цепь*. Кинематическая цепь, конечное звено которой свободно, называется *незамкнутой (разомкнутой)*, или *открытой*. Кинематическая цепь, в которой нет свободного конечного звена, называется *замкнутой*. Кинематические цепи могут замыкаться через опору (рис. 1.1).

В незамкнутой цепи возможны изолированные движения в каждом отдельном суставе. В замкнутой цепи изолированные движения в одном суставе невозможны: движение в одном суставе неизбежно вызывает движение в остальных. Возможностей движения в незамкнутых цепях больше, но управление движением такой цепи сложнее.

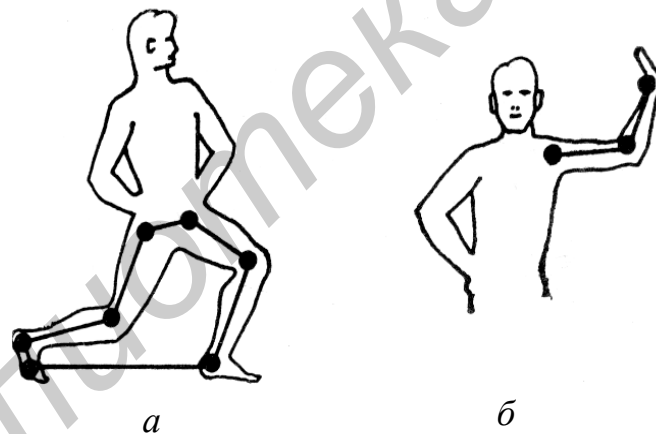


Рис. 1.1. Замкнутая (а) и открытая (б) кинематические цепи

Каждый сустав как подвижное образование предоставляет соединенным костным звеньям определенные возможности движения. Они характеризуются числом его *степеней свободы*, а ограничения в возможностях движения – количеством *налагаемых связей*.

Напомним, что число степеней свободы тела – это минимальное количество линейных и угловых координат, которые определяют положение тела в пространстве (в данный момент времени).

Материальная точка имеет три степени свободы соответственно перемещению по трем взаимно перпендикулярным направлениям. Свободное твердое тело имеет шесть степеней свободы: три поступательные (движение по трем взаимно перпендикулярным направлениям) и три вращательные относительно трех взаимно перпендикулярных осей.

Наличие связей между частями тела или между телом и внешней средой обуславливает уменьшение количества степеней свободы. Например, если закрепить одну точку тела, то число степеней свободы сразу уменьшится на три, так как тело уже не может перемещаться вдоль трех координатных осей; у него останутся только возможности вращения вокруг этих осей. При закреплении двух точек тела возможно только вращение вокруг оси, проходящей через эти точки (одна степень свободы). При трех закрепленных точках, не лежащих на одной прямой, тело неподвижно.

Различают суставы с одной, двумя и тремя степенями свободы. Примером сустава с одной степенью свободы (плоское сочленение) является плечелоктевой сустав. Локтевая кость с помощью полукруглой выемки охватывает цилиндрический выступ на плечевой кости, через который проходит ось вращения сустава. Возможные движения в суставе – сгибание и разгибание в плоскости, перпендикулярной оси сустава, – можно описать одной угловой координатой.

Суставом, имеющим две степени свободы, является, например, лучезапястный сустав: в нем осуществляются сгибание и разгибание в одной плоскости, а также, хотя и в меньшем объеме, приведение и отведение кисти в другой, перпендикулярной первой, плоскости.

К суставам с тремя степенями свободы относятся тазобедренное и лопаточно-плечевое сочленения. В последнем случае (рис. 1.2) шаровидная головка

плечевой кости входит в сферическую впадину выступа лопатки. Движения в этом суставе – сгибание и разгибание (в сагиттальной плоскости), приведение и отведение (во фронтальной плоскости), вращение конечности вокруг продольной оси – могут быть описаны тремя угловыми координатами.

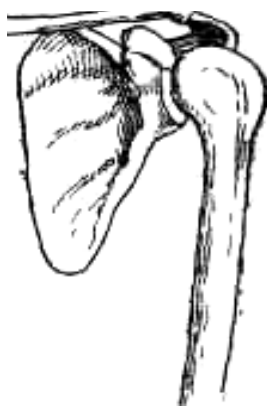


Рис. 1.2. Лопаточно-плечевое сочленение

Для модели тела человека со 144 имеющимися подвижными звеньями общее число степеней свободы равно 240. Это означает, что для того чтобы полностью описать положение тела человека в каждый момент времени, необходимо решить 240 уравнений. Поскольку это очень сложная задача, обычно рассматривают упрощенную (редуцированную) биомеханическую модель тела человека и для каждой ситуации составляют свою расчетную схему. Например, рассмотрим позу, показанную на рис. 1.3. Она определяется положением звеньев в плечевых, тазобедренных, коленных и голеностопных суставах. Сколько степеней свободы имеет данная биомеханическая система, иначе говоря, сколько надо знать координат, чтобы описать движение данной системы? Ответ прост – 4 угловые координаты: значения углов в плечевых ( $\alpha$ ), тазобедренных ( $\beta$ ), коленных ( $\gamma$ ) и голеностопных ( $\psi$ ) суставах. Если

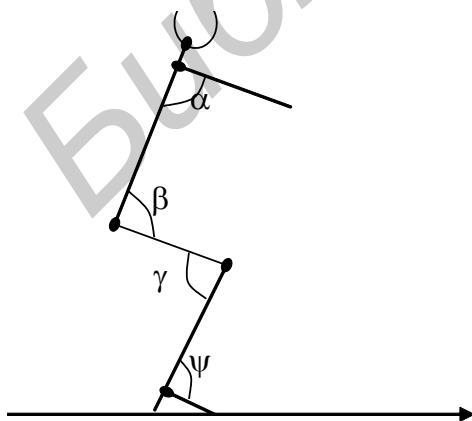


Рис. 1.3. Степени свободы тела

Если

в таком положении, например, лыжник спускается с горы, то надо добавить как минимум еще одну степень свободы – одну линейную координату  $x$  (вдоль склона горы), описывающую его положение в пространстве. Система будет иметь 5 степеней свободы. Такая частная, простейшая биокинематическая модель позволяет описать движение тела человека в этом случае, найти перемещения, скорости и ускорения отдельных его точек как функции времени.

В последнее время трудности расчета динамики реальных двигательных процессов преодолеваются применением мощных компьютеров.

Движение скелета контролируется нервно-мышечным аппаратом. Здесь, как и при управлении механизмами, реализуется стремление подчинить контролю избыточные для данного движения степени свободы. Это обеспечивает целенаправленность движения в каждом конкретном случае. Само движение осуществляется системой костных рычагов, которые приводятся в движение силой тяги, возникающей при сокращении мышц.

Как известно еще из средней школы, *рычагом* называется твердое тело (обычно прямой стержень), имеющее ось вращения (точку опоры), к которому приложены силы, создающие моменты сил относительно этой оси. Напомним, что *момент силы* (относительно некоторой оси) равен произведению величины силы на ее плечо, а *плечо силы* – это кратчайшее расстояние от оси вращения до линии действия силы (линия лежит в плоскости вращения).

Сила тяги мышцы часто бывает приложена на коротком плече рычага. Поскольку для равновесия рычага необходимо равенство моментов противодействующих сил, приложенных к нему, то для уравнивания рычага сила тяги мышцы должна быть во столько раз больше противодействующей силы, во сколько раз ее плечо меньше плеча этой силы. В данном случае костные рычаги при проигрыше в силе дают выигрыш в скорости перемещения и называются *рычагами скорости*. Приведем пример такого рычага: кости предплечья (рис. 1.4, а). Здесь точка опоры  $O$  находится в локтевом суставе; действующая сила  $F$  – сила мышц, сгибающих предплечье; сила сопротивления  $R$  – сила тя-

жести поддерживаемого груза, приложенная обычно к кисти, а также сила тяжести самого предплечья, приложенная в его центре масс (на рисунке не показана). Из рисунка видно, что плечо силы  $F$  равно  $a$ , а силы  $R$  –  $b$ . Условие равновесия рычага

$$F \cdot a = R \cdot b, \text{ и т. к. } a < b, \text{ то } F > R.$$

Возможен и другой вариант: действие свода стопы при подъеме на полупальцы (рис. 1.4, б). В данном случае опорой  $O$  рычага, через которую проходит ось вращения, служат головки плюсневых костей; преодолеваемая сила  $R$  – сила тяжести тела, приходящаяся на нижнюю конечность, – приложена к таранной кости; действующая мышечная сила  $F$ , осуществляющая подъем тела, передается через ахиллово сухожилие и приложена к выступу пяточной кости.

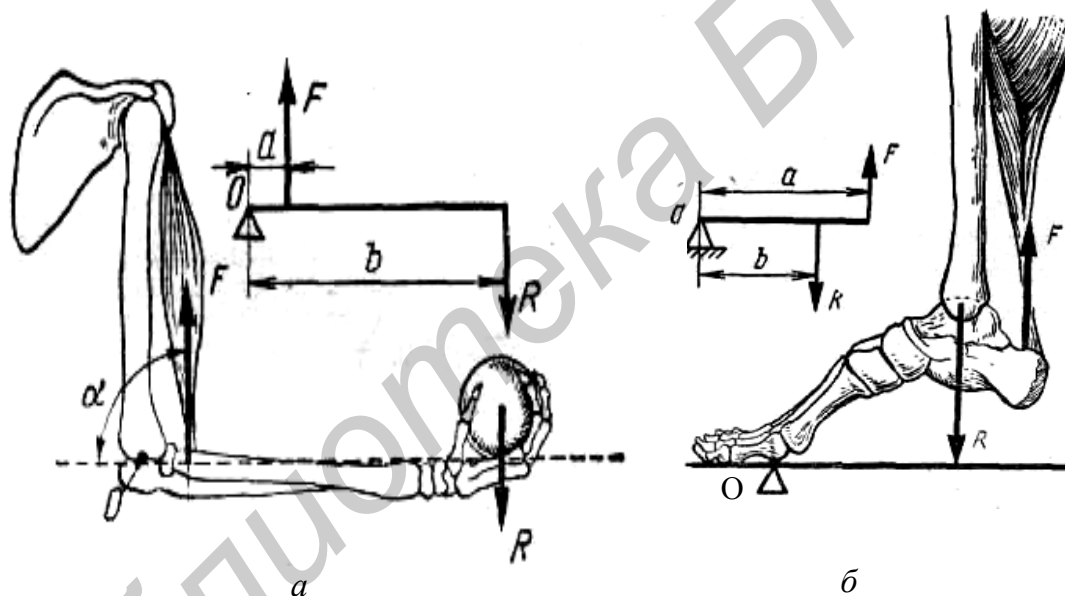


Рис. 1.4. Два основных вида рычагов

Условие равновесия рычага  $F \cdot a = R \cdot b$ , здесь  $a > b$  и  $F < R$ . Такой рычаг дает выигрыш в силе, но проигрыш в перемещении и называется *рычагом силы*.

В опорно-двигательном аппарате мышечная сила  $F$  часто действует под углом  $\alpha$ , отличным от  $90^\circ$ , к оси рычага (рис. 1.5). Условие равновесия рычага в этом случае  $F \cdot \sin \alpha \cdot a = R \cdot b$ , откуда  $F = \frac{R \cdot b}{\sin \alpha \cdot a}$ , т. е. мышечная сила  $F$ , необ-

ходимая для преодоления данной силы сопротивления  $R$ , должна быть тем больше, чем меньше угол, под которым она направлена к оси рычага.

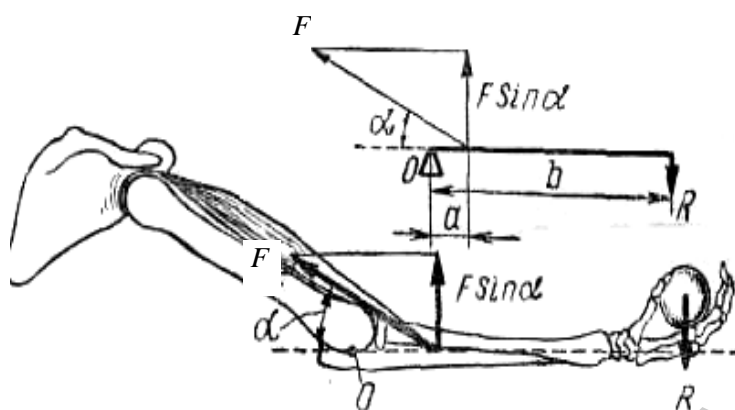


Рис. 1.5. Вариант рычага, показанного на рис 1.4,  $a$ , при  $\alpha < 90^\circ$

В зависимости от соотношения величин моментов сил, действующих на рычаги (мышечной силы и противодействующей ей силы тяжести), происходит вращение рычага (костного звена) в том или ином направлении. Если мышечный момент больше момента силы тяжести, то мышца совершает преодолевающую работу (сустав сгибается). Если мышечный момент меньше момента силы тяжести, то мышца работает в уступающем режиме (сустав разгибается).

При каждом положении тела активны определенные группы мышц. Чтобы наиболее точно установить, какая мышца и в какой степени участвует в том или ином движении, нужно зарегистрировать ее электрическую активность. На основании этих измерений создаются так называемые электромиографические карты активности мышц.

## 1.2. Механические свойства биологических тканей

### 1.2.1. Физические основы воздействия механических нагрузок на вещество

Механические свойства тел проявляются в их реакции на действие внешних сил (нагрузок). Изменения формы и/или размеров образца под действием внешних сил называют *деформацией*.

Различают упругие и пластические деформации. Деформация называется *упругой*, если после снятия нагрузки тело полностью восстанавливает свою форму и размеры, и *пластичной (неупругой)*, если размеры тела восстанавливаются не полностью, т. е. имеет место остаточная деформация. Соответственно *упругость* определяют, как способность деформируемого тела восстанавливать исходные размеры и форму после снятия нагрузки, *пластичность* – как способность сохранять остаточные деформации после снятия нагрузки.

На рис. 1.6 показаны основные виды деформации твердых тел: направление внешних сил (нагрузок) указано стрелками, пунктир соответствует деформированному образцу.

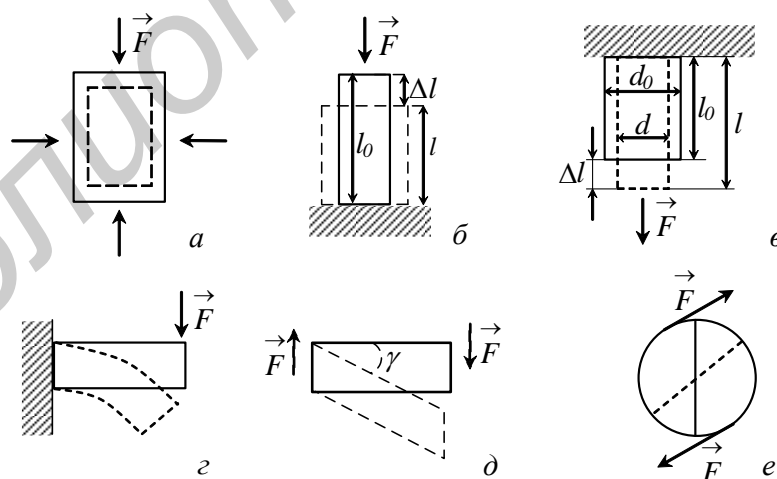


Рис. 1.6. Основные виды деформации твердых тел:  
а – всестороннее сжатие; б – одноосное сжатие; в – одноосное растяжение; г – изгиб;  
д – сдвиг; е – кручение



Разнообразные виды деформации твердого тела могут быть сведены к двум основным: деформации растяжения (или сжатия) и деформации сдвига.

В теле человека внешние силы чаще всего вызывают сжатие, растяжение и изгиб соответствующих элементов.

Определим основные величины, которые характеризуют поведение деформируемого тела.

Мерой деформации является *относительная деформация*, равная отношению абсолютной деформации к величине, характеризующей первоначальные размеры или форму образца. Например, для одноосного растяжения (сжатия) (см. рис. 1.6, б, в) относительная деформация

$$\varepsilon = \frac{\Delta l}{l_0}, \quad (1.1)$$

где  $\varepsilon$  – величина безразмерная, которая часто выражается в %;  $l_0$  – начальная длина образца;  $\Delta l = l - l_0$  – абсолютная деформация, здесь  $l$  – длина образца после деформации.

На твердые тела обычно действуют *сосредоточенные* в точке или *распределенные* по определенной поверхности силы (нагрузки). Различают также *статические* и *динамические нагрузки*. Первые длительно нагружают тело и с течением времени не изменяют своей величины, а вторые быстро изменяются во времени по величине и даже по направлению. Примерами динамических нагрузок являются ударные и повторно-переменные (циклические) нагрузки.

*Механическое напряжение* – величина, которая характеризует внутренние силы, возникающие в образце при деформации. Эти силы противодействуют внешним силам, которые вызывают деформацию.

Механическое напряжение определяется значением внешней силы, приходящейся на единицу площади сечения образца, и обозначается буквами  $\sigma$  (при растяжении или сжатии) или  $\tau$  (при сдвиге); его единица измерения в СИ – паскаль Па ( $\text{Н/м}^2$ ). Например, если  $F$  – растягивающая образец сила, а  $S$  – площадь его поперечного сечения, то

$$\sigma = \frac{F}{S}. \quad (1.2)$$

В пределах упругих деформаций имеем закон Гука для деформации растяжения (сжатия):

$$\sigma = E \cdot \varepsilon. \quad (1.3)$$

Здесь  $E$  – *модуль упругости* (модуль Юнга), он характеризует способность материала, из которого сделан деформируемый образец, сопротивляться *упругой* деформации растяжения (сжатия), для конкретного материала  $E = \text{const}$ , единица измерения модуля упругости  $E$  в СИ – Н/м<sup>2</sup>.

Если деформируемый образец имеет сложную форму и неодинаковые поперечные сечения вдоль направления действия силы, пользуются понятием «*жесткость данного сечения*», которую обозначают  $D$  (в СИ она измеряется в ньютонах (Н)):

$$D = E \cdot S. \quad (1.4)$$

Величина  $\frac{1}{D} = \frac{1}{E \cdot S}$ , обратная жесткости сечения, называется *податливостью*.

В широком интервале изменения величины внешних нагрузок зависимость механического напряжения в образце от его относительной деформации достаточно сложная, она определяется свойствами материала и не всегда подчиняется закону Гука (1.3).

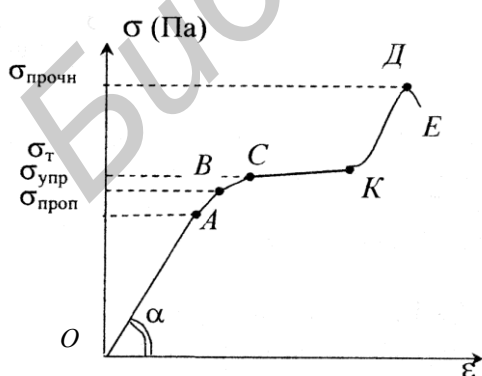


Рис. 1.7. Диаграмма растяжения

На рис. 1.7 представлена диаграмма растяжения – зависимость механического напряжения  $\sigma$  в образце от его относительной деформации  $\varepsilon$ . На участке  $OA$  зависимость между  $\sigma$  и  $\varepsilon$  прямолинейная, что соответствует закону Гука (1.3). При этом угол наклона  $\alpha$  определяется модулем упругости  $E$  материала образца:  $\text{tg}\alpha = E$ .

На участке  $OAB$  деформация является упругой, но зависимость между  $\sigma$  и  $\varepsilon$  на участке  $AB$  становится нелинейной, поэтому точке  $A$  соответствует предел пропорциональности  $\sigma_{\text{прочн}}$ , а точке  $B$  – предел упругости  $\sigma_{\text{упр}}$ , поскольку при  $\sigma > \sigma_{\text{упр}}$  деформация тела становится уже неупругой (пластичной).

На участке  $CK$  относительная деформация  $\varepsilon$  образца растет при почти постоянном механическом напряжении, поэтому его называют участком текучести, а напряжение  $\sigma_T$ , с которого он начинается, – *пределом текучести*.

На участке  $KD$  образец опять оказывает сопротивление деформации (т. е.  $\sigma$  увеличивается с увеличением  $\varepsilon$ ), и точке  $D$  соответствует *предел прочности*  $\sigma_{\text{проч}}$  – это величина механического напряжения в образце, после которого он начинает необратимо разрушаться так, что на участке  $DE$  относительная деформация растет даже при снижении механического напряжения.

Еще одной важной характеристикой деформированного тела является *коэффициент Пуассона*  $\mu$ , который связывает относительную продольную  $\varepsilon$  и поперечную  $\varepsilon_1$  деформации образца,  $\varepsilon = \frac{\Delta l}{l_0}$ ,  $\varepsilon_1 = \frac{\Delta d}{d_0}$  (см. рис. 1.6, в). Эти деформации всегда имеют разные знаки:  $\varepsilon_1 = -\mu \cdot \varepsilon$ , а  $\mu = -\frac{\varepsilon_1}{\varepsilon} > 0$ . Коэффициент Пуассона зависит только от свойств материала, из которого сделан деформируемый образец, и определяет относительное изменение его объема  $V$  при упругой деформации:

$$\frac{\Delta V}{V} = \varepsilon(1 - 2\mu). \quad (1.5)$$

Если  $\mu = 0,5$ , то материал называется *несжимаемым*. В этом случае  $\Delta V/V = 0$ . Пример несжимаемых сред – жидкости.

Рассмотрим теперь деформацию сдвига (см. рис. 1.6, д), которая возникает при действии на тело касательных сил, параллельных друг другу, но противоположно направленных. Количественной мерой этой деформации является *угол*

сдвига  $\gamma$ . По аналогии с законом Гука (1.3) касательное (тангенциальное) напряжение  $\tau$ , действующее в образце, прямо пропорционально углу сдвига  $\gamma$ :

$$\tau = G \cdot \gamma. \quad (1.6)$$

Модуль сдвига  $G$  связан с модулем упругости  $E$  соотношением

$$G = \frac{E}{2(1 + \mu)}. \quad (1.7)$$

Важнейшее свойство деформируемого тела – *прочность* – определяет его способность сопротивляться разрушению при действии внешних сил. Для характеристики прочности тела используют определенный ранее предел прочности материала  $\sigma_{\text{прочн}}$  (его величина зависит от вида деформации) либо *разрушающее напряжение* – отношение величины разрушающей нагрузки к площади поперечного сечения образца в месте разрушения.

*Твердость* характеризует сопротивление материала проникновению в него более твердого тела (например при вдавливании). Количественно твердость определяется как отношение нагрузки  $F$ , действующей на вдавливаемое тело (индентор), к площади  $S$  поверхности отпечатка, образовавшегося в материале, она измеряется в СИ в Н/м<sup>2</sup>. Твердость связана с прочностью материала и в определенной степени характеризует его сопротивление износу. Методы измерения твердости различаются между собой формой индентора и материалом, из которого он сделан. Например, при определении твердости методом Бринелля в образец вдавливается стальной шарик, а методом Виккерса – алмазная пирамидка квадратного поперечного сечения и т. д. Обозначения твердости:  $H_B$  (или  $HB$ ) – твердость по Бринеллю,  $H_V$  (или  $HV$ ) – твердость по Виккерсу и т. д.

*Ударная вязкость* ( $KCU$  или  $KCV$ ) характеризует способность материала деформируемого образца сопротивляться действию ударных нагрузок. Ее единица измерения в СИ – Дж/м<sup>2</sup>. Чем меньше ударная вязкость, тем более хрупким является материал.

### 1.2.2. Особенности механических свойств биологических тканей

Биологические ткани принято делить на жидкие (кровь, лимфа, слизистые жидкости, синовиальная жидкость и т. д.), мягкие и твердые. При этом следует отметить, что разделение нежидких деформируемых тел биологической природы на мягкие и твердые ткани весьма условно. В основу принимаемого ниже деления положен принцип, совмещающий в себе и механические, и биологические аспекты, а именно: к мягким тканям здесь относятся те, для которых упругие (обратимые) деформации могут быть велики (десятки и сотни процентов). Они действительно достигают таких значений в определенных естественных ситуациях. С этой точки зрения к мягким тканям, безусловно, относятся кожа, мышечная ткань, ткани легкого и мозга, стенки кровеносных сосудов, дыхательных путей, некоторые другие, а к твердым – кость и зуб. Промежуточное положение занимают суставной хрящ и сухожилие. Хрящ для определенности здесь отнесен к твердым тканям.

Переходя к рассмотрению механических свойств именно биологических тканей, заранее выделим присущие большинству из них общие черты в механическом поведении.

1. Большинство биологических тканей анизотропны, т. е. их физические, в том числе и механические свойства в различных направлениях неодинаковы. Анизотропия биотканей связана прежде всего с определенным порядком в расположении строящих ее структурных элементов.

2. Почти все биоткани обнаруживают при деформировании характерные временные эффекты:

– при фиксированной величине деформации в биотканях со временем происходит релаксация (спад) механического напряжения (рис. 1.8, *а*);

– при фиксированной нагрузке (механическом напряжении) со временем растет величина деформации (рис. 1.8, *б*) – это явление обычно называют *ползучестью* (или *крипом*);

– при циклическом нагружении биотканей в них возникают колебания механических напряжений и деформаций, которые отличаются по фазе, причем деформация отстает по фазе от механического напряжения (рис. 1.8, з);

– механические характеристики биотканей часто зависят от скорости деформации.

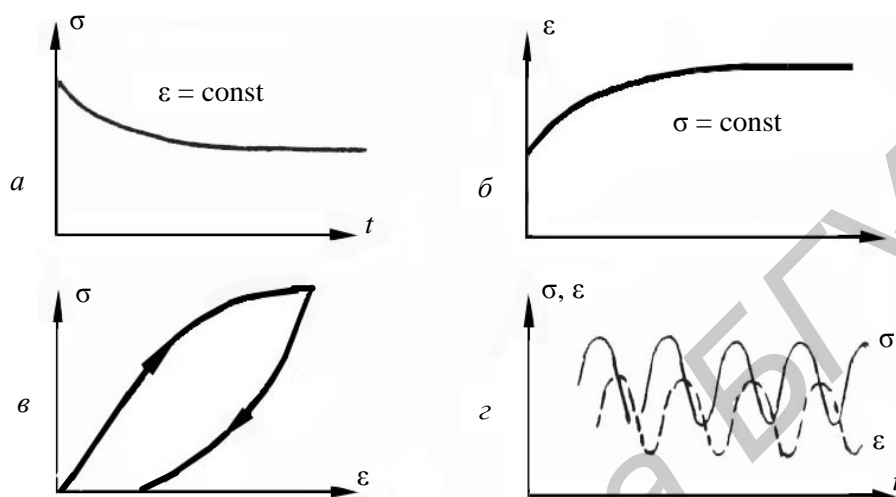


Рис. 1.8. Иллюстрация временных эффектов, возникающих при деформировании биотканей (везде  $t$  – время)

3. Зависимостям механического напряжения от деформации при нагрузке и разгрузке соответствуют разные кривые. В результате образуется так называемая *петля гистерезиса* (рис. 1.8, в). Образование петли гистерезиса при растяжении и сжатии изолированных легких человека иллюстрирует рис. 1.9 [3]. Здесь стрелками указано растяжение и спадение легких.

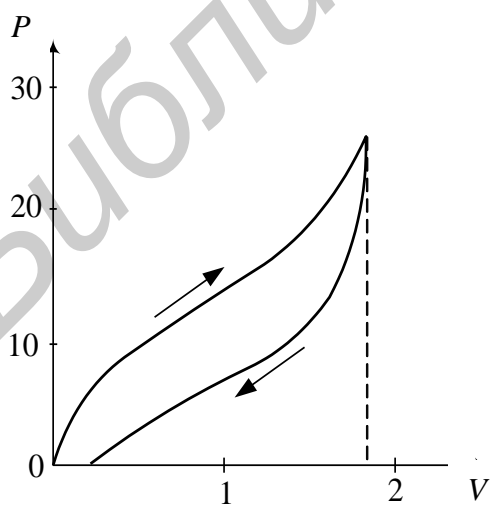


Рис. 1.9. График зависимости давления воздуха в легких ( $P \cdot 10^2$  Па) от объема легких ( $V \cdot 10^{-3}$ )

тяжении и сжатии изолированных легких человека иллюстрирует рис. 1.9 [3]. Здесь стрелками указано растяжение и спадение легких.

Перечисленные в пп. 2 и 3 факты – проявление *вязкоупругого* поведения биоткани.

Остановимся на содержании понятия «вязкоупругость» несколько

подробнее. Внешние силы, действующие на образец, выполненный из некоторого материала, совершают работу по его деформированию. Энергия, затраченная на деформацию образца, может, во-первых, запасаться в объеме деформированной среды в виде потенциальной энергии деформации, и, во-вторых, она может необратимо расходоваться на преодоление сил внутреннего трения, переходя в конечном итоге в теплоту.

Если при деформации реализуется только первый случай, то материал, из которого изготовлен образец, является упругой средой, и при разгрузке образца вся запасенная в нем потенциальная энергия деформации переходит в работу по восстановлению его прежних размеров и формы.

Если реализуется только вторая возможность, т. е. в образце происходит лишь необратимое рассеивание энергии, то среда называется вязкой. Все деформации в такой среде необратимы (неупруги).

Если же в разной степени реализуются и первая, и вторая возможности, то среда называется вязкоупругой. При ее деформировании часть работы внешних сил запасается в образце в виде энергии упругой деформации, а оставшаяся часть необратимо рассеивается в виде тепла. В зависимости от степени проявления этих возможностей после прекращения действия внешних сил происходит большее или меньшее частичное восстановление размеров и формы образца. Так формируется петля гистерезиса (см. рис. 1.8, в), причем площадь между кривыми нагрузки и разгрузки определяет долю необратимо затраченной энергии, перешедшей в тепло.

Таков общий подход к описанию механических свойств реальных, в том числе и биологических сред, который используется в биомеханике для объяснения механического поведения биотканей.

Одна из главных задач механики деформируемых сред – установление связей между механическими напряжениями, деформациями и скоростями деформации. Рассмотрим несколько примеров таких связей:

1. Идеально упругое изотропное тело Гука. В этом случае связь между механическим напряжением и деформацией тела определяется *законом Гука*:

- для одноосного растяжения или сжатия (см. рис. 1.6, б, в)  $\sigma = E \cdot \varepsilon$  ;
- для деформации сдвига (см. рис. 1.6, д)  $\tau = G \cdot \gamma$  .

2. Ньютоновская вязкая жидкость. В этом случае сила внутреннего трения, действующая по касательной к слоям текущей жидкости, определяется формулой Ньютона (см. подробнее подразд. 1.3 данного раздела):

$$F = \eta S \frac{dv}{dx}, \quad (1.8)$$

где  $\eta$  – коэффициент динамической вязкости, его размерность в СИ – Па·с;  $S$  – площадь соприкосновения слоев текущей жидкости;  $\frac{dv}{dx}$  – градиент скорости.

Формулу (1.8) часто записывают в другом виде:

$$\tau = \eta \dot{\gamma}. \quad (1.9)$$

Здесь  $\tau^* = \frac{F}{S}$  – механическое напряжение сдвига, возникающее в текущей жидкости,  $\dot{\gamma}$  – скорость сдвига, причем  $\dot{\gamma} = \frac{dv}{dx}$ . Эквивалентность формул (1.8) и (1.9) подтверждает следующий простой анализ. Выделим две частицы жидкости  $A_1$  и  $A_2$  в двух слоях, текущих параллельно плоскости  $zOy$  и перпендикулярно оси  $Ox$  (рис. 1.10). Расстояние между слоями равно  $dx$ , а относительная скорость их течения –  $dv$ . Поэтому за время  $dt$  частица  $A_2$  верхнего слоя пройдет вдоль  $Oy$  путь, на  $dy$  больший, чем частица  $A_1$  нижнего слоя:  $dy = dv \cdot dt$ . В результате в текущей жидкости возникает деформация сдвига, мерой которой является угол сдвига

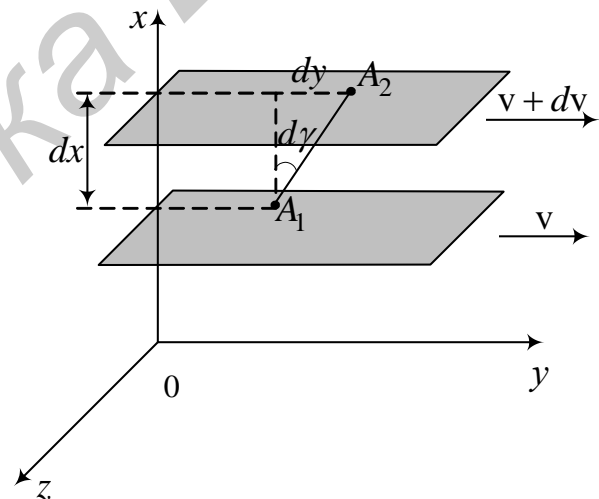


Рис. 1.10. Возникновение деформации сдвига при течении вязкой жидкости

текущих параллельно плоскости  $zOy$  и перпендикулярно оси  $Ox$  (рис. 1.10). Расстояние между слоями равно  $dx$ , а относительная скорость их течения –  $dv$ . Поэтому за время  $dt$  частица  $A_2$  верхнего слоя пройдет вдоль  $Oy$  путь, на  $dy$  больший, чем частица  $A_1$  нижнего слоя:  $dy = dv \cdot dt$ . В результате в текущей жидкости возникает деформация сдвига, мерой которой является угол сдвига

\* Иногда в литературе вместо  $\tau$  в этом случае используется обозначение  $\sigma_v$  (« $v$ » обозначает «вязкая жидкость»).



$d\gamma = \frac{dy}{dx} = \frac{dv \cdot dt}{dx}$ . Отсюда следует равенство между скоростью сдвига и гради-

ентом скорости –  $\dot{\gamma} = \frac{d\gamma}{dt} = \frac{dv}{dx}$  и переход от (1.8) к (1.9).

3. Рассмотрим одну из возможных комбинаций упругости и вязкости – простейшее *вязкоупругое твердое тело (тело Кельвина – Фойгта)*, которое позволяет провести приближенный анализ явления ползучести. При суммировании напряжения сдвига упругого тела Гука и ньютоновской вязкой жидкости получим следующее уравнение для касательного напряжения в этом теле:

$$\tau = G\gamma + \eta \dot{\gamma}, \text{ или } \tau = G\gamma + \eta \frac{d\gamma}{dt}, \quad (1.10)$$

где  $t$  – время.

Пусть в теле, которому соответствует дифференциальное уравнение (1.10), в начальный момент времени  $t = 0$  возникает напряжение  $\tau = \tau_0$ , которое затем поддерживается постоянным. Тогда решение дифференциального уравнения (1.10), имеет вид:

$$\gamma(t) = \frac{\tau_0}{G} (1 - e^{-t/\lambda}), \quad (1.11)$$

где параметр  $\lambda = \eta / G$  имеет размерность времени и называется временем запаздывания. Он зависит только от свойств материала деформируемого образца ( $\eta$  и  $G$ ) и характеризует запаздывание реакции материала (величины его деформации) на приложенную нагрузку. Следовательно, развитие упругой деформации в такой среде тормозится вязкостью этой среды.

После снятия внешней нагрузки будет происходить упругое восстановление тела, которое описывается формулой

$$\gamma(t) = \frac{\tau_0}{G} e^{-t/\lambda}. \quad (1.12)$$

На рис. 1.11 приведены: *a* – зависимость прилагаемого к образцу механического напряжения от времени; *б* – зависимость величины его деформации  $\gamma$  от времени. Последняя представлена кривой ползучести 1 при мгновенном

нагрузении образца и кривой 2, соответствующей его восстановлению после мгновенной разгрузки.

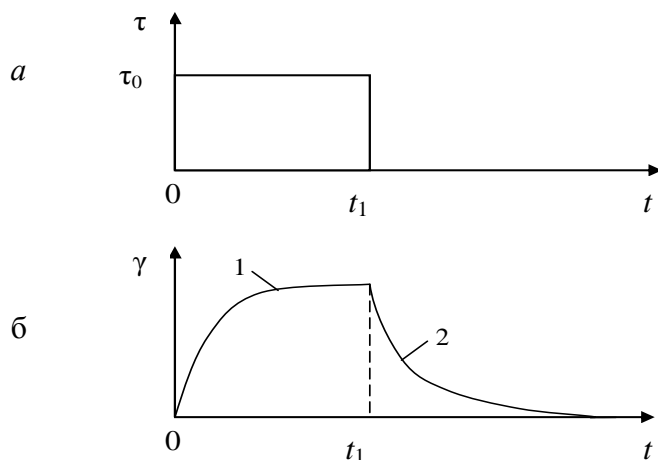


Рис. 1.11. Иллюстрация явления ползучести

Установлено также, что реакция (отклик) такой среды на внешнее воздействие зависит и от скорости ее деформирования, т. е. от величины,  $\dot{\gamma} = \frac{d\gamma}{dt}$ .

При циклическом нагружении образца возникает разность фаз (запаздывание) между напряжением и деформацией, которая растет с увеличением частоты внешнего воздействия и времени запаздывания.

При анализе механического поведения той или иной среды, в том числе и при решении многих прикладных задач в биомеханике, используются наглядные механические модели (рис. 1.12).

Например, пружина моделирует идеальную упругость (рис. 1.12, а), поршневой механизм (т. е. с отверстиями для выхода жидкости) поршень в цилиндре с маслом – вязкость (рис. 1.12, б), а их разные сочетания соответствуют более сложным случаям вязкоупругих сред.

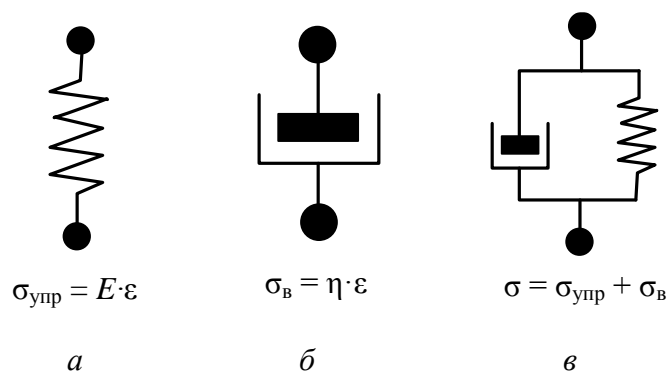


Рис. 1.12. Механические модели упругой (*a*), вязкой (*б*) и вязкоупругой (*в*) сред

В частности, уже рассмотренное тело Кельвина – Фойгта при таком подходе может быть представлено как параллельное соединение пружины и проницаемого поршня (рис. 1.12, *в*)\*. При мгновенном приложении силы начальная деформация модели будет равна нулю, т. к. вязкий элемент (проницаемый поршень в вязкой среде) не даст возможности ей развиваться. Затем произойдет постепенное перемещение поршня в вязком элементе, а вместе с этим сможет растягиваться и пружина. Деформация будет постепенно нарастать, и, если напряжение постоянно, зависимость ее от времени опишется формулой (1.11) и кривой 1 (рис. 1.11, *б*). Снимая нагрузку, мы дадим возможность растянутой пружине сокращаться, но вязкий элемент не позволит это сделать мгновенно. Сокращение пройдет быстро в первые моменты времени, когда возвращающая сила пружины сравнительно велика. Затем возвращение системы в исходное состояние замедлится, и деформация, в конце концов, исчезнет полностью – кривая 2 (см. рис. 1.11, *б*).

Комбинируя вязкие и упругие элементы, добавляя к ним элементы, отображающие сухое трение, инерционность, силу взаимодействия двух соседних

---

\* Следует отметить, что при работе с этими моделями обычно не учитывают различия между сдвигом и растяжением (сжатием). Поэтому деформации и соответствующие напряжения обозначают  $\gamma$  и  $\tau$  или  $\epsilon$  и  $\sigma$  независимо от того, к какому виду деформации относятся эти величины.

элементов среды и т. п., можно получить модели сред с весьма сложными механическими свойствами.

### 1.2.3. Механические свойства костной ткани

Несмотря на существование в теле человека и животных различных типов костей (длинные трубчатые кости конечностей, плоские кости черепа, короткие кости – позвонки), для всех них характерны общие свойства, которые далее будут рассмотрены на примере компактной и губчатой составляющих трубчатых костей. *Компактное вещество* костной ткани является основной составляющей средних отделов трубчатых костей, которые подвергаются в процессе жизнедеятельности наибольшим силовым воздействиям, губчатая ткань образует их *концевые отделы*.

*Костная ткань* – один из видов соединительной ткани. Она состоит из трех видов клеток и так называемого обызвествленного межклеточного матрикса. Клетки составляют  $\approx 1-2\%$  от всего ее объема. Остальная часть – это поры и каналы (пористость компактной костной ткани составляет 13–18 %, губчатой – больше), а также твердая фаза – органические и минеральные составляющие костных пластинок (ламелл). На долю органической составляющей приходится 40–50 % твердой фазы (она представлена белком коллагеном), минеральной – 50–60 %. Последняя представлена преимущественно кристаллами гидроксилата  $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$  и других солей кальция.

В пределах пластинки *коллаген-минеральные волокна* ориентированы в определенном направлении и соединены связующим веществом, которым обычно являются белковые соединения – мукополисахариды (синоним – гликозаминогликаны) (рис. 1.13 [3]).

Вокруг кровеносных сосудов в костной ткани образуются *остеоны*. Они состоят из концентрически расположенных в 5–20 рядов костных ламелл с различной ориентацией коллаген-минеральных волокон (рис. 1.13).

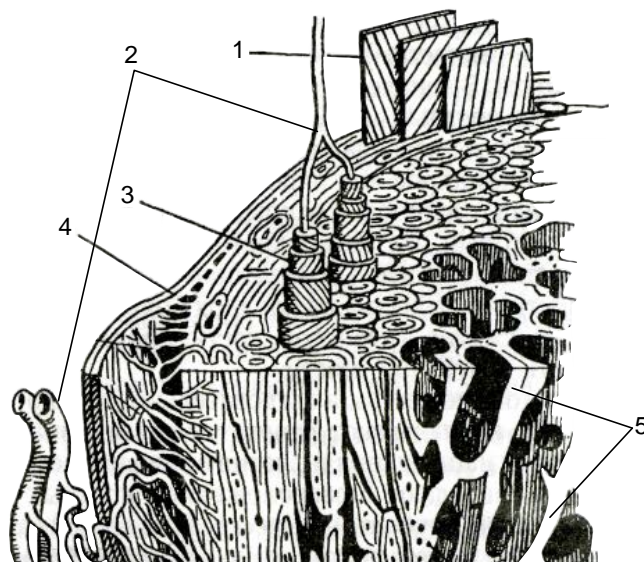


Рис. 1.13. Схема строения трубчатой кости:  
 1 – отдельные костные пластинки (ламеллы); 2 – кровеносные сосуды;  
 3 – остеон; 4 – периост (надкостница); 5 – белки губчатого вещества

Механические свойства кости определяются главным образом составом твердой фазы и свойствами ее компонентов. Экспериментально можно практически полностью удалить из кости органическую или минеральную составляющую. При этом форма и размеры образца не изменяются, но механические свойства станут разительно отличаться от свойств нормальной кости. Так, кость, лишенная органических веществ, необычайно хрупка, а деминерализованная кость приобретает резиноподобные свойства (рис. 1.14). Это означает, что костная ткань является прочным конструкционным композитным материалом лишь при определенном сочетании входящих в нее компонентов.



Рис. 1.14. Демонстрация утраты жесткости кости при ее декальцинировании (деминерализации)

В статических условиях модули упругости коллагена  $E_k$  и гидроксилапатита  $E_r$  равны соответственно  $E_k \approx 10^9$  Па и  $E_r \approx 10^{11}$  Па, а компактной ткани кости –  $E_{\text{комп}} \approx 10^{10}$  Па. Для сравнения приведем модули упругости стали и титана:  $E_{\text{стали}} \approx 2 \cdot 10^{10}$  Па,  $E_{\text{титана}} \approx 10^{11}$  Па.

Полагают, что хотя гидроксилапатит и не соединен жестко с коллагеновыми волокнами, он все-таки существенно ограничивает перемещения и деформации последних.

Для костной ткани (и компактной, и губчатой) характерны два процесса, происходящие на протяжении всей жизни организма: обновление костной ткани в результате ее образования и одновременно ее разрушение (резорбция), сопровождающееся появлением пустот (лакун) разной формы. В период роста скелета (в среднем до 25 лет) преобладает первый процесс. Затем наступает примерно десятилетний период нулевого костного баланса, когда темпы резорбции и создания костной массы примерно одинаковы. После 35–40 лет костный баланс становится отрицательным. С возрастом эта тенденция усугубляется: потери массы костной ткани растут. Тем самым создаются предпосылки для переломов костей, т. к. уменьшение массы костной ткани приводит к уменьшению их прочности.

Весьма пагубно влияет на костную массу дефицит ионов кальция в плазме крови. Он формируется при ряде гормональных расстройств и при недостатке  $\text{Ca}^{2+}$  в пище и питьевой воде. Нехватку кальция в крови организм компенсирует усилением резорбции костной ткани, естественно приводящей к уменьшению прочности скелета.

Именно уменьшение массы кальцифицированной костной ткани до такого уровня, при котором возникают переломы при нагрузке, меньшей, чем та, которая соответствует принятому пределу прочности, лежит в основе патологии, известной как *остеопороз*.

### ***Компактное вещество костной ткани***

Для него характерна анизотропия упругих и прочностных свойств при различных видах деформаций, а также нелинейная зависимость между механическим напряжением и степенью деформации.

Анизотропия проявляется в существенной зависимости указанных свойств от направления нагружения, а нелинейность – некоторым снижением модуля упругости материала при повышении механического напряжения (опыты обычно проводятся при статическом нагружении).

При определении анизотропных свойств кости вводят определенную систему координат: ось  $x$  совмещают с направлением продольной оси кости, а  $y$  и  $z$  – с касательным и радиальным направлениями в плоскости, перпендикулярной  $x$ .

На рис. 1.15 приведены диаграммы растяжения\*, полученные при деформировании образца воздушно-сухой компактной костной ткани большеберцовой кости человека при растяжении вдоль осей  $x$  (кривая 1),  $y$  (2) и  $z$  (3). Эти кривые не совпадают между собой, что свидетельствует о различии механических свойств кости в указанных направлениях. Для большеберцовой кости взрослого человека характерны следующие средние значения модулей упругости в этих направлениях:  $E_1=18,35$  ГПа,  $E_2=8,5$  ГПа,  $E_3=6,9$  ГПа, что свидетельствует о существенной анизотропии костной ткани. Причем вдоль продольной оси модуль упругости выше, чем в поперечных направлениях, примерно в 2 раза, тогда как различие в  $E_2$  и  $E_3$  невелико.

Модули сдвига  $G$  для кости тоже различны в указанных направлениях и примерно в 3–4 раза меньше модулей упругости, а коэффициенты Пуассона  $\mu$  принимают значения в диапазоне 0,2–0,4.

---

\* Напомним, что диаграмма растяжения – это зависимость механического напряжения в деформируемом образце от его относительной деформации.

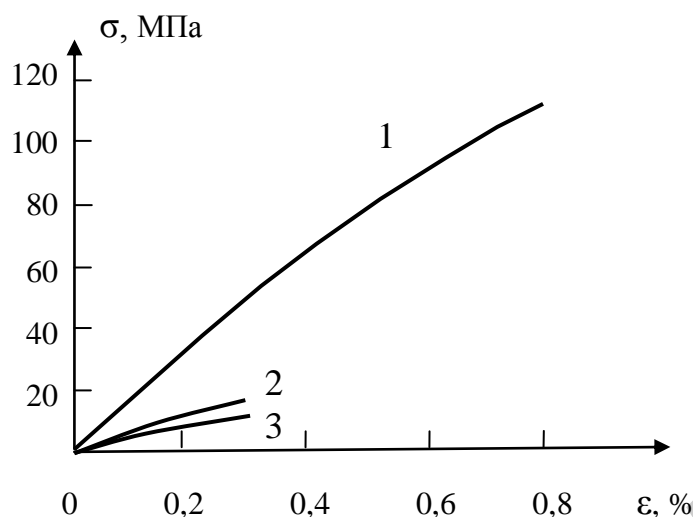


Рис. 1.15. Диаграммы растяжений компактной костной ткани человека вдоль разных направлений: 1 – продольного (x); 2, 3 – поперечных (y и z)

В масштабах одной костной пластинки анизотропия механических свойств обусловлена определенной ориентацией коллаген-минеральных волокон. Макроскопические образцы кости анизотропны из-за упорядоченного расположения остеонов.

Анизотропия разрушающих напряжений больше проявляется при растяжении, чем при сжатии или кручении. При сжатии кости значения разрушающих напряжений гораздо выше, чем при растяжении или кручении. Например, для образцов большеберцовой кости, вырезанных вдоль продольной оси, разрушающие напряжения при сжатии вдоль этой оси в среднем составляют 200 МПа, при растяжении – 120 МПа, при кручении – 90 МПа. Эти цифры иллюстрируют известное врачам-ортопедам положение: сжатие – менее опасный вид нагружения кости, чем растяжение и кручение.

Упругие и прочностные свойства кости неодинаковы в разных направлениях даже для одного и того же ее поперечного сечения, поэтому часто используют их усредненные (средние) значения. Для продольного модуля упругости  $E$  это иллюстрирует рис. 1.16, где схематически изображены поперечное сечение кости, разделенное на 6 зон, и угловые направления, соответствующие серединам этих зон. Величина модуля упругости откладывается по радиусам приве-



денной диаграммы (см. рис. 1.16). Поскольку для разных зон значения модуля упругости  $E$  различны, кривая, характеризующая изменение модуля упругости по зонам поперечного сечения, существенно отличается от окружности. Указанную неоднородность упругих свойств кости следует учитывать прежде всего при подборе заменителей костной ткани для обеспечения их механической совместимости с естественной тканью. Подобная ситуация характерна для распределения твердости костной ткани.

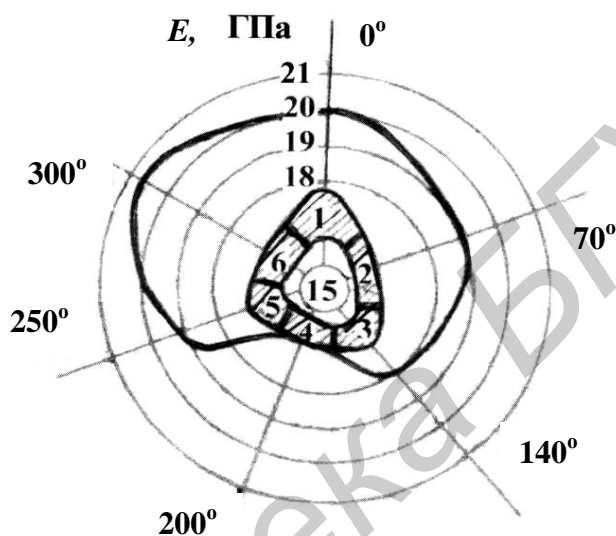


Рис. 1.16. Значения продольного модуля упругости  $E$  кости для разных зон ее поперечного сечения

Вязкоупругое поведение костной ткани отчетливо проявляется в зависимости ее механических характеристик от скорости деформации. Например, при сжатии компактного вещества костной ткани человека вдоль продольной оси модуль упругости меняется от 15,1 ГПа при скорости деформации  $0,001 \text{ с}^{-1}$  до 29,6 ГПа при скорости деформации  $300 \text{ с}^{-1}$ .

Для компактного вещества кости при действии постоянной продольной нагрузки экспериментально зафиксировано явление ползучести с последующим восстановлением после разгрузки (рис. 1.17). Причем при малых уровнях относительных механических напряжений ( $\sigma/\sigma_{\text{разруш}} \leq 0,3$ ) деформация полностью

исчезает после разгрузки, но при более высоких их значениях имеют место небольшие остаточные деформации.

Предполагают, что отмеченные временные эффекты в кости обуславливаются вязкоупругими свойствами полимерных молекул коллагена, неупругостью связующего вещества между костными пластинками и наличием вязкой жидкости в костных канальцах и других полостях.

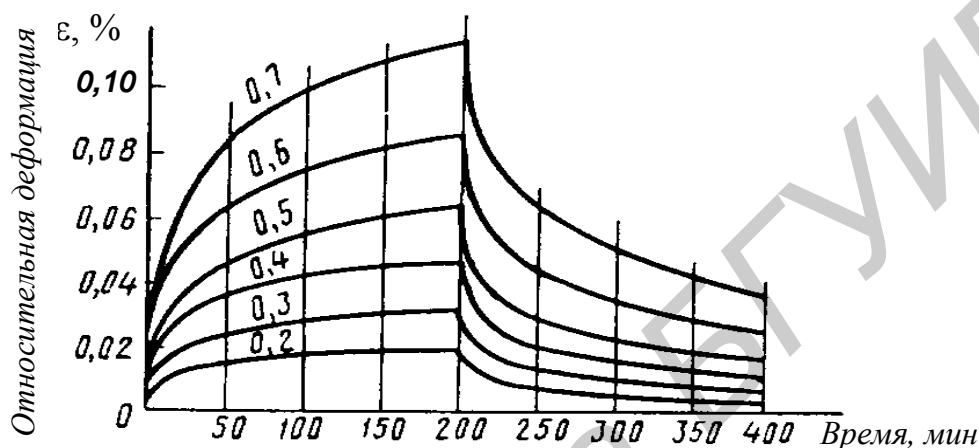


Рис. 1.17. Кривые ползучести для кости при разных значениях относительного напряжения  $\sigma/\sigma_{\text{разруш}}$

Несомненный практический интерес представляет механическое поведение компактной костной ткани и при циклических нагрузках, ведь в обычных физиологических условиях кость чаще всего подвергается воздействию именно периодически изменяющихся нагрузок. В таких условиях многие материалы разрушаются при нагрузках, меньших чем те, которые соответствуют пределу прочности. Это явление называется *усталостью материала*. При длительных циклических испытаниях важнейшей характеристикой любого материала является *усталостная долговечность*, которая определяется количеством циклов нагружения ткани до разрушения материала.

В экспериментах по циклическому изгибу образцов компактной костной ткани бедренной кости быка было установлено, что:

- при одном и том же уровне механического напряжения усталостная долговечность остается практически постоянной при частотах нагружения менее 30 Гц;
- с увеличением частоты нагружения выше 30 Гц происходит некоторый рост долговечности;
- с повышением уровня механического напряжения усталостная долговечность всегда снижается независимо от частоты нагружения;
- живые ткани, в том числе костная ткань, в молодом возрасте обладают очень высокой способностью противостоять механической усталости. Это связано с их уже отмеченной способностью к обновлению благодаря интенсивному обмену веществ.

#### ***Губчатое вещество костной ткани***

Эта ткань образует в основном позвонки, а также, как указывалось, концевые отделы трубчатых костей. Она составляет примерно 20 % общей массы скелета взрослого человека. Ее строение зависит от функционального назначения кости. Приведенные ниже данные относятся к наиболее исследованной губчатой костной ткани трубчатых костей.

Из технической механики известно, что максимально облегченная, но при этом достаточно прочная структура должна представлять собой решетчатую конструкцию из стержней, расположенных вдоль траекторий действия механических напряжений. Было обнаружено, что траектории растягивающих и сжимающих напряжений, которые возникают при нагрузках в губчатом веществе кости, совпадают с расположением его структурных элементов – костных балочек (*трабекул*) (рис. 1.18). При анализе траекторий, по которым расположены трабекулы в системе функционально взаимосвязанных костей, оказывается, что эти кривые продолжают с одной кости на другую через суставы. Причем данная ситуация не запрограммирована генетически, а возникает как ответ на нагружение скелета в процессе морфогенеза.

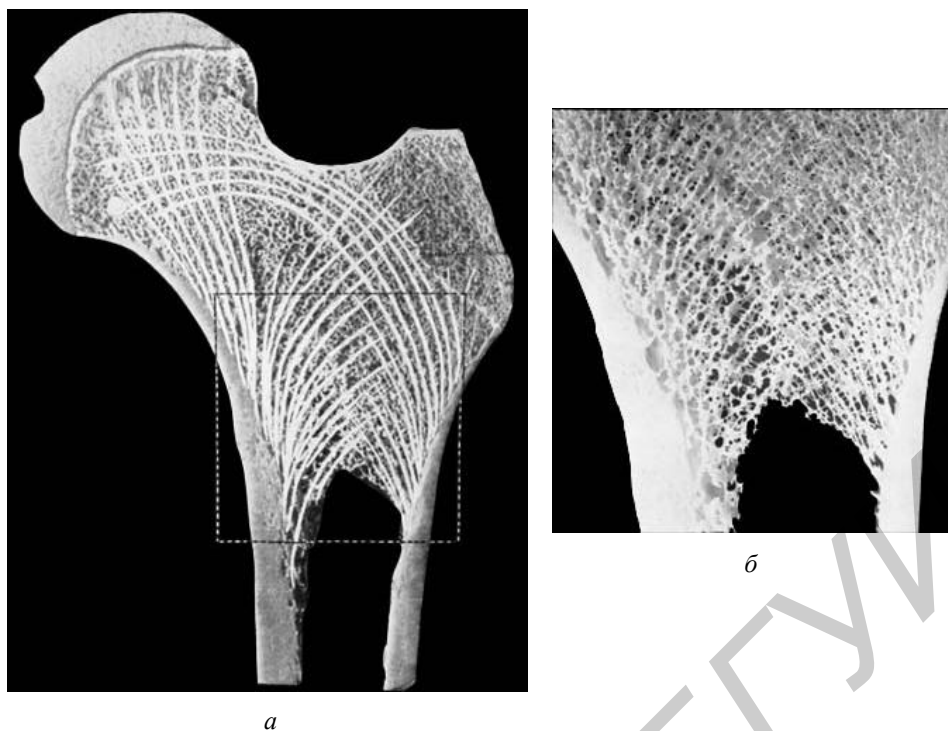


Рис. 1.18. Траектории напряжений, возникающих в верхней трети бедренной кости, нанесенные на естественную структуру костной ткани (а), естественная структура ткани (б)

Характерно, что у лиц пожилого и старческого возраста, занимавшихся в прошлом тяжелым физическим трудом, значение разрушающего напряжения спонгиозной ткани несколько ниже, чем у людей умственного труда. У более молодых людей (25–40 лет) имеет место обратное явление. По-видимому, наличие длительных механических перегрузок выше физиологического уровня вызывает необратимые изменения в структуре спонгиозной ткани, которые с увеличением возраста человека ведут к снижению ее сопротивляемости разрушению.

#### 1.2.4. Механические свойства хрящевой ткани (суставного хряща)

Суставной хрящ в суставах покрывает концевые поверхности трубчатых костей. Он представляет собой пористый, легко проницаемый материал с низким модулем упругости и во время действия нагрузок выделяет, а при разгрузке поглощает синовиальную жидкость. Его размеры и форма могут изменяться

вследствие как кратковременных, так и длительных силовых воздействий, причем после разгрузки исходное состояние суставного хряща полностью восстанавливается, что обеспечивает конгруэнтность\* суставных поверхностей.

В хряще различают жидкую и твердую фазы. Жидкая фаза составляет 60–80 % его массы. В твердой фазе содержится около 40 % специальных клеток (хондроцитов) и 60 % белка: 25 % протеогликанов и 35 % коллагеновых волокон. Синовиальная жидкость выполняет функцию смазки сустава, и поскольку в хряще нет кровообращения, она обеспечивает его питание. Ее вязкость достигает 5 Па·с, что на три порядка больше вязкости цельной крови. Такая высокая вязкость препятствует полному выдавливанию этой жидкости из пропитанного ею хряща при нагружении.

Полагают, что прочность хряща обеспечивается коллагеном, а его способность к восстановлению формы и структуры после деформации связана с протеогликанами.

С точки зрения механики материалов суставной хрящ является вязкоупругим анизотропным материалом с неоднородными механическими свойствами по суставной поверхности и обладает двумя функциональными особенностями. Во-первых, он под действием нагрузки деформируется легче, чем кость (отношение их жесткостей 1:10), благодаря чему снижает концентрацию механических напряжений в костях. Во-вторых, хрящ обеспечивает низкий коэффициент трения в суставе (от 0,003 до 0,005). Для сравнения – коэффициент трения в подшипниках при использовании высококачественной смазки – 0,01.

Следует отметить, что локальная деструкция суставного хряща не восстанавливается и поэтому является опасным повреждением, которое в дальнейшем может привести к дегенерации всего сустава. При нормальном функционировании сустава нагрузка на суставной хрящ колеблется от нуля до значений, в 3–4 раза превышающих силу тяжести тела. По краям контактной поверхности при этом могут развиваться достаточно большие деформации растяжения.

---

\* Конгруэнтность (лат.) – соответствие, совпадение, совмещаемость.

Анизотропия механических свойств хряща проявляется в существенном различии разрушающих растягивающих напряжений вдоль и поперек направления коллагеновых волокон. Так, для наружного слоя хряща мыщелков бедренной кости они равны соответственно 25,5 и 9,8 МПа.

Модуль упругости  $E$  суставного хряща, определенный в эксперименте на вдавливание, меняется в пределах от 23 до 50 МПа, модуль сдвига  $G$  – от 0,4 до 4 МПа. Причем последний при дегенеративных изменениях в хряще увеличивается.

Коэффициент Пуассона хряща равен приблизительно 0,5. Следовательно, эту ткань можно рассматривать как несжимаемый материал.

Большой практический интерес представляет исследование усталостной долговечности хряща, ведь человек делает в среднем примерно 2 млн шагов в год и тем самым подвергает данную ткань постоянному циклическому нагружению. Установлено, что при циклических нагружениях усталостная долговечность хряща значительно снижается при возрастании уровня механических напряжений в нем, а также с увеличением его возраста.

#### **1.2.5. Механические свойства мягких биологических тканей, тканей кровеносных сосудов**

Мягкие биологические ткани (кожа, мышцы, стенки кровеносных сосудов и дыхательных путей, лепестки клапанов сердца, сухожилия, связки и т. д.) по механическим свойствам и характеру деформирования существенно отличаются от твердых тканей (костей). Большинство мягких тканей имеет общие черты в механическом поведении: они способны к большим деформациям (до 200 %), несжимаемы и анизотропны. Это обусловлено в первую очередь их строением. В их состав входят клетки, коллагеновые и эластиновые волокна и основное (связующее) вещество. Каждый компонент имеет свою ультраструктуру, которая определяет его механические, биологические и иммунологические свойства.

*Коллагеновые волокна*, диаметр которых варьируется от 0,2 до 12 мкм, представляют собой пучки коллагеновых нитей (фибрилл) с диаметром от 20 до 40 нм (в зависимости от вида млекопитающего и ткани).

*Эластин* – белок, который по свойствам подобен эластомерам\*. Эластиновые молекулы образуют волокна или слои, в которых отдельные молекулы связаны ковалентными сшивками в обширную сеть.

Сравнительная характеристика упругих свойств эластиновых и коллагеновых волокон представлена в табл. 1.1.

Таблица 1.1

Упругие свойства эластиновых и коллагеновых волокон

Вещество	Модуль упругости, МПа	Предел прочности при растяжении, МПа	Удлинение при разрыве, %
Эластиновые волокна	0,6	1	200
Коллаген	1000	50–100	50

Из данной таблицы следует, что коллагеновые волокна испытывают относительно небольшие деформации, но обладают гораздо большей по сравнению с эластином прочностью и отличаются от него значительно более высоким модулем упругости.

Характер взаимодействия и количественные соотношения эластиновых и коллагеновых волокон в мягких тканях определяют оптимальное соотношение их прочностных и деформационных свойств. Например, в артериях и ткани (паренхиме) легкого эластин придает упругость тканям. Коллагеновые волокна в этих тканях располагаются хаотично волнообразно и распрямляются лишь тогда, когда артерия или паренхима существенно растягивается под действием внутреннего давления.

Состав основного вещества зависит от вида ткани, но его основными компонентами являются мукополисахариды и тканевая жидкость. С механической

---

\*Эластомеры – полимеры, для которых характерны большие упругие (высокоэластические) деформации, достигающие сотен процентов.

точки зрения основное вещество, имеющее малый модуль упругости, выполняет 3 основные функции: перераспределяет нагрузку от одного волокна к другому, эффективно изолирует индивидуальные волокна, предотвращая распространение разрывов, и уменьшает эффект трения вследствие скольжения волокон при их распрямлении.

Механические свойства мягких тканей зависят от того, как взаимно организованы эластиновые и коллагеновые волокна, клетки и основное вещество в структуре этих тканей. Для некоторых тканей значения показателей, определяющих их механические свойства, приведены в табл. 1.2 [37].

Таблица 1.2

Характеристики механических свойств мягких тканей

Ткань	Предел прочности при растяжении, МПа	Удлинение при разрыве, %
Сухожилие	53	9,7
Кожа	7,6	78
Аорта (в продольном направлении)	0,07	81
Мышца сердца	0,11	63,8

Рассмотрим подробнее механические свойства кровеносных сосудов.

Кровеносные сосуды состоят из трех концентрических слоев: внутреннего (интима), среднего (медия) и наружного (адвентиция).

Механические свойства сосудов определяются главным образом свойствами средней сосудистой оболочки, состоящей из коллагена, эластина и гладких мышечных волокон. Различия в механических свойствах эластина и коллагена, их роль в деформируемости мягких тканей уже обсуждались в данном подразделе. Рассмотрим роль гладких мышц.

Клетки гладких мышц (миоциты) могут менять длину, сокращаясь под действием нервных (электрических) или химических стимулов. В результате меняются и механические свойства мышцы. В частности, для нестимулированной мышцы модуль упругости составляет около  $10^4$  Па; при ее сокращении он



возрастает примерно в 10 раз. Именно гладкая мышца реализует активное поведение кровеносных сосудов. В результате ее сокращения изменяются диаметр соответствующего сосуда и механические свойства сосудистой стенки в целом, что позволяет регулировать кровоток.

Относительное содержание трех основных компонентов сосудистой оболочки различно в разных участках сосудистого русла. Отношение содержания эластина и коллагена в кровеносных сосудах, расположенных близко к сердцу, равно 2:1; оно уменьшается по мере удаления от сердца и, например, в бедренной артерии составляет 1:2. С удалением от сердца увеличивается содержание гладких мышц, последние в артериолах становятся основной составляющей сосудистой стенки.

Следует отметить, что сосудистая стенка практически несжимаема и обладает явно выраженной анизотропией механических свойств. В частности, модули упругости сосудистой стенки различны в осевом (продольном относительно сосуда) и кольцевом (окружном) направлениях. Их конкретные значения также зависят от места в сосудистом русле и от напряжений, при которых они определяются.

На рис. 1.19 показаны характерные экспериментальные зависимости между продольными напряжениями  $\sigma$  и деформациями  $\epsilon$  для различных сосудов, отмеченных цифрами.

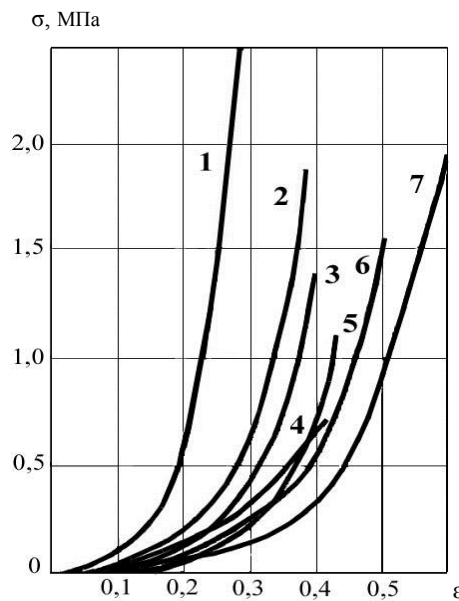


Рис. 1.19. Экспериментальная зависимость между продольными напряжениями  $\sigma$  и деформациями  $\epsilon$  для разных сосудов

Здесь 1 – подкожная вена; 2, 3 – соответственно подвздошная и бедренная артерии; 4, 5 – задняя и передняя стенки брюшной аорты соответственно; 6, 7 – внутренняя и общая сонные артерии. Несовпадение этих кривых связано в первую очередь с различным содержанием основных компонентов (эластина, коллагена и гладких мышц) в данных сосудах. Следует учесть, что экспериментальные исследования проводятся, как правило, в лабораторных условиях на образцах, удаленных из организма (*in vitro*). При этом функциональное действие гладкой мышцы нарушается, и, значит, выявляется только ее пассивное механическое поведение. Все приведенные данные получены при статическом нагружении.

В табл. 1.3 приведены данные о прочности, предельных продольных деформациях и продольных модулях упругости некоторых кровеносных сосудов при разных механических напряжениях.

Характеристики механических свойств кровеносных сосудов\*

Сосуд	Предел прочности при растяжении в продольном направлении, МПа	Максимально допустимое растяжение, $\varepsilon$	Модуль упругости $E$ (МПа) при	
			$\sigma_1=0,05$ МПа	$\sigma_2=0,4$ МПа
Передняя стенка аорты	1,1	0,455	0,84	3,9
Задняя стенка аорты	0,7	0,42	1	3,5
Общая сонная артерия	1,32	0,61	0,78	4,2
Бедренная артерия	1,9	0,4	1	5,4
Большая подкожная вена ноги	3,92	0,373	2,1	8,5

С увеличением скорости деформации сосудистой ткани предел ее прочности и величина максимальной деформации  $\varepsilon_{\max}$  увеличиваются и оказываются больше значений, соответствующих статическому нагружению.

Напомним, что стенки кровеносных сосудов постоянно подвергаются периодическому нагружению переменным пульсирующим давлением, обусловленным работой сердца. При изменении частоты нагружения в широких пределах проявляются вязкоупругие свойства сосудистой стенки. Однако опыт показывает, что при частоте нагружения 1–2 Гц (физиологически разумная частота) она ведет себя почти как упругое тело.

### 1.2.6. Механические свойства кожи

У взрослого человека площадь поверхности кожи составляет 1,5–1,6 м<sup>2</sup>. Толщина кожи меняется в пределах от 0,5 до 4 мм. В сутки кожа выделяет

\* Так как имеются различия в индивидуальных значениях приведенных показателей, то в таблице даны их средние значения по исследуемой выборке [36].

0,5–0,6 л воды. Помимо других функций, кожа выполняет и функцию терморегуляции за счет увеличения или уменьшения теплоотдачи (на ее долю приходится около 80 % тепловых потерь). Она растягивается и удлиняется, испытывая большие деформации, и обладает анизотропными свойствами, т. е. ее физические, в том числе и механические свойства в разных направлениях различны. Анизотропия кожи, как и многих других структур, связана прежде всего с определенным порядком в расположении строящих ее структурных элементов.

Кожу часто рассматривают как гетерогенную ткань, состоящую из трех основных, наложенных друг на друга, слоев, которые тесно связаны между собой, но четко различаются по природе, структуре и свойствам. Схематическое изображение этих трех слоев – *эпидермиса, дермы и подкожной клетчатки* – представлено на рис. 1.20. Эпидермис покрыт роговым слоем.

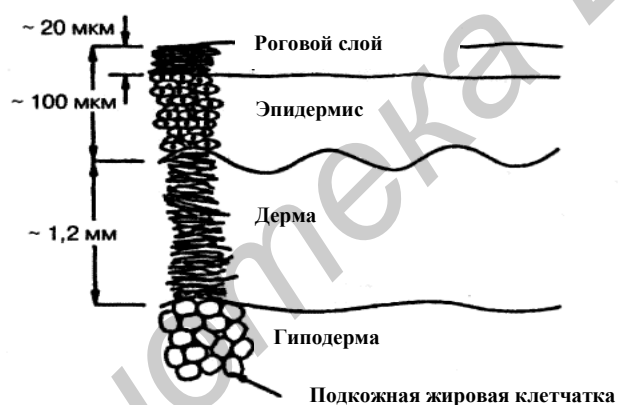


Рис. 1.20. Схема строения кожи

Функции каждого слоя отражают биомеханическую природу его компонентов и их структурную организацию. Дерма в большей степени ответственна за механическую прочность кожи; эпидермис важен прежде всего для сохранения воды.

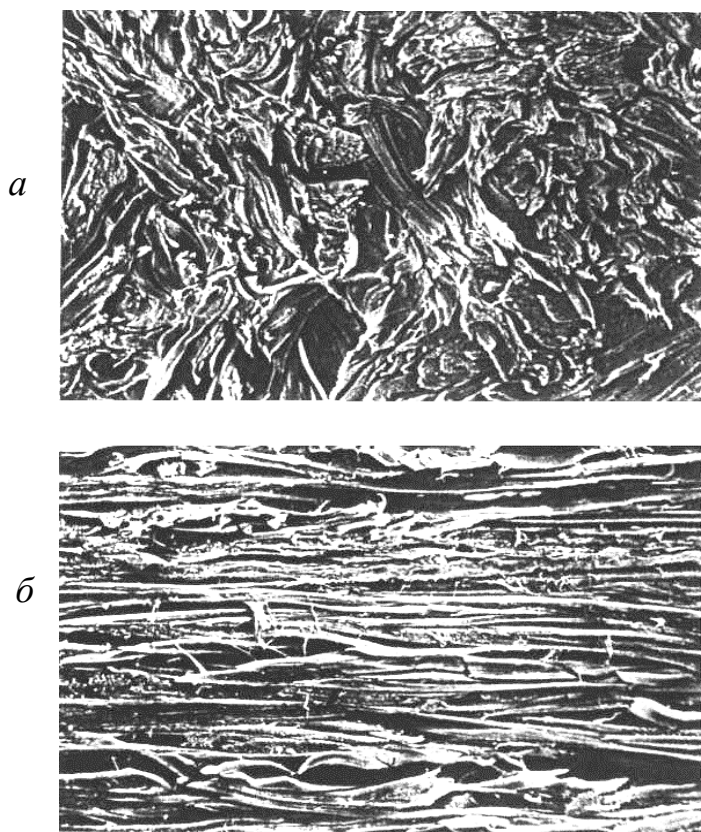


Рис 1.21. Структура дермы до (а) и после (б) растяжения (ув. 400<sup>x</sup>)

В состав кожи входят волокна *коллагена*, *эластина* и основного вещества (главным образом мукополисахариды и тканевая жидкость). Коллаген составляет около 75 % сухой массы кожи, эластин – примерно 4 %. Связи между волокнами определяют поведение кожи при деформации. На рис. 1.21 показана структура дермы до (а) и после (б) растяжения в горизонтальном направлении. Эти данные получены с помощью сканирующего электронного микроскопа при увеличении 400<sup>x</sup>. Из рисунка видно, что первоначально слабо упорядоченная укладка волокон при растяжении становится упорядоченной и направленной вдоль действующей силы.

Основное вещество кожи оказывает малое сопротивление действию внешних сил. При малых механических напряжениях главную роль играет эластин ( $E = 0,6$  МПа), при высоких – коллаген ( $E = 10^3$  МПа). Поэтому с увеличением деформации кожи ее упругое сопротивление сначала невелико (что обусловлено деформацией эластина), а затем при распрямлении коллагеновых волокон резко возрастает, и это хорошо видно на рис. 1.22.

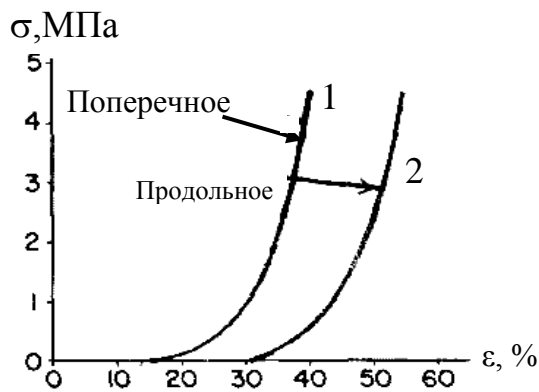


Рис. 1.22. Диаграммы растяжения кожного лоскута

Здесь показаны кривые «напряжение – деформация», полученные при растяжении лоскута кожи живота в разных направлениях, которые также иллюстрируют анизотропию механических свойств кожи. Кривая 1 соответствует поперечному, а кривая 2 – продольному направлению растягивающей силы по отношению к продольной оси тела (продольной осью тела принято называть направление «череп – хвост»). Наблюдаемая анизотропия механических свойств кожи обусловлена прежде всего упаковкой коллагеновых волокон: большинство из них ориентируется в коже поперек продольной оси тела. Благодаря этому кожная ткань имеет различные модули упругости, разрушающие напряжения и максимальные деформации в поперечном и продольном направлениях. Так, предел прочности кожи в поперечном направлении примерно в 1,5 раза больше, чем в продольном, а ее максимальное растяжение, наоборот, приблизительно вдвое больше в продольном направлении.

В последние годы при исследовании механических свойств кожи непосредственно на живом теле человека активно применяются акустические методы. В частности, с помощью акустического анализатора тканей оценивалась скорость распространения акустических волн звукового диапазона (5–6 кГц) в разных направлениях. Проведенные опыты показали, что скорость распространения поверхностной волны во взаимно перпендикулярных направлениях – вдоль продольной и поперечной осей тела – различна.

Степень этого различия достаточно высока. На лице она максимальна для верхнего века и минимальна для середины щеки. Она также меняется при некоторых патологиях, например, при псориазе, при атопических дерматитах (особенно в областях сгибаемых поверхностей), на коже верхнего века при прогрессирующей близорукости. Следует отметить, что и механическая и акустическая анизотропия кожи связана с линиями ее естественного натяжения, так называемыми линиями Лангера, которые служат ориентиром для выполнения разреза кожи при хирургическом вмешательстве. Разрез вдоль этих линий обуславливает формирование более эстетичного кожного рубца.

Механические свойства кожи зависят также от пола и возраста человека. Возрастные изменения предела прочности кожи отражены на рис. 1.23.



Рис. 1.23. Изменение предела прочности разных участков кожи  $\sigma_{\text{прочн}}$  с возрастом человека

Кожа бралась у людей, принадлежащих к шести возрастным группам. На рис. 1.23 эти группы отмечены цифрами по горизонтали: 1 – до одного года; 2 – до 9 лет; 3 – от 17 до 24 лет; 4 – от 25 до 35 лет; 5 – от 36 до 39 лет; 6 – 50 лет и старше. Зависимость 1 соответствует коже передней области шеи; 2 и 4 – груди; 3 и 5 – области живота (1, 2, 3 – продольные образцы; 4, 5 – поперечные). Все образцы подвергались растяжению на разрывной машине с постоянной скоростью 200 мм/мин при температуре воздуха в помещении 20 °С.

### 1.3. Биомеханика кровообращения

Этот раздел начнем с краткого описания *сердечно-сосудистой системы*.

Сердечно-сосудистая система – это та система организма, которая обеспечивает циркуляцию крови по замкнутой системе сосудов. Постоянная циркуляция крови позволяет доставлять ко всем клеткам вещества, необходимые для их функционирования, и удалять продукты их жизнедеятельности. Это обеспечивается за счет определенной функциональной и структурной организации сердечно-сосудистой системы, определяющей ее работу.

Схематически сердечно-сосудистую систему можно представить в виде, показанном на рис. 1.24 [7].

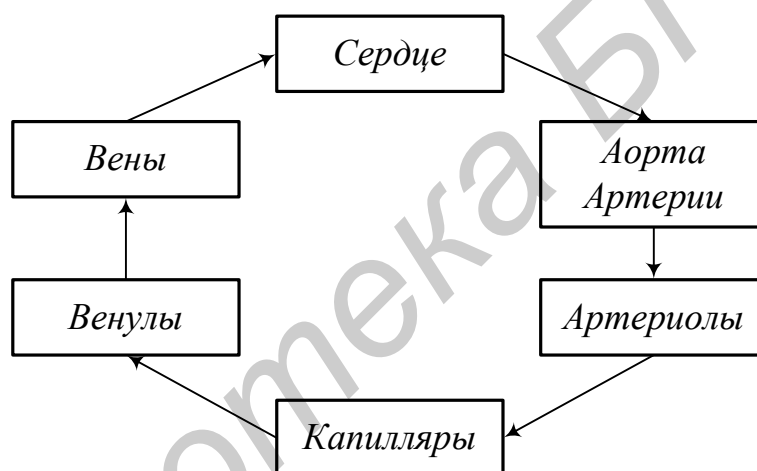


Рис. 1.24. Схематическое изображение сердечно-сосудистой системы

Кратко рассмотрим физическую функцию каждого элемента системы.

Сердечно-сосудистая система замкнута, поэтому для обеспечения течения крови в ней необходим периодически действующий насос, роль которого выполняет сердце. Крупные сосуды (аорта, артерии, вены) являются согласующим элементом между сердцем и мелкими сосудами, прежде всего капиллярами. При этом аорта и артерии выполняют роль проводников, позволяющих крови поступать к различным частям тела. По венам кровь возвращается в сердце. В капиллярах происходит обмен веществ между кровью и тканями. Артериолы –



своеобразные регуляторы в сердечно-сосудистой системе: легко изменяя свой просвет, они определяют кровоток в капиллярах.

В сердечно-сосудистой системе выделяют большой и малый круг кровообращения. *Большой* круг кровообращения начинается аортой, выходящей из левого желудочка сердца, и заканчивается верхней и нижней полыми венами, по которым кровь возвращается в правое предсердие. В *малом* круге кровь, поступающая из правого предсердия в правый желудочек, доставляется по легочным артериям в капилляры альвеол\* легких, где отдает  $\text{CO}_2$  и обогащается кислородом. Затем она по легочным венам возвращается в левое предсердие, потом в левый желудочек и далее в большой круг кровообращения. На рис. 1.25 показана структура сердца и направление потоков крови, обеспечивающих работу всей системы.

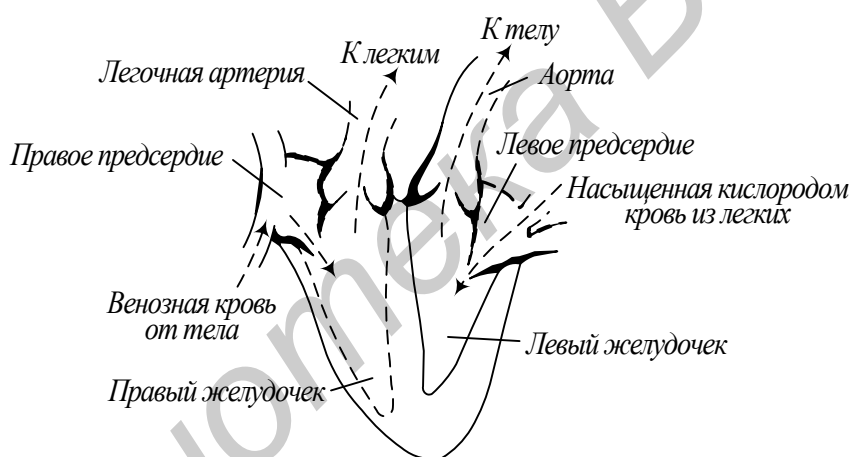


Рис. 1.25. Схема анатомического строения сердца и направлений движения крови

Для понимания процессов, происходящих в системе кровообращения, необходимы определенные знания из области механики жидкостей. Поэтому данный подраздел делится на две части: в первой рассматриваются основы механики идеальной и вязкой жидкости, во второй – элементы биомеханики сердца и закономерности, определяющие движение крови по сосудам.

\* Альвеола (от лат. *alveolus* – пузырек) – пузырьковое образование в легком млекопитающих, оплетенное сетью капилляров. Через стенки альвеол (в легких человека их больше 700 млн) происходит газообмен.

### 1.3.1. Характеристики течения жидкостей, условие неразрывности струи, идеальная жидкость, уравнение Бернулли

Течение различных жидкостей изучает наука, называемая *гидродинамикой*. Основная задача гидродинамики – установить законы, которые определяют течение.

Различают два основных типа (режима) течения жидкостей. Если течение плавное и смежные слои как бы скользят друг относительно друга, то его называют *слоистым*, или *ламинарным*. Характерная особенность ламинарного течения состоит в том, что каждая частица жидкости движется по гладкой траектории, и траектории разных частиц не пересекаются (рис. 1.26, *а*). Другой тип течения характеризуется наличием беспорядочных маленьких «водоворотов»-вихрей (рис. 1.26, *б*) и называется *турбулентным*.

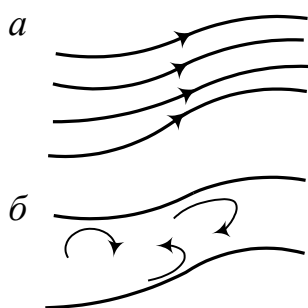


Рис. 1.26. Течение жидкостей:  
*а* – ламинарное;  
*б* – турбулентное

Так как жидкость можно рассматривать, как несжимаемую среду (см. п. 1.2.1 данного раздела), изменением плотности текущей жидкости обычно пренебрегают.

При любом течении в жидкости существует внутреннее трение, которое характеризуется коэффициентом *внутреннего трения*, или *вязкостью*.

Вместе с тем в ряде гидродинамических задач вязкостью можно пренебречь и рассматривать жидкость как *невязкую (идеальную) среду*.

Течение может быть *установившимся (стационарным)* или *нестационарным*. При стационарном течении его вектор скорости в любой точке пространства не изменяется во времени (это не значит, что скорость не может быть разной в различных точках пространства); при нестационарном – изменяется.

В гидродинамике различают *линейную  $v$*  и *объемную  $Q$  скорости течения*, последняя часто называется *расходом жидкости*. Линейная скорость  $v$  –

это путь, проходимый частицами жидкости в единицу времени, для равномерного течения  $v = \frac{L}{t}$ , где  $L$  – путь, пройденный ими со скоростью  $v$  за время  $t$ .

Если  $V$  – это объем жидкости, протекающий через некоторое поперечное сечение  $S$  в потоке жидкости за время  $t$ , то объемная скорость течения  $Q = \frac{V}{t}$ ;  $Q$  и  $v$  связаны между собой очевидным соотношением:

$$Q = v \cdot S. \quad (1.13)$$

Действительно, т. к.  $V = S \cdot L$ , то  $Q = \frac{S \cdot L}{t} = v \cdot S$ . В СИ  $v$  измеряется в м/с,  $Q$  в м<sup>3</sup>/с.

Траектория, по которой движется данная частица в установившемся ламинарном потоке, называется *линией тока* (см. рис. 1.26, а). Скорость жидкости  $v$  в любой точке потока направлена по касательной к линии тока. Часть потока жидкости, ограниченная со всех сторон линиями тока, называется *трубкой тока* (рис. 1.27). Поскольку линии тока представляют траектории частиц, жидкость не может втекать или вытекать через боковую поверхность трубки тока.

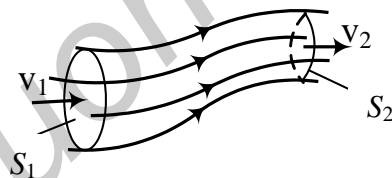


Рис. 1.27. Трубка тока

Рассмотрим установившееся ламинарное течение в пределах трубки тока и выясним, как изменяется скорость жидкости в зависимости от поперечных размеров трубки. Выберем трубку тока достаточно узкую, для того чтобы скорости частиц жидкости в любом поперечном сечении были одинаковыми во всех точках этого сечения (это возможно для идеальной жидкости).

Масса жидкости  $\Delta m$ , протекающая за время  $\Delta t$  через поперечное сечение трубки площадью  $S$ , определяется выражением

$$\Delta m = \rho v S \Delta t,$$

где  $\rho$  – плотность жидкости.

В случае установившегося течения масса  $\Delta m$  будет одной и той же для всех сечений трубки тока. Если взять два сечения, площади которых равны  $S_1$  и  $S_2$ , то можно записать или  $\rho_1 v_1 S_1 \Delta t = \rho_2 v_2 S_2 \Delta t$ , или  $\rho_1 v_1 S_1 = \rho_2 v_2 S_2$ .

Если бы это равенство не соблюдалось, то масса жидкости между сечениями  $S_1$  и  $S_2$  изменялась бы во времени, а это противоречит закону сохранению массы и предположению о стационарности течения. Так как жидкость несжимаема, то  $\rho_1 = \rho_2$  и

$$v_1 S_1 = v_2 S_2. \quad (1.14)$$

Из (1.14) следует, что *произведение скорости на площадь поперечного сечения трубки тока при установившемся течении идеальной жидкости есть величина постоянная, т. е.  $v \cdot S = \text{const}$ . Это условие неразрывности струи.*

Учитывая связь между линейной и объемной скоростью течения (1.13), формулу (1.14) можно записать в виде  $Q = vS$  или иначе для двух разных сечений (см. рис. 1.27):

$$\frac{v_1}{v_2} = \frac{S_2}{S_1}. \quad (1.15)$$

Таким образом, *скорости течения в различных сечениях трубки тока обратно пропорциональны площадям соответствующих сечений.*

Важно, что условие неразрывности струи в форме (1.14) и (1.15) верно и для *реальной (вязкой) жидкости*, текущей в обычных трубах, но т. к. в этом случае различные слои жидкости движутся с разными скоростями (см. ниже),  $v$  будет *средней скоростью* в каждом поперечном сечении.

Основным соотношением, описывающим течение идеальной жидкости, является *уравнение Бернулли*, которое следует из закона сохранения энергии для движущейся жидкости и имеет вид

$$p + \rho gh + \rho \frac{v^2}{2} = \text{const}. \quad (1.16)$$

Для двух сечений трубки тока площадью  $S_1$  и  $S_2$  (рис. 1.28) его можно записать так:

$$p_1 + \rho gh_1 + \rho \frac{v_1^2}{2} = p_2 + \rho gh_2 + \rho \frac{v_2^2}{2}, \quad (1.17)$$

где  $p_1$  и  $p_2$  – давления в сечениях  $S_1$  и  $S_2$  соответственно;  $v_1$  и  $v_2$  – линейные скорости жидкости в этих сечениях;  $h_1$  и  $h_2$  – высоты, определяющие положения центров этих сечений по отношению к выбранному горизонтальному уровню;  $\rho$  – плотность жидкости. Все члены уравнения Бернулли (1.16), (1.17) имеют размерность давления:  $p$  называется статическим давлением,  $\rho \frac{v^2}{2}$  – динамическим давлением,  $\rho gh$  – весовым, или гидростатическим давлением.

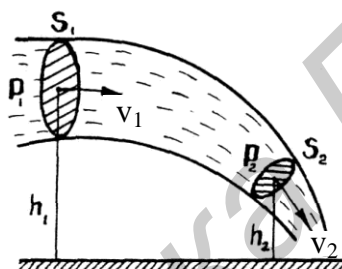


Рис. 1.28. К выводу уравнения Бернулли

Уравнение Бернулли применимо не только к идеальной, но и к реальной жидкости, текущей по трубе, если ее скорость одинакова почти по всему сечению трубы за исключением тонкого пограничного слоя у стенок. Это характерно для кровотока в аорте и крупных артериях. Поэтому, анализируя кровоток в таких сосудах, можно использовать уравнение Бернулли. Приведем соответствующий пример.

Рассмотрим гемодинамические факторы, которые играют роль в развитии атеросклероза\*, а именно проанализируем влияние растущей атеросклеротической бляшки на кровоток.

\* Атеросклероз – сердечно-сосудистое заболевание, которое характеризуется уплотнением артериальной стенки, образованием так называемых атеросклеротических бляшек, сужением просвета сосуда и ухудшением кровоснабжения органов, нередко осложняется тромбозом сосудов – образованием внутрисосудистых сгустков (тромбов), состоящих из эритроцитов, лейкоцитов, тромбоцитов и белка фибрина, связанных с внутренней поверхностью сосуда и препятствующих току крови.

В случае ее образования на некотором участке крупной артерии, диаметр которой при отсутствии патологии  $d_1$ , возникает сужение диаметром  $d_2$  (частично закупоренная артерия) (рис. 1.29). Для упрощения примем, что артерия расположена горизонтально.

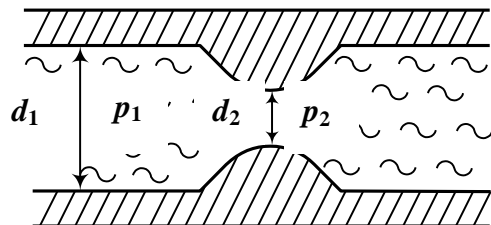


Рис. 1.29. Образование атеросклеротической бляшки на стенке сосуда

Анализ данной ситуации требует ответа на два вопроса: 1) каков минимальный диаметр  $d_2$ , при котором еще возможен кровоток; 2) что произойдет, если диаметр станет меньше, чем  $d_{2min}$ ?

Для ответа на эти вопросы воспользуемся уравнением Бернулли. Пусть  $p_1$ ,  $v_1$  и  $p_2$ ,  $v_2$  – давление и скорость крови в показанных на рис. 1.29 сечениях.

Кровоток будет существовать до тех пор, пока статическое давление  $p_2$  в месте образования атеросклеротической бляшки будет не меньше наружного давления на сосуд  $p_0$  (его можно считать приблизительно равным атмосферному). Итак, кровоток возможен при условии

$$p_2 - p_0 > 0. \quad (1.18)$$

Согласно уравнению Бернулли (1.17):

$$p_1 + \rho \frac{v_1^2}{2} = p_2 + \rho \frac{v_2^2}{2}. \quad (1.19)$$

Выражая  $p_2$  из уравнения (1.19), условие (1.18) можно переписать в виде

$$p_1 - p_0 + \frac{\rho}{2} [v_1^2 - v_2^2] > 0. \quad (1.20)$$

Согласно условию неразрывности струи:

$$\frac{\pi d_1^2}{4} v_1 = \frac{\pi d_2^2}{2} v_2, \text{ и } v_2 = v_1 \left( \frac{d_1}{d_2} \right)^2. \quad (1.21)$$

Подставляя (1.21) в (1.20), условие существования кровотока можно переписать в виде

$$p_1 - p_0 - \rho \frac{v_1^2}{2} \left[ \left( \frac{d_1}{d_2} \right)^4 - 1 \right] > 0 \quad (1.22)$$

$$\text{или } d_2 \geq d_1 \left( 1 + \frac{2(p_1 - p_0)}{\rho v_1^2} \right)^{-1/4}. \quad (1.23)$$

В последнем выражении знак «>=» соответствует  $d_{2\min}$ .

Для оценки численной величины этого минимального диаметра подставим в формулу (1.23) возможные реальные значения входящих в нее параметров. Возьмем, например, сонную артерию, средний диаметр которой  $d_1 = 1$  см, скорость крови  $v_1 = 0,2$  м/с, плотность крови  $\rho = 1,05 \cdot 10^3$  кг/м<sup>3</sup>. Для нормальных условий разница давлений  $p_1 - p_0 = 100$  мм рт. ст. =  $1,33 \cdot 10^4$  Па. Тогда вычисления дадут результат:  $d_{2\min} \approx 2$  мм.

Представим теперь, что диаметр сужения стал меньше  $d_{2\min}$ . Тогда под действием внешнего давления  $p_0$  просвет сосуда в месте расположения атеросклеротической бляшки закрывается (схлопывается внешним давлением). Если бы давление  $p_1$  в незакупоренном участке сосуда оставалось постоянным, то кровоток был бы полностью остановлен. Однако в результате работы сердца давление  $p_1$  начнет возрастать, и кровь все-таки будет толчками протекать через сужение. Сердце при этом работает в условиях повышенной нагрузки. При прослушивании фонендоскопом наличие этих толчков проявляется в виде прерывистого шума, свидетельствующего о нарушении нормального кровотока. При образовании тромба возможны более катастрофические последствия.

### 1.3.2. Элементы гидродинамики вязкой жидкости

*Вязкость жидкости. Ньютоновские и неньютоновские жидкости.*

#### *Кровь как неньютоновская жидкость*

В гидродинамике реальная текущая жидкость при ламинарном течении рассматривается как ряд слоев, которые движутся с *разными* скоростями (рис. 1.30).

Проведем ось  $x$ , перпендикулярную плоскости соприкосновения этих слоев, тогда скорость слоев будет меняться по оси  $x$ . Быстрота изменения скорости от слоя к слою характеризуется градиентом скорости,  $\text{grad } v = \frac{dv}{dx}$ .

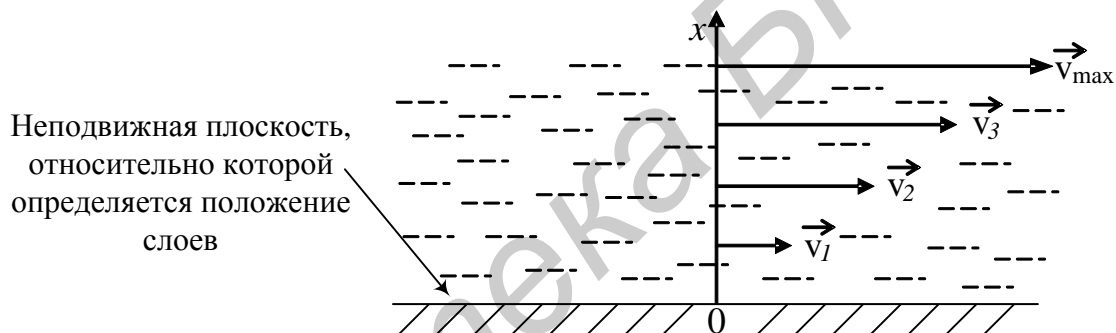


Рис. 1.30. Представление текущей вязкой жидкости в гидродинамике

Ньютон показал, что между соседними слоями жидкости действует *сила внутреннего трения*  $\vec{F}_{\text{тр}}$ , направленная по касательной к ним и равная

$$\vec{F}_{\text{тр}} = \eta \cdot S \cdot \frac{dv}{dx}. \quad (1.24)$$

В этой формуле  $S$  – площадь, по которой два слоя соприкасаются друг с другом, а  $\eta$  – коэффициент динамической вязкости или коэффициент внутреннего трения жидкости. Его часто называют просто «вязкость жидкости». Вязкость зависит от природы жидкости и характеризует ее способность сопротивляться развитию течения. В СИ  $\eta$  измеряется в  $\text{Н/м}^2 \cdot \text{с} = \text{Па} \cdot \text{с}$ . В медицине ис-



пользуются также внесистемные единицы измерения вязкости – пуаз (П, Пз), 1П = 0,1 Па·с, и сантипуаз (сП): 1 сП = 0,01 П = 1 мПа·с.

Формула (1.24), формула Ньютона, уже была приведена в п. 1.2.2 данного раздела. Там же было показано, что ее можно записать так:

$$\tau = \eta \cdot \frac{dv}{dx} = \eta \dot{\gamma}, \quad (1.25)$$

где  $\tau = F_{\text{тр}}/S$  – касательное напряжение, напряжение сдвига, которое действует

в жидкости;  $\dot{\gamma} = \frac{dv}{dx}$  – скорость сдвига.

Все вязкие жидкости делят на *ньютоновские* и *неньютоновские*.

Жидкость называют *ньютоновской*, если ее вязкость при определенной температуре не изменяется при изменении скорости сдвига (градиента скорости).

У *неньютоновской* жидкости вязкость зависит от скорости сдвига  $\dot{\gamma}$ .

Примерами неньютоновских жидкостей являются разного рода суспензии, эмульсии, растворы и расплавы полимеров. Типичная неньютоновская жидкость – кровь. Она представляет собой суспензию форменных элементов в плазме крови. Форменные элементы – это эритроциты, тромбоциты, лейкоциты. Эритроциты наиболее многочисленны и поэтому они главным образом определяют механические (реологические\*) свойства крови. Эритроциты представляют собой гибкие двояковогнутые диски диаметром примерно 8 мкм и толщиной около 1 мкм в центре и 2–3 мкм на краях. Плазма крови – это водный раствор, содержащий в низких концентрациях множество низкомолекулярных органических и неорганических веществ и примерно 7 % (по массе) белков. При скоростях сдвига, обычно встречающихся в кровеносных сосудах, ее можно считать однородной ньютоновской жидкостью с вязкостью 1,2–1,6 мПа·с при температуре тела 37 °С.

---

\* Реология (от греч. *rheos* – течение, поток и *logos* – наука, учение) – область механики, исследующая течение и деформацию жидкостей и других сред, обладающих сложной изменяющейся структурой.

Когда речь идет о вязкости крови, надо иметь в виду, что этот параметр, строго говоря, имеет смысл лишь тогда, когда суспензия ведет себя как однородная жидкость. Для крови это условие выполняется при рассмотрении гидродинамических явлений в сосудах, диаметр которых велик по сравнению с диаметром эритроцитов (это сосуды диаметром  $\geq 100$  мкм). В мелких кровеносных сосудах, и особенно в капиллярах, эритроциты следует рассматривать как гидродинамические неоднородности. Анализ течения в капиллярах, диаметр которых в ряде случаев меньше диаметра эритроцитов, часто требует учета деформации этих клеток.

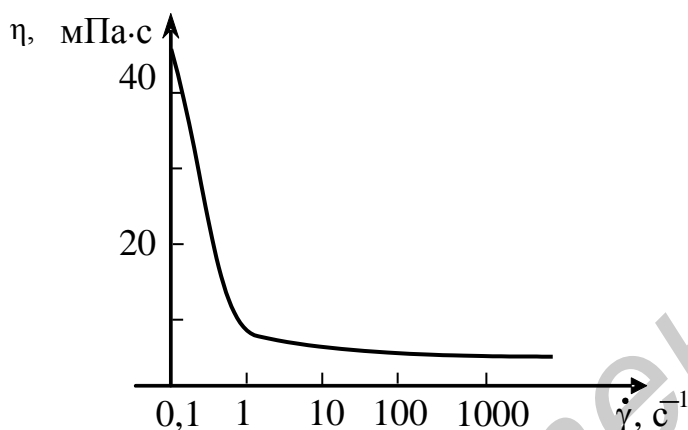


Рис. 1.31. Зависимость вязкости крови человека от скорости сдвига

На рис. 1.31 показана зависимость вязкости  $\eta$  крови от скорости сдвига  $\dot{\gamma}$ , полученная с помощью вискозиметра Куэтта (см. ниже). Видно, что  $\eta$  уменьшается при увеличении скорости сдвига  $\dot{\gamma}$  и принимает определенное постоянное значение при  $\dot{\gamma} \geq 1000$  с<sup>-1</sup>.

Неньютоновское поведение крови связано прежде всего с разрушением «монетных столбиков» — характерных агрегатов эритроцитов, которые образуются в цельной крови (рис. 1.32) и, вероятно, с деформацией и вращением эритроцитов в потоке.

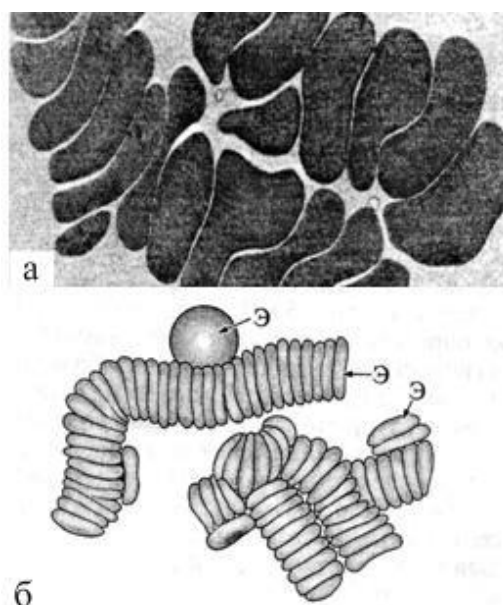


Рис. 1.32. «Монетные столбики» из эритроцитов:  
 а – данные сканирующей электронной микроскопии;  
 б – схема образования монетных столбиков

Вязкость крови – диагностически значимый параметр. В норме  $\eta_{\text{крови}}$  равна 4–5 мПа·с (4–5 сП), при различных патологиях она меняется от 1,7 до 23 мПа·с (от 1,7 до 23 сП). Эти данные получены *in vitro* (в эксперименте) при  $\dot{\gamma} \geq 1000 \text{ с}^{-1}$ .

*In vivo* (в организме) вязкость крови определить трудно. О ее значении делают вывод по значению величины, которая называется «гематокрит», гематокрит =  $\frac{\text{объем эритроцитов}}{\text{объем крови}}$  в данной порции крови. Гематокрит легко измеряется, в норме он равен 0,4 или 40 %. При патологии он изменяется так же, как изменяется вязкость крови. Например, при любом воспалении вязкость увеличивается, увеличивается и гематокрит.

В разных местах сердечно-сосудистой системы скорость сдвига (градиент скорости) имеет разное значение (табл. 1.4). Следовательно, разное значение может иметь и вязкость крови.

Часто вместо вязкости крови используют отношение вязкости крови к вязкости воды, которое называют *относительной вязкостью крови*.

Отметим еще несколько интересных особенностей, связанных с поведением эритроцита при кровотоке. Вязкость крови возрастает при изменении содержания в ней углекислого газа ( $\text{CO}_2$ ), поэтому вязкость венозной крови больше, чем артериальной. Это обусловлено изменением объема и формы эритроцитов в венозном русле по сравнению с артериальным руслом.

Кроме того, наблюдается радиальная неоднородность потока крови: плотность эритроцитов возрастает по мере приближения к оси кровеносного сосуда. Таким образом, в прилегающих к стенке сосуда областях кровь оказывается более «разбавленной» и, следовательно, менее вязкой. Поэтому при разветвлении (бифуркации) сосудов в разных участках ветвления вязкость крови будет разной.

Для ньютоновских жидкостей с увеличением температуры вязкость уменьшается. Для крови данная закономерность не выполняется. Чаще всего увеличение температуры изменяет белковый состав плазмы, в частности, увеличивается концентрация такого белка как фибриноген. Он стимулирует агрегацию эритроцитов, что приводит к увеличению вязкости крови.

В заключение приведем табл. 1.4 [30], в которой даны некоторые гидродинамические параметры кровообращения у человека (определение числа Рейнольдса, см. далее в этом разделе).

Некоторые гидродинамические параметры кровообращения у человека \*

Тип сосуда	Средняя скорость, $\text{м} \cdot \text{с}^{-1}$	Диаметр, м	Средний градиент скорости у сосудистой стенки, $\text{с}^{-1}$	Число Рейнольдса $Re$
Аорта	$4,8 \cdot 10^{-1}$	$2,5 \cdot 10^{-2}$	155	$3,4 \cdot 10^3$
Артерии	$4,5 \cdot 10^{-1}$	$4 \cdot 10^{-3}$	900	$5 \cdot 10^2$
Артериолы	$5 \cdot 10^{-3}$	$5 \cdot 10^{-5}$	800	$7 \cdot 10^{-2}$
Капилляры	$1 \cdot 10^{-3}$	$8 \cdot 10^{-6}$	1000	$2 \cdot 10^{-3}$
Венулы	$2 \cdot 10^{-3}$	$2 \cdot 10^{-5}$	800	$2 \cdot 10^{-2}$
Вены	$1 \cdot 10^{-1}$	$5 \cdot 10^{-3}$	160	$1,4 \cdot 10^2$
Полая вена	$3,8 \cdot 10^{-1}$	$3 \cdot 10^{-2}$	100	$3,3 \cdot 10^3$

### *Методы измерения вязкости жидкостей*

Приборы для измерения вязкости жидкостей называются *вискозиметрами*.

Принципиальные схемы двух наиболее важных способов измерения показаны на рис. 1.33.

В *капиллярных вискозиметрах* измеряется время, необходимое для протекания определенного объема исследуемой жидкости через капилляр в некоторых стандартизированных условиях. Чаще всего используется капиллярный вискозиметр Оствальда (рис. 1.33, *a*). В нем обуславливающее течение жидкости давление определяется высотой самого столба жидкости. Измеряемым параметром является интервал времени между прохождением мениска через отметки  $M_1$  и  $M_2$ , который прямо пропорционален вязкости. Прибор может быть откалиброван при помощи жидкости с известной вязкостью (эталонной жидкости).

\* Значения параметров, приведенные в таблице для очень узких сосудов (артериолы, капилляры), заведомо приближены. Прежде всего это касается градиентов скорости и связано с уже отмеченными особенностями кровотока в таких сосудах.

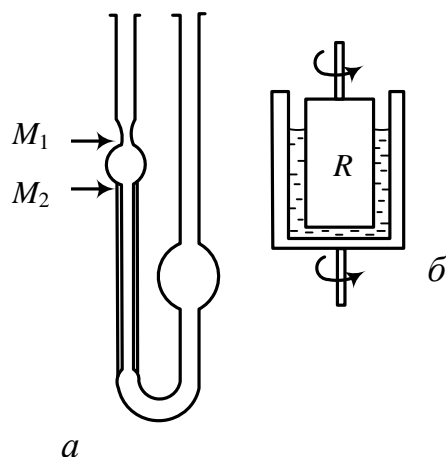


Рис. 1.33. Методы измерения вязкости жидкостей:  
*a* – капиллярный вискозиметр Оствальда;  
*б* – ротационный вискозиметр Куэтта

Капиллярная вискозиметрия считается самым простым и дешевым способом измерения вязкости. Во многих случаях этот метод дает хорошие результаты и им можно пользоваться без всяких опасений. Следует, однако, иметь в виду, что этому методу присущи определенные недостатки, которые необходимо учитывать при работе с неньютоновскими жидкостями. Они связаны прежде всего с тем, что скорость сдвига, при которой производятся измерения, *непостоянна* по сечению капилляра. На оси капилляра она равна нулю, а на капиллярной стенке – максимальна.

Более четко определены условия измерения в так называемых *ротационных вискозиметрах*, из них чаще всего используется вискозиметр Куэтта (рис. 1.33, *б*). Здесь принцип измерения состоит в том, что исследуемая жидкость помещается в зазор между цилиндрами. Если вращать одну из частей прибора вокруг указанной на рисунке оси, то на неподвижную часть будет действовать вращающий момент, пропорциональный вязкости передающей его жидкости. Этот момент регистрируется чувствительным датчиком. Важно, что в этих приборах обеспечиваются *одинаковые скорости сдвига* во всей измерительной ячейке во время процесса измерения. С помощью именно этих виско-

зиметров могут проводиться точные измерения зависимости вязкости жидкости от скорости сдвига.

### ***Течение вязкой жидкости по цилиндрическим трубам. Формула Пуазейля***

Изучение законов течения вязкой жидкости по цилиндрическим трубам важно для медицины, так как сердечно-сосудистая система состоит в основном из цилиндрических сосудов разного диаметра.

Рассмотрим цилиндрическую трубу длиной  $l$  и радиусом  $r$ , по которой под действием разности давлений (перепада давлений, падения давления)  $p_1 - p_2 = \Delta p$  течет вязкая ньютоновская жидкость (рис. 1.34).

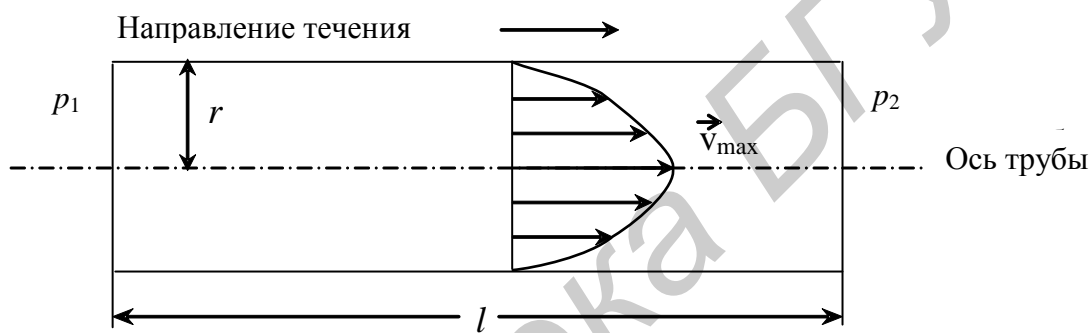


Рис. 1.34. Движение вязкой ньютоновской жидкости по цилиндрической трубке

Из рисунка видно, что линейная скорость частиц жидкости в разных местах трубы разная. Она максимальна на оси трубы, у стенок  $v = 0$  (жидкость «прилипает» к стенкам). Поэтому и используют *среднюю линейную скорость течения*  $v_{\text{ср}}^*$ , напомним, что  $v_{\text{ср}} = \frac{Q}{S} = \frac{Q}{\pi r^2}$ , где  $S = \pi r^2$  – площадь поперечного сечения трубы;  $Q$  – введенная раньше объемная скорость течения или расход жидкости.

Объем жидкости  $V$ , протекающий через трубу за время  $t$ , определяется *формулой Пуазейля*:

\* Далее во всех приведенных формулах  $v_{\text{ср}}$  будет обозначаться просто  $v$ .

$$V = \frac{\pi r^4 (p_1 - p_2)}{8\eta l} t. \quad (1.26)$$

Она часто используется при решении технических и медицинских задач.

Запишем (1.26) в другом виде. Разделив правую и левую часть (1.26) на  $t$ , получим выражение для расхода (объемной скорости течения)  $Q$ :

$$\frac{V}{t} = Q = \frac{\pi r^4 (p_1 - p_2)}{8\eta l} \quad (1.27)$$

$$\text{или } Q = \frac{p_1 - p_2}{X} = \frac{\Delta p}{X},$$

$$\text{где } X = \frac{8\eta l}{\pi r^4}. \quad (1.28)$$

Величину  $X$  принято называть *гидравлическим сопротивлением трубы*.

Из формулы Пуазейля в виде (1.27) следует важный вывод: при фиксированном расходе  $Q$  падение давления  $\Delta p$  зависит только от гидравлического сопротивления:

$$p_1 - p_2 = \Delta p = Q \cdot X. \quad (1.29)$$

Интересен еще один вид формулы Пуазейля. Заменим в (1.27)  $(p_1 - p_2)/l$  через градиент давления  $\frac{dp}{dl}$ , тогда получим

$$Q = \frac{\pi r^4}{8\eta} \frac{dp}{dl}. \quad (1.30)$$

Следовательно, не только перепад давления, но и градиент давления является величиной, определяющей течение жидкости.

В кровеносном русле по ходу кровотока может меняться диаметр кровеносных сосудов и могут возникать их разветвления (бифуркации). Рассмотрим расчет общего гидравлического сопротивления для двух конкретных случаев (рис. 1.35, а, б), которые могут быть полезны и при анализе кровотока.



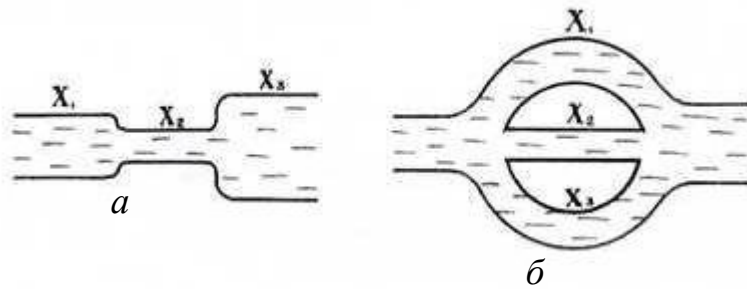


Рис. 1.35. Последовательно (а) и параллельно (б) соединенные трубы

Здесь используется аналогия с расчетом общего электрического сопротивления участка электрической цепи, состоящего из набора отдельных резисторов. Для случая последовательно соединенных труб общее гидравлическое сопротивление определяется суммой гидравлических сопротивлений отдельных участков. В нашем случае (см. рис. 1.35, а)  $X_{об} = X_1 + X_2 + X_3$ . При параллельном соединении, как на рис. 1.35, б, общее сопротивление находится из формулы  $1/X_{об} = 1/X_1 + 1/X_2 + 1/X_3$ .

### ***Ламинарный и турбулентный режимы течения жидкости***

Режим течения – ламинарный или турбулентный – зависит от значения величины, которую называют *числом Рейнольдса* ( $Re$ ). При течении вязкой жидкости по гладкой жесткой цилиндрической трубе число Рейнольдса определяется формулой

$$Re = \frac{\rho \cdot v \cdot D}{\eta}, \quad (1.31)$$

где  $D$  – диаметр трубы;  $\rho$  – плотность жидкости;  $v$  – средняя скорость ее течения;  $\eta$  – вязкость жидкости.

Если число Рейнольдса не превышает некоторого критического значения  $Re_{кр}$ , то течение жидкости ламинарное. Если  $Re > Re_{кр}$ , течение становится турбулентным. Для гладких жестких труб и ньютоновских жидкостей  $Re_{кр} \approx 2300$ . Для неньютоновских жидкостей  $Re_{кр}$  трудно определить. В частности, по литературным данным  $Re_{кр}$  крови варьируется в диапазоне 900–1600. Опыт показы-

вает, что в сердечно-сосудистой системе турбулентное течение крови возможно в полостях сердца, в крупных сосудах (аорте, артериях), а также при резком сужении просвета сосуда.

Отметим, что для крови, текущей в сосудах с эластичными деформируемыми стенками (аорта, артерии и т. д.), устойчивость ламинарного течения повышается.

### 1.3.3. Закономерности движения крови по сосудам (большой круг кровообращения)

Законы, определяющие течение крови, устанавливаются в разделе гидродинамики, который называется *гемодинамика*. Сегодня в литературе это название все чаще заменяется словом *гемореология*.

#### *Распределение скорости кровотока в сосудистой системе*

Одна из главных величин в гемодинамике – скорость движения крови (скорость кровотока). Для крови, как и для любой вязкой жидкости, различают объемную и линейную скорость кровотока. Объемная скорость  $Q$  и средняя линейная скорость  $v$  связаны между собой уже известным из гидродинамики соотношением:

$$Q = v \cdot S,$$

где  $S$  – площадь поперечного сечения потока жидкости.

По условию неразрывности струи, которое выполняется и в гемодинамике:

$$Q = v \cdot S = \text{const.} \quad (1.32)$$

Рассмотрим большой круг кровообращения, который, как указывалось выше, начинается аортой и заканчивается верхней и нижней полыми венами. Одна из возможных моделей ветвления в нем сосудов показана на рис. 1.36.

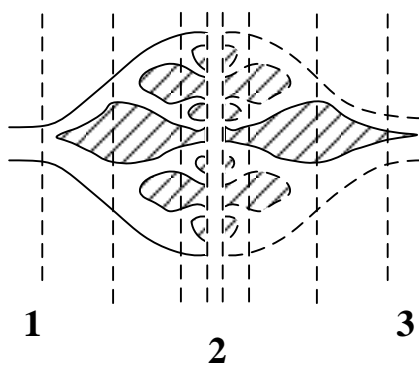


Рис. 1.36. Модель разветвления сосудов

Пунктирными линиями отмечены поперечные сечения сосудов разного уровня ветвления. Некоторые из них обозначены цифрами: 1 – аорта, 2 – капиллярное русло, 3 – полые вены (верхняя и нижняя). Причем каждое такое сечение является поперечным разрезом всех кровеносных сосудов одного уровня ветвления. Следовательно, площадь  $S$  каждого сечения равна сумме площадей поперечных сечений всех сосудов, которые ему соответствуют. Применим формулу (1.32) для этой модели. Из этой формулы, во-первых, следует, что в любом сечении сердечно-сосудистой системы с площадью  $S$  *объемная скорость кровотока* одинакова:  $Q = \text{const}$ . Формула (1.32) позволяет также сравнить средние *линейные скорости течения крови* в разных сосудах. Из рис. 1.36, 1.37 видно, что самое малое сечение в большом круге имеет аорта (ее площадь  $S$  мала). Так как капилляров очень много, то их суммарная площадь  $S$  наибольшая, в 700–800 раз больше площади поперечного сечения аорты ( $S_{\text{аорты}}/S_{\text{капил}} \approx \frac{1}{800}$ ).

По формуле (1.32)

$$v_{\text{капил}} \cdot S_{\text{капил}} = v_{\text{аорты}} \cdot S_{\text{аорты}},$$

$$v_{\text{капил}} = v_{\text{аорты}} \cdot \frac{S_{\text{аорты}}}{S_{\text{капил}}}. \quad (1.33)$$

Из (1.33) следует, что линейная скорость кровотока в капилляре примерно в 800 раз меньше, чем в аорте. Непосредственные измерения скорости кровотока

ка в аорте человека показывают, что здесь в состоянии покоя  $v$  лежит в пределах 0,5–1 м/с, расчет по (1.33) для капилляра дает значение  $v \approx 1$  мм/с. Изменение  $S$  и  $v$  для разных отделов большого круга кровообращения показано на рис. 1.37.

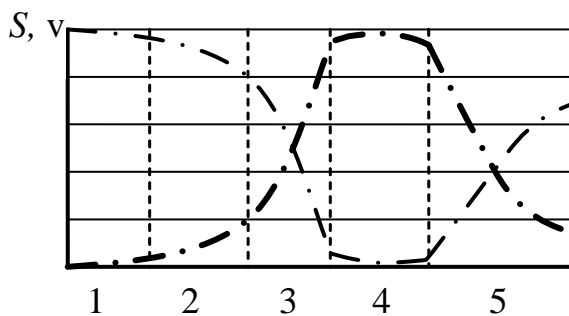


Рис. 1.37. Изменение площади суммарного поперечного сечения  $S$  различных участков сосудистой системы (сплошная линия) и линейной скорости кровотока  $v$  в соответствующих сосудах (штриховая линия) [3]:

1 – аорта; 2 – магистральные артерии; 3 – артериолы; 4 – капилляры; 5 – вены

### ***Распределение кровяного давления в сосудистой системе***

Вторая важная величина в гемодинамике – это давление крови в сосуде (кровяное давление, КД).

Для того чтобы понять, что называют «кровяным давлением», рассмотрим давление крови  $p_A$  в любой точке А сосудистой системы. Оно является суммой трех слагаемых:

$$p_A = p_0 \pm \rho gh + p, \quad (1.34)$$

здесь  $p_0$  – атмосферное давление (считается, что ему примерно равно давление в правом предсердии, когда оно расслаблено);  $\rho gh$  – гидростатическое давление, где  $h$  – расстояние, отсчитываемое от сердца по вертикали (вниз с «+», вверх с «-»);  $\rho$  – плотность крови; слагаемое  $p$  – давление, создаваемое сердцем.

Именно последнее слагаемое  $p$  обеспечивает кровоток и действует на стенки кровеносного сосуда. Его обычно называют «кровяным давлением» (КД). Кровяное давление в клинике всегда измеряется на уровне сердца (в этом случае

$h$  и  $\rho gh = 0$ ). Чтобы обеспечить кровоток, оно должно превышать атмосферное, и, таким образом, является *избыточным* над ним.

Для анализа величин, от которых зависит КД, используют формулу Пуазейля в уже известном виде:

$$\Delta p = Q \cdot X. \quad (1.35)$$

В гемодинамике  $X$  называют *гемодинамическим сопротивлением* и часто обозначают  $R$ . Если кровь течет по некоторому сосуду радиусом  $r$  и длиной  $l$ , а  $\eta$  – вязкость крови, то  $X = \frac{8\eta l}{\pi r^4}$ ,  $Q$  – объемная скорость кровотока,  $\Delta p$  – разность давлений в начале и конце данного сосуда (падение давления).

Не приводя соответствующего расчета, покажем на рис. 1.38 изменение гемодинамического сопротивления для разных отделов кровеносного русла.

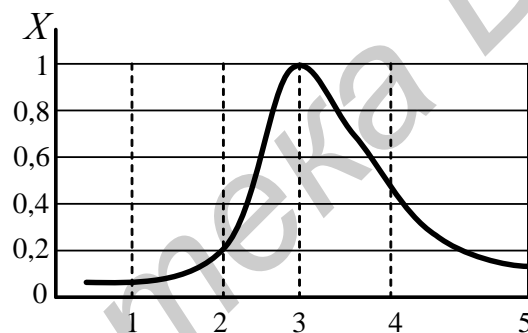


Рис. 1.38. Гемодинамическое сопротивление различных отделов кровеносного русла:  
 1 – аорта; 2 – магистральные артерии;  
 3 – артериолы; 4 – капилляры; 5 – вены [3]

Видно, что  $X$  достигает наибольшего значения для совокупности артериол. Общее гемодинамическое сопротивление  $X$  капиллярной сети значительно меньше, чем артериол. Гемодинамическое сопротивление вен еще меньше, небольшое значение  $X$  характерно для аорты и магистральных артерий. Так как  $Q = \text{const}$ , то именно величина гемодинамического сопротивления  $X$  в разных частях кровеносной системы определяет распределение КД в сердечно-сосудистой системе человека (рис. 1.39).

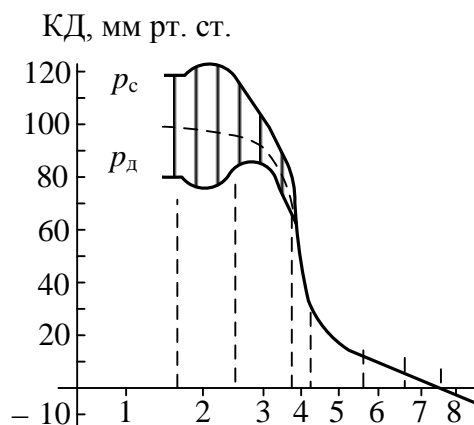


Рис. 1.39. Распределение кровяного давления в различных сосудах большого круга кровообращения:

1 – аорта; 2 – крупные артерии; 3 – мелкие артерии; 4 – артериолы;  
5 – капилляры; 6 – венулы; 7 – вены; 8 – полые вены [3]

Из рис. 1.39 видно, что в аорте и крупных артериях падение давления невелико, КД в начале и конце таких сосудов изменяется мало (см. штриховую линию на участках 1, 2 данного рисунка). Так как гемодинамическое сопротивление максимально для артериол, именно в них наблюдается максимальное падение давления.

Из рис. 1.39 также видно, что в аорте, крупных и средних артериях давление крови неодинаково в систолу (сокращение сердца) и диастолу (расслабление, отдых сердца). Поэтому различают *систолическое* (максимальное) и *диастолическое* (минимальное) давление крови в сосудах, их обозначают  $p_c$  и  $p_d$ .

Поясним, что *систола* – это сокращение предсердий и желудочков сердца, при котором кровь нагнетается в аорту и артерии, а *диастола* – расширение полостей сердца, связанное с расслаблением мышц предсердий и желудочков, во время которого сердце заполняется кровью.

Для крупных сосудов в (1.35) фактически используется *среднее давление крови*  $p_{ср}$ , которому на рис. 1.39 соответствует штриховая линия. Для аорты и центральных артерий оно равно  $p_{ср} = p_d + 1/2(p_c - p_d) = (p_c + p_d)/2$ , для периферических артерий  $p_{ср} = p_d + 1/3(p_c - p_d)$ ; разность  $(p_c - p_d)$  называют *пульсовым давлением*, величина которого показана на рис. 1.33 вертикальными линиями.

Для здорового молодого человека в аорте  $p_c \approx 120$  мм рт. ст.,  $p_d \approx 80$  мм рт. ст.,  $p_{\text{ср}} \approx 100$  мм рт. ст.,  $p_{\text{пульс}} \approx 40$  мм рт. ст. (1 мм рт. ст. (1 Торр) = 133,3 Па).

Так как систолическое и диастолическое давления являются важнейшими диагностическими показателями в гемодинамике, необходимо уметь их измерять. Одним из наиболее распространенных методов их измерения является метод Н. С. Короткова.

Данный метод основан на установлении систолического и диастолического давления по возникновению и исчезновению в плечевой артерии особых звуков, так называемых тонов Короткова. Здесь на область плеча накладывается компрессионная манжета **М**, давление воздуха в которой измеряется с помощью, например, ртутного манометра (рис. 1.40, *а*). В нее накачивается воздух, создавая давление, больше систолического в сосуде. В это время кровоток практически остановлен и фонендоскопом **Ф** тоны не прослушиваются.

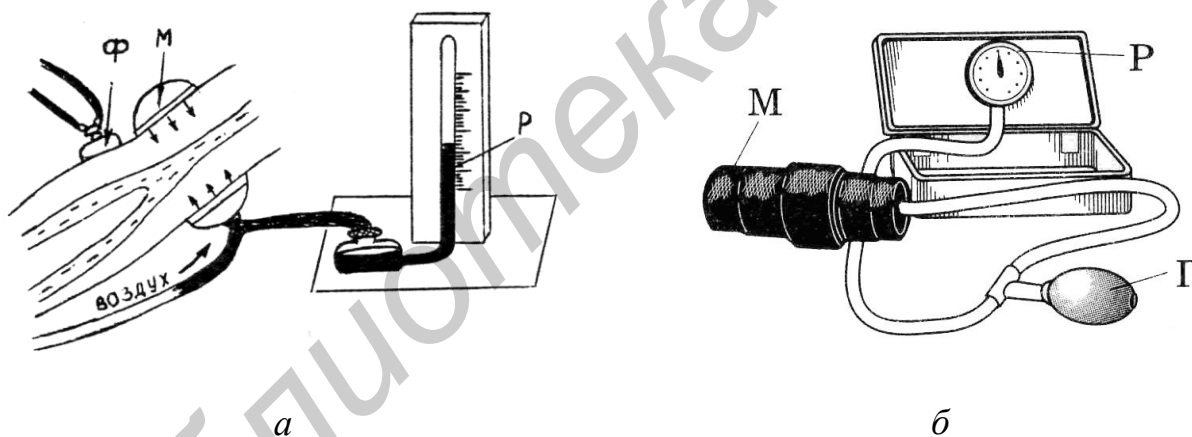


Рис. 1.40. Иллюстрация метода измерения артериального давления по Н. С. Короткову с помощью ртутного манометра (*а*) и металлического мембранного манометра (*б*) (Г – груша для накачивания воздуха в манжету)

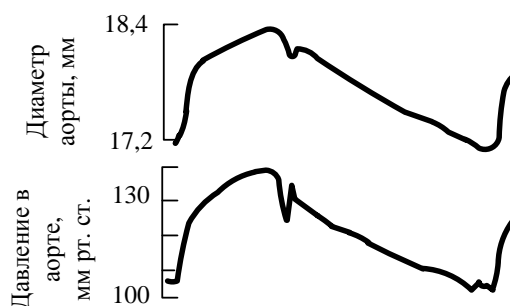
При выпускании воздуха из манжеты давление в ней падает, просвет сосуда увеличивается, и при равенстве давления в манжете систолическому возникают характерные звуки (тоны Короткова). Давление, показываемое манометром в этот момент, определяют как систолическое давление крови. Момент исчезновения звуков соответствует равенству измеряемого давления диастолическому.

Сегодня наиболее популярны автоматические измерители давления. В них тоны Короткова воспринимаются микрофоном, преобразующим звуковые воздействия в электрические сигналы, и на цифровом табло регистратора указываются значения систолического и диастолического давления.

### ***Пульсовая волна***

Рассмотрим подробнее, к чему приводит изменение давления крови в аорте в разные фазы работы сердца. Давление возрастает в момент изгнания крови из сердца – во время систолы – и затем падает во время диастолы. Изменение давления сопровождается радиальным движением стенки сосуда: при росте давления – ее растяжением; когда давление падает, сосуд, будучи упругим (см. п. 1.2.5. данного раздела), возвращается в исходное положение. Эти процессы для аорты собаки отражены на рис. 1.41. Подобные синхронные изменения диаметра аорты и давления крови в ней характерны и для человека. Этот процесс происходит во время каждого сердечного цикла, который складывается из систолы и диастолы, и для взрослого человека в покое составляет примерно 0,8–1 с. Следовательно, давление и элементы стенки аорты колеблются периодически с частотой, равной частоте сердечных сокращений.

Рис. 1.41. Зарегистрированные одновременно изменения диаметра аорты собаки и давления крови в ней за один сердечный цикл



Колебания давления крови распространяются по артериальному дереву в виде волны давления (пульсовой волны). Таким образом, *пульсовая волна* – это распространяющаяся по аорте и артериям *волна избыточного (над атмосферным) давления*, вызванная периодическим выбросом крови из левого желудочка



во время систолы. Иногда пульсовой волной называют распространяющуюся по сосудистой системе периодическую деформацию стенок сосуда. Периодическое движение стенок артерий, синхронное с сокращением сердца, определяется на ощупь и называется пульсом. У взрослого человека в покое оно фиксируется 60–80 раз в минуту. При этом частота сердечных сокращений равна 1–1,3 Гц.

Амплитуда пульсовой волны резко уменьшается на уровне микрососудов, однако ее «след» еще остается и здесь.

Экспериментальное подтверждение существования волн давления (пульсовых волн) дает рис. 1.42, на котором приведены кривые артериального давления, зарегистрированные одновременно в различных участках аорты собаки. Пунктиром отмечено среднее давление для начала нисходящей аорты.

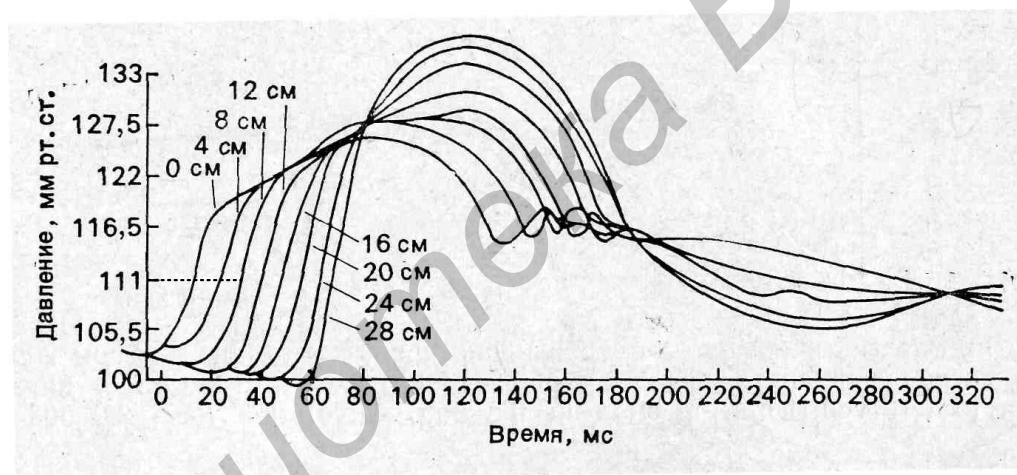


Рис. 1.42. Кривые артериального давления, зарегистрированные одновременно в различных участках аорты собаки: точка «0 см» находится в самом начале нисходящей аорты [22]

Из рисунка видно, что изменения КД, зарегистрированные несколько ниже по потоку крови, запаздывают во времени по отношению к предыдущим. Другими словами, показанное колебание давления, порожденное сокращением левого желудочка сердца, распространяется вдоль аорты в виде волны. Зная расстояние между точками измерения давления и время запаздывания, можно грубо оценить скорость ее распространения.

Именно распространение пульсовой волны определяет градиент давления, создающий течение в каждом участке артериального русла [27].

Теоретический расчет показывает, что скорость пульсовой волны равна

$$v = \sqrt{\frac{Eh}{\rho d}}, \quad (1.36)$$

где  $E$  – модуль упругости стенки сосуда;  $h$  – ее толщина;  $d$  – диаметр сосуда;  $\rho$  – плотность крови.

Из (1.36) видно, что с увеличением  $E$ , т. е. с увеличением жесткости сосуда, и увеличением толщины его стенки скорость пульсовой волны возрастает. В аорте она составляет 4–6 м/с, в артериях – 8–12 м/с. Из этих данных следует, что скорость распространения пульсовой волны намного больше линейной скорости кровотока, не превышающей в покое в среднем 0,5 м/с.

Форма и скорость пульсовой волны отражают работу сердца и состояние сосудистой системы и поэтому являются диагностически значимыми. В частности,  $v$  изменяется с возрастом и с изменением кровяного давления.

Один из экспериментальных методов регистрации пульсовых колебаний давления крови и определения скорости пульсовой волны рассмотрен в данном пособии при анализе прохождения электрического тока через живую ткань (п. 4.3.4.).

### ***Элементы биомеханики сердца. Работа и мощность сердца***

Работа  $A$ , которая совершается сердцем, затрачивается на:

- 1) выталкивание крови в аорту и легочную артерию против сил давления крови, которые там всегда есть;
- 2) сообщение крови кинетической энергии.

Первая составляющая этой работы называется *статическим компонентом работы сердца* ( $A_{ст}$ ), вторая – *кинетическим компонентом* ( $A_{к}$ ).

Работа сердца за одно сокращение (систола) равна

$$A = A_{\text{л}} + A_{\text{п}},$$

где  $A_{\text{л}}$  – работа левого желудочка сердца;  $A_{\text{п}}$  – работа правого желудочка.

Известно, что  $A_{\text{п}} = 0,2 A_{\text{л}}$ , тогда  $A$  равна

$$A = A_{\text{л}} + 0,2 A_{\text{л}} = 1,2 A_{\text{л}}. \quad (1.37)$$

Рассчитаем работу  $A_{\text{л}}$ , которая совершается при одном сокращении левого желудочка. Статический компонент этой работы вычисляется по формуле

$$A_{\text{ст}} = p_{\text{ср}} \cdot V_{\text{с}}, \quad (1.38)$$

где  $p_{\text{ср}}$  – среднее давление крови в аорте, в норме  $p_{\text{ср}} \approx 100$  мм рт. ст. (13,3 кПа);  $V_{\text{с}}$  – систолический (ударный) объем. Это объем крови, который выбрасывается желудочком при одном сокращении,  $V_{\text{с}} \approx 70$  мл для взрослого человека в состоянии покоя. Систолические объемы правого и левого желудочков равны.

По (1.38)  $A_{\text{ст}}$  левого желудочка =  $13,3 \cdot 10^3 \text{ Па} \cdot 70 \cdot 10^{-6} \text{ м}^3 \approx 0,9$  Дж.

Кинетический компонент работы определяется по формуле

$$A_{\text{к}} = \frac{mv^2}{2} = \frac{\rho V_{\text{с}} v^2}{2}, \quad (1.39)$$

где  $\rho$  – плотность крови ( $\rho \approx 10^3$  кг/м<sup>3</sup>);  $v$  – скорость крови в аорте ( $v \approx 0,5$  м/с).

Тогда  $A_{\text{к}} = \frac{1}{2} \cdot 10^3 \text{ кг/м}^3 \cdot 70 \cdot 10^{-6} \text{ м}^3 \cdot 0,25 \text{ м}^2/\text{с}^2 \approx 0,01$  Дж.

Вся работа левого желудочка  $A_{\text{л}}$  в условиях покоя  $A_{\text{л}} \approx 0,9$  Дж + 0,01 Дж = 0,91 Дж.

Таким образом, рассчитанная по (1.37) работа сердца за одно сокращение  $A$  в покое составляет  $\approx 1$  Дж ( $A = 1,2 A_{\text{л}} = 1,2 \cdot 0,91$  Дж  $\approx 1$  Дж).

Будем считать, что сердце делает одно сокращение в секунду. Тогда работа сердца за сутки равна 86 400 Дж.

Сердце совершает работу во время систолы, которая равна примерно 0,3 с, поэтому мощность сердца  $N \approx 1 \text{ Дж}/0,3 \text{ с} = 3,3 \text{ Вт}$ .

При физической нагрузке и эмоциях повышается КД, возрастает  $V_c$ , увеличивается скорость течения крови в аорте. Работа сердца возрастает. При этом изменяется и соотношение между ее статическим и кинетическим компонентами. Как видно из приведенных численных значений, в покое доля кинетического компонента составляет около 1 % от общей работы сердца. С повышением нагрузки, при стрессе растут оба компонента, но второй растет быстрее, так как его величина пропорциональна квадрату увеличивающейся линейной скорости кровотока. Доля кинетического компонента в общей работе сердца теперь может достигать 30 %.

Отметим, что помимо систолического (ударного) объема  $V_c$ , в клинической практике работа сердца оценивается еще двумя, связанными с  $V_c$ , показателями. Первый – *сердечный выброс* (минутный объем кровообращения, определяющий объемную скорость кровотока), он равен произведению  $V_c$  на число сердечных сокращений в минуту и измеряется в л/мин. Вторым – *сердечный индекс*, это отношение сердечного выброса к площади поверхности тела.

#### 1.4. Биомеханика внешнего дыхания

Вдох и выдох, поддерживающие жизнедеятельность организма, определяются работой *аппарата вентиляции*, который состоит из грудной клетки с дыхательными мышцами и легких с дыхательными путями. Понимание биомеханических процессов, обеспечивающих выполнение этой работы, требует знания законов гидродинамики, газовых законов и физики поверхностных явлений. Последние важны также для анализа такого коварного для организма явления, как газовая эмболия, иначе, явления остановки кровотока при попадании в кро-

веносное русло газового пузырька. Поэтому данный раздел мы начинаем именно с рассмотрения не очень простых по сути поверхностных явлений.

### 1.4.1. Физическая природа поверхностных явлений

#### *Поверхностное натяжение*

Рассмотрим не просто поверхности тел, а *поверхность раздела* двух контактирующих сред (жидкость – газ, твердое тело – жидкость и твердое тело – газ).

Очевидно, что молекулы, расположенные вблизи поверхности раздела, в тонком поверхностном слое находятся в условиях, отличных от условий внутри тела. На каждую молекулу внутри, например, жидкости (пусть это будет молекула 1 на рис. 1.43) действуют молекулярные силы притяжения со стороны соседних молекул, окружающих ее со всех сторон. Результирующая этих сил ( $R$ ) равна нулю. Пусть над поверхностью жидкости находится пар, плотность которого во много раз меньше, и взаимодействием его молекул с молекулами жидкости можно пренебречь. Молекулы, находящиеся на поверхности (например молекула 2), притягиваются только молекулами, находящимися внутри жидкости (см. рис. 1.43). Это влияет на характер взаимодействия каждой из них со своим окружением и приводит к тому, что потенциальная энергия\* молекул в поверхностном слое больше их потенциальной энергии внутри тела. Разность между энергией всех молекул (обеих сред) вблизи поверхности раздела и той энергией, которую эти молекулы имели бы, если бы они находились внутри тела, называется *поверхностной энергией* ( $U_{\text{пов}}$ ), иначе говоря, *поверхностная энергия* определяет избыток потенциальной энергии, характерный для молекул формирующих поверхность раздела.

---

\* Потенциальная энергия – часть механической энергии, обусловленная взаимодействием тел (в данном случае молекул).

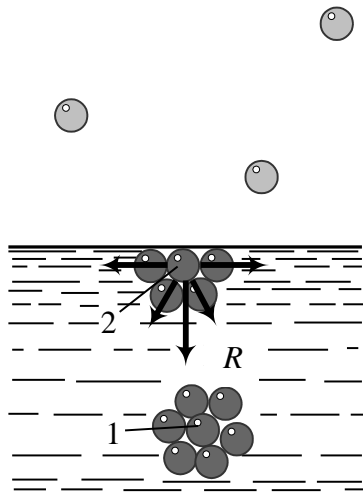


Рис. 1.43. Взаимодействие молекул внутри (1) и на поверхности жидкости (2)

Очевидно, что поверхностная энергия пропорциональна площади поверхности раздела  $S$ , т. е.

$$U_{\text{пов}} = \sigma S. \quad (1.40)$$

В формуле (1.40)  $\sigma$  – коэффициент поверхностного натяжения. Этот коэффициент можно определить как поверхностную энергию, приходящуюся на единицу площади поверхности раздела ( $U_{\text{пов}}/S$ ).

Из механики известно, что любое тело или система тел стремятся перейти в состояние с минимальной потенциальной энергией. Следовательно, поверхность раздела двух сред всегда стремится уменьшиться. Именно с этим связано стремление капелек жидкости принять сферическую форму: при равном объеме шар обладает наименьшей из всех фигур поверхностью.

Сокращение поверхности происходит за счет сил поверхностного натяжения. Сила поверхностного натяжения направлена по касательной к контуру, ограничивающему поверхность жидкости, внутрь жидкости. Можно показать, что сила поверхностного натяжения  $F_{\text{пов}}$  пропорциональна длине этого контура  $L$ :  $F_{\text{пов}} = \sigma L$ . Отсюда следует силовое определение коэффициента поверхностного натяжения. Поверхностное натяжение численно равно силе поверхностного натяжения  $F_{\text{пов}}$ , действующей на единицу длины  $L$  границы свободной поверхности жидкости, т. е.

$$\sigma = F_{\text{пов}} / L. \quad (1.41)$$

Размерность  $\sigma$  вытекает из его определения и может быть представлена в различных видах: энергия на единицу площади или сила на единицу длины (в СИ – Дж/м<sup>2</sup> или н/м).

Коэффициент поверхностного натяжения на границе жидкость – воздух легко измеряется, и его значения приведены во многих руководствах и справочниках. Поверхностное натяжение существует, конечно, и на границе твердых тел с газом или жидкостью, но способы измерения коэффициентов поверхностного натяжения на границах раздела этих сред пока не созданы.

Поверхностное натяжение биологических жидкостей в некоторых случаях может служить диагностическим параметром. Так, например, при заболевании желтухой поверхностное натяжение мочи резко уменьшается вследствие появления в моче желчных кислот.

### ***Смачивание***

*Смачивание* проявляется в растекании жидкости по поверхности твердого тела.

Степень растекания определяется краевым (контактным) углом смачивания. Краевой угол  $\theta$  – это угол между касательными, проведенными в какой-то точке границы соприкосновения к поверхности твердого тела и к поверхности жидкости (рис. 1.44). Он всегда отсчитывается от поверхности твердого тела внутрь жидкости.

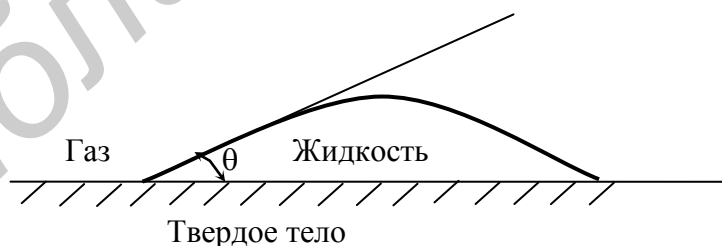


Рис. 1.44. Капля жидкости на поверхности твердого тела  
(к определению краевого угла  $\theta$ )

Чем меньше угол  $\theta$ , тем лучше смачивание. Возможно два крайних случая:  
1) при  $\theta = 0$  жидкость растекается по поверхности субстрата до монослоя

(полное смачивание); 2) при  $\theta = 180^\circ$  капли жидкости на поверхности субстрата принимают форму шариков (полное несмачивание).

На рис. 1.45 представлены возможные варианты смачивания поверхности материала.

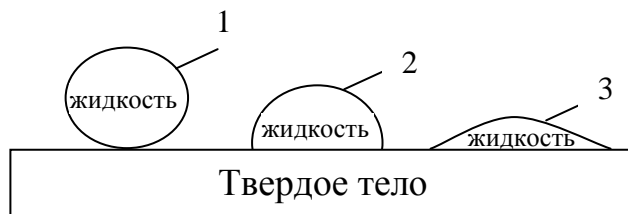


Рис. 1.45. Характер смачивания жидкостью твердой поверхности:

1 – нет смачиваемости; 2 – частичная смачиваемость; 3 – хорошая смачиваемость

Смачивание или несмачивание жидкостью стенок сосуда, в котором она находится, влияет на форму свободной поверхности жидкости в сосуде. Если большое количество жидкости налито в сосуд, то форма ее поверхности определяется силой тяжести, которая обеспечивает плоскую и горизонтальную поверхность. Однако у самых стенок поверхность жидкости все-таки искривляется.

Если силы притяжения между молекулами жидкости и твердого тела больше сил притяжения между молекулами жидкости, то жидкость смачивает стенки сосуда; если силы притяжения жидкости и твердого тела меньше сил притяжения между молекулами жидкости, то жидкость не смачивает стенки сосуда (рис. 1.46).

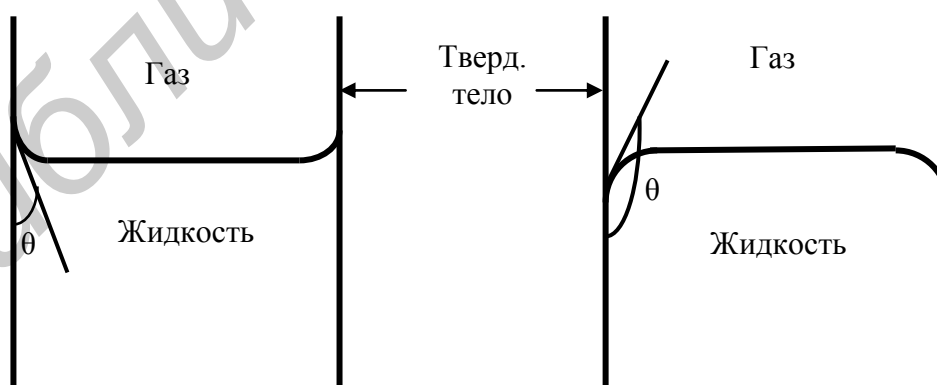


Рис. 1.46. Смачивание (слева) и несмачивание (справа) жидкостью стенок сосуда



## Давление под изогнутой поверхностью жидкости. Формула Лапласа

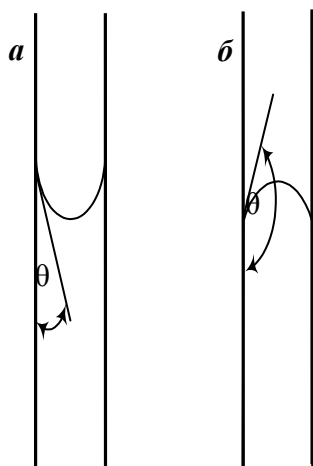


Рис. 1.47. Образование менисков в узких трубках (капиллярах)

Искривление поверхности жидкости у краев сосуда особенно отчетливо видно в узких трубках-капиллярах, в которых искривляется вся свободная поверхность. В трубке с круглым сечением эта поверхность обычно представляет собой часть поверхности сферы и называется мениском (от греч. *meniskos* – лунный серп). У смачивающей поверхности образуется вогнутый мениск (рис. 1.47, а), а у несмачивающей – выпуклый (рис. 1.47, б).

Искривление поверхности жидкости приводит к тому, что давление жидкости непосредственно под поверхностью мениска оказывается больше атмосферного ( $p_0$ ) (при выпуклом мениске) или меньше атмосферного ( $p_0$ ) (при вогнутом мениске) на величину  $\Delta p_m$  (рис. 1.48), которое называется *дополнительным давлением, или*

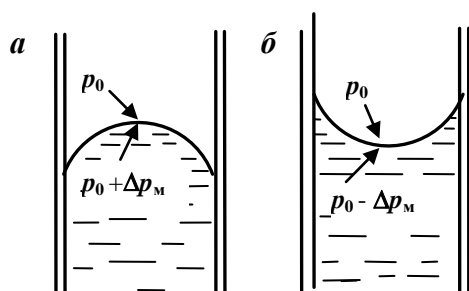


Рис. 1.48. Возникновение дополнительного давления под изогнутой поверхностью жидкости

*давлением Лапласа*, и определяется по формуле Лапласа:

$$\Delta p_m = \frac{2\sigma}{r_m}. \quad (1.42)$$

Здесь  $r_m$  – радиус кривизны мениска;  $r_m = \frac{r_0}{\cos \theta}$ , где  $r_0$  – радиус трубки;

$\theta$  – краевой угол;  $\sigma$  – поверхностное натяжение жидкости. Отметим, что  $\Delta p$  всегда направлено к центру сферы.

### Газовая эмболия

Пузырек газа, попавший в смачивающую жидкость, протекающую по узкой трубке, ограничен с обеих сторон менисками, под которыми образуется до-

бавочное давление. Если жидкость неподвижна, мениски имеют одинаковые радиусы ( $r_1 = r_2$ ) и добавочные давления под ними взаимно уравниваются (рис. 1.49, а). Если на жидкость действует внешнее давление  $p$ , например при движении жидкости, то мениски, удерживаемые силами сцепления у стенок трубки, деформируются, и радиусы их изменяются ( $r_1 > r_2$ ; рис. 1.49, б). Добавочные давления под менисками уже не будут уравниваться и создадут разность давлений  $\Delta p_m = (\Delta p_m)_2 - (\Delta p_m)_1 \geq p$ , противодействующую давлению  $p$  и затрудняющую движение жидкости вплоть до ее остановки.

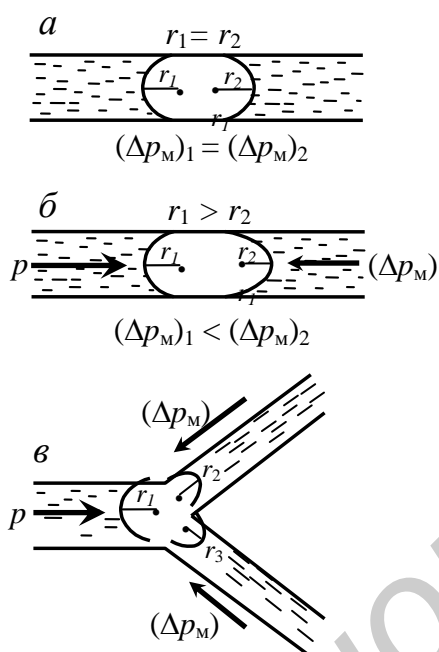


Рис. 1.49. Возникновение газовой эмболии

Наибольшее сопротивление движению жидкости оказывают мениски пузырька у разветвления трубки, т. к. в этом случае с одной его стороны образуются два мениска со значительно меньшими радиусами кривизны (рис. 1.49, в).

Аналогичные явления происходят, когда пузырек воздуха попадает в кровеносный сосуд. В этом случае может наступить полная закупорка сосуда. Это явление называется *газовой эмболией*. Поэтому необходимо принимать все меры предосторожности для того, чтобы при инъекциях, ранениях, вливаниях и других подобных процедурах в кровеносные сосуды не могли попасть пузырьки воздуха.

Газовые пузырьки в крови могут появляться у водолазов при быстром подъеме с большой глубины на поверхность, у летчиков и космонавтов при разгерметизации кабины или скафандра на большой высоте.

При подъеме водолаза на поверхность за счет снижения давления растворимость газов в крови падает и газы, прежде всего азот, начинают выделяться в виде пузырьков в сосуды (кислород и углекислый газ быстро связываются кро-

вью и тканями организма и поэтому опасности не представляют). Возникает газовая эмболия. В результате множественной закупорки мелких сосудов к тканям перестает поступать кислород и начинается кессонная болезнь. С глубины 30 м водолаз должен подниматься не менее 26 мин. При погружении на большие глубины используется гелиево-кислородная смесь, т. к. гелий почти нерастворим в воде.

#### **1.4.2. Физические закономерности, определяющие механизмы вдоха и выдоха**

Грудная клетка представляет собой жесткий подвижный футляр для легких, сердца и сосудов, обладающих упругостью. Грудная клетка активно изменяет свой объем посредством сокращения диафрагмы и других дыхательных мышц. При сокращении диафрагмы ее купол уплощается и смещается в сторону брюшной полости, что приводит к увеличению объема грудной клетки, а вслед за ней и легких. Согласно закону Бойля – Мариотта ( $pV = \text{const}$ ) увеличение объема легких неизбежно сопровождается понижением давления внутри них. Оно становится ниже атмосферного (примерно на 6 мм рт. ст., т. е. на 0,8 кПа при форсированном вдохе) и воздух засасывается внутрь легких (в альвеолы). Так совершается вдох.

При вдохе воздух поступает в трахею и затем по бронхам достигает альвеол. Альвеолы, которых примерно 300 млн, представляют собой мешочки (пузырьки), диаметром приблизительно 0,1 мм и толщиной стенки 0,4 мкм. Общая поверхность альвеол у взрослого человека составляет примерно 90 м<sup>2</sup>. Альвеолы оплетаются кровеносными сосудами, и через альвеолярно-капиллярную мембрану происходит газообмен между CO<sub>2</sub> крови и окружающим воздухом. Все дыхательные пути в совокупности составляют так называемую *разветвленную дыхательную трубку* (рис. 1.50).

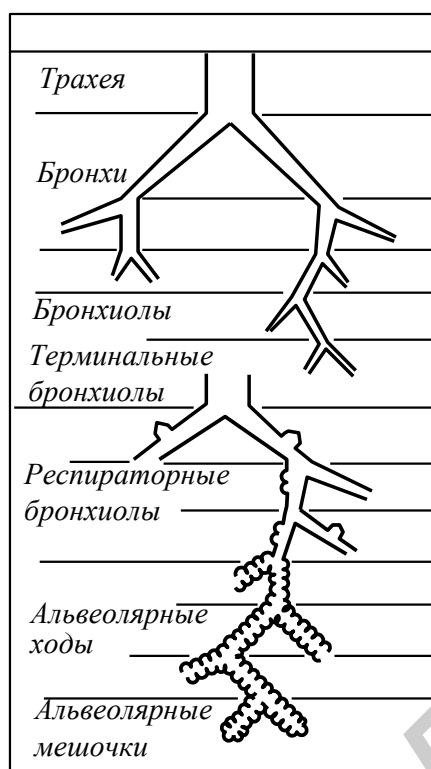


Рис. 1.50. Разветвленная дыхательная трубка

Внутри поверхность альвеол выстлана тонкой пленкой жидкости (сурфактантом). Под действием избыточного давления Лапласа стенки альвеол сжимаются, газы, находящиеся в альвеолах, стремятся покинуть их и выйти через дыхательные пути наружу. Это обеспечивает от 50 до 70 % всей энергии выдоха. Оставшиеся 30–50 % приходятся на энергию, запасенную при упругой деформации воздухоносных путей и тканей грудной клетки во время вдоха. В данном процессе альвеолы не слипаются, что делает возможным следующий вдох. Это обусловлено снижением коэффициента поверхностного натяжения сурфактанта от 50–70 мН/м в начале выдоха до 0–5 мН/м в его конце. Таким образом, основная роль сурфактанта – предупреждение спадания альвеол при низких легочных объемах.

Рассмотрим роль первого крика новорожденного в запуске механизма дыхания. Перед родами легкие плода сжаты, их объем около 40 мл. С первым вдохом воздуха легкие расправляются до объема 200 мл. Для раскрытия альвеол

при первом вдохе новорожденного (сурфактант еще не действует) требуется внешнее давление 4 кПа и выше, но для последующих вдохов (когда силы поверхностного натяжения регулируются отношением количества сурфактанта к поверхности альвеол) достаточно давления лишь 0,5 кПа.

Первый крик – важнейшая приспособительная реакция, облегчающая полное раскрытие легких. При крике голосовая щель существенно суживается, при этом создается естественный режим положительного давления к концу выдоха (при первых нескольких десятках актов дыханий объем вдоха больше, чем выдоха), что приводит к увеличению внешнего давления, которое растет и достигает значения, необходимого для раскрытия альвеол.

Для сплошного потока воздуха по воздухоносным путям животных и человека в физиологических условиях выполняется *условие неразрывности струи*: между объемной ( $Q$ ) и линейной ( $v$ ) скоростями воздушного потока установлена следующая зависимость  $Q = v \cdot S = \text{const}$ , где  $S$  – суммарная площадь поперечного сечения данного уровня ветвления. Наименьшей площадью поперечного сечения обладает трахея (в среднем  $2,54 \text{ см}^2$  у взрослого человека). Суммарное сечение двух главных (левого и правого) бронхов больше этой величины. По направлению к альвеолам суммарное сечение каждой последующей генерации бронхов становится все больше. Так, площадь суммарного сечения всех бронхов достигает  $180 \text{ см}^2$ , а всех альвеолярных мешочков –  $11\,800 \text{ см}^2$ . Отсюда следует вывод, что линейная скорость воздушного потока неодинакова в разных местах разветвленной дыхательной трубки: в трахее – порядка 1 м/с (наибольшая), в бронхах – 0,01 м/с, в альвеолярных мешочках – менее 0,0002 м/с.

## Контрольные вопросы к разделу «Биомеханика»

1. Каким количеством степеней свободы обладают: локтевой, лучезапястный и тазобедренный суставы?
2. Чем отличаются рычаги скорости и силы? Приведите примеры этих рычагов.
3. Что собой представляют деформации твердого тела? В чем состоит различие между упругой и пластичной деформацией? Перечислите основные виды деформации твердых тел.
4. Чем различаются статические и динамические нагрузки? Приведите примеры.
5. Что является количественной мерой деформации?
6. Что такое механическое напряжение? Какова единица измерения этой величины в системе СИ?
7. Приведите и проанализируйте закон Гука для деформации одноосного растяжения (сжатия). Как связаны коэффициенты жесткости и модуль Юнга, от чего они зависят?
8. Приведите и проанализируйте диаграмму растяжения. Определите пределы пропорциональности, упругости, текучести, прочности деформируемого материала.
9. Приведите и проанализируйте закон Гука для деформации сдвига. Что представляют собой касательное напряжение, модуль сдвига, коэффициент Пуассона, какова связь между ними и модулем Юнга?
10. Что понимают под твердостью материалов? Каковы единицы ее измерения? В чем различие методов определения твердости?
11. Что такое ударная вязкость? Каковы единицы ее измерения в СИ? Как связана эта величина с хрупкостью материала?
12. Назовите особенности механических свойств биотканей. В чем суть анизотропии биотканей, какова ее природа?

13. В чем выражается явление вязкоупругости? Как проявляется вязкоупругое поведение биотканей?
14. Каковы механические свойства и особенности твердых биологических тканей (костная ткань, суставной хрящ)?
15. Каковы механические свойства и особенности мягких биологических тканей (сухожилия, кожа, ткань кровеносных сосудов)?
16. Каковы основные характеристики течения жидкостей? Как связаны между собой линейная и объемная скорости их течения?
17. Чем отличаются идеальная и вязкая жидкость друг от друга? В чем суть условия неразрывности струи? В каких случаях течение жидкости описывается уравнением Бернулли?
18. Какую физическую величину определяет формула Ньютона в гидродинамике? В чем отличие ньютоновских и неньютоновских жидкостей?
19. Какие факторы влияют на вязкость движущейся в организме крови? Чему равна вязкость крови в норме и при различных патологиях?
20. Каковы принципы работы вискозиметра Оствальда и ротационного вискозиметра? В чем преимущество последнего?
21. Какую величину позволяет определить формула Пуазейля в гидродинамике вязкой жидкости? От каких параметров она зависит?
22. В чем отличие ламинарного и турбулентного течения жидкостей? Что такое число Рейнольдса? В каких участках сосудистой системы течение крови может иметь турбулентный характер?
23. Каково распределение скорости кровотока и кровяного давления в сосудистой системе (большой круг кровообращения)? Что такое систолическое, диастолическое, среднее и пульсовое давление?
24. В чем суть метода определения давления крови по Н. С. Короткову?
25. Какова природа возникновения пульсовой волны? Одинаковы ли скорости распространения пульсовой волны и значения скорости кровотока в разных сосудах?

26. Как рассчитать работу и мощность сердца?
27. В чем сущность физического явления поверхностного натяжения?
28. Каков физический смысл коэффициента поверхностного натяжения, от чего он зависит, какова его размерность?
29. В чем суть явлений смачивания и несмачивания жидкостью поверхности другого тела?
30. Как определить давление под изогнутой поверхностью жидкости?
31. В чем суть капиллярных явлений?
32. Как рассчитать высоту подъема (опускания) жидкости в капиллярных трубках?
33. В чем сущность газовой эмболии и каковы условия ее возникновения?
34. Какова роль поверхностного натяжения сурфактанта легких в процессе дыхания?
35. Какова роль первого крика новорожденного в запуске механизма дыхания?
36. Как выполняется условие неразрывности струи в воздухоносных путях человека?



## РАЗДЕЛ 2. АКУСТИКА. УЛЬТРАЗВУК И ЕГО МЕДИЦИНСКОЕ ПРИМЕНЕНИЕ

Звуковые волны окружают человека и являются одним из главных источников информации об окружающем мире. Благодаря им мы можем разговаривать друг с другом, слышать друг друга и различные источники звука, которых в окружающей среде бесчисленное множество. Акустика в узком смысле слова – учение о звуке.

### 2.1. Природа акустических волн

*Механические волны, распространяющиеся в упругой среде и имеющие частоты от самых низких до  $10^{12}$ – $10^{13}$  Гц, называют акустическими.*

Акустика – область физики, изучающая распространение механических волн в упругих средах, их взаимодействие с веществом, а также методы их получения и регистрации. В диапазоне частот от 16 до 20 000 Гц воздействие продольных акустических волн на слуховой аппарат человека приводит к формированию слухового ощущения. Поэтому волны этого диапазона называют *звуковыми*. Звуковые явления, изучаемые в акустике, чрезвычайно важны для медицины, особенно для оценки слуховых ощущений.

Итак, звук – это механические волны с частотой от 16 до 20 000 Гц. Волны с частотой, превышающей 20 кГц, соответствуют области *ультразвука*, а с частотой ниже 16 Гц – *инфразвука*.

*Скорость звука*, как и любой механической волны, зависит от упругих свойств среды и ее плотности, а в газах также от давления и температуры (табл. 2.1).

Скорость звука в разных средах

Вещество	Скорость звука, м/с	Вещество	Скорость звука, м/с
Воздух при 0 °С и давлении 100 кПа	331	Вода	1437
Жировая ткань	1460	Мозг	1520
Гладкие мышцы	1550	Печень	1570
Хрусталик	1650	Кости черепа	3660

### 2.1.1. Классификация звуков

Звуки разделяются на: 1) тоны (простые и сложные); 2) шумы; 3) звуковые удары.

*Тон* – это звук, представляющий собой периодически повторяющийся во времени процесс. Если это гармоническая волна, то тон называется *простым*, или *чистым*. Простой тон получают с помощью камертона, звукового генератора. Сложный тон – это периодический, но не гармонический процесс (например, музыкальные звуки, гласные звуки аппарата речи). В соответствии с теоремой Фурье сложный тон может быть разложен на простые тоны. Наименьшая частота такого разложения называется основным тоном  $\nu$ , а частоты, кратные основному тону,  $2\nu$ ,  $3\nu$ ,  $4\nu$  и т. д. – обертонами (гармониками). Набор этих частот с указанием их относительной интенсивности (амплитуды) называют *акустическим спектром*; он обычно отображается графически и является важной физической характеристикой сложного тона. Отметим, что акустический спектр тона *линейчатый* (рис. 2.1, а).

*Шумом* называют звук, отличающийся сложной, не повторяющейся во времени зависимостью (шорох, скрип, звуки от вибрации машин, согласные

звуки аппарата речи). Шум можно рассматривать как сочетание беспорядочно меняющихся сложных тонов. Акустический спектр шума сплошной и содержит все частоты в некотором интервале (рис. 2.1, б).

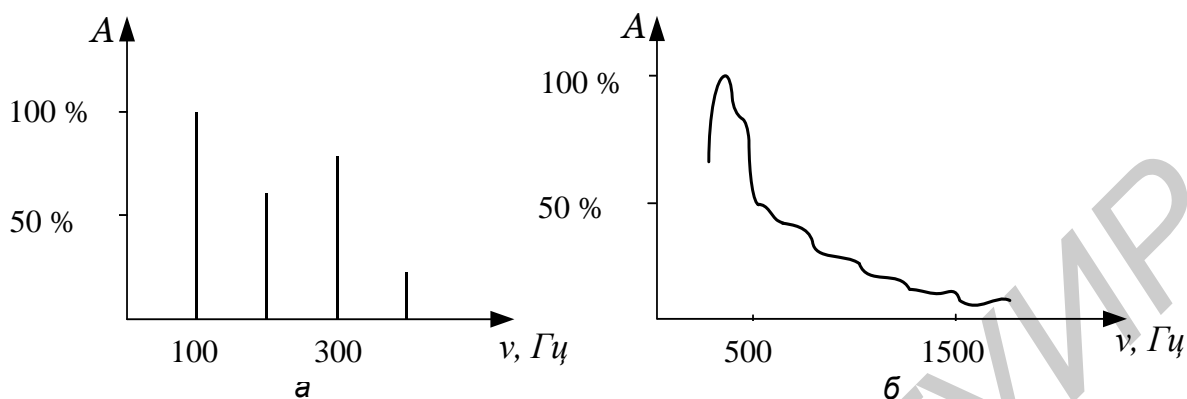


Рис. 2.1. Акустические спектры:  
а – сложного тона; б – шума

*Звуковой удар* – это кратковременное звуковое воздействие (хлопок, взрыв), т. е. шум очень высокой интенсивности.

### 2.1.2. Физические характеристики звуковых волн и характеристики слухового ощущения

Звук представляет собой, *с одной стороны*, частный случай колебательно-го процесса (с точки зрения физики), *с другой стороны*, субъективное ощущение (с точки зрения психофизиологии). Поэтому различают *объективные (физические)* и *субъективные (физиологические)* характеристики звука. Они определяют друг друга: чем больше интенсивность  $I$ , тем громче звук; чем больше  $\nu$ , тем выше звук; гармонический спектр определяет оттенки звучания, т. е. тембр звука. Соответствие между физическими и физиологическими характеристиками звука представлено в табл. 2.2

## Характеристики звука

Физические	Физиологические
Интенсивность $I$ ( $\text{Вт}/\text{м}^2$ ) или уровень интенсивности $L$ (дБ)	Громкость (уровень громкости) $E$ (фон)
Гармонический спектр	Тембр (оттенки звучания)
Частота звука $\nu$ (Гц)	Высота

В акустике помимо интенсивности  $I$  вводится еще одна связанная с ней характеристика. При распространении звука в среде возникает некоторое добавочное давление  $P$ , которое называют звуковым давлением,  $P = \sqrt{2I\rho v}$ , где  $\rho$  – плотность среды, а  $v$  – скорость распространения звука в ней.

**Диаграмма слышимости**

Слуховые ощущения формируются лишь в том случае, когда интенсивность звуковых волн превышает некоторое минимальное значение, называемое *порогом слышимости*. Иначе говоря, *порог слышимости* – это минимальная интенсивность, при которой пропадает ощущение звука. Для различных частот звукового диапазона этот порог имеет различные значения, т. е. слуховой аппарат обладает *спектральной чувствительностью*. Эксперименты показывают, что ухо обладает максимальной чувствительностью (самым низким порогом слышимости) в области частот 1000–3000 Гц. Например, значение порога слышимости для звука частотой 1000 Гц составляет в среднем  $10^{-12}$  Вт/м<sup>2</sup>, а частотой 500 Гц –  $10^{-7}$  Вт/м<sup>2</sup>. Зависимость порога слышимости от частоты называют спектральной характеристикой уха на пороге слышимости.

С увеличением интенсивности звука, естественно, возрастает и ощущение громкости. Однако звуковые волны с интенсивностью порядка 1–10 Вт/м<sup>2</sup> уже не воспринимаются как звук и вызывают только ощущение боли. Максималь-

ное значение интенсивности, при превышении которого возникает боль, называется *порогом болевого ощущения*. Он также зависит от частоты звука, хотя и в меньшей степени, чем порог слышимости.

Различия в интенсивностях, соответствующих болевому порогу и порогу слышимости, очень велики:  $\frac{I_{\max}}{I_0} = \frac{10}{10^{-12}} = 10^{13}$  (13 порядков). Поэтому для оценки интенсивности звука применяют логарифмическую шкалу – *шкалу уровней интенсивности*. Если интенсивность некоторого звука (любой частоты) равна  $I$ , то *уровень интенсивности  $L$*  этого звука вычисляется по формуле

$$L = \lg \frac{I}{I_0}. \quad (2.1)$$

Здесь  $I_0 = \text{const} = 10^{-12}$  Вт/м<sup>2</sup> соответствует порогу слышимости звука частотой 1000 Гц.

Единица измерения уровня интенсивности, рассчитанного по формуле (2.1), – бел (Б). На практике обычно пользуются в десять раз меньшей единицей измерения уровня интенсивности: 1 децибел (дБ) = 0,1 Б. В этом случае уровень интенсивности рассчитывается по формуле

$$L = 10 \lg \frac{I}{I_0} \text{ (дБ)}. \quad (2.2)$$

Порог слышимости по шкале уровней интенсивностей для звука частотой 1000 Гц соответствует 0 дБ, а порог болевого ощущения – 130 дБ.

Зависимости от частоты звуковых колебаний порога слышимости и порога болевого ощущения формируют *диаграмму слышимости*, показанную на рис. 2.2. Ее строят либо в координатах «уровень интенсивности  $L$  – частота  $\nu$ », либо в координатах «интенсивность  $I$  – частота  $\nu$ ». Она позволяет определить весь диапазон частот и интенсивностей (уровней интенсивности), слышимых данным ухом звуков.

Область частот и интенсивностей звука, ограниченная верхней и нижней кривыми диаграммы слышимости, называется областью слышимости.

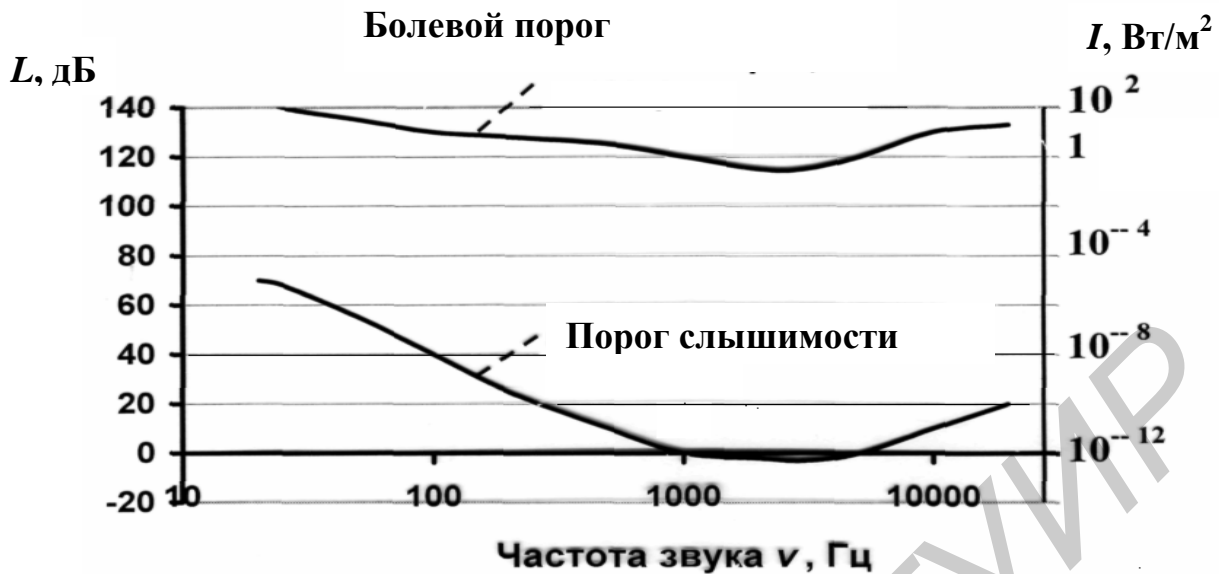


Рис. 2.2. Диаграмма слышимости

### ***Закон Вебера – Фехнера. Уровень громкости, высота и тембр звука***

Остановимся подробнее на первой физиологической характеристике звука – громкости – и введем для нее количественную меру. Громкость – уровень слухового ощущения звука над его порогом слышимости.

Громкость звука зависит от интенсивности звука. Однако прямой пропорциональной зависимости между этими характеристиками нет. При малой интенсивности звука ухо более чувствительно, чем при большой интенсивности. То есть чувствительность слухового анализатора обратно пропорциональна силе раздражения. В этом заключается суть *адаптации* уха к сильным и слабым звукам. Адаптация осуществляется за счет рефлекторного сокращения мышц косточек среднего уха (п. 2.1.4).

Количественная характеристика громкости называется «уровень громкости звука» (она обозначается  $E$ ). Связь между уровнем громкости и интенсивностью звука определяется психофизическим законом Вебера – Фехнера.

*Для звука данной (некоторой выбранной нами) частоты приращение уровня слухового ощущения  $\Delta E$  (т. е. громкости звука) пропорционально прираще-*

нию силы раздражения  $\Delta I$  (т. е. интенсивности звука), но за счет адаптации обратно пропорционально величине раздражения  $I$ .

Таким образом,  $\Delta E = k \frac{\Delta I}{I}$ , где  $k$  – коэффициент пропорциональности, или в дифференциальной форме:

$$dE = k \frac{dI}{I}. \quad (2.3)$$

Чтобы получить выражение для расчета уровня громкости звука  $E$  интенсивностью  $I$ , проинтегрируем (2.3). При этом учтем, что при  $I = I_{\text{п}}$  уровень громкости звука  $E = 0$ , где  $I_{\text{п}}$  – значение порога слышимости на выбранной частоте. Тогда

$$\begin{aligned} \int dE = k \int \frac{dI}{I} \rightarrow E = k \ln I + \ln C \rightarrow 0 = k \ln I_{\text{п}} + \ln C \rightarrow \ln C = \\ = -k \ln I_{\text{п}} \rightarrow E = k \ln I - k \ln I_{\text{п}} \rightarrow k \ln \frac{I}{I_{\text{п}}} = 2,3 \lg \frac{I}{I_{\text{п}}}. \end{aligned} \quad (2.4)$$

Выражение (2.4) представляет собой интегральную форму закона Вебера – Фехнера.

Для уровня громкости  $E$  введена своя единица измерения, которая называется *фоном*.

Из (2.4) следует, что одинаковой интенсивности звука на разных частотах соответствуют разные ощущения громкости, так как величина  $I_p$  зависит от частоты. Условились считать, что для звука  $\nu = 1000$  Гц  $2,3 k = 10$ . Так как в этом случае  $I_p = I_0$ , то  $E_{\text{фон}} = 10 \lg \frac{I}{I_0} = L_{\text{дБ}}$  (см. (2.4)). Таким образом, для звука частотой 1000 Гц уровень громкости, выраженный в фонах, равен уровню интенсивности, выраженному в децибелах.

Для того чтобы найти соответствие между уровнем громкости и уровнем интенсивности звука на других частотах, пользуются *кривыми равной громко-*

сти (рис. 2.3). Здесь по горизонтальной оси используется логарифмический масштаб.

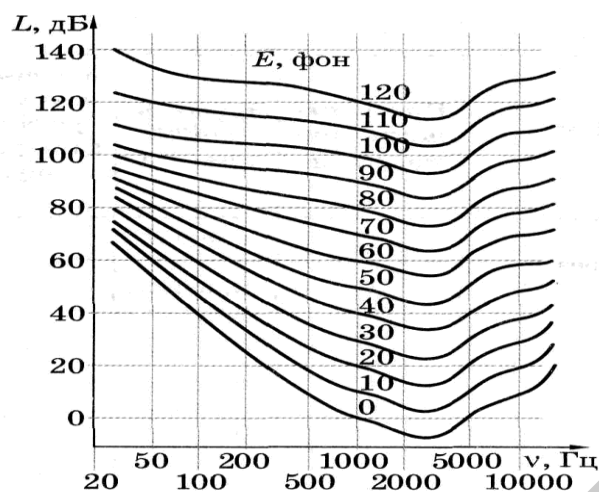


Рис. 2.3. Кривые равной громкости

Эти кривые построены на основании средних данных, которые получены у людей с нормальным слухом. С их помощью для разных частот можно найти громкости, соответствующие определенному уровню интенсивности. Например, пусть интенсивности звука частотой 100 Гц соответствует  $L = 60$  дБ. Каков уровень громкости этого звука? На рис. 2.3 находим точку с координатами 100 Гц, 60 дБ. Она лежит на кривой, соответствующей уровню громкости 30 фон, что и является ответом.

Воспринимая звуки, человек воспринимает их по высоте и тембру.

*Высота тона* обусловлена прежде всего частотой основного тона  $\nu$  (чем больше частота, тем более высоким воспринимается звук). В меньшей степени высота зависит от интенсивности звука (звук большей интенсивности воспринимается более низким).

*Тембр* – это характеристика звукового ощущения, которая определяется его гармоническим спектром. Тембр звука зависит от числа обертонов и от их относительных интенсивностей. Таким образом, гармоники (обертон) с частотами  $2\nu$ ,  $3\nu$ ,  $4\nu$  и т. д. создают тембровую окраску звукового сигнала.



### 2.1.3. Отражение и поглощение акустических волн

Проходя границу раздела двух сред, акустические волны претерпевают отражение и преломление по законам, аналогичным законам отражения и преломления света (рис. 2.4).

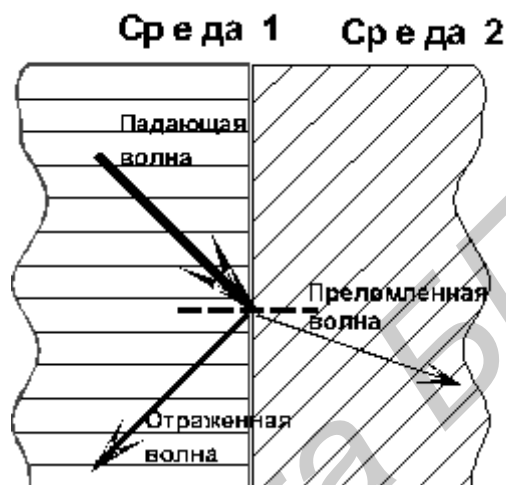


Рис. 2.4. Отражение и преломление акустических волн на границе раздела сред

Величина коэффициента отражения ( $R$ ) зависит от соотношения плотностей сред ( $\rho_1$  и  $\rho_2$ ) и скоростей распространения акустических волн в этих средах ( $v_1$  и  $v_2$ ). Произведение плотности среды на скорость называют *удельным акустическим импедансом*, или *волновым сопротивлением*  $Z$ :  $Z = \rho \cdot v$ .

При нормальном падении коэффициент отражения равен

$$R = \left( \frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1} \right)^2 \text{ или } R = \left( \frac{\rho_2 v_2 - \rho_1 v_1}{\rho_2 v_2 + \rho_1 v_1} \right)^2. \quad (2.5)$$

Из формулы (2.5) видно, что чем больше отличаются акустические импедансы сред, тем выше коэффициент отражения. Так, например, на границе раздела воздух – вода отражается свыше 99 % энергии акустической волны и лишь весьма малая часть ее проникает в воду при падении из воздуха. Отра-

жение на границах раздела различных биологических тканей существенно меньше. В частности, при прохождении ультразвуковой волны из мышцы в кость коэффициент отражения составляет 41 % (табл. 2.4).

При распространении акустических волн в среде происходит их поглощение. Убыль интенсивности волны с увеличением проходимого в среде расстояния определяется формулой

$$I_{\text{пр}} = I_{\text{вх}} \cdot e^{-kx}, \quad (2.6)$$

где  $I_{\text{вх}}$  – интенсивность волны, падающей на поверхность среды;  $I_{\text{пр}}$  – интенсивность волны после прохождения в среде расстояния  $x$ ;  $k$  – показатель поглощения, который зависит от свойств среды и частоты волны. Графически эта зависимость представлена на рис. 2.5.

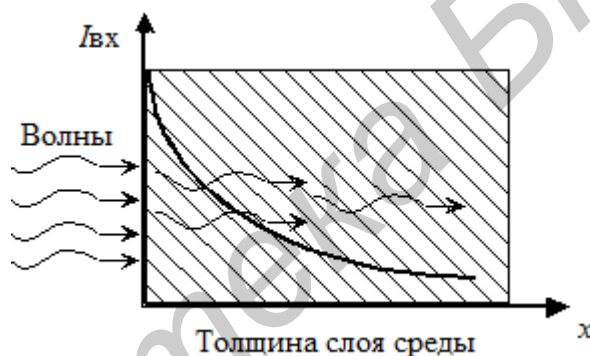


Рис. 2.5. Изменение интенсивности акустических волн при их распространении в поглощающей среде

#### 2.1.4. Механизм восприятия звука

Органом слуха является ухо. Ухо делится на три отдела: наружное, среднее и внутреннее ухо (рис. 2.6). Наружное ухо состоит из ушной раковины, слухового прохода и барабанной перепонки. Среднее ухо заполнено воздухом и состоит из трех косточек: молоточка, наковальни и стремечка с соответствующими мышцами, сухожилиями и связками. Один конец молоточка упирается в среднюю часть барабанной перепонки, а другой сочленен с наковальней. Нако-

вальня в свою очередь сочленена со стремечком, другой конец которого вплетен в перепонку овального окошечка, ведущего уже во внутреннее ухо. Органом, воспринимающим звук во внутреннем ухе, является улитка. Улитка имеет 2,5 завитка и заполнена жидкостью, называемой эндолимфой. Полость улитки разделена вдоль перепонкой, на которой располагается так называемый кортиев орган. Он состоит из многочисленных, неодинаковой длины слуховых волосковых клеток. В улитке же разветвляется и оканчивается слуховой нерв, идущий от головного мозга.



Рис. 2.6. Схема строения уха

Рассмотрим последовательность событий при восприятии звука человеком. Звуковые волны, собранные ушной раковиной, проходят наружное ухо и наталкиваются на барабанную перепонку, приводя ее в колебательное движение. Эти колебания посредством слуховых косточек среднего уха передаются перепонке овального окошечка, а через последнее – эндолимфе.

Жидкая среда внутреннего уха (эндолимфа) имеет волновое сопротивление, приблизительно равное волновому сопротивлению воды. За счет большой разницы волновых сопротивлений воздуха и воды при прямом переходе звуковой волны из воздуха в воду передается лишь 0,123 % падающей интенсивности. Это слишком мало. Поэтому основное назначение среднего уха – способствовать передаче внутреннему уху большей интенсивности звука. Используя технический язык, можно сказать, что барабанная перепонка и цепочка слуховых косточек обеспечивают согласование акустических импедансов воздуха и жидкости внутреннего уха, вследствие чего уменьшаются потери интенсивности звуковой волны при переходе из атмосферы во внутреннее ухо. Это происходит за счет того, что система косточек работает как рычаг с выигрышем в силе со стороны внутреннего уха в 1,3 раза у человека.

Еще одна из функций среднего уха – ослабление передачи колебаний в случае звука большой интенсивности. Это осуществляется рефлекторным расслаблением мышц косточек среднего уха. Таким образом, благодаря среднему уху, происходит адаптация слухового аппарата к звукам разной интенсивности.

Кроме того, необходимо учитывать, что любая разность давлений между наружным и средним ухом приводит к деформации барабанной перепонки и при резком изменении давления (например, связанном с изменением высоты) могут появиться болевые ощущения. Для избавления от таких перепадов давления служит *евстахиева труба*, которая соединяет полость среднего уха с верхней частью глотки. Благодаря этому атмосферный воздух может попадать в среднее ухо. Глоточное отверстие евстахиевой трубы обычно закрыто и открывается лишь во время глотательных движений, способствуя выравниванию давления воздуха на барабанную перепонку со стороны полости среднего уха и наружного слухового прохода. Пассажиры авиалайнеров знают: чтобы при взлете и посадке, когда давление меняется, не закладывало уши, нужно держать рот приоткрытым, тогда давление в среднем ухе уравнивается с атмосферным.

Наружное и среднее ухо относятся к звукопроводящей системе. Звуко-воспринимающей системой является внутреннее ухо. Слуховые косточки приводят в движение овальное окно, отделяющее эндолимфу от воздушного пространства среднего уха. В свою очередь эндолимфа, колеблясь, вызывает колебания слуховых волосковых клеток кортиева органа. Причем волосковая клетка, имея собственную длину, а значит и определенную частоту колебаний, будет колебаться только при условии совпадения этой частоты с частотой колебаний эндолимфы. Самые короткие волосковые клетки (135 мкм) находятся у основания улитки, а самые длинные (234 мкм) – у ее вершины. Колебания слуховых волосковых клеток вызывают раздражение окончания слухового нерва, появляются потенциалы действия, которые передаются в головной мозг, где и формируется звуковое ощущение. Таким образом, кортиев орган можно рассматривать как спектральный анализатор звука, каждый волосок которого резонирует только на звуковые волны определенной частоты.

### 2.1.5. Звуковые методы исследования в медицине

Звук может быть источником информации о состоянии органов человека.

1. *Аудиометрия.* При ухудшении слуха пороговая интенсивность, а следовательно, и уровень пороговой интенсивности  $L_{\text{п}}$  для данной частоты увеличивается. Величина разности между уровнем пороговой интенсивности в норме  $L_{\text{н}}$  (для нее существует государственный стандарт) и уровнем пороговой интенсивности  $L_{\text{п}}$  слуха исследуемого пациента называется понижением (потерей) слуха:

$$\Delta L = L_{\text{н}} - L_{\text{п}}$$

Зависимость  $\Delta L$  от частоты  $\nu$  звука называется аудиограммой, а прибор для ее получения – аудиографом.

Типичная аудиограмма показана на рис. 2.7 (по оси абсцисс используется логарифмический масштаб).



Рис. 2.7. Построение аудиограммы

2. *Аускультация* – выслушивание звуков, сопровождающих работу внутренних органов. Прибор, применяемый для этой цели, – фонендоскоп. Выслушиваются дыхательные шумы, хрипы, тоны сердца, шумы в сердце, по характеру которых можно судить о состоянии соответствующего органа.

Тоны и шумы сердца фиксируются и анализируются с помощью специального прибора – фонокардиографа. Соответствующий метод называется «фонокардиография».

3. *Перкуссия* – исследование внутренних органов посредством постукивания по поверхности тела и анализа возникающих при этом звуков. По харак-

теру перкуторного звука можно судить о том, какие ткани или органы находятся под местом постукивания, а при перемещении точки перкуссии определить форму и размеры органов, например сердца.

## **2.2. Ультразвук и его медицинское применение**

Механические волны с частотой от 20 кГц до  $10^9$ – $10^{10}$  Гц, называют *ультразвуком (УЗ)*. В медицине интенсивность УЗ-волн принято измерять в Вт/см<sup>2</sup>. Интенсивность УЗ-волн, применяемых в медицине, подразделяется на малую – до 1,5 Вт/см<sup>2</sup>, среднюю – (1,5–3) Вт/см<sup>2</sup>, большую – (3–10) Вт/см<sup>2</sup>.

### **2.2.1. Получение и регистрация ультразвука**

Работа УЗ-излучателя основана на явлении *обратного пьезоэлектрического эффекта (электрострикции)*. Его суть заключается в следующем: при наложении переменного электрического поля на определенным образом вырезанную кристаллическую пластинку (например кварцевую) она начинает деформироваться (сжиматься – растягиваться). Возникают механические колебания, частота которых равна частоте наложенного переменного электрического поля (рис. 2.8). Таким образом можно получить механические колебания УЗ-диапазона, которые распространяются в окружающей среде.

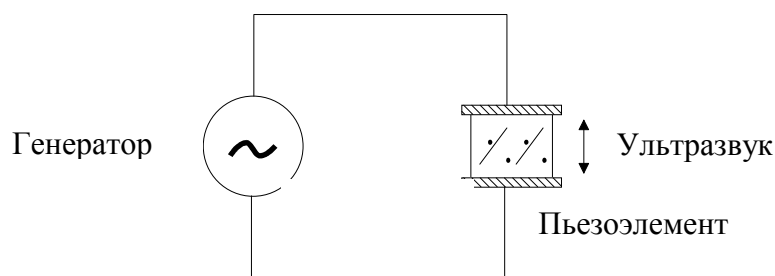


Рис. 2.8. Получение  
ультразвука с помощью  
обратного пьезоэффекта

В приемниках ультразвука используется *прямой пьезоэффект*. Его суть состоит в возникновении электрических зарядов на поверхности той же кварцевой пластинки под действием механического сжатия или растяжения. Деформация создается переменным давлением  $P$  ультразвуковой волны (рис. 2.9). При изменении характера деформации знаки зарядов меняются на противоположные. По возникающему при этом электрическому напряжению, которое фиксируется регистрирующей частью приемника, можно судить о существовании и интенсивности ультразвуковой волны. Часто приемник и источник ультразвука совмещаются в одном устройстве.

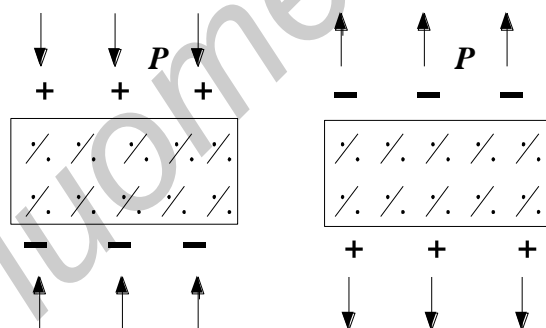


Рис. 2.9. Иллюстрация прямого  
пьезоэффекта

Для получения ультразвука большой интенсивности может быть использован также эффект, называемый *магнитострикцией*. Это возникновение механической деформации тел под действием переменного магнитного поля. Простейший магнитострикционный излучатель механической волны – это, например, никелевый стержень, вставленный внутрь катушки, по обмотке которой пропускается переменный ток. В катушке возникает переменное магнитное по-



ле, и стержень в такт с его колебаниями периодически деформируется, излучая УЗ-волну. Полученный таким образом ультразвук используется в ультразвуковой хирургии при наложении ультразвуковых колебаний на хирургический инструмент.

Магнитострикция позволяет генерировать волны с частотами до 70 кГц, а электрострикция – до 10 МГц.

### **2.2.2. Характерные свойства ультразвука, определяющие его применение в медицине**

Физическая природа звука, ультразвука и инфразвука одинакова – это механические волны, которые распространяются с одинаковой скоростью в данной среде. Тем не менее наибольшее применение в медицине находит ультразвук. Это связано с его свойствами. Рассмотрим наиболее значимые из них.

1. *Большая частота УЗ-волны.* Это позволяет получить ультразвуковые волны большой интенсивности, за счет высокой частоты при небольших амплитудах колебаний частиц среды, в которой распространяется волна ( $I = \frac{1}{2} \rho v A^2 \omega^2$ ). Подобная ситуация не может быть реализована для механических волн звуковых частот. При этом амплитуда ускорения частиц может быть достаточно велика ( $A_{\max} \sim \omega^2$ ). Например, при  $\nu = 880$  кГц,  $I = 2$  Вт/см<sup>2</sup> (максимальная интенсивность при УЗ-терапии) амплитуда колебаний частиц вещества, из которого состоят ткани,  $A_{\max} \approx 3,5 \cdot 10^{-8}$  см, амплитуда ускорения (максимальное ускорение)  $A_{\max} \approx 10^6$  м/с<sup>2</sup>. Следовательно, силы, действующие на частицы вещества, тоже могут быть значительными. Это приводит к микромассажу тканевых структур и часто к положительным структурным перестройкам на клеточном уровне.

По той же причине ультразвуковые колебания увеличивают проницаемость кожи для частиц лекарственного вещества, нанесенного на кожу. Поэто-

му широкое распространение получил ультрафонофорез – одновременное воздействие на организм ультразвуком и лекарственными препаратами. В отличие от электрофореза (п. 4.3.3) при фонофорезе в ткани попадают не только ионы, но и незаряженные частицы.

2. *Малая длина волны.* УЗ-волны – это волны большой частоты (до  $10^{10}$  Гц), а следовательно, малой длины волны ( $\lambda = v/\nu$ ). Длина звуковой волны, например, в воде на частоте 1 кГц, равна примерно 1,5 м, а для ультразвука на частоте 1 МГц – 1,5 мм. Это позволяет сфокусировать УЗ-волны на очень малые площадки (сторона площадки примерно равна длине волны) и локализовать их воздействие в нужном месте. При этом возможно получить большую плотность потока энергии  $\left(\frac{E}{St}\right)$  и применять УЗ для рассечения тканей (ультразвуковая хирургия), их соединения (остеосинтез), разрушения злокачественных опухолей, уничтожения бактерий (стерилизация хирургических инструментов), в стоматологии – для последовательного снятия зубного камня по всей поверхности зуба.

3. *Направленность излучения (малая расходимость).* Направленность излучения зависит от соотношения между размерами излучателя и длиной волны. Чем меньше длина волны по сравнению с размерами излучателя, тем больше направленность излучения. Поэтому ультразвуковые волны, которые имеют малую длину волны, могут быть получены в виде узких направленных пучков, подобных световым лучам. Их можно послать в выбранном направлении и получить отраженный сигнал. Эта особенность УЗ особенно важна в современной УЗ-диагностике.

4. *Достаточно большой показатель поглощения ультразвуковых волн.* Показатель поглощения акустических волн высокой частоты (к ним и относятся УЗ-волны) больше, чем низкой (звуковые волны). Поскольку поглощение энергии механической волны обычно приводит к ее преобразованию в тепло, то это позволяет использовать сфокусированный УЗ для локального нагрева тканей без перегрева соседних органов.

При этом степень нагрева ткани определяется коэффициентом поглощения (табл. 2.3) и глубиной залегания тканей. Чем больше коэффициент поглощения ткани, тем лучше она прогревается.

Таблица 2.3

Коэффициенты поглощения тканей на частоте 1 МГц

Ткань	Коэффициент поглощения $k$ , $\text{см}^{-1}$
Мышечная	0,32
Жировая	0,06
Костная	3
Кровь	0,02
Вода	0,023

Коэффициент поглощения растет при повышении частоты УЗ, соответственно уменьшается глубина проникновения ультразвука в ткань и хужегреваются глубокорасположенные ткани. При этом малые потери энергии в слоях жировой ткани (по сравнению с мышечной) и, следовательно, незначительный их нагрев при достаточном проникновении энергии в мышцы обеспечивают хорошие условия для прогрева мышц с помощью ультразвука. По этой же причине с помощью ультразвука добиваются значительного прогрева костной ткани, значение коэффициента поглощения для костной ткани велико (см. табл. 2.3).

### 2.2.3. Использование ультразвука в медицинской диагностике

Медико-биологические приложения ультразвука делятся на два направления: лечебное и диагностическое.

Первого мы касались, обсуждая свойства ультразвука в предыдущем разделе. Если коротко, то основная цель применения с лечебной целью ультразвука малой и средней интенсивности – неповреждающий нагрев или какие-либо нетепловые эффекты, а также стимуляция и ускорение нормальных фи-

зиологических реакций при лечении повреждений тканей (ультразвуковая терапия). При использовании ультразвука высокой интенсивности основная цель – вызвать управляемое избирательное разрушение в тканях (ультразвуковая хирургия).

Здесь более подробно остановимся на двух методах ультразвуковой диагностики: получение данных о структуре внутренних органов; использование эффекта Доплера для определения скорости движения биологических объектов (ультразвуковая доплерография).

В этих методах используется ультразвук небольшой интенсивности. Например, при ультразвуковой доплерографии 40–100 мВт/см<sup>2</sup>.

I. *Получение данных о структуре внутренних органов с помощью ультразвука.*

Оно основано на регистрации ультразвуковых волн, отраженных от границ раздела акустически неоднородных морфологических структур или этих структур и инородных образований в них, с последующей обработкой полученных электрических сигналов.

Значения коэффициентов отражения на границах различных сред приведены в табл. 2.4.

Таблица 2.4

Коэффициенты отражения на границах различных тканей

Отражающая граница	Коэффициент отражения, %
Хрусталик – стекловидное тело	1
Жир – мышцы	1,1
Жир – почка	0,6
Кость – мышцы	41
Кость – жир	49
Мягкие ткани – вода	0,2
Мягкие ткани – воздух	99,9

Наибольшее распространение в медицинской практике нашли три метода ультразвукового исследования:

- одномерное исследование (А-метод);
- двумерное исследование (В-метод);
- исследование движения структур человеческого тела (М-метод).

*А-метод* (от англ. *amplitude* – амплитуда) основан на использовании одиночных УЗ-импульсов, направляемых в исследуемый объект, и регистрации амплитуды и времени их возвращения после отражения от неоднородностей в структуре объекта. Он позволяет определять расстояние до отражающих ультразвуковых образований в одном заданном направлении.

В качестве примера рассмотрим получение и интерпретацию эхограммы глаза (рис. 2.10).

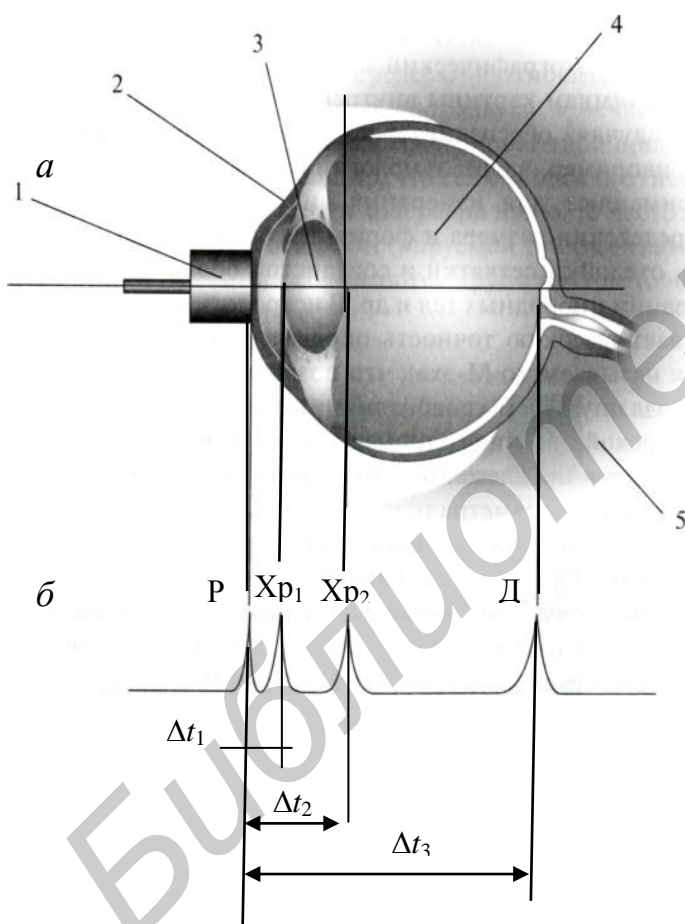


Рис. 2.10. Схема одномерной эхографии глаза [2]:

*a* – структурная схема глаза:  
 1 – излучатель – приемник УЗ (УЗ-преобразователь), совмещенный с роговицей;  
 2 – глазное яблоко; 3 – хрусталик;  
 4 – стекловидное тело;  
 5 – ретробульбарные ткани;

*б* – схематическая эхограмма (анализируемое изображение на экране регистрирующего устройства):  
 P – зондирующий УЗ-импульс;  
 Xp<sub>1</sub> и Xp<sub>2</sub> – импульсы, обусловленные отражением УЗ-волны, соответственно от передней и задней поверхности хрусталика;  
 Д – отраженный сигнал от глазного дна

При УЗ-диагностике глаза с помощью прибора типа «А» ультразвуковой преобразователь 1 который излучает короткие (длительностью порядка

$10^{-6}$  с) УЗ-импульсы, прикладывается к роговице глаза через контактное вещество (гель). В паузах между посылаемыми (зондирующими) импульса-

ми УЗ-преобразователь принимает импульсы, отраженные от глазных структур, показанных на рисунке. После усиления (увеличения их амплитуды) эти импульсы наблюдаются на экране регистрирующего прибора в виде разделенных во времени кратковременных отраженных сигналов. Их совокупность образует одномерную эхограмму типа А.

Отмечаемое на экране время  $\Delta t_1$  прихода первого отраженного сигнала соответствует времени распространения УЗ-волны от роговицы до передней поверхности хрусталика и назад. Значит, глубина расположения этой поверхности может быть определена по формуле  $l_1 = \frac{v \cdot \Delta t_1}{2}$  где  $v$  – скорость УЗ. Аналогично определяется расстояние  $l_2$  (до задней поверхности хрусталика),  $l_3$  (до глазного дна). Таким образом, полученная эхограмма позволяет судить о глубине расположения различных морфологических структур этого органа, определить размер глазного яблока, диагностировать отслойку сетчатки, обнаружить наличие инородных тел и глубину их залегания и т. д.

Наиболее часто в клинической практике применяется так называемый *B-режим* (от англ. *bright* – яркость),\* который, используя перемещающийся в пространстве (сканирующий) УЗ-луч, позволяет получить на экране монитора плоское изображение органов в режиме реального времени.

Если УЗ-волна проходит через ткань, не отражаясь от нее, то на экране это место будет черным (эхопрозрачным, эхонегативным, гипоэхогенным). Поэтому, например, наполненные кровью, лимфой, мочой, желчью сосуды и органы, жидкость в полости кисты за счет малого коэффициента отражения на границах жидкостей с мягкими тканями (см. табл. 2.4) выглядят темными (рис. 2.11).

Если ткань (например, оболочка какого-то биообъекта) обладает высоким акустическим сопротивлением (эхоплотная, эхопозитивная, гиперэхогенная) по сравнению с объектом, который она окружает (полый орган), то на экране визуализируется только граница такого объекта в виде линии белого цвета. Внут-

---

\* Этот метод часто называют ультразвуковой томографией.

ренную структуру самого объекта рассмотреть нельзя, на экране он выглядит черным. На рис. 2.11 белая линия видна вокруг воротной вены, т. к. она в отличие от других сосудистых структур имеет гиперэхогенные стенки.

В пространстве позади незамкнутого гиперэхогенного объекта УЗ-волны также не проникают и возникает акустическая тень. На экране она имеет вид темной полосы и наблюдается позади костей (ребра), камней (в почках или желчном пузыре).

Ткани, частично отражающие УЗ-волны, называются эхогенными. В зависимости от степени отражения тканями УЗ-волны, на экране они выглядят окрашенными различными оттенками серого (см. изображение печени на рис. 2.11). Чем более светлым («ярким») выглядит объект, тем выше его способность отражать УЗ-лучи. Современные УЗ-аппараты могут регистрировать 1024 оттенка серого цвета, что позволяет получить четкое изображение органов.

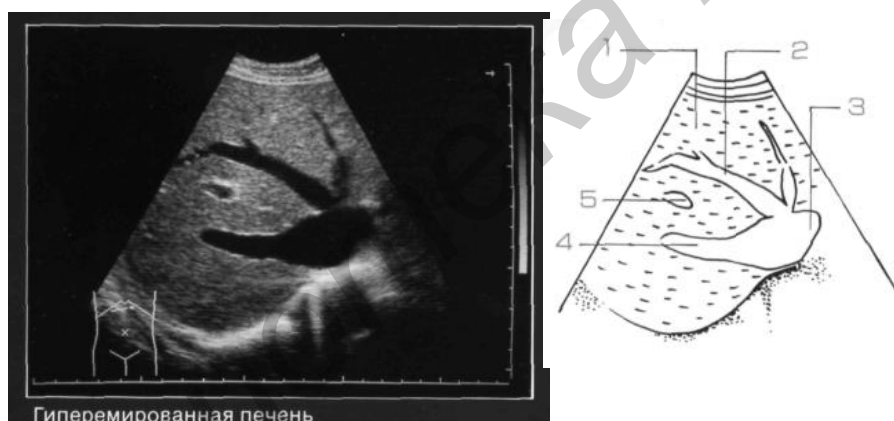


Рис. 2.11. Ультразвуковое изображение гиперемированной печени:

- 1 – печень; 2 – расширенная средняя печеночная вена;
- 3 – расширенная нижняя полая вена; 4 – расширенная правая печеночная вена;
- 5 – воротная вена

Сегодня ультразвуковая технология позволяет получать трехмерное, максимально реальное изображение объекта, так называемый 3D-режим (рис. 2.12).



Рис. 2.12. Трехмерное ультразвуковое изображение плода

В УЗ-диагностике применяется также *M-метод* (от англ. *motion* – движение), который позволяет оценивать характеристики движения некоторых биообъектов (например клапанов сердца).

*Методические особенности ультразвуковой диагностики:*

1. *Выбор частоты ультразвукового воздействия.* Из практики известно, что чем больше частота сигнала при УЗ-диагностике, тем более четкую (качественную) картину изображения органа можно получить при его визуализации. При увеличении частоты УЗ-волн увеличивается «разрешающая способность» метода, которая позволяет обнаружить более мелкие неоднородности. Однако при этом увеличивается поглощение УЗ-волн и уменьшается их проникающая способность. Поэтому частоту УЗ выбирают так, чтобы по возможности сочетать достаточное разрешение с естественной глубиной расположения исследуемого органа. Так, например, частоты порядка 4 МГц используются при исследовании глубоко расположенных органов, а более высокие (до 10–15 МГц) для визуализации объектов, близко расположенных к поверхности тела. В частности, при УЗ-исследовании щитовидной железы и височно-нижнечелюстного сустава используются волны частотой 7,5 МГц, а для исследования органов брюшной полости – частотой 3,5–5,5 МГц.

2. *Использование безвоздушных контактных сред.* Коэффициент отражения на границе воздух – кожа составляет 99,99 % (см. табл. 2.4). Если УЗ-излучатель приложить непосредственно к коже человека, то УЗ-волна не проникнет внутрь, а отразится из-за тонкого слоя воздуха между излучателем и кожей.



Чтобы исключить отражение УЗ, поверхность кожи покрывают слоем специальной желеобразной смазки, которая выполняет роль переходной среды и уменьшает отражение. Это позволяет ультразвуковому лучу проникнуть внутрь человеческого тела и провести соответствующее обследование, то же используется и в случае УЗ-терапии. Следует также иметь в виду, что воздух сильно поглощает ультразвук.

*Таким образом, преимуществами методов ультразвуковой диагностики являются:*

- простота и дешевизна;
- портативность аппарата;
- отсутствие лучевой нагрузки;
- непродолжительность исследования;
- способность улавливать даже небольшую разницу в плотности тканей, что, например, позволяет проводить дифференциальную диагностику между кистами (жидкостными образованиями) и опухолями (плотными тканями).

*Недостатки метода:*

- за счет большого коэффициента отражения на границе мягкая ткань – кость невозможно визуализировать внутрикостные или прикрытые костями структуры;
- использование ультразвуковых методов неэффективно и для диагностики состояния газонаполненных органов (например, легких, кишечника и других полых органов) из-за большого коэффициента отражения на границе мягкая ткань – газ и большого коэффициента поглощения УЗ газовыми средами;
- возможности УЗИ тем хуже, чем глубже расположен патологический процесс;
- при УЗИ нет лучевой нагрузки, но повреждение может быть вызвано тепловым действием.

II. *Использование эффекта Доплера для определения с помощью ультразвука скорости движения биологических объектов (ультразвуковая доплерография).*

Эффект Доплера состоит в том, что движение источника механической (звуковой, ультразвуковой) либо электромагнитной волны относительно неподвижного приемника вызывает изменение частоты воспринимаемой приемником волны. Так, если источник волны приближается к приемнику, то частота волны возрастает по сравнению с тем, когда источник покоится, если он удаляется от приемника, частота уменьшается. В медицинской диагностике этот факт используется для определения скорости кровотока, главным образом, в крупных сосудах.

Рассмотрим суть метода. Пусть на некотором участке кровеносного сосуда необходимо определить скорость движения крови  $v_{кр}$ . Эритроциты (отражатели УЗ-волн), движущиеся в различных участках кровеносной системы, являются идеальными объектами для измерения скорости крови методом Доплера. Пусть генератор ультразвука совмещен с приемником в виде некоторой технической системы, которая неподвижна относительно исследуемого участка. Частота ультразвуковых волн, падающих на эритроцит, равна  $\nu_{ист}$ . Угол между направлением распространения зондирующей ультразвуковой волны и направлением движения эритроцитов равен  $\alpha$  (рис. 2.13).

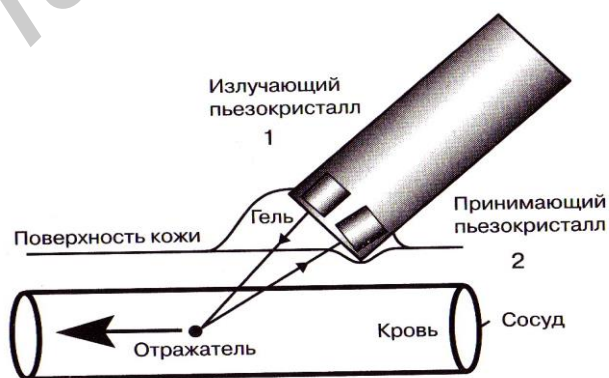


Рис. 2.13. Схема определения скорости кровотока методом Доплера

В соответствии с эффектом Доплера частота волн отраженных эритроцитами и регистрируемых приемником  $v_{пр}$ , будет отличаться от частоты падающего ультразвука  $v_{ист}$ . При этом разница частот  $\Delta v = v_{пр} - v_{ист}$  зависит от скорости движения крови  $v_{кр}$  –

$$\Delta v = \frac{2 \cdot v_{кр} \cdot v_{ист} \cdot \cos \alpha}{v_{уз} - v_{кр}} \quad \text{при} \quad v_{уз} \gg v_{кр},$$

$$\Delta v = \frac{2v_{кр} \cdot v_{ист}}{v_{уз}} \cos \alpha. \quad \text{Тогда}$$

$$v_{кр} = \pm \frac{\Delta v}{2 \cdot v_{ист} \cdot \cos \alpha} \cdot v_{уз}. \quad (2.7)$$

Знак «+» в формуле (2.7) соответствует движению объема крови навстречу приемнику, а «-» движению от приемника.

Таким образом, по измеренному сдвигу  $\Delta v$  частоты волны можно определить линейную скорость движения крови  $v_{кр}$  и ее направление относительно датчика (источника/приемника ультразвука).

Используя подобную методику, можно определить характер движения клапанов и стенок сердца, а также других органов.

Пример. Определить скорость кровотока в артерии, если при встречном отражении ультразвука ( $v_{ист} = 100 \text{ кГц} = 10^5 \text{ Гц}$ ,  $v_{уз} = 1500 \text{ м/с}$ ,  $\cos \alpha = 1$ ) от эритроцитов возникает доплеровский сдвиг  $\Delta v = 40 \text{ Гц}$ .

Решение. По формуле (2.7) найдем:

$$v_{кр} = \pm \frac{\Delta v}{2 \cdot v_{ист}} \cdot v_{уз} = \frac{40 \cdot 1500}{2 \cdot 10^5} = 0,3 \text{ м/с}.$$

### 2.3. Вибрации. Их действие на организм человека

*Вибрации* – это вынужденные механические колебания, возникающие при работе технических средств.

Действие вибраций на человека, связанного с их источником, определяется величиной характеризующих их параметров: частотой, амплитудой, энергией, скоростью и ускорением колеблющегося тела.

Продолжительное воздействие вибраций вызывает в организме человека часто стойкие нарушения нормальных физиологических функций. Они особенно выражены в том случае, когда частота вибрации совпадает с резонансными частотами отдельных структур организма (рис. 2.14)

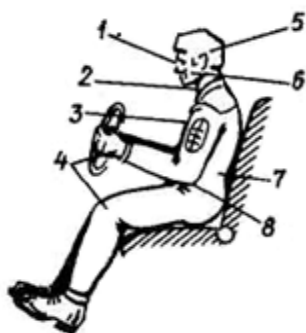


Рис. 2.14. Резонансные частоты тела человека:  
1 – глаза (12–27 Гц); 2 – горла (6–27 Гц);  
3 – грудной клетки (2–12 Гц); 4 – ног, рук (2–8 Гц);  
5 – головы (8–27 Гц); 6 – лица и челюсти (4–27 Гц);  
7 – поясничной части позвоночника (4–14 Гц);  
8 – живота (4–12 Гц)

Возможные последствия действия вибраций в достаточно широком частотном диапазоне приведены в табл. 2.5.

В данной таблице обозначения в последней строке указывают названия диапазонов акустических колебаний, вызывающих при определенной интенсивности соответствующие реакции: ИЗ – инфразвуковой диапазон, звук – звуковой диапазон, УЗ – ультразвуковой диапазон.

Диапазоны частот вибраций и соответствующие последствия  
их действия

Действие вибрации	Частота 0,1 1 10 10 <sup>2</sup> 10 <sup>3</sup> 10 <sup>4</sup> 10 <sup>5</sup> Гц
Укачивание	0,1 - 1
Основные резонансы тела	1 - 10
Затруднение дыхания	1 - 10
Вредное влияние на зрение	1 - 10
Вредное влияние на сердечно-сосудистую систему	1 - 10
Ухудшение координации рук, непостоянство давления ступни на опору	1 - 10
Ухудшение качества работы человека-оператора	1 - 10
Нагревание тканей, разрушение клеток	10 <sup>3</sup> - 10 <sup>5</sup>
Диапазоны акустических волн	ИЗ   Звук   УЗ

Для защиты от вибраций применяют виброизоляцию, вводя демпферы (гасители вибраций) между их источниками и защищаемыми объектами.

Наряду с вредным существует и полезное действие вибрации, например, в виде вибромассажа, улучшающего кровообращение и обмен веществ.

### Контрольные вопросы к разделу

#### «Акустика. Ультразвук и его медицинское применение»

1. Какие волны называются звуковыми? От чего зависит скорость звука?
2. Какими физическими характеристиками определяются физиологические характеристики звука?
3. Что называют порогом слышимости? От чего он зависит?
4. Сформулируйте закон Вебера – Фехнера. Какова связь между уровнями интенсивности и громкости звука? В каких единицах они измеряются?
5. Что такое акустический импеданс? От чего и как зависит коэффициент отражения акустических волн на границе раздела сред?

6. Запишите закон поглощения акустических волн в среде. Как зависит показатель поглощения от частоты волны?

7. Назовите методы получения и регистрации ультразвука. Объясните их физическую основу.

8. В чем суть методов ультразвуковой диагностики?

9. Почему при УЗИ органов различной локализации применяют различные частоты ультразвука?

10. В чем суть методов определения скорости кровотока с помощью эффекта Доплера?

Библиотека БГУИР

### 3. БИОФИЗИКА МЕМБРАН

Структурной и функциональной единицей живого организма является *клетка*.

Напомним, что любая клетка состоит из окруженной *плазматической* (*клеточной*) мембраной *цитоплазмы*, в которой находятся *ядро* клетки, *органеллы*, например, митохондрии, рибосомы и другие включения. Все они тоже имеют свои мембраны. Именно через мембраны происходит обмен веществ в организме. Нарушение структуры мембран ведет к нарушению их функций и, следовательно, к нарушению функционального состояния организма в целом.

В данном разделе излагаются основные сведения по биофизике клеточных мембран. Здесь приведены их структура и физические свойства, рассматриваются виды пассивного транспорта (переноса) различных веществ и ионов через мембраны и их математическое описание, активный транспорт ионов. Рассмотрены также физические механизмы образования потенциала покоя клетки и формирование ответа клетки в виде генерации потенциала действия на действие внешнего раздражителя. Анализируются механизмы распространения потенциала действия по миелинизированным и безмиелиновым нервным волокнам.

#### 3.1. Структура и свойства биологических мембран

Известно, что биологические мембраны состоят из липидов и белков, процентное соотношение которых меняется в зависимости от вида клетки и функционального назначения мембраны. *Липиды* в мембранах представлены *гликолипидами*, *фосфолипидами* и *холестерином*. *Холестерин* содержится главным образом в наружной, плазматической мембране клеток млекопитающих. Различные фосфолипиды входят в состав всех биологических мембран. Молекулы липидов состоят из двух частей с различными электрическими свойствами: *по-*

лярной головки\* и неполярных хвостов. Головки гликолипидов представляют собой производные сахаров, головки фосфолипидов – остатки фосфорной кислоты, а хвосты липидов – остатки жирных кислот. Связь между головкой и хвостами осуществляется остатком молекулы глицерина (рис. 3.1).

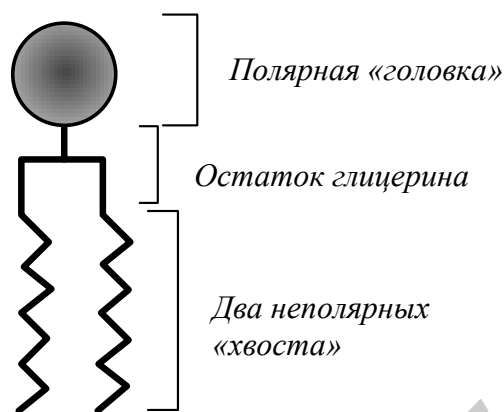


Рис. 3.1. Схематическая структура молекулы фосфолипида

Так как головки липидов полярны, они хорошо взаимодействуют с полярными веществами и растворителями, в частности, с водой – универсальным растворителем биосистем, поэтому головку называют *гидрофильной* частью липида. Хвосты, наоборот, неполярны и хорошо взаимодействуют с неполярными веществами и растворителями, но плохо с водой. Такое поведение неполярных структур в воде (*гидрофобность*) обусловлено тем, что им энергетически выгоднее взаимодействовать друг с другом, чем с молекулами воды, вследствие чего они отталкиваются от воды.

В результате липиды, нанесенные на поверхность воды, образуют тонкий мономолекулярный слой, в котором головки липидов связаны с водой, а хвосты направлены вверх – подальше от воды. Если же эти липиды поместить внутрь воды, например, путем интенсивного встряхивания или воздействия ультразвуком, то при малых концентрациях они образуют сферические структуры – *мицеллы*, в

---

\* Если молекула или часть молекулы имеет не равный нулю дипольный момент или электрический заряд, то ее называют полярной.



которых головки липидов обращены в сторону воды, а хвосты спрятаны внутрь мицелл. Затем, по мере увеличения концентрации липидов, сначала образуются *липосомы*, или иначе *везикулы* (пузырьки), сформированные *двумя слоями липидов*, в которых головки обращены в сторону наружной и внутренней воды, а хвосты обращены друг к другу. Такие образования уже можно рассматривать как искусственные липидные мембраны (рис. 3.2, *а*). Наконец, при слиянии везикул образуется обширный двойной слой липидов, который и является структурной основой биологической мембраны. Толщина образующегося липидного бислоя составляет 6–7 нм.

Кроме липидов мембраны содержат *белки и углеводы*.

Белки, связанные с мембранами, подразделяются на два класса: *интегральные* и *периферические*. Интегральные белки погружены в липидный бислой полностью или частично, а периферические находятся на той или другой поверхности мембраны (обычно на ее внутренней стороне). Образование липидного бислоя со встроенными в него белками происходит самопроизвольно. Такая организация липидов и белков в воде энергетически выгодна.

Углеводы могут быть присоединены либо к белкам, либо к липидам, но в любом случае они неизменно располагаются на внешней, а не на внутренней поверхности мембраны и играют важную роль в межклеточных взаимодействиях. Общая толщина клеточной мембраны составляет 8–9 нм (рис. 3.2, *б*).

По макроструктуре мембрана относится к жидким кристаллам, и ее неверно было бы представлять как застывшее образование.

Липиды и белки в мембране находятся в постоянном хаотическом тепловом движении, энергия которого определяется температурой среды. Липиды непрерывно меняются местами, перемещаясь вдоль поверхности мембраны со скоростью около 5 мкм/с. Участвуют в этом движении и белки. Это явление хаотического перемещения липидов и белков вдоль поверхности мембраны называется *латеральной (боковой) диффузией*.

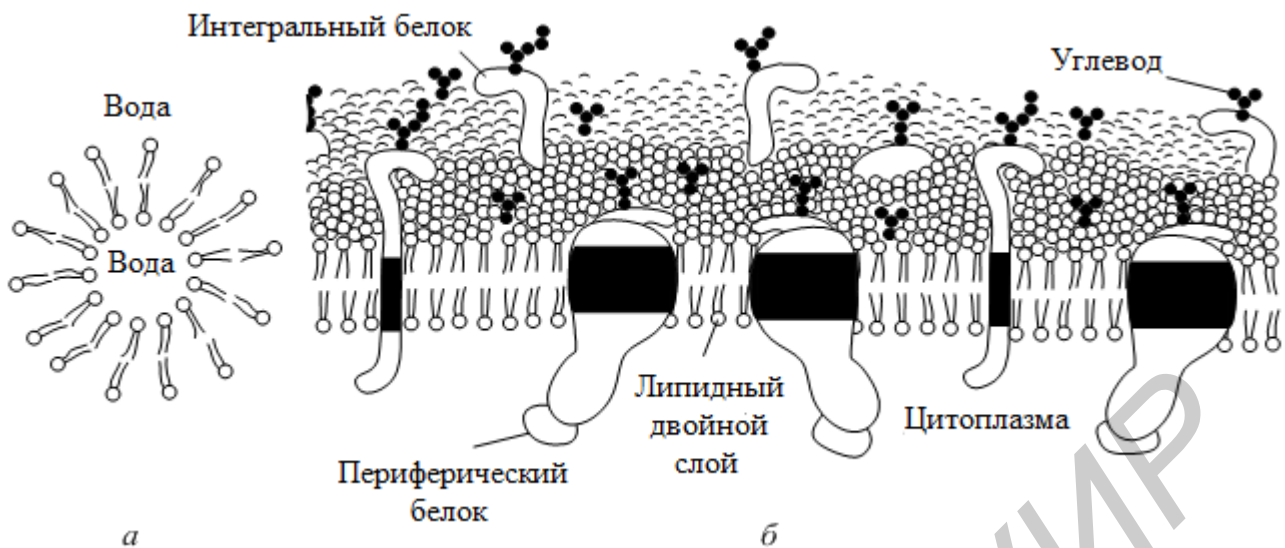


Рис. 3.2. Схема строения липосомы (а) и структура мембраны (б)

Скорость латеральной диффузии белков значительно меньше, чем липидов из-за их большой массы.

Помимо поступательного движения мембранные белки и липиды участвуют и во вращательном движении, называемом *вращательной диффузией*. При нормальных температурах угловая скорость вращения фосфолипидов составляет  $10^9$  рад/с, для белков она, естественно, меньше –  $10^6$ – $10^4$ ) рад/с.

Возможен переход липидов из одного монослоя в другой (движение, называемое *флип-флоп*), но он маловероятен и происходит очень редко, т. к. в этом случае полярная головка липида должна пройти через гидрофобную внутреннюю область мембраны, где она нерастворима. Как показывают последние измерения, частота таких переходов столь мала, что любая данная молекула липида перескакивает из одного слоя в другой не чаще, чем раз в месяц, тогда как при латеральной диффузии липиды меняют свое положение до миллиона раз в секунду.

Очень важна вязкость липидного бислоя, которая влияет на проницаемость мембран, а значит, на процессы обмена веществ в клетках. Ее величина для

мембран разных образований лежит в интервале 30–100 мПа, т. е. близка к вязкости подсолнечного масла.

При многих видах патологий, при воздействии биологически активных веществ, по мере старения организма вязкость мембран изменяется. Ее увеличение, например, при старении, ухудшает проницаемость мембран для диффундирующих веществ, а значит, «ухудшает» жизнь клетки и организма в целом.

### 3.1.1. Некоторые физические методы исследования мембран

#### *Электронная и зондовая микроскопия*

Наблюдать структуру мембраны, используя обычный оптический микроскоп нельзя. Чтобы это понять, вспомним, что такое предел разрешения микроскопа  $Z$ . Это минимальное расстояние между двумя точками объекта, изображения которых различаются данным прибором и определяется формулой Аббе:

$$Z = \frac{0,61\lambda}{A}, \quad (3.1)$$

где  $\lambda$  – длина волны видимого света, используемого при наблюдении объекта;  $A$  – числовая апертура  $A = n \sin u$ , здесь  $n$  – показатель преломления иммерсионной среды, заполняющей пространство между объектом и объективом микроскопа;  $u$  – апертурный угол объектива, равный половине угла между крайними лучами конического светового пучка, входящего в объектив микроскопа. Естественно, чем меньше  $Z$ , тем качественнее прибор в смысле исследования мелких структур

Расчет показывает, что при минимальном значении длины волны видимого света ( $\lambda \approx 400$  нм), получим  $Z \approx 200$  нм. Эта величина примерно в 20 раз больше толщины мембраны, поэтому наблюдение структуры мембраны с помощью оптического микроскопа невозможно.

Для исследования структуры мембран до недавнего времени использовался только электронный микроскоп. Его предел разрешения определяется той же формулой (3.1), но  $\lambda$  – длина волны де Бройля для движущегося с высокой скоростью электрона:

$$\lambda_{\text{Б}} = \frac{h}{mv}, \quad (3.2)$$

где  $h$  – постоянная Планка;  $m$  – масса электрона;  $v$  – скорость электрона. Предел разрешения электронного микроскопа может достигать  $Z_{\text{эл}} \approx 0,1$  нм. Однако, методика проведения исследования с помощью электронного микроскопа весьма сложна. Она включает в себя ряд операций, предполагающих активное воздействие на образец (его замораживание, травление, напыление металлами, приготовление реплик и т. д.), и требует исследования образца в высоком вакууме.

Сегодня при решении задач, связанных с исследованием структуры микрообъектов, все чаще используется сканирующая зондовая микроскопия, прежде всего *атомно-силовая микроскопия* (АСМ) (рис. 3.3). В сканирующих зондовых микроскопах исследуется рельеф поверхности образца. Изображение рельефа формируется за счет перемещения (сканирования) острого микрозонда (иглы) над исследуемой поверхностью, причем расстояние от зонда до поверхности обязательно выдерживается постоянным. Разные варианты зондовой микроскопии отличаются физическим явлением, которое используется для поддержания постоянным расстояния между зондом и образцом. В АСМ-микроскопе поддерживается постоянной сила взаимодействия атомов образца с атомами иглы – зонда. В качестве микрозонда в АСМ применяют острие из твердого материала ( $\text{Si}$ ,  $\text{SiO}_2$ ,  $\text{Si}_3\text{N}_4$ ), укрепленное на свободном конце миниатюрной упругой пластинки (кантилевера).

Важной деталью АСМ является механический манипулятор, который обеспечивает перемещение зонда над поверхностью с точностью до долей

нанометра. Обычно такие манипуляторы изготавливают из пьезокерамического материала.

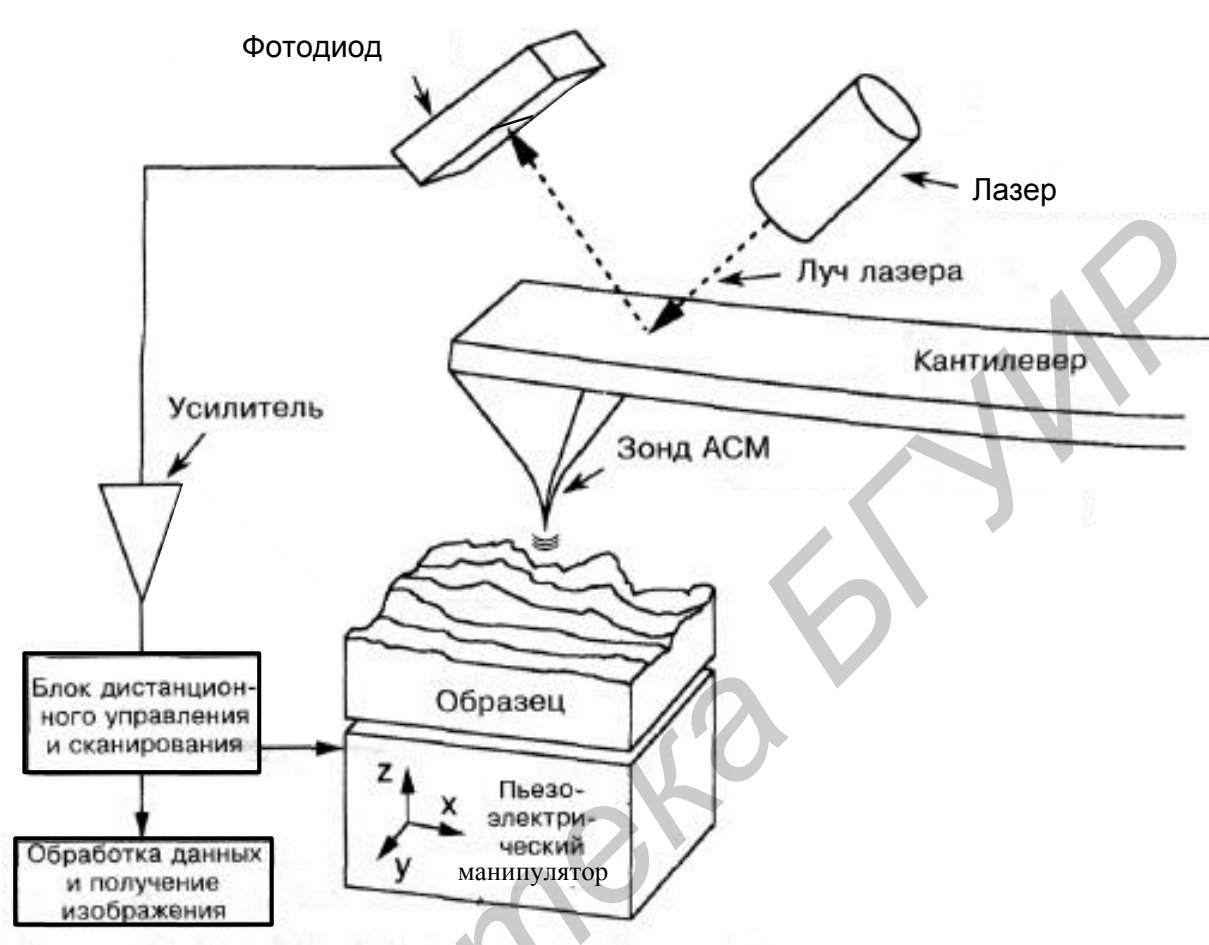


Рис. 3.3. Принципиальная схема атомно-силового микроскопа

Детектирование малых смещений кантилевера, которые могут составлять десятые доли нанометра, осуществляется путем регистрации отклонения отраженного от него лазерного луча. Эти данные заносятся в компьютер и обрабатываются специальной программой, которая позволяет получить изображение профиля исследуемой поверхности в формате, удобном для пользователя.

Основными преимуществами АСМ по сравнению с традиционной сканирующей электронной микроскопией являются:

– более высокое пространственное разрешение (десятые доли нанометра в плоскости образца и сотые доли нанометра по нормали к образцу);

– возможность изучения реальной поверхности объектов, в том числе биомембран, без их вероятного разрушения под воздействием высокоэнергетического облучения;

– возможность проведения исследований не в вакууме, а в воздухе и в различных жидких средах. Это дает возможность изучать процессы взаимодействия живых клеток с вирусами, лекарствами, различными химическими препаратами;

– наглядность представляемой информации, т. к. результаты исследования являются трехмерными изображениями поверхности исследуемых биообъектов и их профилями в разных сечениях;

– возможность исследования ряда локальных физических свойств поверхности биообъектов, таких, как жесткость, пластичность, адгезивность;

– возможность осуществлять наноманипулирование с биообъектами, производить направленное изменение химической структуры и валентного состояния отдельных молекул.

### ***Дифракционный рентгеноструктурный анализ***

Использование рентгеновского излучения для анализа мембранных структур обусловлено тем обстоятельством, что одним из главных условий проявления дифракции является сопоставимость размеров исследуемого объекта и длины волны используемого излучения. Для дифракционного анализа объектов нанометрового диапазона необходимо именно рентгеновское излучение, диапазон длин волн которого составляет  $10^{-5}$ – 80 нм.

Чтобы понять принцип использования рентгеновского излучения для анализа структуры вещества, рассмотрим кристаллическую структуру, на два соседних атома которой (например 1 и 2) падают параллельные рентгеновские лучи (рис. 3.4). Они отражаются от этих атомов кристаллической решетки, а затем интерферируют, собираясь в точку на некотором экране (на рисунке не по-

казан). Вводя значение межатомного расстояния  $d$  и угол скольжения луча  $\theta$ , получим, что разность хода лучей  $\Delta = AB + BC = 2d \sin \theta$ .

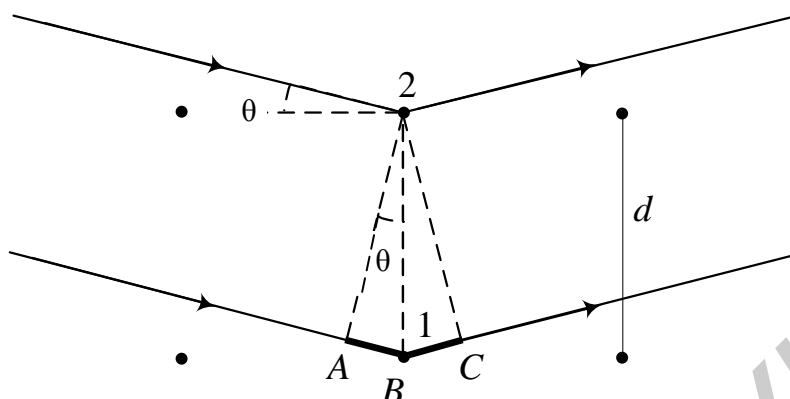


Рис. 3.4. Метод дифракции рентгеновского излучения

Напомним, что условием образования максимума интерференции двух волн является равенство этой разности хода целому числу длин волн:

$$2d \sin \theta = n\lambda, \quad (n = 0, 1, 2, \dots). \quad (3.3)$$

Наблюдая картину интерференции отклоненных рентгеновских лучей на экране, можно установить, под каким углом  $\theta$  наблюдается, например, максимум первого порядка ( $n = 1$ ), и, зная длину волны  $\lambda$ , можно вычислить важнейший параметр структуры исследуемого вещества – межатомное расстояние  $d$ :

$$d = \frac{n\lambda}{2 \sin \theta}. \quad (3.4)$$

При анализе структуры мембран реальная методика исследования намного сложнее, но она основана на этих же принципах.

С помощью рентгеноструктурного анализа были подтверждены бислоеное расположение липидов в мембране и присутствие в ней белков, вычислены важные структурные параметры мембран.

## ***Люминесцентные методы исследования мембран***

Эти методы связаны с использованием люминесцентных (флюоресцентных) зондов – веществ, интенсивность люминесценции которых значительно изменяется при связывании с исследуемыми молекулами, не обладающими собственной люминесценцией (см. подробнее разд. 5).

Флуоресцентный анализ дает возможность исследовать подвижность отдельных молекул в мембране и оценить вязкость липидной фазы мембраны (так называемую *микровязкость мембраны*) по изменениям спектров флюоресценции, а также по степени деполяризации флюоресценции зонда при использовании возбуждающего поляризованного света. Оказывается, чем менее поляризовано излучение люминесцентного зонда, тем более подвижны молекулы и меньше микровязкость окружения. Наоборот, чем выше степень поляризации, тем меньше подвижность и больше микровязкость.

### **3.2. Транспорт молекул и ионов через мембраны**

Целый ряд важнейших процессов в клетках, таких, как возбуждение, обмен веществ, поддержание постоянного ионного состава и другие связаны с переносом веществ через клеточную мембрану. Проницаемость мембран для различных веществ – это одно из важнейших свойств мембран, определяющее нормальное функционирование клетки.

Принято различать *активный* и *пассивный перенос (транспорт)* молекул и ионов через клеточную мембрану.



### 3.2.1. Пассивный транспорт веществ

*Транспорт (перенос)* веществ через клеточную мембрану называется пассивным, если клетка не тратит на него энергию метаболических процессов, которые в ней происходят.

Существует *три вида* пассивного транспорта различных веществ через мембрану:

1. Перенос веществ путем их растворения в липидном бислое. Именно так *неполярные*, главным образом органические вещества движутся из области их большей концентрации в область меньшей концентрации через липидный бислой мембраны (рис. 3.5, *а*). Так переносятся кислород и многие лекарственные препараты.

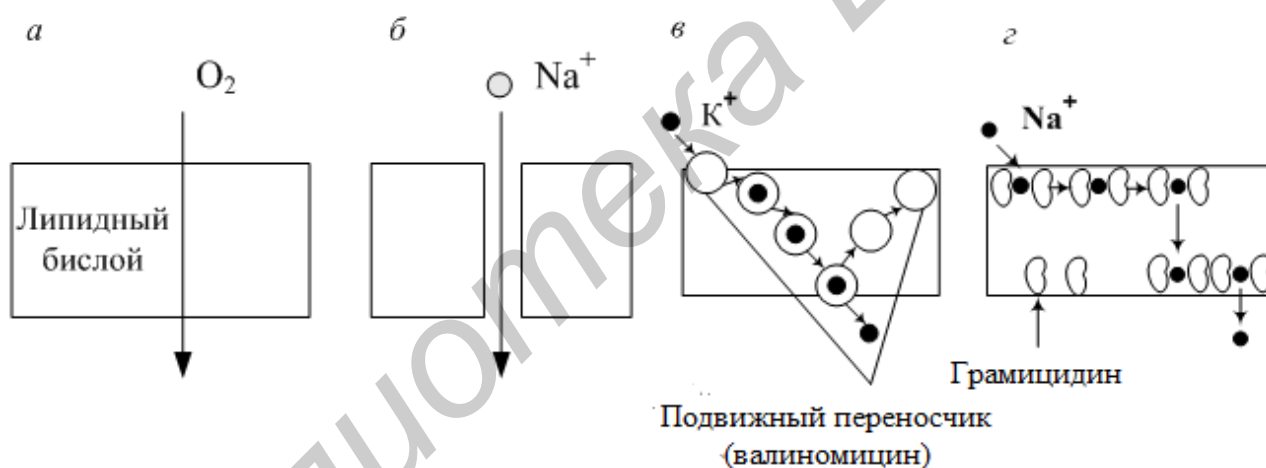


Рис. 3.5. Виды пассивной диффузии:

- а* – диффузия путем растворения в липидном бислое;  
*б* – диффузия через каналы; *в* – облегченная диффузия с помощью подвижного переносчика;  
*г* – облегченная диффузия путем эстафетного переноса

Органические соединения, которые имеют полярные группы (ОН, СООН, NH<sub>2</sub>), значительно хуже растворяются в липидах мембран из-за их взаимодействия с полярными головками. Для них такой переход через мембрану затруднен.

2. Перенос веществ через *белковые каналы и поры*, образованные интегральными белками. Так проникают через мембрану неорганические *полярные* молекулы и *ионы* металлов, нерастворимые в липидах (рис. 3.5, б). Отметим *различие* пор и каналов: поры пропускают все молекулы, диаметр которых меньше диаметра поры, а каналы *специфичны* для каждого вида ионов ( $\text{Na}^+$ -каналы,  $\text{Ca}^{2+}$ -каналы и т. д.).

С функциональной точки зрения все ионные каналы характеризуются двумя свойствами: селективностью, о которой мы уже сказали, и наличием воротного механизма. Воротный механизм открывает и закрывает канал, изменяя тем самым его проницаемость для иона. Это свойство каналов очень важно как для установления равновесного мембранного потенциала, так и для генерации потенциала действия (см. подразд. 3.3 и 3.4).

У одних каналов воротный механизм является потенциал-зависимым, т. е. они открываются либо закрываются в зависимости от величины мембранного потенциала (например, натриевый и калиевый каналы), другие каналы являются химическими, и их «ворота» управляются путем связывания определенных химических молекул-посредников. Каналы такого типа участвуют, например, в передаче сигналов через химические синапсы\*.

Помимо белковых пор и каналов в мембране есть *гидрофильные липидные поры*, которые не обладают выраженной избирательностью и используются клеткой для транспорта высокомолекулярных веществ, ионов и молекул воды.

В последнее время открыты специальные каналы именно для транспорта воды – аквапорины [40].

Рассмотренные первый и второй виды пассивного транспорта называются *простой диффузией*.

3. *Облегченная диффузия*. В этом случае перенос вещества через мембрану происходит с помощью *специальных молекул – переносчиков*. При облегченной

---

\* Синапс (от греч. *synapto* – смыкать) – функциональный межклеточный контакт, обеспечивающий переход возбуждения с одной клетки на другую. Передача возбуждения может осуществляться посредством локальных токов (электрическая синаптическая передача) или при помощи химических посредников – медиаторов (химический синапс).

диффузии вещество переносится из области его высокой концентрации в область с меньшей концентрацией с большей скоростью, чем при простой диффузии. Так переносятся *D*-глюкоза, *L*-аминокислоты, ряд ионов металлов и т. д. Для каждого вещества или иона существует свой определенный переносчик.

Известны два вида облегченной диффузии:

а) перенос с помощью *подвижного переносчика*: молекула переносчика находится в мембране, захватывает вещество, которое нужно перенести, на одной стороне мембраны, затем движется вместе с ним через липидный бислой на другую сторону мембраны, оставляет его там, возвращается назад, и процесс повторяется (рис. 3.5, в);

б) *эстафетный перенос*: молекулы-переносчики, которые «сидят» в мембране, передают друг другу переносимое вещество как спортсмены палочку (рис. 3.5, г).

### 3.2.2. Физические основы и математическое описание процесса пассивного транспорта

Целью этого подраздела является получение ответа на вопрос: что заставляет молекулу или ион двигаться через мембрану в нужном направлении без затрат метаболической энергии.

С точки зрения термодинамики способность какой-либо физико-химической системы к совершению полезной работы определяется значением ее функции состояния, которая называется *свободной энергией*. Свободную энергию одного моля раствора вещества принято называть *электрохимическим потенциалом*  $\mu$ . Вся полезная работа  $A$ , совершающаяся в 1 моле вещества в отсутствие внешних источников энергии, осуществляется только за счет уменьшения его электрохимического потенциала. Для растворов веществ значение электрохимического потенциала описывается выражением

$$\mu = \mu_0 + RT \ln C + ZF\varphi. \quad (3.5)$$

Здесь слагаемое  $\mu_0$  определяется энергией химической связи растворенного вещества с растворителем;  $C$  – молярная концентрация растворенного вещества;  $\varphi$  – электрический потенциал раствора;  $Z$  – электрический заряд растворенных ионов, который выражен в единицах элементарного заряда;  $F$  – число Фарадея;  $R$  – универсальная газовая постоянная;  $T$  – абсолютная температура среды.

Представим, что клеточная мембрана разделяет два водных раствора (цитоплазму и межклеточную жидкость) одинакового состава, но разной концентрации, которые в общем случае имеют и разные электрические потенциалы.

Если значения электрохимических потенциалов по обе стороны мембраны окажутся различными – внутри (*intra*) клетки  $\mu_i$ , снаружи (*extra*)  $\mu_e$ , то система будет термодинамически неравновесной. При этом на мембране возникнет гра-

диент электрохимического потенциала:  $\frac{d\mu}{dx} \approx \frac{|\mu_i - \mu_e|}{d} = \frac{\Delta\mu}{d}$ , где  $d = \Delta x$  – толщине

на мембраны;  $x$  – координата, определяющая положение в пространстве межклеточной жидкости, мембраны и цитоплазмы (рис. 3.6).

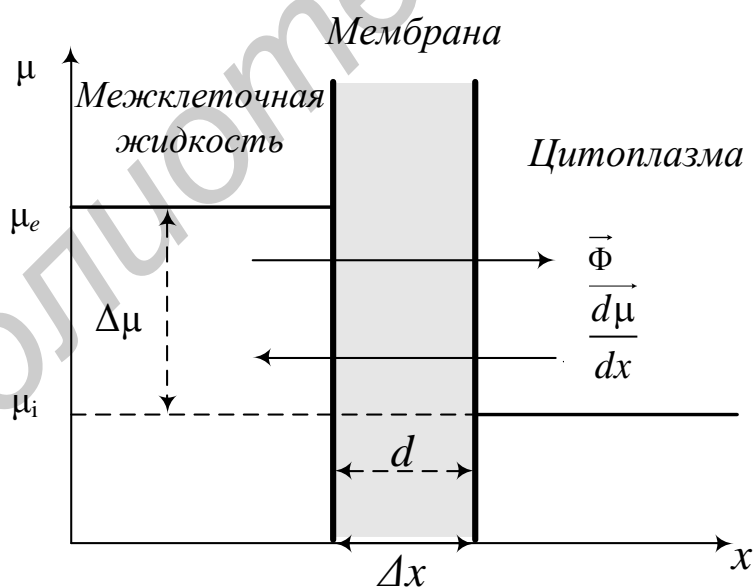


Рис. 3.6. Пассивный перенос вещества через мембрану

Но любая замкнутая система, предоставленная самой себе, всегда стремится к состоянию термодинамического равновесия, которое характеризуется равенством всех термодинамических, в том числе и электрохимических потенциалов во всех областях системы. Поэтому при равновесии должно выполняться равенство:  $\mu_e = \mu_i$ .

Процесс перехода системы из неравновесного состояния в равновесное в рассматриваемом случае биологических мембран всегда сопровождается пассивным переносом вещества (диффузией) из области большего значения электрохимического потенциала в область с его меньшим значением.

Математически процесс переноса вещества описывается *уравнением Теорелла*:

$$\vec{\Phi} = -CU \cdot \frac{\vec{d\mu}}{dx} \quad (3.6)$$

В этом уравнении  $\vec{\Phi}$  – плотность потока диффузии, т. е. количество вещества, которое переносится за 1 с через единицу площади мембраны.

Вектор  $\vec{\Phi}$  указывает направление переноса вещества. Величина  $C$  – наибольшая молярная концентрация вещества,  $U$  – подвижность вещества, которая характеризует скорость его переноса (ее величина различна для разных

веществ),  $\frac{\vec{d\mu}}{dx}$  – вектор градиента электрохимического потенциала, который

формируется на мембране. Отметим, что вектор  $\frac{\vec{d\mu}}{dx}$  всегда направлен в сторону бóльших значений  $\mu$  (см. рис. 3.6).

Уравнение Теорелла (3.6) показывает, что перенос вещества через мембра-

ну есть только тогда, когда  $\frac{\vec{d\mu}}{dx} \neq 0$ , т. е. когда  $\mu_i \neq \mu_e$ , иначе говоря, когда систе-

ма межклеточная жидкость – мембрана – цитоплазма термодинамически

неравновесна. Таким образом, перенос происходит только в термодинамически неравновесной системе и *градиент электрохимического потенциала* является той *силой*, которая выполняет работу по пассивному транспорту вещества. Знак «←» в формуле (3.6) указывает на то, что транспорт (движение вещества) происходит всегда в направлении, которое противоположно направлению градиента

$\rightarrow \frac{d\mu}{dx}$ , т. е. в направлении меньших значений  $\mu$  (рис. 3.6), а значит, и меньших значений  $C$  (см. формулу (3.5)). Перенос вещества приводит к выравниванию электрохимических потенциалов по обе стороны мембраны ( $\mu_i = \mu_e$ ), после чего поток диффузии становится равным нулю ( $\Phi = 0$ ), и преимущественный перенос вещества прекращается. Наступает состояние *термодинамического равновесия* в системе межклеточная жидкость – мембрана – цитоплазма. Это состояние иначе определяется как *состояние покоя* для клетки.

Из выражения (3.5) нетрудно найти градиент  $\rightarrow \frac{d\mu}{dx}$ . Поскольку по обе стороны мембраны растворитель всегда один и тот же – вода, то  $\mu_{0i} = \mu_{0e} = \text{const}$ . В то же время концентрация  $C$  и электрические потенциалы  $\phi$  по обе стороны мембраны в общем случае различны, поэтому, дифференцируя уравнение (3.5) по координате  $x$ , получим  $\frac{d\mu}{dx} = RT \frac{1}{C} \frac{dC}{dx} + ZF \frac{d\phi}{dx}$ .

Подставляя это выражение в уравнение Теорелла (3.6), приходим к уравнению *Нернста – Планка*, описывающему диффузию ионов через мембрану:

$$\vec{\Phi} = -URT \cdot \frac{\vec{d}C}{dx} - CUZF \cdot \frac{\vec{d}\phi}{dx}. \quad (3.7)$$

Таким образом, *пассивный перенос ионов* определяется одновременным

действием градиента концентрации  $\frac{\vec{dC}}{dx}$  и градиента электрического потенциала  $\frac{\vec{d\phi}}{dx}$ .

При диффузии *незаряженных частиц* ( $Z = 0$ ) формула (3.7) принимает более простой вид:

$$\vec{\Phi} = -URT \cdot \frac{\vec{dC}}{dx} \quad (3.8)$$

и называется *уравнением Фика*, где величина  $URT = D$ , называется *коэффициентом диффузии*. Введя  $D$ , (3.8) можно записать так:

$$\vec{\Phi} = -D \cdot \frac{\vec{dC}}{dx}, \text{ или в скалярной форме: } \Phi = P \cdot |\Delta C|. \quad (3.9)$$

Здесь учтено, что  $\frac{dC}{dx} \approx \frac{|C_i - C_e|}{d}$ , тогда  $\Phi = \frac{D|C_i - C_e|}{d} = P \cdot |C_i - C_e| = P \cdot |\Delta C|$ . В последней формуле коэффициент  $P = \frac{D}{d}$  называется *коэффициентом проницаемости мембраны*, или просто *проницаемостью мембраны*,  $|C_i - C_e|$  – абсолютное значение разности концентраций растворенного вещества в цитоплазме ( $C_i$ ) и межклеточной жидкости ( $C_e$ ).

Таким образом, самое общее уравнение, которое описывает пассивный транспорт вещества через мембрану, – это *уравнение Теорелла*. Из него получают уравнение Нерста – Планка (для ионов) и Фика (для незаряженных частиц).

### 3.2.3. Активный транспорт ионов. Механизм активного транспорта ионов на примере натрий-калиевого насоса

*Активным транспортом* называется перенос молекул и ионов через мембрану, который выполняется клеткой за счет энергии метаболических процессов.

При пассивном транспорте градиент электрохимического потенциала уменьшается и, в конце концов, становится равным нулю. Активный транспорт всегда ведет к увеличению различия  $\mu$  по обе стороны мембраны. В этом случае перенос вещества осуществляется из области его меньшей концентрации в область большей концентрации. Такой процесс требует затрат энергии. Эта энергия получается при расщеплении молекул универсального «горючего» клетки – аденозинтрифосфата (АТФ) на аденозиндифосфат (АДФ) и фосфатную группу (Ф) под действием специальных белков – ферментов, они называются транспортными АТФ-азами и являются белками – переносчиками. Таким образом,  $\text{АТФ} \rightarrow \text{АДФ} + \text{Ф} + E$ , и энергия  $E$  идет на совершение работы по активному транспорту.

В настоящее время известны четыре системы активного транспорта ионов в живой клетке (4 транспортные АТФ-азы). Три из них нужны для переноса ионов  $\text{Na}^+$ ,  $\text{K}^+$ ,  $\text{Ca}^{++}$  и  $\text{H}^+$  через мембраны, четвертая необходима для переноса протонов ( $\text{H}^+$ ) при работе дыхательной цепи митохондрий. Часто системы активного транспорта называют *насосами*, или *помпами*.

Следует отметить, что молекулярный механизм работы ионных насосов до конца еще не изучен.

Коротко рассмотрим принцип действия  $\text{Na}^+$ - $\text{K}^+$ - насоса (рис. 3.7).



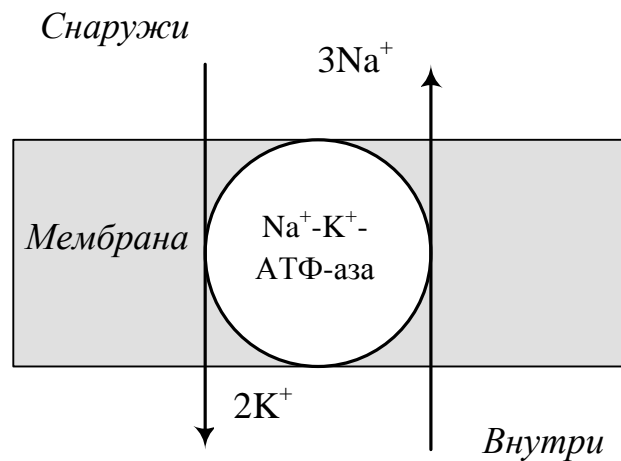


Рис. 3.7. Схема действия натрий-калиевого насоса

Если вследствие каких-либо причин концентрация ионов натрия в цитоплазме вблизи мембраны превысит определенное значение, то под действием этих ионов транспортная АТФ-аза активируется и расщепляет АТФ на АДФ и Ф. При этом выделяется энергия  $E \approx 45$  кДж/моль (ее значение несколько варьируется для разных типов клеток). Эта энергия тратится на присоединение трех ионов натрия ( $3 \text{ Na}^+$ ) к АТФ-азе и на такое перемещение АТФ-азы внутри мембраны, в результате которого  $3 \text{ Na}^+$  переносятся на внешнюю сторону мембраны, а два иона калия ( $2 \text{ K}^+$ ) на ее внутреннюю сторону. Далее фермент освобождается от этих двух ионов и возвращается в исходное состояние, после чего процесс может повториться.

Итак, за один цикл действия  $\text{Na}^+\text{-K}^+$ -насоса из клетки выносятся один положительный заряд. Поэтому внутренняя сторона клетки приобретает небольшой отрицательный электрический заряд, а внешняя – положительный. Таким образом, на мембране клетки происходит разделение электрических зарядов и возникает электрическое напряжение (мембранная разность потенциалов). Именно поэтому  $\text{Na}^+\text{-K}^+$ -насос называется *электрогенным*.

Работа, которую делает  $\text{Na}^+\text{-K}^+$ -насос, равна примерно 41,2 кДж/моль. Это говорит о том, что почти вся энергия, которая выделяется при расщеплении АТФ (45 кДж/моль), идет на активный транспорт. Коэффициент полезного действия (КПД)  $\text{Na}^+\text{-K}^+$ -насоса равен

$$\text{КПД} = \frac{41,2 \text{ кДж/моль}}{45 \text{ кДж/моль}} \approx 0,92 = 92 \text{ \%}.$$

Это самая высокая цифра из известных для различных устройств, которые выполняют механическую работу.

### 3.3. Мембранные потенциалы клетки

В предыдущем подразделе было показано, что в процессе работы  $\text{Na}^+$ - $\text{K}^+$ -насоса на мембране возникает разность потенциалов.

Мембранными потенциалами называется разность электрических потенциалов между внутренней (цитоплазматической) и наружной поверхностями мембраны:  $\varphi_m = \varphi_i - \varphi_e$ .

В СИ  $\varphi_m$  измеряется в вольтах (В), обычно используется мВ.

Мембранные потенциалы разделяются на:

- 1) *потенциалы покоя* – неизменные во времени, если клетка в покое;
- 2) *потенциалы действия* – меняющиеся во времени, кратковременные, возникающие при возбуждении клетки.

Мембранные потенциалы – один из видов биопотенциалов\*. Они определяются:

1. Разной концентрацией ионов  $\text{K}^+$ ,  $\text{Na}^+$  и  $\text{Cl}^-$  по разные стороны мембраны, причем обычно  $C_i(\text{K}^+) > C_e(\text{K}^+)$ ,  $C_i(\text{Na}^+) < C_e(\text{Na}^+)$ ,  $C_i(\text{Cl}^-) < C_e(\text{Cl}^-)$  (табл. 3.1).
2. Разной проницаемостью мембраны  $P$  для этих ионов.
3. Диффузией ионов через мембрану.

---

\* Биопотенциалы – электрические напряжения биологического происхождения.

Распределение концентрации ионов  $K^+$ ,  $Na^+$  и  $Cl^-$  по разные стороны мембраны

Клетка	Ионы	Межклет. жидкость, мМ/л	Цитоплазма, мМ/л	Потенциал Нернста $\phi_m$ , мВ	Потенциал покоя $\phi$ , мВ
Мышцы млекопитающих	$Na^+$	142	12	+64	-90
	$K^+$	4	140	-92	
	$Cl^-$	120	4	-89	
Аксон кальмара	$Na^+$	460	50	+58	-70
	$K^+$	10	400	-96	
	$Cl^-$	540	40	-68	

Схема измерения мембранного потенциала показана на рис. 3.8.

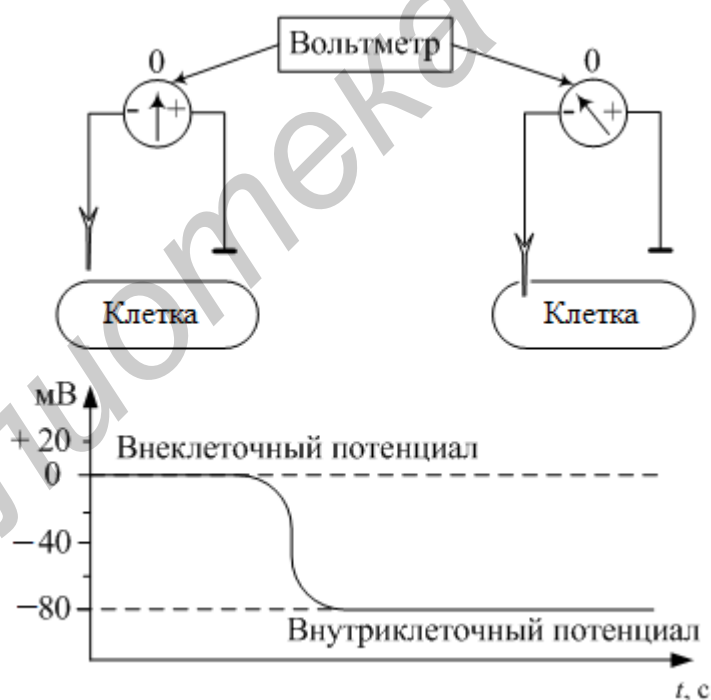


Рис. 3.8. Схема регистрации мембранного потенциала

Опорным электродом является хлорированная серебряная пластинка, помещенная в межклеточную жидкость.

Измерительный микроэлектрод представляет собой тонкий (диаметром менее 1 мкм) стеклянный капилляр, заполненный проводящим раствором.

Разность потенциалов между электродами регистрируется специальным вольтметром. Когда оба электрода находятся во внеклеточной среде, разности потенциалов между ними нет,  $\Delta\varphi = 0$ . Когда микроэлектрод введен через мембрану в клетку, вольтметр регистрирует потенциал внутри клетки относительно межклеточной жидкости.

### 3.3.1. Равновесные потенциалы. Уравнение Нернста

Рассмотрим самый простой случай: предположим, что мембрана проницаема только для одного из ионов ( $K^+$ ,  $Na^+$  или  $Cl^-$ ).

Мембранный потенциал, который образуется на мембране клетки в состоянии покоя (иначе – в состоянии термодинамического равновесия) при таком условии, называется *равновесным мембранным потенциалом Нернста*.

Учтем, что при равновесии  $\varphi_i = \varphi_e$ . Используя выражение для  $\mu$  (3.5), получим:

$$\mu_0 + RT \ln C_i + ZF\varphi_i = \mu_0 + RT \ln C_e + ZF\varphi_e, \quad (3.10)$$

$$ZF\varphi_i - ZF\varphi_e = RT \ln C_e - RT \ln C_i,$$

$$\text{а } \varphi_M = \varphi_i - \varphi_e = - \frac{RT}{ZF} \ln \frac{C_i}{C_e}. \quad (3.11)$$

Обычно потенциал межклеточной жидкости  $\varphi_e$  принимают равным нулю, тогда мембранный потенциал Нернста равен

$$\varphi_M = \varphi_i = - \frac{RT}{ZF} \ln \frac{C_i}{C_e}. \quad (3.12)$$

Здесь мембранный потенциал – это потенциал внутри клетки по отношению к окружающей среде.

Видим, что равновесный потенциал Нернста определяется только зарядом иона ( $Z$ ) и его концентрацией по разные стороны мембраны; кроме того, он пропорционален абсолютной температуре среды.

Например, для большинства клеток  $C_i(K^+) > C_e(K^+)$ , (см. табл. 3.1), тогда  $\ln \frac{C_i}{C_e} > 0$ , а  $\varphi_m < 0$ . Так, при температуре  $37^\circ\text{C}$  и  $\frac{C_i}{C_e} = 10$ ,  $\varphi_m = -62\text{мВ}$ , что близко к реальному значению потенциала покоя клетки.

Для  $\text{Na}^+$  и  $\text{Cl}^-$   $C_i < C_e$ , поэтому равновесный потенциал Нернста по натрию положителен, а по хлору отрицателен (из-за отрицательного заряда этого иона).

### 3.3.2. Потенциал покоя клетки

*Потенциал покоя* – разность электрических потенциалов, которая возникает между внутренней и наружной поверхностями клеточной мембраны в состоянии термодинамического равновесия (в состоянии покоя) вследствие переноса и  $\text{K}^+$ , и  $\text{Na}^+$ , и  $\text{Cl}^-$  через мембрану.

Формула для значения потенциала покоя клетки была получена Гольдманом, Ходжкиным и Катцем и называется именами этих авторов. Здесь мы приводим ее без вывода, обозначив потенциал покоя клетки  $\varphi_0$ :

$$\varphi_0 = -\frac{RT}{F} \ln \frac{P_K \cdot C_i(K^+) + P_{\text{Na}} \cdot C_i(\text{Na}^+) + P_{\text{Cl}} \cdot C_e(\text{Cl}^-)}{P_K \cdot C_e(K^+) + P_{\text{Na}} \cdot C_e(\text{Na}^+) + P_{\text{Cl}} \cdot C_i(\text{Cl}^-)}, \quad (3.13)$$

где  $P_K$ ,  $P_{\text{Na}}$ ,  $P_{\text{Cl}}$  – проницаемости мембраны для соответствующих ионов.

Не анализируя причин, укажем, что главную роль в возникновении мембранного потенциала покоя играют ионы  $\text{K}^+$ . Коэффициенты проницаемостей мембраны для ионов  $\text{Na}^+$ ,  $\text{K}^+$  и  $\text{Cl}^-$  в покое соответствуют следующему соотношению:  $P_{\text{K}^+} : P_{\text{Na}^+} : P_{\text{Cl}^-} = 1 : 0,04 : 0,45$  (данные для нервного волокна (аксона) кальмара).

Для большинства клеток  $\varphi_0$  варьируется в пределах  $-60 \dots -100$  мВ. Может показаться, что это малая величина, но надо учесть, что толщина мембраны то-

же мала (8–9 нм), так что напряженность электрического поля клеточной мембраны огромна:  $E = \varphi_0/d = 80 \text{ мВ}/8 \text{ нм} = 100 \text{ кВ/см}$ .

Для сравнения – воздух не выдерживает такой напряженности электрического поля (он пробивается при 30 кВ/см), а мембрана выдерживает, более того, это естественное условие ее существования.

Отметим, что именно потенциал покоя поддерживает то различие концентраций ионов  $K^+$  и  $Cl^-$  (а также  $Na^+$ , путем закрывания его канала) в цитоплазме и межклеточной жидкости, которое соответствует состоянию термодинамического равновесия клетки и определяет ее нормальную жизнедеятельность.

Рассмотренные электрические свойства мембраны позволяют представлять ее в виде плоского конденсатора, в котором электрические заряды расположены на двух границах раздела фаз: мембрана – межклеточная жидкость, мембрана – цитоплазма. Измерения показывают, что для фосфолипидных бислоев и биомембран удельная емкость ( $S$  – площадь поверхности образования) равна примерно  $1 \text{ мкФ/см}^2$ .

### 3.4. Закономерности возбуждения тканей электрическим током

Нервная, мышечная и железистая ткани организма *называются возбудимыми*. Такое название этих тканей связано с тем, что их клетки из состояния покоя могут переходить в *состояние возбуждения*.

Главной особенностью этого состояния является новое распределение электрических зарядов и потенциалов на клеточной мембране. На рис. 3.9, *а* показано распределение зарядов на клеточной мембране в состоянии покоя (клетка *поляризована*), на рис. 3.9, *б* – в состоянии возбуждения (клетка *деполяризована*).

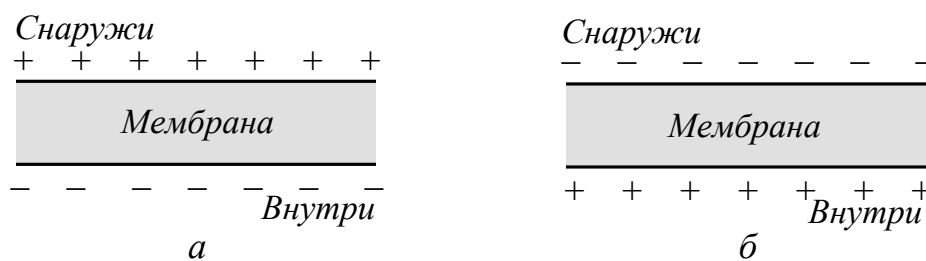


Рис. 3.9. Распределение зарядов на участке клеточной мембраны:  
 а – в состоянии покоя (клетка поляризована);  
 б – в состоянии возбуждения (клетка деполяризована)

### 3.4.1. Критический потенциал возбуждения. Генерация потенциала действия, его характеристики

Переход в состояние возбуждения возможен лишь при действии на клетку возбудимых тканей различных физических или химических факторов. Они называются раздражителями (или стимулами).

Одним из наиболее часто рассматриваемых раздражителей является *электрический ток*. Из опытов известно, что возбуждение клетки электрическим током произойдет только тогда, когда сила тока  $I$  будет равна или больше некоторой величины  $I_{\text{пор}}$ , которую называют *пороговым током (порогом возбуждения)*.

Пусть ток силы  $I_{\text{пор}}$  действует на небольшой участок клеточной мембраны. Здесь он изменяет исходное распределение зарядов, в результате мембранный потенциал покоя  $\varphi_0$  на этом участке изменяется на определенную величину  $U$  пороговое ( $U_{\text{пор}}$ ). Теперь мембранный потенциал становится равным  $\varphi_0 + U_{\text{пор}}$  и называется *критическим потенциалом возбуждения* ( $\varphi_{\text{кр}}$ ), т. е.  $\varphi_{\text{кр}} = \varphi_0 + U_{\text{пор}}$ , причем  $U_{\text{пор}} > 0$  и  $\varphi_{\text{кр}} > \varphi_0$ .

Итак, под действием порогового тока  $I_{\text{пор}}$ , мембранный потенциал достигает критического значения  $\varphi_{\text{кр}}$ . С этого момента начинается процесс возбуждения клетки, который далее развивается автоматически, всегда одинаково и независимо от дальнейшего поведения стимула. При достижении  $\varphi_{\text{кр}}$  открыва-

ются натриевые каналы, резко увеличивается проницаемость  $P$  клеточной мембраны для ионов  $\text{Na}^+$ , концентрация которых снаружи клетки всегда больше, чем внутри ( $C_e > C_i$ ), и положительные ионы натрия начинают быстро входить внутрь клетки. Поэтому исходный отрицательный мембранный потенциал сначала быстро повышается до нуля, а затем становится положительным (рис. 3.10) и начинает препятствовать дальнейшему входу  $\text{Na}^+$  в клетку.

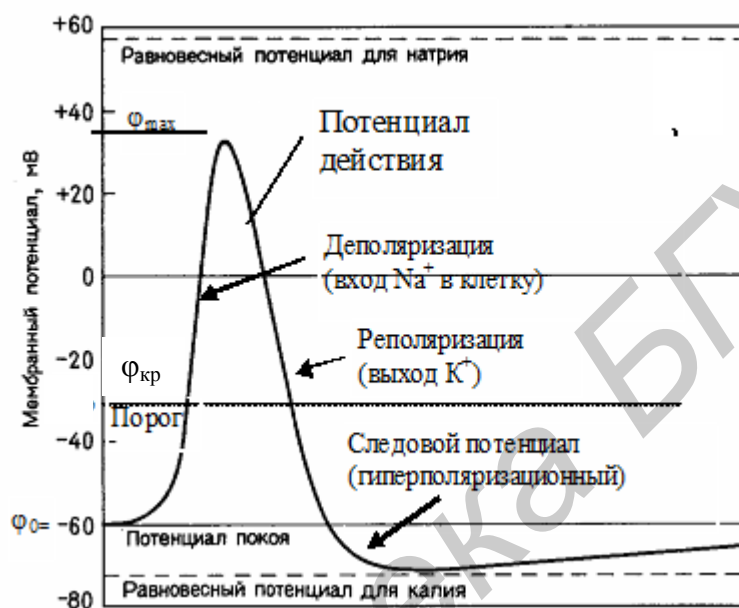


Рис. 3.10. Развитие потенциала действия

Когда мембранный потенциал достигает определенного положительного значения  $\varphi_{\max}$  (см. рис. 3.10), которое несколько меньше равновесного потенциала Нернста для ионов  $\text{Na}$ , натриевые каналы закрываются и поток  $\text{Na}^+$  в клетку прекращается. Процесс изменения мембранного потенциала от потенциала покоя до  $\varphi_{\max}$  называется *деполяризацией*, он характеризуется наилучшей проницаемостью мембраны для ионов  $\text{Na}^+$ , в частности, для аксона кальмара проницаемости основных ионов в фазе деполяризации относятся как  $P_{\text{K}^+} : P_{\text{Na}^+} : P_{\text{Cl}^-} = 1 : 20 : 0,45$ .

Далее мембранный потенциал клетки определяется диффузией ионов  $\text{K}^+$  из клетки наружу до тех пор, пока не установится прежнее значение потенциала покоя  $\varphi_0$ . Этот процесс называется *реполяризацией* (см. рис. 3.10).



Последний участок кривой реполяризации для некоторых видов клеток бывает замедлен. Это медленное приближение мембранного потенциала к значению потенциала покоя называют *следовым потенциалом*, который может быть деполяризационным (положительнее потенциала покоя) или гиперполяризационным (отрицательнее потенциала покоя, см. рис. 3.10).

Полное изменение мембранного потенциала во времени, которое происходит при возбуждении клетки, называется *потенциалом действия* ( $\varphi_d$ ).

Амплитуда потенциала действия, как видно из рис. 3.10, равна сумме абсолютного значения потенциала покоя  $\varphi_0$  и максимально достигнутого потенциала  $\varphi_{\max}$ :  $\varphi_d = \varphi_{\max} + |\varphi_0|$ . Она составляет примерно 100–120 мВ.

Длительность фазы деполяризации мала и для всех клеток составляет примерно 0,5–1 мс. При этом скорость нарастания мембранного потенциала  $\frac{d\varphi}{dt}$  очень велика и может достигать значений 300 В/с.

Длительность фазы реполяризации зависит от вида клеток: для нервных клеток она равна 0,5–1 мс, для скелетных мышц – около 5 мс, для клеток сердечной мышцы – примерно 300 мс.

Виды потенциалов действия различных клеток показаны на рис. 3.11.

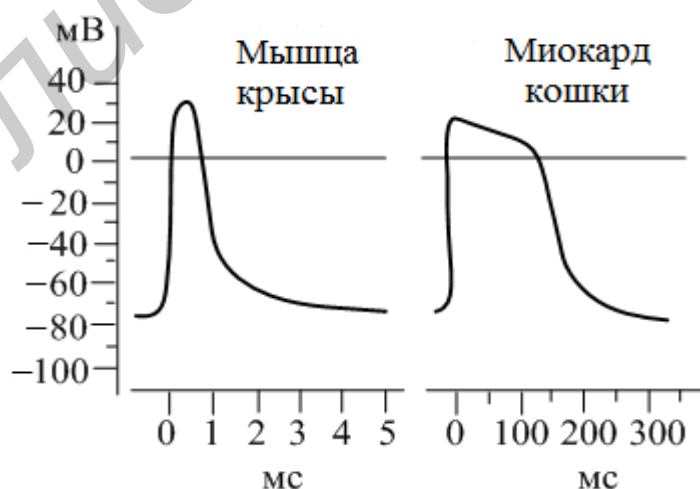


Рис. 3.11. Виды потенциалов действия клеток мышцы крысы и миокарда кошки

Отметим, что если сразу же после начала генерации потенциала действия попытаться дополнительно подействовать на клетку внешним надпороговым раздражителем, то возбуждение не возникает ни при каких значениях силы раздражителя. Такое состояние полной невозбудимости мембран называется *абсолютной рефрактерностью*\*. Например, в нервных клетках *абсолютный рефрактерный период* длится около 1 мс. За ним следует *относительный рефрактерный период*, когда путем значительного надпорогового воздействия можно все же вызвать потенциал действия, хотя его амплитуда и будет ниже нормы. Лишь после окончания этого периода клетка может быть возбуждена обычным пороговым стимулом, и потенциал действия будет иметь нормальную амплитуду и форму.

Сумма абсолютного и относительного рефрактерных периодов определяет полный *рефрактерный период*  $T_{\text{реф}}$  клетки – это минимальное время, разделяющее два последовательных потенциала действия, возбуждаемых стандартным для клетки пороговым током.

Заметим, что в результате генерации потенциалов действия первоначальные концентрации ионов натрия и калия в клетке изменяются лишь на 0,0001 %, что практически не меняет величину градиентов концентрации ионов на мембране. Благодаря этому клетки могут генерировать тысячи импульсов без «подзарядки» своих концентрационных батарей. Однако ясно, что длительная генерация клеткой потенциалов действия привела бы рано или поздно к значительному уменьшению концентрационных градиентов  $\text{Na}^+$  и  $\text{K}^+$ , в результате чего клетка потеряла бы возможность генерировать полноценный потенциал действия. В действительности этого не происходит благодаря тому, что слегка измененные после генерации каждого потенциала действия концентрационные градиенты  $\text{Na}^+$  и  $\text{K}^+$  восстанавливаются за счет работы  $\text{Na}^+$ - $\text{K}^+$ -насоса.

---

\* Рефрактерность (лат.) – невозбудимость.

### 3.4.2. Распространение потенциала действия по аксонам

Аксон, или нервное волокно – это длинный цилиндрический отросток, который отходит от каждой нервной клетки. Аксоны бывают двух типов – покрытые и непокрытые миелиновой\* оболочкой. Физика процесса распространения потенциала действия по ним различна.

Рассмотрим безмиелиновый аксон (рис. 3.12). Возбуждение аксона на каком-то участке приводит к деполяризации мембраны в этом месте (рис. 3.12, а) и повышению мембранного потенциала до  $\varphi_{\max}$ . На соседнем, невозбужденном участке, потенциал равен  $\varphi_0$ . Под действием разности потенциалов  $\varphi_{\max} - \varphi_0$  между возбужденным и невозбужденным участками аксона в аксоплазме и на наружной стороне мембраны возникают *локальные токи*.

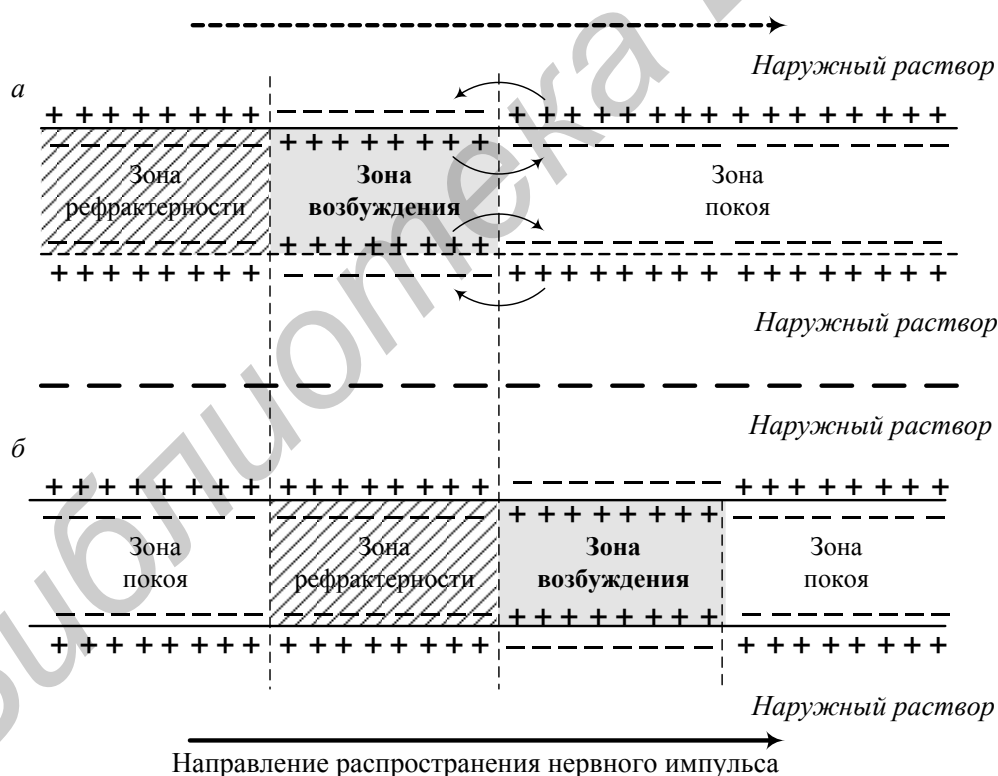


Рис. 3.12. Распространение нервного импульса по безмиелиновому аксону:  
а – расположение зоны возбуждения в момент времени  $t_1$ ;  
б – ее перемещение по аксону в момент времени  $t_2 > t_1$

\* Миелин – вещество, образующее миелиновую оболочку нервных волокон; состоит главным образом из липопротеидов – белков, в состав которых входят липиды; выполняет роль изолятора.

Локальные токи на рис. 3.12, *а* показаны стрелками. Эти токи заменяют внешний пороговый ток и приводят к образованию потенциала действия на соседнем невозбужденном участке аксона (рис. 3.12, *б*). Затем по той же причине потенциал действия возникает на следующем участке волокна и т. д. Распространение потенциала действия происходит с определенной скоростью, которая растет с увеличением диаметра  $d$  аксона и при  $d \approx 0,6$  мм достигает значения 25 м/с.

Непокрытые миелиновой оболочкой аксоны строят нервную систему беспозвоночных животных.

Большинство аксонов позвоночных покрыто миелиновой оболочкой, которая разделяется промежутками – *перехватами Ранвье*. Такое строение аксона увеличивает скорость распространения потенциала действия до 100 м/с при сравнительно малых диаметрах. Рассмотрим эту ситуацию подробнее.

Строение миелинизированного аксона схематично представлено на рис. 3.13.

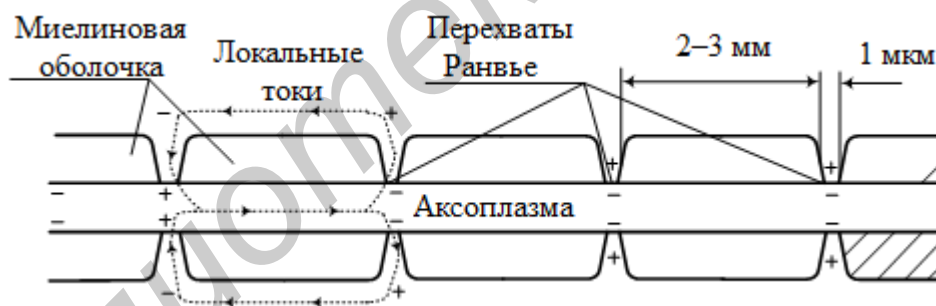


Рис. 3.13. Строение миелинизированного аксона

На участках аксона, покрытых миелином, мембрана полностью изолирована и не имеет контакта с межклеточной жидкостью, содержащей ионы  $\text{Na}^+$ , вследствие чего потенциал действия здесь формироваться не может, даже если внутренний потенциал мембраны превышает критический потенциал возбуждения.

Потенциал действия может сформироваться только в перехватах Ранвье, где мембрана имеет необходимый контакт с межклеточной жидкостью. Допустим, что какой-то из перехватов Ранвье возбужден, т. е. деполяризован до потенциала  $\varphi_{\max}$ . Тогда под действием разности потенциалов ( $\varphi_{\max} - \varphi_0$ ) между возбужденным и невозбужденным участками, фактически между соседними перехватами Ранвье, в аксоплазме и на наружной стороне мембраны возникают локальные токи, благодаря которым волна деполяризации мембраны с большой скоростью распространяется вдоль аксона, уменьшаясь по амплитуде. Когда на следующем перехвате Ранвье мембранный потенциал достигнет  $\varphi_{кр}$ , там открываются натриевые каналы (в перехватах Ранвье их плотность примерно в 100 раз больше, чем в безмиелиновых волокнах) и генерируется потенциал действия. Такой процесс распространения потенциала действия называют скачкообразным (скачкообразным): распространяясь, он как бы перескакивает из одного перехвата Ранвье на другой. Здесь проведение нервного импульса по аксонам в какой-то степени аналогично тому, как передаются электрические сигналы по кабельно-релейной линии. Электрический сигнал распространяется с затуханием, но усиливается на промежуточных релейных станциях, роль которых в аксонах выполняют перехваты Ранвье, где генерируются потенциалы действия.

Как и в немиелинизированных аксонах, скорость распространения потенциала действия в миелинизированном волокне возрастает с увеличением его диаметра и может превышать 100 м/с.

Именно с помощью потенциалов действия в живом организме передается информация от рецепторов к нервным клеткам (нейронам) мозга и от них к мышцам и железам внутренней секреции. Их возбуждение приводит к сокращению мышц и активизации работы желез.

Высокая скорость проведения и относительно малый диаметр миелинизированных аксонов привели к созданию у позвоночных, в том числе у человека, большого количества параллельных быстропроводящих нервных путей, а это обеспечило высокую степень надежности передачи информации по нервной системе.

### 3.5. Элементы биофизики мышечного сокращения

В данном подразделе для демонстрации «работы» потенциала действия используется конкретный пример: качественно рассматривается биофизика поведения клетки скелетной мышцы.

Дело в том, что мышечные клетки отличаются от других возбудимых клеток таким специфическим свойством, как сократимость, иначе, отличаются способностью создавать механическое напряжение и укорачиваться. Это свойство мышечных клеток, известное как мышечная активность, обеспечивает работу многих органов и целых систем: опорно-двигательного аппарата (см. разд. 1), легких, сердца, желудочно-кишечного тракта и т. д. Для того чтобы понять механизм мышечного сокращения, необходимы определенные сведения о строении мышц и о процессе, который в биофизике принято называть электромеханическим сопряжением.

Напомним, что есть два основных типа мышц: поперечно-полосатые (прикрепляются к различным частям скелета, поэтому их также называют скелетными мышцами) и гладкие (миокард, стенки внутренних органов, кровеносных и лимфатических сосудов и др.).

Рассмотрим особенности строения мышц и механизм их сокращения на примере поперечно-полосатой мышцы.

#### 3.5.1. Структура поперечно-полосатой мышцы

Такая мышца состоит из пучков параллельных волокон, каждое из которых имеет диаметр 20–100 мкм и длину до 10–15 см. Волокно – это сильно вытянутая клетка, окруженная *мембраной (сарколеммой)*. Она состоит из множества параллельно расположенных миофибрилл (волоконце) диаметром 1–2 мкм. Миофибрилла в свою очередь состоит из ряда белковых нитей – толстых и тонких, симметричное расположение которых в ее поперечном сечении показано

на рис. 3.14, *а*. Длина миофибриллы зависит от степени сокращения мышц. Продольное сечение миофибриллы в поляризованном свете при трех разных ее длинах изображено на рис. 3.14, *б*. Миофибрилла имеет периодическую полосатую структуру, так как состоит из оптически изотропных (*I*-зоны) и анизотропных (*A*-зоны) участков. Именно это определило название данной мышцы (поперечно-полосатая). При растяжении покаящейся мышцы в середине *A*-зоны является зона *H*.

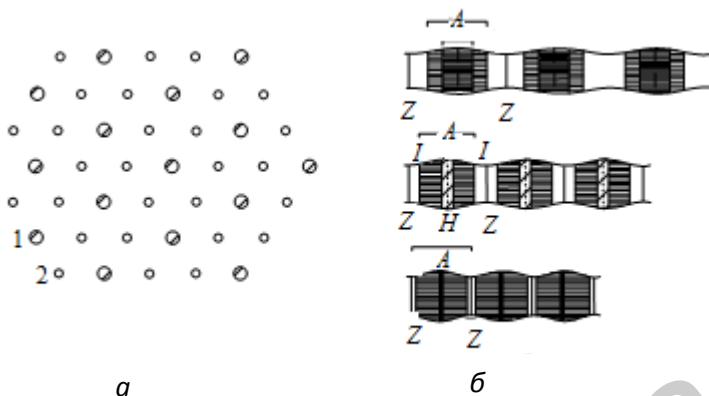


Рис. 3.14. Строение миофибриллы:  
*а* – в поперечном сечении:  
 1 – толстые нити;  
 2 – тонкие нити;  
*б* – в продольном сечении при трех различных ее длинах (изображения получены в поляризованном свете)

Толстые нити миофибрилл образованы миозином, тонкие – актином, они частично перекрываются друг другом. Продольно ориентированные молекулы миозина ответственны за анизотропию *A*-зоны. Изотропные *I*-зоны образованы относительно неупорядоченными тонкими нитями актина.

Важным элементом миофибриллы является тонкая мембрана (*Z*-диск), имеющая поры, сквозь которые проходят актиновые нити. Мембрана фиксирует их пространственное расположение и создает условия для их строго определенного смещения при сокращении мышцы.

Толстые и тонкие нити взаимодействуют между собой с помощью «головок» миозина, образующих соединительные «мостики».

Участок миофибриллы между двумя *Z*-дисками называется *саркомером*. Саркомер – наименьшее образование, которое обладает свойством сократимости. Его структура показана на рис. 3.15.

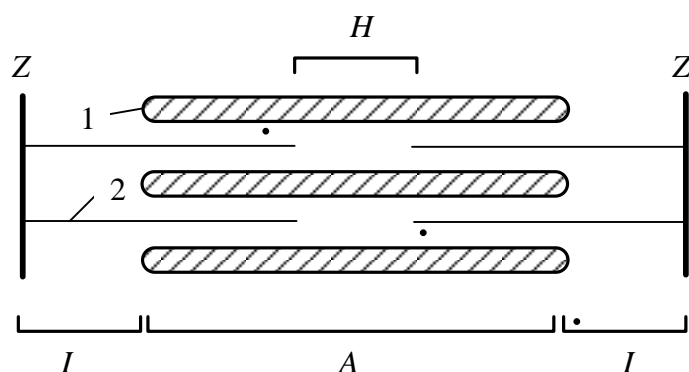


Рис. 3.15. Схема строения саркомера:  
1 – миозин; 2 – актин

Важным элементом мышечной клетки является специальная мембранная структура, содержащая ионы кальция ( $\text{Ca}^{++}$ ) – саркоплазматический ретикулум.

### 3.5.2. Электромеханическое сопряжение в мышцах

Электромеханическое сопряжение – это цикл последовательных процессов, который начинается с возникновения потенциала действия в сарколемме и заканчивается сократительным ответом мышцы.

Общепринятой моделью мышечного сокращения является модель скользящих нитей, согласно которой сократительный процесс в основных чертах происходит следующим образом.

Под действием нервного импульса в сарколемме открываются натриевые каналы, и ионы  $\text{Na}^+$  входят в мышечную клетку, вызывая возбуждение (деполяризацию) сарколеммы.

Электрохимически процесс возбуждения передается на саркоплазматический ретикулум. В результате повышается проницаемость его мембраны для ионов  $\text{Ca}^{++}$  и происходит их выброс в цитоплазматическую жидкость (саркоплазму), заполняющую мышечное волокно. Повышение концентрации  $\text{Ca}^{++}$  с  $10^{-7}$  до  $10^{-5}$  моль/л стимулирует циклическую работу миозиновых «мостиков». «Мостик» связывается с актином и тянет его к центру А-зоны, в область распо-



ложения миозиновых нитей, перемещая на расстояние 10–12 нм (см. рис. 3.15). Затем он отщепляется от актина, связывается с ним в другой точке и опять подтягивает в ту же сторону. Непрерывное движение актиновых нитей происходит в результате поочередной работы «мостиков». Частота циклов их движений, по-видимому, регулируется в зависимости от нагрузки на мышцу и может достигать 1000 Гц. «Мостики» обладают АТФ-азной активностью, стимулируют расщепление АТФ и используют высвобождающуюся при этом энергию для своей работы.

Возвращение мышцы к исходному состоянию обусловлено обратными переходами ионов  $\text{Ca}^{++}$  из саркоплазмы в ретикулум вследствие работы кальциевых насосов и тем, что  $\text{K}^{+}$  пассивно выходит из мышечной клетки, вызывая реполяризацию сарколеммы.

Следует также отметить, что в разных мышечных клетках организма процесс сопряжения происходит несколько по-разному. Например, задержка начала сокращения по отношению к началу возбуждения сарколеммы в скелетных мышцах составляет 20 мс, в сердечной мышце – несколько больше (до 100 мс).

Механическое усилие, развиваемое мышцей при сокращении, зависит от величины ее поперечного сечения, начальной длины волокон и ряда других факторов. Сила мышцы, приходящаяся на  $1 \text{ см}^2$  ее поперечного сечения, называется абсолютной мышечной силой. Для человека она изменяется в пределах 50–100 Н/см<sup>2</sup>. Сила одних и тех же мышц человека зависит от ряда физиологических условий: возраста, пола, тренированности и т. д.

### 3.6. Биофизические основы зрительной рецепции

Общую проблему зрения можно разделить на три более простых и конкретных:

1. Как формируется изображение внешнего мира на сетчатке глаза?
2. Каким образом энергия света, поглощенного зрительным пигментом, превращается в фоторецепторный сигнал и нервный импульс?
3. Как перерабатывается полученная информация в зрительных центрах мозга и как возникает субъективный образ внешнего мира?

Решение третьего вопроса является предметом нейрофизиологии. Здесь же мы рассмотрим первую и вторую проблемы, т. е. вопросы о том, как формируется изображение предметов на сетчатке глаза, и каким образом световая энергия преобразуется в нервные импульсы, поступающие затем в зрительные центры головного мозга.

#### 3.6.1. Светопреломляющая система глаза

*Глазное яблоко* имеет почти шаровидную форму диаметром около 24 мм и окружено тремя оболочками (рис. 3.16). Наружная непрозрачная белковая оболочка – *склера* – имеет защитное значение, придает глазу форму и в его передней части переходит в прозрачную выпуклую *роговицу*. Через нее в глаз проходят лучи света. Через заднюю стенку склеры проходит глазной нерв и кровеносные сосуды. К склере прилегает *сосудистая оболочка*, которая состоит из сети мелких кровеносных сосудов, питающих внутренние структуры глаза. В *сетчатой оболочке (сетчатке)* расположены фоторецепторы – палочки и колбочки.

Место вхождения зрительного нерва в глазное яблоко называется *слепым пятном*, т. к. здесь нет светочувствительных клеток. Недалеко от слепого пятна находится *желтое пятно*, выстланное очень плотно упакованными колбоч-

ками. В его центральной части имеется углубление, называемое *центральной ямкой*. Желтое пятно и в особенности центральная ямка являются зонами наилучшей разрешающей способности сетчатки (при дневном зрении).



Рис. 3.16. Горизонтальный разрез правого глаза человека (вид сверху):  
 $OO'$  – главная оптическая ось глаза (штриховая линия);  
 $KK'$  – зрительная ось (штрихпунктирная линия);  $\gamma$  – угол между осями

*Светопреломляющая система глаза*, формирующая изображения предметов окружающего мира на сетчатке, состоит из роговицы, передней камеры, хрусталика и стекловидного тела. Преломляя световые лучи, эти среды обеспечивают формирование на сетчатке действительного, уменьшенного и перевернутого изображения рассматриваемого предмета. На рис. 3.16 перед глазом помещен элемент таблицы Сивцева – буква К. Ее действительное, уменьшенное и перевернутое изображение формируется в центральной ямке желтого пятна сетчатки.

Прямая, проходящая через геометрические центры роговицы и хрусталика, называется *главной оптической осью глаза*.

Прямая, проходящая через центр хрусталика и желтого пятна, называется *зрительной осью глаза*. Зрительная ось совпадает с направлением наилучшей

разрешающей способности глаза. Угол между главной оптической и зрительной осями составляет примерно  $5^\circ$ .

### 3.6.2. Строение сетчатки и светочувствительных клеток

В основе зрения лежит способность глаза преобразовывать энергию света, формирующего изображение внешнего мира на сетчатке, в нервные импульсы, передаваемые в зрительные центры головного мозга.

Сетчатка толщиной около 0,5 мм имеет сложное строение и состоит из нескольких слоев. Ближе всего к свету расположены слои ганглиозных и нервных клеток, далее располагаются собственно фоторецепторы. За слоем фоторецепторов находится пигментный эпителий (рис. 3.17).

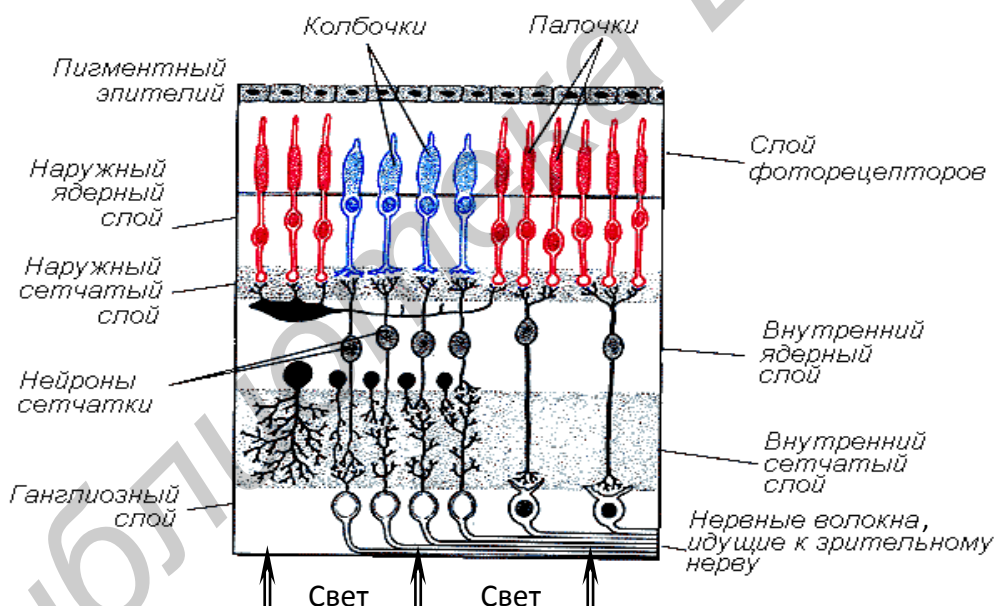


Рис. 3.17. Схема строения сетчатки глаза

При попадании света на поверхность роговицы 4 % светового потока отражается от роговицы, 50 % – поглощается оптическими средами глаза, 10 % – воздействует на фоторецепторы, 36% – поглощается в пигментном эпителии.

Таким образом, полезно используется только 10 % светового потока, падающего на роговицу глаза. Из рис. 3.17 и сказанного выше ясно, что прежде

чем попадать на фоторецепторы, свет проходит сквозь слой нервных клеток сетчатки, но этот слой прозрачен и практически не поглощает излучения. Пигментный слой поглощает свет, не взаимодействовавший с фоторецепторами, препятствуя его отражению и повторному воздействию на фоторецепторы. То есть роль пигментного слоя – избавить сетчатку от засветки лишним рассеянным светом.

Сетчатка содержит два вида фоторецепторов: *палочки*, являющиеся более чувствительными к свету и обеспечивающие зрение в сумерках и ночью (*скотопическое зрение*), и *колбочки*, обеспечивающие восприятие зрительных образов при ярком освещении и цветное зрение (*фотопическое зрение*).

Палочки имеют длину 63–81 мкм, диаметр – 1,8 мкм; для колбочек эти параметры равны соответственно 35 и 5–6 мкм (рис. 3.18).

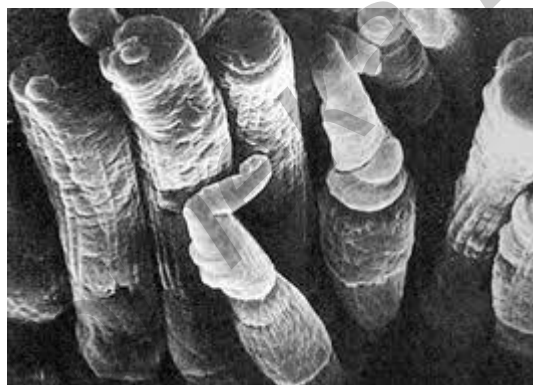


Рис. 3.18. Фоторецепторные клетки  
(изображение получено  
сканирующим электронным микроскопом)

На сетчатке глаза человека находится приблизительно 110–125 млн палочек и 6–7 млн колбочек. Палочки и колбочки расположены в сетчатке неравномерно: в центре, в области желтого пятна, находятся в основном колбочки, на периферии – палочки.

В фоторецепторах под воздействием квантов света возникает фоторецепторный потенциал, который преобразуется в нервные импульсы, передающиеся по волокнам зрительного нерва в мозг, где формируется зрительное ощущение.

### 3.6.3. Биофизика фоторецепции

Наилучшим образом механизм фоторецепции изучен для палочек. Рассмотрим его.

Структурная организация палочки изображена на рис. 3.19.

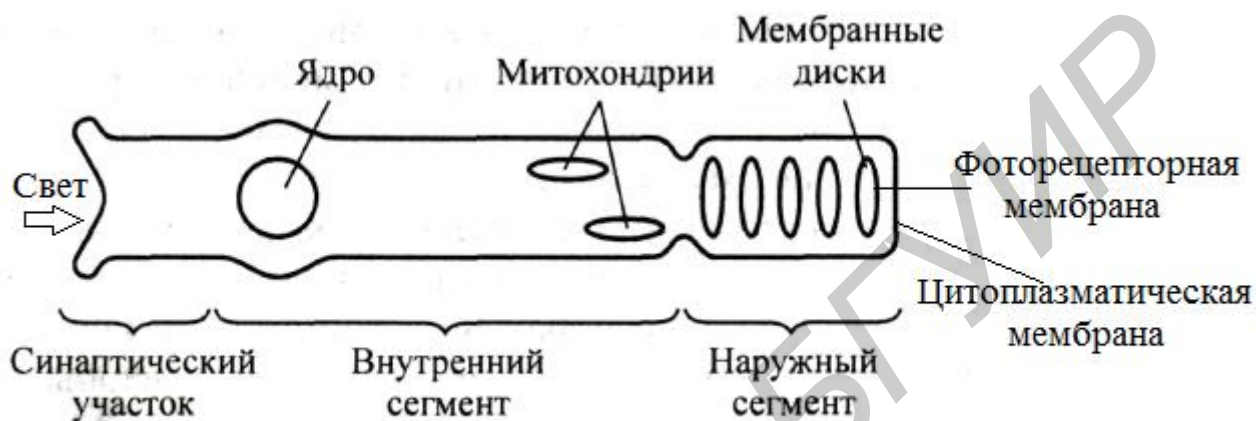


Рис. 3.19. Схема строения палочки

Палочка представляет собой клетку, которая имеет обычные органеллы: ядро, митохондрии и др. Она имеет два сегмента: внутренний (ВС) и наружный (НС), а также синаптический участок, через который возбуждение от палочки передается биполярной нервной клетке.

Цитоплазма НС заполнена своеобразными органеллами, называемыми *мембранными дисками*. В НС каждой палочки содержится от 700 до 1000 дисков, напоминающих сплюснутые шары. Диаметр каждого диска почти соответствует толщине НС (2 мкм), а толщина диска составляет 15–18 нм. Промежутки между ними не превышают 30 нм. Именно в дисках осуществляется первичный процесс восприятия света. Поэтому мембрану диска называют *фоторецепторной мембраной*. Подобно всем биомембранам она состоит из липидов и белков. Ее основным белковым компонентом является *зрительный пигмент* — *родопсин* (рис. 3.20).

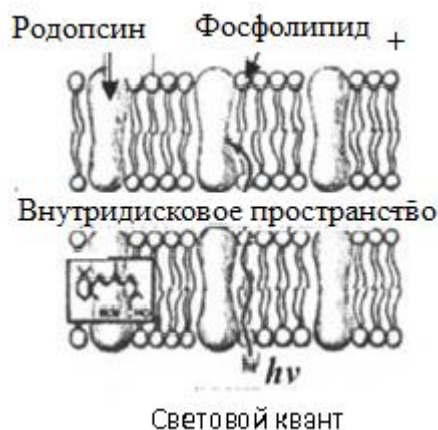


Рис. 3.20. Поглощение светового кванта  $h\nu$  родопсином, встроенным в мембрану диска

Родопсин – высокомолекулярное соединение, состоящее из двух основных компонентов: альдегида витамина А (*ретиная*) и белковой части (*опсина*). Именно ретиналь является хромофором (светочувствительной частью) – родопсина.

В темноте ретиналь находится в *11-цис-форме*, которой свойственна наибольшая энергия взаимодействия с опсином, вследствие чего их комплекс весьма устойчив. Для его разрушения необходимо преобразовать 11-цис-ретиналь в другой изомер – *трансретиналь*. Такое преобразование, происходящее под действием света, называется *фотоизомеризацией* – это первая и единственная фотохимическая реакция в зрительном акте. Ее результатом является распад родопсина на трансретиналь и опсин с освобождением модифицированной молекулы трансдуцина.

Именно эти изменения в состоянии родопсина и приводят в конечном итоге к формированию фоторецепторного потенциала на цитоплазматической мембране палочки и затем к генерации нервного импульса.

В состоянии покоя (в темноте) потенциал цитоплазматической мембраны палочки более положителен, чем потенциал покоя других клеток возбудимых тканей и составляет примерно  $-30$  мВ ( в отличие от  $-60$  мВ, например, для аксона кальмара). Это связано с тем, что в покое натриевые каналы в цитоплазма-

тической мембране палочки поддерживаются в открытом состоянии специальным веществом – *циклическим гуанозинмонофосфатом (цГМФ)*. Именно значительный поток  $\text{Na}^+$  в клетку наряду с выходом из нее  $\text{K}^+$  обеспечивает указанное выше значение потенциала покоя палочки.

Изменение концентрации цГМФ в НС регулирует состояние натриевых каналов цитоплазматической мембраны и, как следствие, величину трансмембранного электрического потенциала палочки.

Образующийся при распаде родопсина трансдуцин инактивирует молекулы цГМФ, поэтому на свету уровень цГМФ в НС резко уменьшается и часть  $\text{Na}^+$  каналов закрывается. В результате проницаемость мембраны палочки для натрия снижается, а для калия она не меняется. Таким образом, потенциал на мембране приобретает преимущественно калиевую природу и становится более отрицательным. Это изменение мембранного потенциала, величина которого зависит от количества поглощенных квантов света, называется *фоторецепторным потенциалом*.

Возникший фоторецепторный потенциал распространяется от НС через ВС до синаптического контакта и стимулирует выброс нейромедиатора в синаптическую щель. Это приводит к возбуждению биполярной нервной клетки. Потенциал действия, сформированный этой нервной клеткой, передается далее в виде нервного импульса по зрительному нерву в зрительные центры головного мозга, где и формируется зрительное ощущение.

Таким образом, вся цепочка превращения энергии света в нервный импульс выглядит следующим образом: *Квант света  $h\nu \rightarrow$  поглощение его 11-цис-ретиналем  $\rightarrow$  цис-транс-конформация ретиналя  $\rightarrow$  распад родопсина на опсин и ретиналь с освобождением модифицированной молекулы трансдуцина  $\rightarrow$  инактивация части молекул цГМФ трансдуцином, приводящая к уменьшению уровня цГМФ  $\rightarrow$  блокирование части  $\text{Na}^+$ -каналов на цитоплазматической мембране палочки  $\rightarrow$  образование фоторецепторного потенциала на мембране палочки  $\rightarrow$  воз-*



*возбуждение нейронов сетчатки → поступление нервных импульсов в зрительные центры головного мозга.*

Зрительный пигмент родопсин, распавшийся под действием света на опсин и ретиналь, может затем опять восстанавливаться под действием специального фермента ретиналь-изомеразы, который переводит транс-ретиналь в 11-цис-ретиналь, после чего происходит присоединение последнего к опсину с образованием родопсина.

### **Контрольные вопросы к разделу «Биофизика мембран»**

1. Как построена цитоплазматическая мембрана?
2. Каковы виды движения липидов и белков в мембране, их числовые характеристики и вероятность проявления?
3. Что называют пассивным транспортом веществ через мембрану, каковы его виды и в чем их отличие?
4. Какие величины и уравнения используются при математическом описании пассивного транспорта? Какую величину называют проницаемостью мембраны?
5. В чем отличие пассивного и активного транспорта ионов через биологические мембраны? Каков принцип работы натрий-калиевого насоса?
6. Что такое мембранный потенциал, потенциал покоя, потенциал действия, равновесный потенциал Нернста?
7. Какие ткани в организме относятся к возбудимым? Каковы закономерности возбуждения тканей электрическим током, определяющие формирование потенциала действия?
8. Какие ионы определяют фазы деполяризации и реполяризации потенциала действия?
9. Каков механизм распространения потенциала действия по безмиелиновому и миелинизированному аксону?

10. Каков механизм мышечного сокращения и что такое электромеханическое сопряжение в биомеханике мышечного сокращения?

11. Каково назначение оптической системы глаза и какими структурными элементами она создается?

12. Каково строение сетчатки глаза? Назовите виды светочувствительных клеток, их количество и распределение на сетчатке.

13. Каково строение палочки? Какова роль родопсина и ретиналя? В чем различие палочек и колбочек как светочувствительных клеток сетчатки.

14. Опишите механизм образования фоторецепторного потенциала на мембране палочки.

15. Каков путь передачи информации об освещенности палочки в зрительные центры головного мозга?

Библиотека БГУИР

## РАЗДЕЛ 4. БИОЛОГИЧЕСКАЯ ЭЛЕКТРОДИНАМИКА

### 4.1. Собственные электрические поля тела человека.

#### Физические основы электрографии органов и тканей

Электрография – раздел биофизики, который исследует природу электрических сигналов, позволяющих оценить состояние органов, построенных из возбудимых тканей (сердца, мозга, скелетных мышц). Для того чтобы разобраться в этом, необходимо предварительно рассмотреть определенные физические понятия.

#### 4.1.1. Электрический диполь, электрическое поле диполя, токовый диполь

*Электрический диполь (электростатический диполь)* – это система, состоящая из двух равных по величине, но противоположных по знаку точечных зарядов  $+q$  и  $-q$ , расположенных на расстоянии  $l$  друг от друга (рис. 4.1).

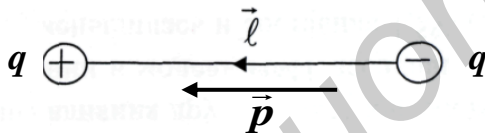


Рис. 4.1. Электрический диполь

Хотя диполь – система из двух зарядов разного знака – электрически нейтральна, она создает вокруг себя электрическое поле с определенным распределением потенциала.

Основная характеристика диполя – *дипольный (электрический) момент*  $\vec{p} = q \cdot \vec{l}$ . Это вектор, который по величине равен произведению заряда  $q$  на расстояние  $l$  (плечо диполя). Вектора  $\vec{p}$  и  $\vec{l}$  всегда направлены от отрицательного заряда к положительному.

Электрический потенциал, создаваемого диполем поля, в произвольной точке  $A$ , расположенной на расстоянии  $r$  от его центра равен

$$\varphi_A = k \frac{p \cdot \cos \delta}{\varepsilon \cdot r^2}, \quad (4.1)$$

где  $k = 9 \cdot 10^9$  В·м/Кл – постоянная электрического взаимодействия, (обычно, но  $k = \text{Н} \cdot \text{м}^2 / \text{Кл}^2$ , но  $\text{Н} \cdot \text{м}^2 / \text{Кл}^2 = \text{Дж} \cdot \text{м} / \text{Кл} \cdot \text{Кл} = \text{В} \cdot \text{м} / \text{Кл}$ );  $\varepsilon$  – относительная диэлектрическая постоянная;  $\delta$  – угол между вектором и направлением на выбранную точку (рис. 4.2).

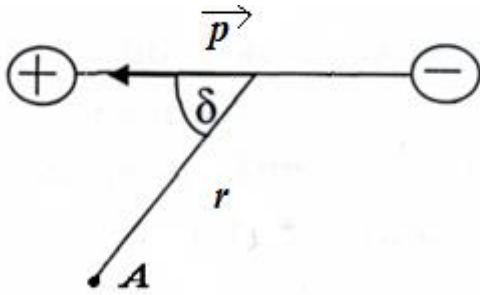


Рис. 4.2. К расчету потенциала поля диполя

Из формулы (4.1) видно, что, зная дипольный момент  $\vec{p}$ , можно вычислить потенциал в любой точке пространства. Однако на практике часто приходится решать **обратную задачу**: необходимо определить величину и направление вектора

$\vec{p}$  диполя, измеряя разность потенциалов (электрическое напряжение) между разными точками создаваемого им поля.

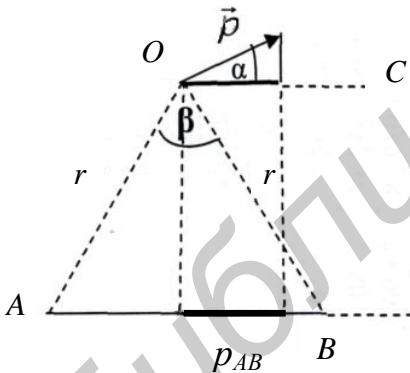


Рис. 4.3. К определению связи между дипольным моментом  $\vec{p}$  и напряжением  $U_{AB}$

Расчет показывает, что диполь с электрическим моментом  $\vec{p}$ , находящийся в некоторой точке  $O$ , создает между точками  $A$  и  $B$ , равноудаленными от него (рис. 4.3), напряжение, равное

$$U_{AB} = 2k \frac{p \cdot \sin \frac{\beta}{2} \cos \alpha}{\varepsilon \cdot r^2} \sim \frac{p \cos \alpha}{r^2} = \frac{p_{AB}}{r^2}. \quad (4.2)$$

Из (4.2) видно, что это напряжение (при заданных  $\varepsilon$ ,  $r$  и  $\beta$ ) прямо пропорционально проекции дипольного момента  $\vec{p}$  на прямую, соединяющую точки  $A$  и  $B$ :  $U_{AB} \sim p_{AB} = p \cdot \cos \alpha$ ,  $\alpha$  – угол между вектором  $\vec{p}$  и направлением  $AB$  или параллельным ему  $OC$  (см. рис. 4.3).

Из геометрии известно, что для определения величины и направления вектора, лежащего в некоторой плоскости, необходимо знать, как минимум, две его проекции на разные направления.

Чтобы сохранить прямую пропорциональность между измеряемыми напряжениями  $U$  и проекциями вектора  $\vec{p}$  на соответствующие направления, надо поместить диполь в центр равностороннего треугольника. На рис. 4.4 он обозначен буквой  $O$ . Тогда, во-первых, он будет равноудален от всех его вершин ( $OA = OB = OC = r$ ), во-вторых, напряжения между любой выбранной парой вершин при изменении  $r$  (см. формулу (4.2)) будут изменяться одинаково (увеличиваться или уменьшаться в одно и то же число раз).

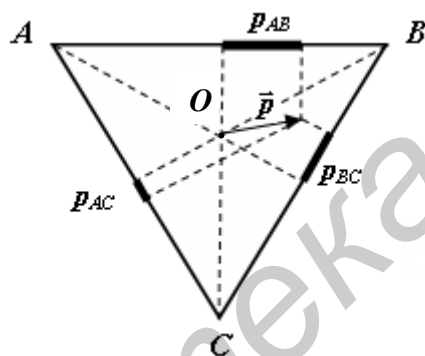


Рис. 4.4. Диполь в равностороннем треугольнике

Поэтому отношение напряжений между вершинами треугольника всегда будет равно отношению проекций дипольного момента на соответствующие стороны:

$$U_{AB} : U_{BC} : U_{AC} = p_{AB} : p_{BC} : p_{AC}. \quad (4.3)$$

Зная величины проекций, можно определить величину и направление вектора  $\vec{p}$  в плоскости треугольника, т. е. решить поставленную ранее обратную задачу.

Но электростатический диполь может сохраняться сколь угодно долго лишь в вакууме или в идеальном изоляторе. В проводящей среде под действием

электрического поля диполя возникает движение свободных зарядов и диполь либо экранируется этими зарядами, либо нейтрализуется (рис. 4.5).

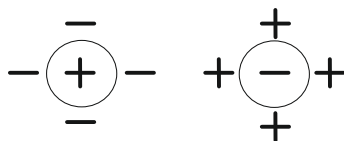


Рис. 4.5. Экранирование диполя в проводящей среде

Можно к диполю подключить источник напряжения, иными словами клеммы источника напряжения представить как заряды диполя. В этом случае, несмотря на наличие тока в проводящей среде, диполь будет сохраняться.

Ток движется в среде от положительного электрода (источка) к отрицательному (стоку), внутри элемента питания – наоборот. Такая двухполюсная система в проводящей среде, состоящая из источника и стока тока, и представляет собой *дипольный электрический генератор, или токовый диполь*.

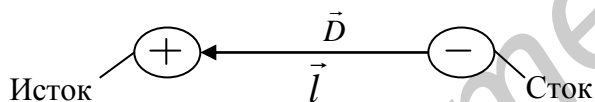


Рис. 4.6. Токовый диполь

Важнейший параметр токового диполя – его дипольный момент  $\vec{D} = I \cdot \vec{l}$ , где  $I$  – сила тока через генератор. Вектор  $\vec{D}$  направлен от «-» к «+», т. е. от стока к источнику тока,

по направлению тока *внутри* источника (рис. 4.6 и 4.7).

Эквивалентная схема *дипольного электрического генератора* показана на рис. 4.7. Его характерная особенность состоит в том, что внутреннее сопротивление такого источника  $r$  намного больше сопротивления нагрузки (внешней проводящей среды)  $R$ , т. е.  $r \gg R$ .

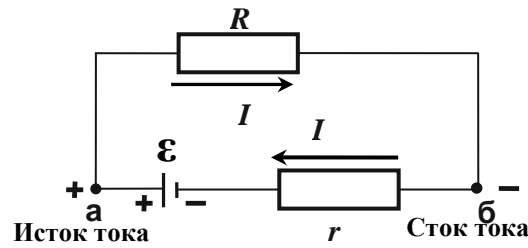


Рис. 4.7. Эквивалентная схема токового электрического генератора и внешней проводящей среды:  
а, б – полюса (клеммы) генератора, источник и сток

Сила тока  $I$  в генераторе и во внешней цепи по закону Ома для полной цепи равна  $I = \frac{\varepsilon}{r + R}$ , где  $\varepsilon$  – ЭДС генератора.

$$\text{Так как } r \gg R, \text{ то } I \approx \varepsilon/r. \quad (4.4)$$

Из (4.4) следует, что сила тока  $I$ , которую создает этот генератор, практически не зависит от сопротивления внешней среды и фактически определяется свойствами самого дипольного генератора.

Между токовым и электростатическим диполем есть аналогия:

1) выражения для потенциалов электрических полей, создаваемых тем и другим диполем, аналогичны в некоторой точке  $A$ :

$$\varphi_A = k \frac{p \cdot \cos \delta}{\varepsilon \cdot r^2} \quad (\text{электростатический диполь, см. формулу (4.1)});$$

$$\varphi_A = \frac{\rho}{4\pi} \cdot \frac{D \cos \delta}{r^2} \quad (\text{токовый диполь, здесь } \rho \text{ – удельное сопротивление, ха-}$$

рактеризующее проводящие свойства среды);

2) связь разности потенциалов между двумя точками поля  $A$  и  $B$  и дипольным моментом  $\vec{D}$  аналогична (4.2):

$$U_{AB} = \frac{\rho}{2\pi} \cdot \frac{D \cdot \sin \frac{\beta}{2} \cdot \cos \alpha}{r^2} \sim \frac{D \cdot \cos \alpha}{r^2} = \frac{D_{AB}}{r^2}; \quad (4.5)$$

3) соотношение (4.3) также выполняется: если токовый диполь помещен в центр равностороннего треугольника, то отношение напряжений между верши-

нами треугольника равно отношению проекций вектора  $\vec{D}$  на соответствующие стороны:

$$U_{AB} : U_{BC} : U_{AC} = D_{AB} : D_{BC} : D_{AC}. \quad (4.6)$$

Теория токового диполя применяется, в частности, для объяснения возникновения электрических полей и их потенциалов, регистрируемых при снятии электрограмм (см. п. 4.1.2).

#### 4.1.2. Физические основы электрокардиографии

У человека и животных органы, состоящие из возбудимых тканей (их обычно называют *электрически активными*), при своей работе создают в окружающем пространстве электрические поля с определенным распределением потенциала, которое отражает функциональное состояние этих органов.

Точное описание таких полей – сложная математическая и физическая задача. Поэтому используют способы их приближенного описания, моделируя возбуждающуюся структуру известным в физике источником электрического поля. Таким источником чаще всего является уже рассмотренный нами токовый диполь. Причина этого станет понятной из последующего анализа.

Хорошо известно, что минимальный анатомический элемент возбудимой ткани, способный электрически возбудиться и проводить возбуждение, – это клетка, отделенная от внеклеточной среды цитоплазматической мембраной. Из разд. 3 известно, что в состоянии покоя мембрана клетки любой возбудимой ткани (нервной или мышечной) поляризована (на наружной стороне мембраны преобладают положительно заряженные ионы, а на внутренней – отрицательно заряженные). При возбуждении электрическое состояние мембраны изменяется.



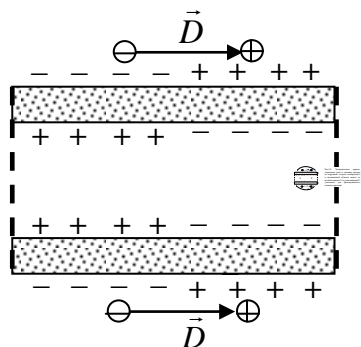


Рис. 4.8. Электрические заряды и токовые диполи на наружной стороне мембраны в пограничной области между ее возбужденным и покоящимся участками для фиксированного момента времени

На рис. 4.8 показан участок мышечного волокна, которое раздражено на левом конце. Видно, что в области соприкосновения участков поверхности, находящихся в разных состояниях, формируется токовый диполь, который перемещается в пространстве вдоль волокна вместе с фазой деполяризации потенциала

действия. Подчеркнем, что при анализе работы электрически активных органов предметом изучения является электрическое поле и распределение потенциала, существующие в пространстве снаружи от поверхности мембран их возбуждающихся клеток.

Экспериментально полученное пространственное распределение внеклеточного потенциала в фазе деполяризации при распространении возбуждения в отдельном волокне сердца собаки показано на рис. 4.9. Здесь ось абсцисс направлена вдоль волокна. Возбуждение распространяется справа налево со скоростью 145 см/с [34].

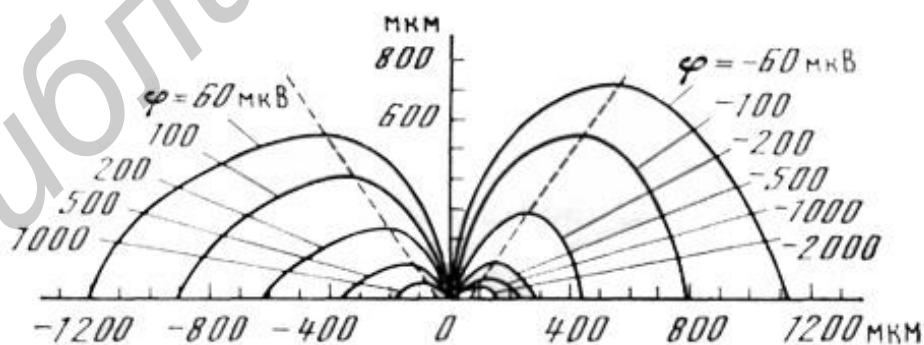


Рис. 4.9. Пространственное распределение внеклеточного потенциала в фазе деполяризации при нормальном распространении возбуждения в отдельном волокне сердца собаки

Любой электрически активный орган – огромная масса возбуждающихся клеток, каждая из которых представляет собой элементарный токовый диполь со своим вектором – дипольным моментом  $\vec{D}_i$ . Все вместе они формируют токовый диполь – *электрический генератор органа*, которому соответствует *интегральный* (т. е. суммарный) *электрический вектор*  $\vec{D}$ . Причем  $\vec{D}$  *всегда направлен от возбужденного (отрицательно заряженного) к невозбужденному (положительно заряженному) участку органа.*

С одной стороны, если известны величина и направление вектора  $\vec{D}$ , то фактически известно все о создаваемом органом электрическом поле и распределении его потенциала в окружающем пространстве, а с другой стороны, *по известному распределению потенциала можно восстановить величину и направление  $\vec{D}$  и сделать вывод о состоянии органа, что представляет задачу клинической диагностики.*

Регистрация потенциалов (точнее разностей потенциалов) электрических полей возбуждающихся структур человека и животных получила общее название *электрографии*.

Кривая, которая отображает изменение во времени разности потенциалов на поверхности органа, ткани, тела человека или животного, происходящее вследствие возбуждения соответствующих органов и тканей, называется *электрограммой*.

При этом как отдельные диагностические методы выделяют *электрокардиографию* (ЭКГ) – регистрацию электрических полей, создаваемых сердечной мышцей, *электромиографию* (ЭМГ) – регистрацию электрических полей скелетных мышц, *электроэнцефалографию* (ЭЭГ) – регистрацию электрической активности головного мозга и др.

Название электрограммы указывает на органы, функционирование которых приводит к появлению регистрируемой разности потенциалов. Так, *электрокардиограмма* (ЭКГ) – кривая, отражающая изменение электрической ак-

тивности сердца, *электроэнцефалограмма* (ЭЭГ) – головного мозга, *электромиограмма* (ЭМГ) – скелетных мышц и т. д.

Рассмотрим метод исследования электрической активности сердца – *электрокардиографию*. Ее родоначальником является голландский врач Эйнтховен, лауреат Нобелевской премии 1924 г. Он первый предложил рассматривать сердце как токовый диполь с дипольным моментом  $\vec{D}$  – *интегральным электрическим вектором сердца*. Начало этого вектора расположено в центре равностороннего треугольника, сформированного во фронтальной плоскости тела.

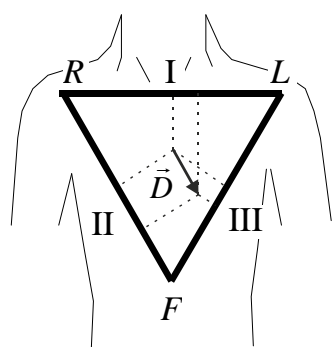


Рис. 4.10. Треугольник Эйнтховена и стандартные отведения

Этот треугольник известен как «треугольник Эйнтховена». Его вершинами являются правое R(right) и левое L(left) плечо и основание торса F(foot) (рис. 4.10). Однако в целях удобства пациентов и персонала для наложения электродов при снятии ЭКГ используются не эти точки, а запястья рук и голень левой ноги, при этом сами конечности играют лишь роль естественных «проводников» примерно равной длины. *Разность потенциалов между двумя определенными точками на теле человека называется отведением.*

Отведения, предложенные Эйнтховеном, называют *стандартными*. Электрокардиограммы в этих отведениях определяют проекции интегрального электрического вектора сердца на стороны треугольника Эйнтховена. По этим проекциям могут быть определены величина и положение этого вектора для каждого момента работы сердца.

Разность потенциалов  $U_I$  между правой рукой и левой рукой называют I отведением Эйнтховена,  $U_{II}$  между правой рукой и левой ногой – II отведением и  $U_{III}$  между левой рукой и левой ногой – III отведением (см. рис. 4.10). При этом выполняется *закон Эйнтховена*: в любой момент времени алгебраическая сумма напряжений первого (I) и третьего (III) отведений должна быть равна напряжению второго (II) отведения:  $U_I + U_{III} = U_{II}$ .

На практике кроме этих трех стандартных отведений регистрируют еще девять отведений: три усиленных униполярных и шесть грудных, которые здесь мы не рассматриваем.

Типичный вид электрокардиограммы в одном из трех стандартных отведений приведен на рис. 4.11, где латинскими буквами  $P$ ,  $Q$ ,  $R$ ,  $S$ ,  $T$  обозначены ее основные зубцы и указаны временные интервалы между ними.

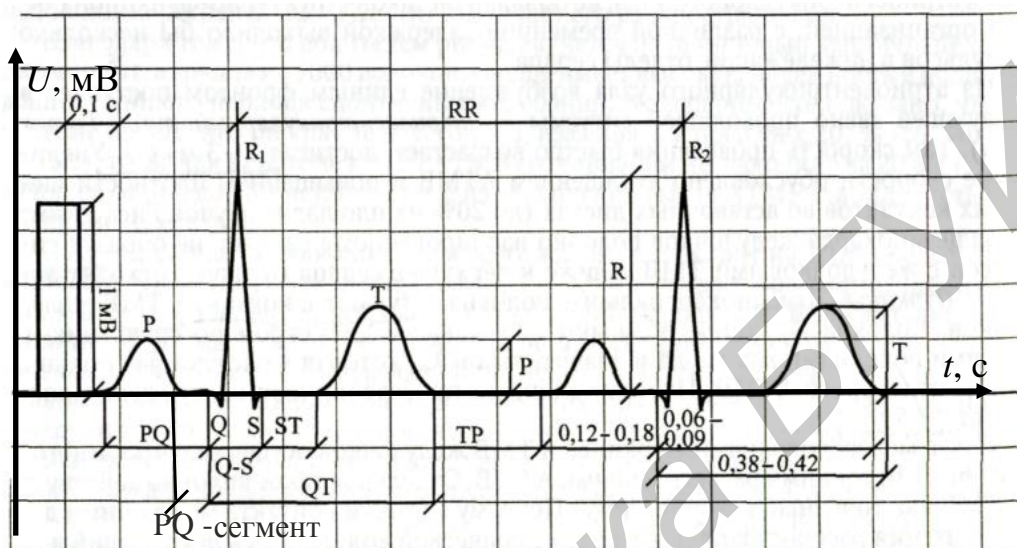


Рис. 4.11. Вид двух последовательных кардиоциклов стандартной ЭКГ и калибровочного сигнала с амплитудой 1 мВ

Электрическое поле сердца неразрывно связано с физиологическими процессами, происходящими в сердечной мышце. Поэтому, чтобы правильно понимать, как формируется электрокардиограмма и о чем свидетельствуют те или иные ее параметры, нужно иметь общие представления о физиологических процессах, происходящих в миокарде в течение сердечного цикла.

При рассмотрении работы сердца (рис. 4.12) в нем выделяют центр автоматии, расположенный в *синусовом* узле на правом предсердии, систему специализированных проводящих волокон, по которым возбуждение распространяется по миокарду, и мышечный сократительный аппарат сердца.

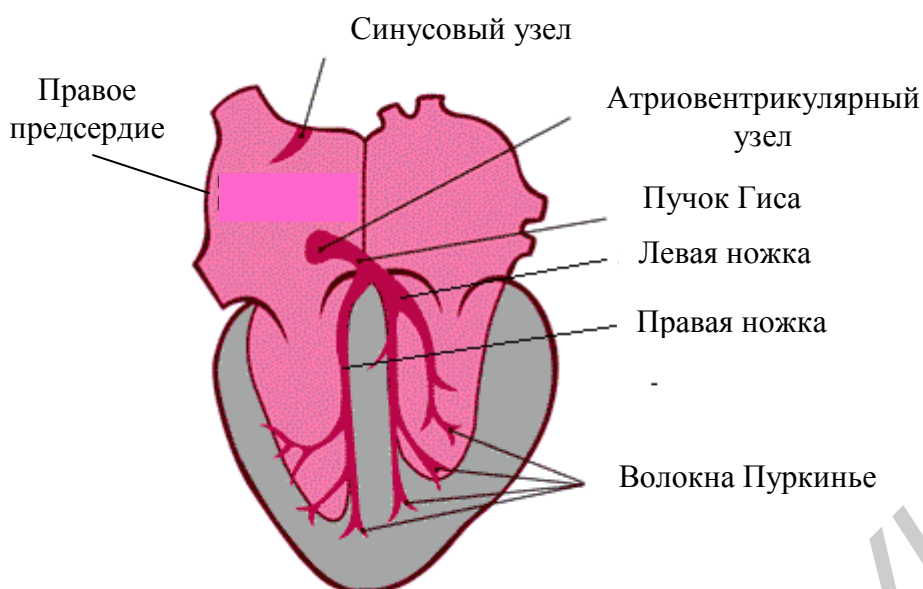


Рис. 4.12. Схематическое изображение сердца с указанием расположения элементов его проводящей системы

Центр автоматии сердца (пейсмекер – водитель ритма), состоящий из специальных клеток, вырабатывает электрические импульсы, запускающие процесс возбуждения, которое распространяется по проводящей системе предсердий со скоростью около 1 м/с, охватывая мышцу предсердия примерно за 0,08 с (деполяризация предсердий). Этому процессу соответствует первый, небольшой по амплитуде зубец *P* кардиограммы (см. рис. 4. 11).

Затем распространяющееся возбуждение достигает атриовентрикулярного узла, где скорость распространения электрического импульса резко падает (до 0,05 м/с) и происходит задержка передачи возбуждения на желудочки примерно на 0,05 с (сегмент *PQ* на рис. 4.11). Эта задержка нужна для того, чтобы вся кровь, накопленная предсердиями в диастолу, полностью перешла в желудочки до того, как они начнут сокращаться. По окончании атриовентрикулярной задержки электрический импульс быстро распространяется по правой и левой ножкам пучка Гиса проводящей системы, которые разветвляются на сеть мелких проводящих волокон Пуркинье, уже непосредственно передающих возбуждение мышечным волокнам правого и левого желудочков (зубцы *Q*, *R* и *S* на

рис. 4.11, деполяризация желудочков). Длительность комплекса зубцов QRS в норме составляет около 80 мс. Затем, примерно через 0,2 с (200 мс) начинается восстановление (реполяризация) электрического состояния желудочков, чему соответствует зубец T, и последующее расслабление мышцы желудочков. Деполяризация и реполяризация желудочков, составляющих длительность потенциала действия желудочков (интервал QT), длится 0,3–0,4 с. После паузы (диастолы), длящейся около 0,4 с, пейсмейкер запускает новый цикл возбуждения сердца.

*Важно знать, что зубец P возникает на ЭКГ примерно за 0,02 с до начала сокращения предсердий, а комплекс QRS – за 0,04 с до начала сокращения желудочков. Таким образом, электрические проявления возбуждения (ЭКГ) предшествуют механическим (сократительной деятельности миокарда), поэтому нельзя говорить, что ЭКГ – результат сердечных сокращений.*

Регистрация электрокардиограмм в нескольких отведениях позволяет определить поведение интегрального вектора сердца  $\vec{D}$  во времени. Оказалось, что в течение сердечного цикла этот вектор непрерывно изменяет свою длину и направление и за один кардиоцикл описывает в пространстве три петли разной амплитуды (рис. 4.13).

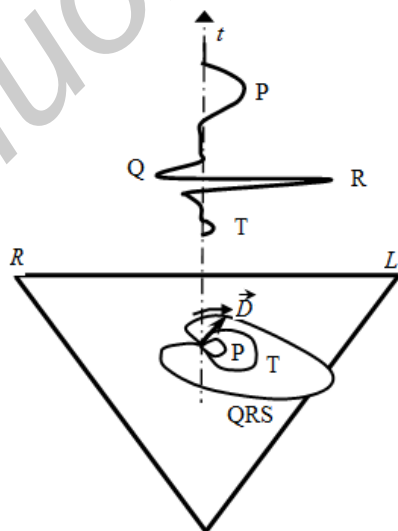


Рис. 4.13. Схема формирования ЭКГ в I отведении как результат проекций петель P, QRS и T, описываемых электрическим вектором  $\vec{D}$  сердца, на соответствующую сторону треугольника Эйнтховена

Первая петля  $P$  имеет наименьший размах и соответствует возбуждению предсердий. Вторая –  $QRS$  имеет наибольшую амплитуду и соответствует возбуждению желудочков, а третья –  $T$  соответствует реполяризации желудочков. Проекция этих трех петель на линии отведений и определяют вид электрокардиограмм в этих отведениях (см. рис. 4.13). Диапазон изменения напряжения ЭКГ – 0,1–5 мВ.

Сохранение во времени формы, фазы и амплитуды ЭКГ означает нормальную, уверенную работу сердца. Различные отклонения от нормы характеризуют те или иные нарушения сердечной деятельности. На рис. 4.14 слева от стрелки показана ЭКГ при фибрилляции желудочков, справа – нормальная ЭКГ после прекращения фибрилляции.



Рис. 4.14. Восстановление нормальной ЭКГ после дефибрилляции

Всякая электрограмма представляет собой сложное колебание. Поэтому в соответствии с теоремой Фурье она имеет определенный гармонический спектр. На рис. 4.15 приведен гармонический спектр ЭКГ при частоте пульса 66 уд/мин. Здесь по оси абсцисс – частота; по оси ординат – амплитуды гармоник (за 100 % принято значение  $A$  основной гармоники). Частота основной гармоники – 1,1 Гц. Среди высших гармоник наибольшую амплитуду имеют колебания частотой 9,9 Гц. Всего в гармоническом спектре нормальной ЭКГ выделено 34 гармоники, наивысшая из которых обладает частотой 120 Гц.

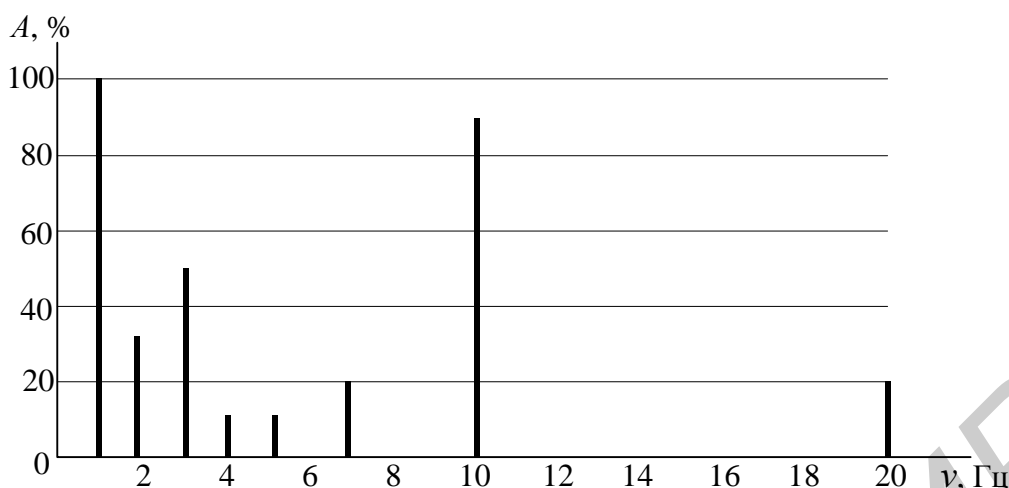


Рис. 4.15. Гармонический спектр электрокардиограммы

При учащении пульса гармонический спектр ЭКГ расширяется. В нем появляются гармоники более высоких частот (вплоть до 470 Гц). Гармонический анализ электрограмм вошел в медицинскую практику и служит для диагностики ряда заболеваний.

#### 4.1.3. Метод исследования электрической активности головного мозга – электроэнцефалография (ЭЭГ)

Регистрация и анализ временных зависимостей разностей потенциалов, созданных мозгом на поверхности головы, используется для диагностики различных видов патологии нервной системы: травм, эпилепсии, психических расстройств, нарушений сна. Электроэнцефалография применяется в медицине для определения области опухоли мозга, оценки функционального состояния мозга до и после введения лекарственного препарата.

*Электроэнцефалограмма* – это график изменения разности потенциалов между различными участками (точками съема) поверхности головы человека во времени. Количество точек съема может существенно меняться (от 2 до нескольких десятков) в зависимости от целей исследования.



ЭЭГ отражает интегральную активность огромного числа нейронов коры головного мозга и распространение волн возбуждения в нейронных сетях.

Электроэнцефалограмма имеет вид сложных регулярных колебаний с различными частотами и амплитудой. Для исследования электрической активности мозга при различных функциональных состояниях обычно рассматриваются спектральные составляющие (простые синусоидальные колебания различных частот и амплитуд, на которые, согласно теореме Фурье, можно разложить сложное колебание – электроэнцефалограмму). У взрослого бодрствующего человека доминирует  $\alpha$ -ритм – колебания с частотой 8–13 Гц. Кроме того, при исследовании электрической активности головного мозга наблюдается  $\beta$ -ритм с частотой 14–35 Гц,  $\gamma$ -ритм – 35–70 Гц,  $\delta$ -ритм – 0,5–3 Гц,  $\theta$ -ритм – 4–7 Гц и др. По виду электроэнцефалограмм, по появлению или исчезновению определенных ритмов можно судить о характере и степени сдвигов функционального состояния нервных структур головного мозга, о динамике происходящих изменений, обнаруживать область коры головного мозга, где эти изменения наиболее выражены. Так, при переходе от бодрствования ко сну  $\alpha$ - и  $\beta$ -ритмы замещаются существенно более медленными ( $\delta$ - и  $\theta$ -ритмами). Существенно меняется спектральный состав ЭЭГ при наркозе различной глубины, физической нагрузке. В неврологической клинике анализ спектрального состава ЭЭГ является основным методом для оценки патологических состояний. Например, основные ритмы ЭЭГ отсутствуют или меньше проявляются при тяжелых формах эпилепсии, опухолях коры больших полушарий и др.

## **4.2. Собственные магнитные поля тела человека.**

### **Магнитодиагностика**

Живые ткани в процессе жизнедеятельности создают *собственные магнитные поля*. Они возникают из-за циркулирующих в тканях электрических токов,

поскольку именно токи порождают магнитное поле. Например, распространение электрического импульса по аксону – это в сущности прохождение электрического тока, который создает магнитное поле в окружающей среде. Регистрация собственных магнитных полей биотканей, возникающих в результате протекающих в них физиологических процессов, составляет основу *магнитодиагностики*.

#### 4.2.1. Физические основы магнитокардиографии

*Магнитокардиография* (МКГ) представляет собой неинвазивную и не связанную с каким-либо воздействием и риском для пациента технологию бесконтактного измерения магнитных сигналов, генерируемых источниками электрической активности сердца. Биоманнитные сигналы настолько слабы, что их измерение представляет собой непростую физическую задачу. Поэтому широкое использование МКГ в медицинской практике обусловлено созданием в конце 1960-х гг. нового измерительного прибора, получившего название СКВИД (от англ. *SQUID*, *Superconducting Quantum Interference Device* – сверхпроводящий квантовый интерферометр; в буквальном переводе с англ. *squid* – кальмар). СКВИД – сверхчувствительный магнитометр, используемый для измерения очень слабых магнитных полей (чувствительность по магнитному полю –  $10^{-13}$  Тл).

Действие прибора основано на использовании эффекта Джозефсона. *Эффект Джозефсона* – явление протекания сверхпроводящего тока через тонкий слой диэлектрика, разделяющий два сверхпроводника. Такой ток называют джозефсоновским током, а такое соединение сверхпроводников – джозефсоновским контактом. При пропускании через контакт тока, величина которого превышает *критическую*, на контакте возникает падение напряжения  $U$ .

СКВИД представляет собой сверхпроводящее кольцо с двумя джозефсоновскими контактами, через которые пропускается постоянный ток, больший

критического значения (рис. 4.16). При этом сверхпроводящие токи, проходящие через контакты, будут интерферировать.

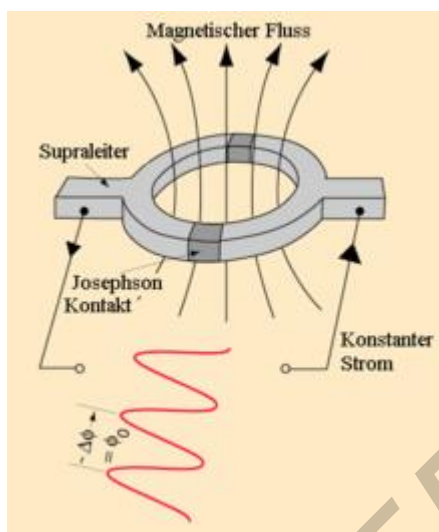


Рис. 4.16. Устройство СКВИДа

Существенным для понимания работы СКВИДа является наличие волновых свойств у электрона – в СКВИДе волна электронов разделяется на две, каждая из которых проходит свой джозефсоновский контакт, а затем обе волны сводятся вместе. В случае отсутствия внешнего магнитного поля обе ветви будут эквивалентны, и обе волны придут без разности фаз. Но при наличии магнитного поля в контуре будет наводиться циркулирующий сверхпроводящий ток. Этот ток в одном из контактов будет вычитаться из постоянного внешнего тока, а во втором – складываться с ним. Теперь две ветви будут иметь разные токи, и между джозефсоновскими контактами возникнет разность фаз. Волны электронов, пройдя через контакты и соединившись, будут интерферировать, интерференция проявится как зависимость регистрируемого напряжения  $V$  от приложенного внешнего магнитного поля  $\Phi$  (рис. 4.17).

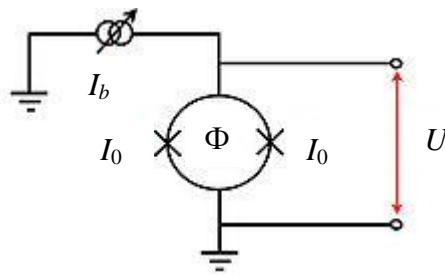


Рис. 4.17 Электрическая схема СКВИДа на постоянном токе

Здесь  $I_b$  – внешний ток через СКВИД;  $I_0$  – критический ток;  $\Phi$  – магнитный поток, приложенный к контуру;  $U$  – падение напряжения на СКВИДе.

По сравнению с электрокардиографией (ЭКГ), которая регистрирует изменения разности потенциалов *на поверхности тела*, биомагнитные измерения (МКГ) чувствительны к токам действия, возникающим *внутри миокарда*.

При регистрации магнитная активность сердца обладает различными характеристиками в разные моменты сердечного цикла и, таким образом, коррелирует с сигналами комплексов ЭКГ. Поэтому форма кардиомагнитных сигналов имеет аналогичную с ЭКГ графическую структуру.

Не следует полагать, что электро- и магнитографические методы конкурируют между собой. Наоборот, именно их комбинация дает наиболее полную информацию об исследуемых процессах. Но для каждого из методов есть области, где применение какого-либо одного из них предпочтительнее.

Серьезный успех магнитокардиографии – наблюдение МКГ плода в теле матери (рис. 4.18). Четкая локализация магнитного поля в районе источника позволила отделить сигналы плода от более сильных сигналов материнского сердца. Магнитное поле материнского сердца спадает с увеличением расстояния столь быстро, что практически не мешает записи МКГ плода, тогда как ЭКГ плода теряется в электрических сигналах матери в силу того, что электрический ток в коже имеет заметную величину даже на значительных расстояниях от сердца.

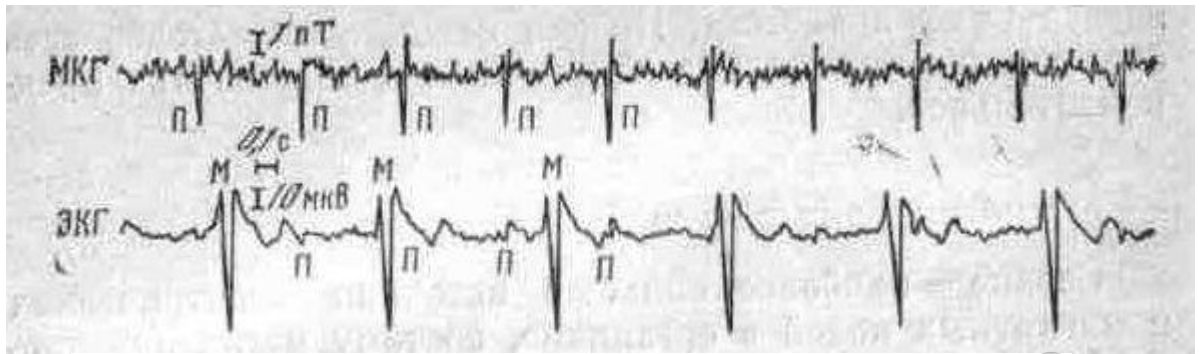


Рис. 4.18. МКГ и ЭКГ плода в теле матери:  
П, М – сигналы сердца плода и материнского сердца соответственно

#### 4.2.2. Метод исследования магнитной активности головного мозга – магнитоэнцефалография (МЭГ)

При работе мозга возникают как электрические, так и магнитные поля. Кривая, отражающая магнитную активность структур мозга, называется магнитоэнцефалограммой. Диагностический метод, основанный на анализе магнитоэнцефалограмм, называется магнитоэнцефалографией.

При сравнении электро- и магнитоэнцефалограмм следует учитывать, что в отличие от других органов мозг практически целиком окружен костной тканью черепа, а ее электропроводность много меньше, чем кожи и самого вещества мозга. Кроме того, естественные отверстия черепа усложняют пути электрического тока, в результате чего картина потенциалов на поверхности головы человека представляет собой сложное наложение пространственных распределений сигналов от довольно удаленных источников внутри мозга. Магнитный же датчик реагирует главным образом на более сильные токи в самой области биоэлектрической активности. Это делает магнитографические методы предпочтительными, поскольку наибольший исследовательский и диагностический интерес представляет изучение сигналов от конкретного источника внутри мозга – без помех, создаваемых другими видами активности.

Наиболее ярко преимущества магнитной регистрации проявляются при исследованиях откликов мозга на различные воздействия через органы чувств.

В ряде лабораторий мира проводили исследования магнитных сигналов, сопровождающих отклики мозга на осязательное, звуковое и зрительное раздражение. Результаты показали, что эти так называемые вызванные магнитные поля (ВМП) мозга обладают сравнительно простой структурой и по ним можно установить расположение источника биоэлектрической активности в коре головного мозга. Некоторые источники ВМП могут быть достаточно хорошо представлены в виде токового диполя. Положение токового диполя, глубину его залегания в мозге, направление и значение можно определить магнитографически. В ответ на зрительное раздражение возникает токовый диполь в затылочной части головы, на слуховое – в височной части. В ответ на раздражение мизинца правой руки возникает диполь, перпендикулярный центральной борозде левого полушария (рис. 4.19). Этот диполь расположен в проекционной зоне чувствительных рецепторов различных частей тела, и именно в том месте, где, как показали нейрохирургические исследования, находится «представительство» мизинца. Здесь мы видим проекционные зоны чувствительных рецепторов некоторых других частей тела: 1 – нога; 2 – туловище; 3 – рука; 4 – запястье; 5 – кисть; 6 – мизинец; 7 – большой палец; 8 – лицо; 9 – губы; 10 – язык.

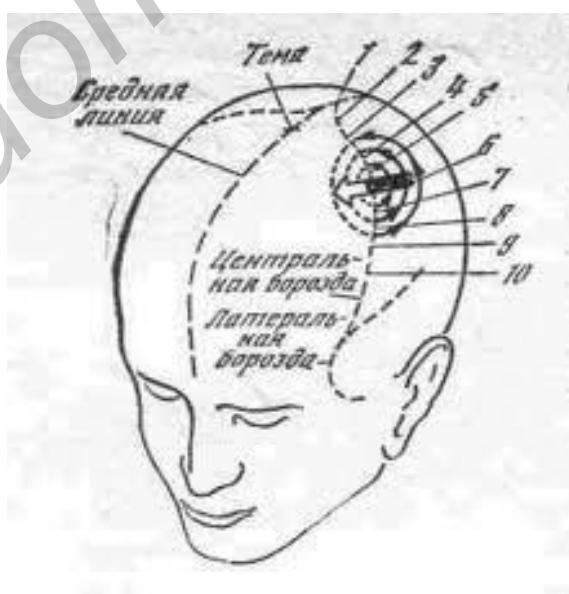


Рис. 4.19. Токовый диполь и его магнитное поле (концентрические стрелки), возникающие при электрическом раздражении правого мизинца

С помощью магнитографии стало возможным без хирургического вмешательства весьма точно выявить то место в коре мозга, куда приходит и где обрабатывается информация от органов чувств. Так, токовый диполь от мизинца находится на 2 см выше диполя, возникающего при раздражении большого пальца. Магнитная регистрация позволяет подтвердить или определить положение и других функциональных центров в головном мозге. Столь точно устанавливать положение источника биоэлектрической активности мозга ЭЭГ не позволяет.

### **4.3. Электрические и магнитные свойства тканей организма**

Электропроводность (электрическая проводимость, проводимость) – способность вещества проводить электрический ток, обусловленная наличием в нем подвижных заряженных частиц (носителей заряда). Количественно электропроводность определяется значением *удельной электропроводности*  $\gamma$  или *удельного сопротивления*  $\rho$  ( $\gamma = 1/\rho$ ). В системе СИ удельная электропроводность измеряется в сименсах на метр (См/м) или в  $\text{Ом}^{-1}\cdot\text{м}^{-1}$  ( $1 \text{ См} = 1 \text{ Ом}^{-1}$ ), а удельное сопротивление в  $\text{Ом}\cdot\text{м}$ . Электропроводность тканей и органов зависит от их функционального состояния и, следовательно, может быть использована как диагностический показатель.

#### **4.3.1. Особенности электропроводимости биологических тканей**

При характеристике электрических свойств живых тканей следует учитывать, что они являются комбинированными (композиционными) средами, поскольку одни структурные элементы обладают свойствами проводников, а другие – диэлектриков. Так, кожа, кость, жировая клетчатка являются диэлектриками. Однако все ткани и клетки в организме содержат или омываются жидкостями (кровь, лимфа, различные тканевые жидкости), в состав которых входят растворы электролитов. Поэтому эти жидкости являются относительно хоро-

шими проводниками. Если в проводящих тканях под действием приложенной разности потенциалов возникает направленное движение ионов тканевых электролитов – *ток проводимости*, то в диэлектриках в этом случае возникают явления поляризации – процессы смещения связанных электрических зарядов.

Напомним смысл последнего явления. Каждую молекулу полярного диэлектрика можно рассматривать как электрический (электростатический) диполь. В однородном внешнем электрическом поле с напряженностью  $\vec{E}_0$  на заряды диполя будут действовать две равные и противоположно направленные силы  $\vec{F}$ , которые образуют пару сил, стремящуюся повернуть диполь так, чтобы направление его вектора дипольного момента было параллельно линиям напряженности электрического поля (рис. 4.20).

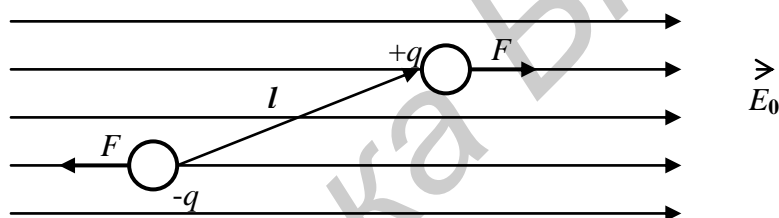


Рис. 4.20. Поворот диполя в электрическом поле

Поляризация диэлектрика во внешнем поле происходит не мгновенно, а требует определенного времени. Время, в течение которого происходит образование и (или) ориентация электрических диполей вдоль силовых линий электрического поля, называется *временем релаксации* ( $\tau$ ) поляризации. При комнатной температуре времена релаксаций подавляющего большинства диэлектриков лежат в области  $10^{-4}$ – $10^{-10}$  с. Так, времена релаксации полярных молекул белка и воды имеют порядок  $10^{-6}$ – $10^{-7}$  и  $10^{-10}$  с соответственно.

Если внешнее поле переменное (напряженность поля периодически изменяется по величине и направлению), то молекулы-диполи совершают колебательно-вращательные движения, стремясь выстроиться вдоль направления



внешнего поля. Это движение диполей (связанных зарядов) в диэлектрике при его поляризации образует ток, который называется *током поляризации*.

### 4.3.2. Электропроводность биологических тканей для постоянного тока

Под действием постоянного электрического поля в тканях организма возникает ток проводимости. При этом электропроводность конкретных внутренних органов на 4–6 порядков ниже электропроводности жидкостей, выделенных из них. Причиной указанного явления являются малые объемы, занимаемые свободными электролитами в органах и тканях живых организмов. В клетках тканей электролиты заключены в мельчайшие отсеки, образованные биологическими мембранами, составляющими более 50 % массы клетки. Такой элемент представляет собой две среды – хорошо проводящие ток растворы электролитов (тканевую жидкость и цитоплазму), разделенные слоем диэлектрика (цитоплазматической

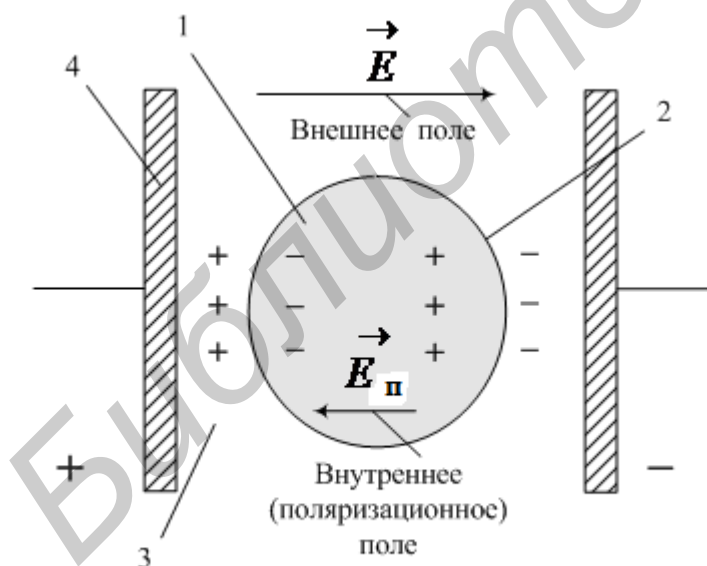


Рис. 4.21. Процесс формирования внутреннего поля клетки:

1 – цитоплазма клетки; 2 – мембрана;  
3 – межклеточная жидкость; 4 – электрод

мембраной), и в электрическом отношении элемент подобен конденсатору. Упрощенно механизм прохождения постоянного тока через ткань представлен на рис. 4.21.

Основной тканевый ток определяется движением ионов в тканевой (межклеточной) жидкости. Электрическое поле вызывает перемещение ионов электролита и внутри клетки (в цитоплазме), но прохождение ионов через

окружающую мембрану затруднено из-за ее низкой проводимости. Поэтому разноименно заряженные ионы концентрируются у противоположных участков внутренней поверхности клеточной мембраны. В результате внутри клетки образуется поле, противодействующее внешнему полю и обуславливающее ток внутри клетки, который направлен в противоположном направлении по отношению к основному току. Это и приводит к снижению электропроводности тканей постоянному току в целом по сравнению с тканевыми электролитами.

В тканях встречаются и макроскопические образования, состоящие из различных соединительнотканых оболочек и перегородок (обладающих плохой проводимостью), что также придает им свойства электрической емкости. Таким образом, в структуре ткани возникают образования с установившимся разделением электрических зарядов, которые обладают гигантским (по сравнению с отдельными молекулами) дипольным моментом. Суммарное электрическое поле этих образований направлено против внешнего поля, чем и объясняется высокое значение диэлектрической проницаемости тканей, измеренной в постоянном электрическом поле (табл. 4.1).

Таблица 4.1

Диэлектрическая проницаемость различных биологических сред при комнатной температуре

Среда	$\epsilon$
Белок яичный	72
Вода	81
Кровь цельная	85
Серое вещество мозга	85
Нерв зрительный	89
Белое вещество мозга	90

Электропроводность органов и тканей связана с присутствием в них водных растворов ионов. Говоря о разной электропроводности биологических объ-

ектов, содержащих много или мало воды, следует иметь в виду, что электропроводность самой воды ничтожна. Так, у дистиллированной воды при комнатной температуре удельная электропроводность составляет  $10^{-5}$ – $10^{-4}$  См·м<sup>-1</sup>. Растворение в воде солей резко повышает электропроводность. Общая концентрация растворов электролитов в жидких средах организма эквивалентна 0,9 %-му водному раствору хлористого натрия. Этот раствор называется изотоническим и при температуре 37 °С имеет удельную электропроводность 1,5 См·м<sup>-1</sup>. Примерно такой же удельной электропроводностью обладают биологические жидкости, не содержащие клеток (плазма крови и желчь). За счет форменных элементов (эритроцитов, лейкоцитов, тромбоцитов) кровь обладает меньшей электропроводностью, чем кровяная плазма. Значения удельной электропроводности различных тканей при постоянном токе приведены в табл. 4.2.

Таблица 4.2

Удельная электропроводность тканей при постоянном токе

Биологические жидкости и ткани	$\gamma$ , См·м <sup>-1</sup>
Спинномозговая жидкость	1,8
Плазма крови	1,5
Межклеточная жидкость	1
Кровь	0,6
Мышечная ткань	0,5
Жировая ткань	0,02
Кость без надкостницы	$10^{-7}$
Мембраны клеток	$10^{-11}$

Электропроводность кожи, через которую ток проходит главным образом по каналам потовых и отчасти солевых желез, зависит от ее толщины и от состояния поверхностного слоя. Тонкая, нежная и особенно увлажненная кожа, а также кожа с поврежденным наружным слоем эпидермиса довольно хорошо проводят ток. Наоборот, сухая огрубевшая кожа является плохим проводником.

С учетом этих особенностей удельная электропроводность отдельных участков кожи существенно различается и составляет  $10^{-3}$ – $2 \cdot 10^{-2}$  См·м<sup>-1</sup>.

Ток, пройдя через слой кожи, разветвляется и через глубоко лежащие ткани проходит множеством параллельных ветвей («петель тока») по путям с наименьшим электрическим сопротивлением. Такими путями являются, например, скопления и потоки тканевой жидкости, кровеносные и лимфатические сосуды, оболочки нервных стволов и т. п. Поэтому разветвления тока в тканях живого организма могут быть очень сложными и даже захватывать области, отдаленные от места наложения электродов-проводников, с помощью которых человек подключается к электрической цепи.

Электропроводность тканей и органов зависит и от их функционального состояния. Так, например, при воспалении, когда клетки набухают, уменьшается сечение межклеточных соединений и увеличивается электрическое сопротивление; физиологические явления, вызывающие потливость, сопровождаются возрастанием электропроводности кожи.

#### **4.3.3. Лечебные методы, основанные на использовании постоянного тока**

Основным компонентом действия постоянного тока является его влияние на соотношение в тканях ионов, которые участвуют в различных обменных процессах. Как было показано ранее, при приложении постоянного внешнего поля в определенных участках тканей организма индуцируется противоположно направленное поле, которое уменьшает внешнее поле и обуславливает малую проводимость этих участков постоянному току. С другой стороны, такие участки внутри тканей являются местом наиболее активного действия тока.

Таким образом, первичное действие постоянного тока связано с движением ионов тканевых электролитов, изменением их обычной концентрации в различных элементах тканей, что может вызвать возбуждение или торможение дея-

тельности клеток, изменение кислотно-щелочного равновесия, водосодержания и других свойств тканей. Это вызывает изменение функционального состояния клетки и реакцию всего организма на постоянный ток.

К основным физиотерапевтическим процедурам, где используют постоянный ток, относятся гальванизация и лекарственный электрофорез.

*Гальванизация* – это применение с лечебной целью воздействий постоянным электрическим током низкого (малого) напряжения  $U$  (до 80 В) при небольшой силе тока  $I$ . Интенсивность физиологической реакции зависит от плотности тока на электродах, которая не должна превышать  $0,1 \text{ мА/см}^2$ . Ограничение по силе тока связано прежде всего с сопутствующим гальванизации электролизом. Источником регулируемого постоянного напряжения является аппарат гальванизации, представляющий выпрямитель переменного тока.

Поскольку количество теплоты  $Q$ , которое выделяется в ткани, определяется законом Джоуля – Ленца:  $Q = I^2 R t$  ( $I$  – сила тока;  $R$  – сопротивление ткани;  $t$  – время действия тока), а сила тока при гальванизации мала, то и тепловой эффект незначителен.

*Лекарственный электрофорез.* Кроме непосредственного воздействия на организм, постоянный ток в лечебной практике используют для введения через кожу или слизистые оболочки лекарственных препаратов, образующих в растворе ионы. Этот метод получил название электрофореза лекарственных веществ. При электрофорезе между электродами и поверхностью тела помещают прокладки, пропитанные раствором медикамента. Содержащиеся в этом растворе лекарственные ионы под действием приложенной разности потенциалов проникают внутрь ткани организма. При этом осуществляется сочетанное воздействие на организм двух факторов: физического (электрический ток) и химического (ионы лекарственного вещества, поступающие в организм с током через кожу или слизистые оболочки). Главное терапевтическое достоинство электрофореза состоит в возможности строго локализованного местного воздействия лекарства на ткани.

Считается, что при электрофорезе лекарственные вещества проникают в верхние слои кожи и образуют там кожное депо, из которого задерживающиеся лекарства диффундируют в кровь и лимфу и разносятся по всему организму в течении 3–20 дней после процедуры. На рис. 4.22 показано положение электродов при наддесневом электрофорезе.

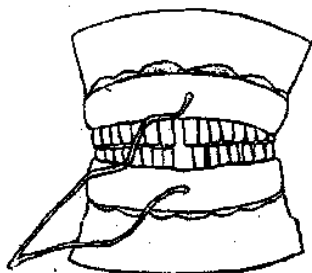


Рис. 4.22. Положение электродов при наддесневом электрофорезе

#### 4.3.4. Электропроводность биологических тканей для переменного тока. Эквивалентная электрическая схема живой ткани. Физические основы реографии (импедансной плетизмографии)

Полный ток ( $I_{\text{полн}}$ ) в сложной среде, состоящей из проводников и диэлектриков (примером такой среды является тело человека и животных), складывается из тока проводимости  $I_{\text{пр}}$  и тока поляризации  $I_{\text{пол}}$ :  $I_{\text{полн}} = I_{\text{пр}} + I_{\text{пол}}$ .

Соответственно и плотность полного тока ( $j = I/S$ , где  $S$  – площадь поперечного сечения проводника) представляет собой сумму плотностей тока проводимости ( $j_{\text{пр}}$ ) и тока поляризации ( $j_{\text{пол}}$ ):  $\vec{j}_{\text{полн}} = \vec{j}_{\text{пр}} + \vec{j}_{\text{пол}}$ , расчет показывает, что

$$\vec{j}_{\text{полн}} = \gamma \vec{E} + \epsilon_0 \epsilon \frac{d\vec{E}}{dt}. \quad (4.7)$$

Согласно (4.7) плотность тока проводимости (первое слагаемое) является функцией величины напряженности электрического поля  $\vec{E}$ , а плотность тока поляризации (второе слагаемое) – функцией скорости изменения этого вектора,

т. е. частоты колебаний поля  $\nu$ . Действительно, если  $E = E_m \sin \omega t = E_m \sin 2\pi\nu t$ , то  $\frac{dE}{dt} = 2\pi\nu E_m \cos 2\pi\nu t$ . Поэтому в объекте, помещенном в постоянное поле, существует только ток проводимости, связанный с движением свободных зарядов. Его величина тем больше, чем больше напряженность поля. Поляризационный ток в постоянном поле равен нулю.

Если на сложную среду воздействует переменное электрическое поле, то в ней одновременно возникают и ток проводимости, и ток поляризации. Частота внешнего поля не влияет на величину тока проводимости, однако с ростом частоты происходит увеличение тока поляризации. Это происходит потому, что с увеличением частоты время, за которое направление действия поля меняется на противоположное, становится меньше времени релаксации все большего числа молекул-диполей. То есть диполи не успевают сориентироваться вдоль линий напряженности поля, поляризация не завершается и ток поляризации, сопутствующий ей, не прекращается. При воздействии электромагнитного поля на организм человека ток поляризации начинает преобладать над током проводимости на частотах, превышающих примерно 30 МГц.

При этом необходимо отметить, что электрическое сопротивление живой ткани (импеданс) при переменном токе заметно зависит от частоты тока.\* При увеличении частоты оно уменьшается до некоторого минимального значения.

Объясняя прохождение переменного электрического тока через живую ткань, следует учитывать, что разные ткани обладают разным активным (омическим) сопротивлением. Далее, любая ткань состоит из клеток, мембраны которых, как было уже показано, обладают емкостными свойствами. В организме

---

\* Полное сопротивление электрической цепи, состоящей из резисторов, конденсаторов и катушек индуктивности, переменному току называется *импедансом*. Каждый из элементов этой цепи обладает своим сопротивлением. *Омическое сопротивление резисторов*  $R_A$  называют также *активным*, оно обуславливает выделение тепла в соответствии с законом Джоуля — Ленца. *Емкостное сопротивление конденсатора*  $R_C$  и *индуктивное сопротивление катушки*  $R_L$  называют *реактивными*. Они не вызывают нагревания элементов электрической цепи.

нет таких систем, которые были бы подобны катушкам индуктивности, поэтому его индуктивность близка к нулю.

Уже отсюда следует, что моделировать электрические свойства биологических тканей можно, используя резисторы, которые обладают активным сопротивлением ( $R_A$ ), и конденсаторы, имеющие емкостное сопротивление ( $R_C = \frac{1}{\omega C}$ , где  $\omega$  – циклическая частота переменного тока;  $C$  – емкость конденсатора). В качестве эквивалентной модели живой ткани обычно используют схему, состоящую из резисторов и конденсаторов, частотная зависимость импеданса которой близка к частотной зависимости импеданса биологической ткани. Такая схема представлена на рис. 4.23.

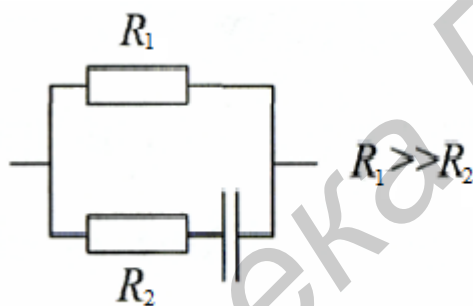


Рис. 4.23. Эквивалентная электрическая схема живой ткани

Полное сопротивление (импеданс) такой схемы рассчитывается по формуле

$$Z = R_1 \sqrt{\frac{R_2^2 + \frac{1}{(\omega C)^2}}{(R_1 + R_2)^2 + \frac{1}{(\omega C)^2}}}. \quad (4.8)$$

Для постоянного тока ( $\omega = 0$ )  $R_C = \frac{1}{\omega C} \rightarrow \infty$  и  $Z = R_1$ .

Для переменного тока больших частот ( $\omega \rightarrow \infty$ ),  $R_C = \frac{1}{\omega C} \rightarrow 0$  и формула

(4.8) принимает вид



$$Z = \frac{R_1 R_2}{R_1 + R_2}. \quad (4.9)$$

Преобразуем (4.9), разделив числитель и знаменатель на  $R_1$ , получим

$$Z = \frac{R_2}{1 + \frac{R_2}{R_1}}, \text{ но т. к. } R_1 \gg R_2, \text{ то } \frac{R_2}{R_1} \ll 1, \text{ а } Z \approx R_2.$$

Зависимость импеданса эквивалентной схемы от частоты, показанная на рис. 4.24, соответствует реальной частотной зависимости импеданса живой ткани.  $R_1$  часто определяют как большое сопротивление кожи,  $R_2$  – малое сопротивление кровенаполненных тканей.

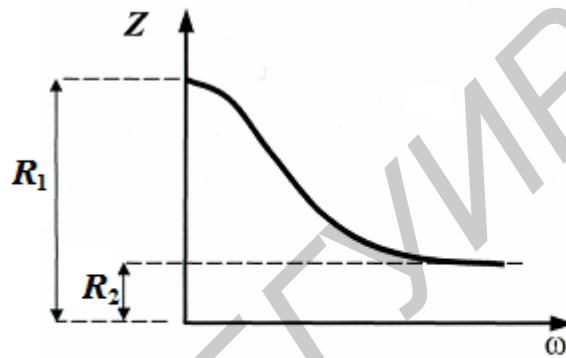


Рис. 4.24. Типичная зависимость импеданса эквивалентной схемы от частоты

Уменьшение  $Z$  на средних частотах от  $R_1$  до  $R_2$  связано с уменьшением емкостного сопротивления при увеличении частоты переменного тока.

Импеданс относится к диагностически значимым характеристикам живых тканей. Из предыдущего анализа ясно, что зависимость импеданса ткани от частоты переменного тока определяется ее электрическими свойствами, которые связаны с физиологическим состоянием и морфологическими особенностями ткани. При действии внешних повреждающих факторов (повышенная температура, мощный ультразвук, ионизирующие излучения и др.), а также при отмирании ткани происходит увеличение проницаемости мембран, их частичное или полное разрушение, что приводит к уменьшению роли емкостного сопротивления ткани, и зависимость ее импеданса от частоты становится слабой. Для «мертвой ткани» она практически исчезает вообще.

На рис. 4.25 представлена частотная зависимость импеданса для трех образцов одной и той же ткани: 1 – образец не подвергался никаким внешним воздействиям; 2 – ткань подвергнута кратковременному нагреванию, приводя-

щему к частичному разрушению клеточных мембран; 3 – образец ткани, подвергнутой длительному кипячению, вызывающему полное разрушение мембран («мертвая ткань»). Видно, что сопротивление мертвой ткани практически не зависит от частоты.

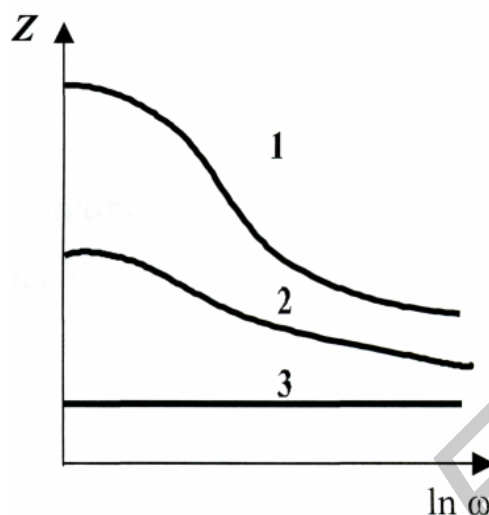


Рис. 4.25. Качественная зависимость импеданса от частоты для различных образцов одной и той же ткани

Поэтому по частотной зависимости импеданса можно оценивать жизнестойкость. Это существенно, в частности, для оценки качества трансплантата при пересадке тканей и органов. Жизнестойкость ткани количественно принято характеризовать коэффициентом  $K$ , называемым коэффициентом поляризации (часто коэффициентом жизнестойкости ткани), представляющим собой отношение импеданса ткани  $Z$ , измеренного на низкой частоте (обычно  $10^3$  Гц), к ее импедансу на высокой частоте  $Z(10^6$  Гц):

$$K = \frac{Z(\nu = 10^3 \text{ Гц})}{Z(\nu = 10^6 \text{ Гц})}. \quad (4.10)$$

Для живой ткани этот коэффициент значительно превышает единицу ( $K \gg 1$ ) и зависит от способности ткани к обмену веществ. Так, для печени млекопитающих он равен 9–10 и выше, чем для мышц того же организма.

В физиологии и клинической медицине по зависимости изменения импеданса  $\Delta Z$  от времени при фиксированной высокой частоте тока ( $\nu \approx 50$  кГц и больше) оценивают изменение кровенаполнения органов и тканей. На больших частотах  $Z = R_2$ , где  $R_2$  – омическое сопротивление кровенаполненных тканей (см. рис. 4.24). Полученные данные используют для анализа работы сердечно-сосудистой системы: – при систоле количество крови увеличивается, сопротивление органа уменьшается, при диастоле – наоборот. Эти колебания сопротивления принято называть пульсовыми, а метод, в котором регистрируется  $\Delta Z$ , называется реографией (импедансной плетизмографией<sup>\*</sup>). Естественно, изменение сопротивления сопровождается изменением объема  $\Delta V$  соответствующих структур, причем  $\Delta Z \sim -\Delta V$ .

Подтвердим это элементарным расчетом. Пусть на выделенный участок кровенаполняемой ткани наложены связанные с источником питания электроды, расстояние между которыми  $L$ . Первоначальная площадь поперечного сечения участка равна  $S$ , объем –  $V$ , удельное сопротивление ткани –  $\rho$  (рис. 4.26).

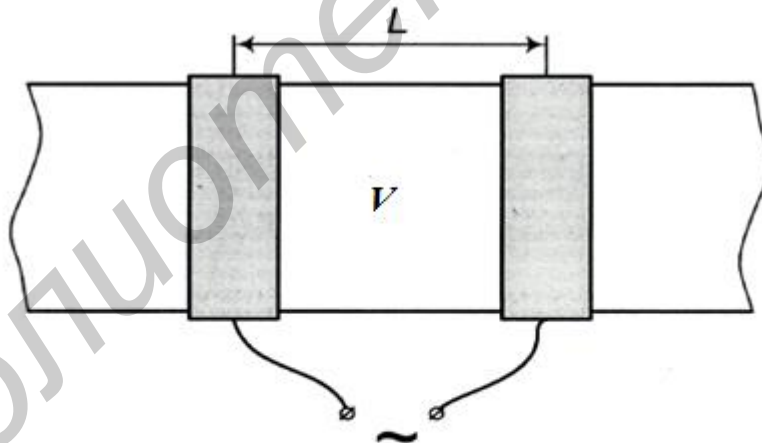


Рис. 4.26. Участок кровенаполняемой ткани между электродами

Тогда начальное электрическое сопротивление исследуемого участка можно рассчитать по формуле

<sup>\*</sup> Плетизмография (от греч. *plethysmos* – увеличение и *grapho* – пишу) – запись изменений объема органа (или части тела), отражающих динамику кровенаполнения его сосудов, с помощью специальных приборов плетизмографа или реографа при импедансной плетизмографии.

$$Z = \frac{\rho L}{S} = \frac{\rho L^2}{Sl} = \frac{\rho L^2}{V}.$$

Отсюда  $V = \frac{\rho L^2}{Z}$ , тогда  $dV = -\frac{\rho \cdot L^2}{Z^2} dZ$  или

$$\Delta V = -\frac{\rho \cdot L^2}{Z^2} \Delta Z. \quad (4.11)$$

Измерение переменной величины  $\Delta Z(t)$  проводится с помощью реографов. Обычно при реографических исследованиях используется тетраполярная методика. Схема наложения электродов и подключение их к входной колодке реоплетизмографа изображена на рис. 4.27.

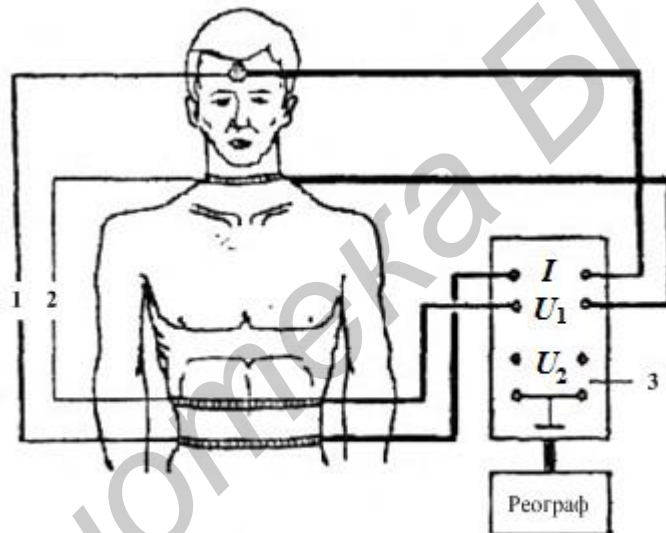


Рис. 4.27. Схема наложения электродов и подключение их к входной колодке реоплетизмографа:

- 1 – токовые электроды; 2 – измерительные электроды;  
3 – входная колодка реоплетизмографа

В этом случае высокочастотный электрический ток с выхода генератора реографа подается на исследуемый участок тела с помощью двух токовых электродов, а напряжение, пропорциональное импедансу исследуемого участка тела, сни-

мается с двух других измерительных электродов, располагаемых между токовыми в зоне равномерного высокочастотного электрического поля.

При графическом представлении зависимости  $\Delta Z(t)$  изменяют полярность регистрируемого сигнала (техника позволяет это сделать), тогда график – реограмма (РГ) – будет отражать зависимость изменения объема  $\Delta V$  кровенаполняемого органа от времени (рис. 4.28).

При реографических исследованиях главным образом оценивается состояние сосудистой системы. Исследуется кровоток в аорте и легочной артерии, в тканях мозга (*реоэнцефалография*), легких (*реопульмография*), печени (*реогепатография*), конечностей (*реовазография*) и др. Для получения более полной диагностической информации и ее интерпретации производится не только регистрация изменений импеданса, но и синхронная с ней запись электрокардиограммы (ЭКГ). Пример регистрации указанных показателей представлен на рис. 4.28.

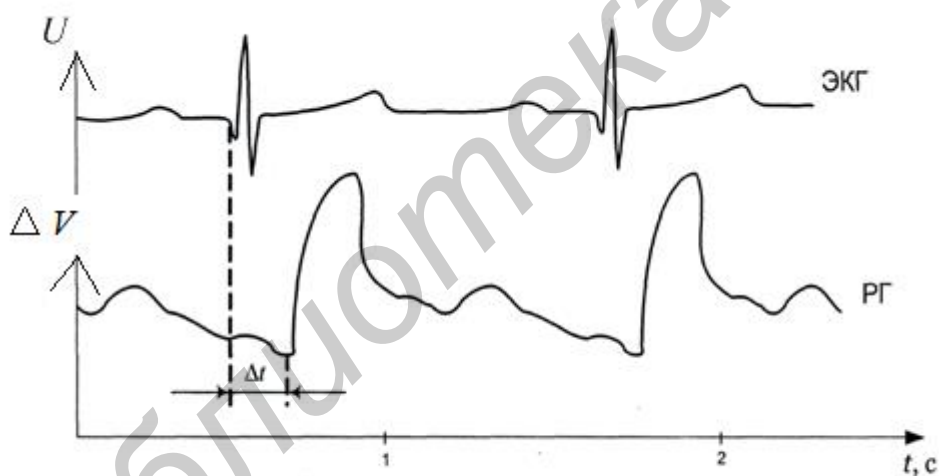


Рис. 4.28. Соотношение фаз электрокардиограммы (ЭКГ) и реограммы (РГ)

Период приведенных кривых одинаков, но между ЭКГ и реограммой происходит сдвиг по фазе, определяемый временем  $\Delta t$  (см. рис. 4.28), – это время распространения пульсовой волны от сердца до выбранного участка сосудистой

системы. Так, зная расстояние от сердца до этого участка ( $L$ ), можно определить скорость пульсовой волны:  $v = L/\Delta t$ .

Кроме того, при таких исследованиях синхронно записывают еще и *дифференциальную реограмму* (ДРГ).

Если реограмма отражает зависимость изменения объема кровенаполнения исследуемого участка тела от времени, то дифференциальная реограмма отображает зависимость скорости кровенаполнения от времени. Одновременная запись на двух каналах реографа РГ и ДРГ позволяет получить более подробную информацию о кровотоке, например, максимум дифференциальной кривой помогает разделить периоды быстрого и медленного систолического наполнения кровью ткани, а ее высота – оценить максимальную скорость кровенаполнения (рис. 4.29).

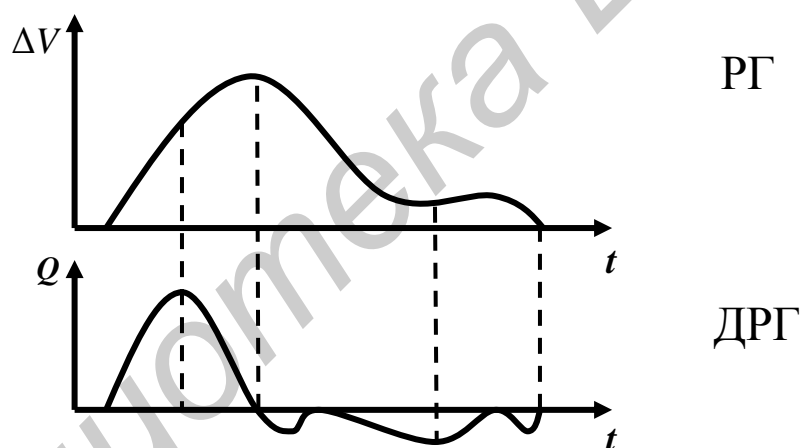


Рис. 4.29. Реограмма (РГ) и дифференциальная реограмма (ДРГ) [49]

#### **4.3.5. Магнитные свойства тканей и органов и действие на них внешнего магнитного поля**

Магнитные свойства вещества характеризуются *магнитной проницаемостью*  $\mu$ , которая показывает, во сколько раз модуль индукции  $B$  магнитного по-

ля в веществе отличается от модуля индукции  $B_0$  магнитного поля в вакууме:

$$\mu = \frac{B}{B_0}.$$

По магнитным свойствам вещества делятся на три группы:

- *диамагнетики* ( $\mu < 1$ );
- *парамагнетики* ( $\mu > 1$ );
- *ферромагнетики* ( $\mu \gg 1$ ).

Основные химические компоненты сред организма (вода, белки, углеводы, липиды) диамагнитны, поэтому биологические ткани относятся к диамагнетикам, обладая магнитной проницаемостью чуть меньше единицы.

Внешнее магнитное поле влияет на протекающие в живых тканях физико-химические процессы. Это лежит в основе различных методов *магнитотерапии*.

Магнитные поля, используемые в медицине, создаются постоянными магнитами или катушками-соленоидами, которые называют *индукторами*. Во время проведения терапевтических процедур с использованием магнитного поля пациент не имеет контакта с проводниками, находящимися под напряжением. Поэтому эти процедуры электробезопасны.

*Постоянная магнитотерапия.* Постоянные магнитные поля с индукцией 1–50 мТл оказывают влияние на движущиеся электропроводящие среды (кровь, лимфа, спинномозговая жидкость). На движущиеся заряженные частицы (ионы) этих жидкостей действует сила Лоренца. Это способствует увеличению проницаемости сосудов микроциркуляторного русла и ускорению микроциркуляции, что приводит к активации транскапиллярного транспорта веществ, усилению метаболизма в тканях. Улучшение микроциркуляции и обмена веществ в значительной мере стимулирует восстановительные процессы в тканях, целостность которых нарушена воспалительным процессом. Ускоряется заживление и восстановление функции ткани и при любой другой причине повреждения: травмы, язвенные процессы, артриты.

Взаимодействие постоянного магнитного поля с собственными магнитными полями нейронов, возникающими вследствие распространения нервных импульсов, приводит к уменьшению проводимости нейронов со спонтанной импульсной активностью. В связи с этим при магнитотерапии постоянным магнитным полем отмечается седативный эффект: улучшение сна, снятие эмоционального напряжения, изменение условно-рефлекторной деятельности.

*Низкочастотная магнитотерапия.* Переменное магнитное поле создает в проводящих тканях токи Фуко (п. 4.5.2), плотность которых определяется скоростью изменения магнитной индукции. Эти токи оказывают разнообразное влияние на различные системы организма.

Минимальные эффекты наблюдаются при плотности тока  $1-10 \text{ мА/м}^2$ . Такие токи возникают в тканях при воздействии переменным магнитным полем с индукцией  $0,5-5 \text{ мТл}$  при частоте  $50 \text{ Гц}$  или  $10-100 \text{ мТл}$  при частоте  $2,5 \text{ Гц}$ . Более существенные сдвиги наблюдаются при плотности тока  $10-100 \text{ мА/м}^2$ , который возникает при действии на ткани переменного магнитного поля с индукцией  $5-50 \text{ мТл}$  при частоте  $50 \text{ Гц}$  или  $100-1000 \text{ мТл}$  при частоте  $2,5 \text{ Гц}$ .

Токи Фуко способны вызвать возбуждение волокон периферических нервов и ритмические сокращения миофибрилл скелетной мускулатуры, гладких мышц сосудов и внутренних органов. Это, в частности, приводит к уменьшению повышенного тонуса сосудов и моторной функции желудка. Токи Фуко обладают также обезболивающим действием.

#### **4.4. Физические основы электростимуляции тканей и органов**

Реакция живого организма на электрическое раздражение издавна привлекала внимание как исследователей, так и практических врачей. Еще древние греки пытались восстанавливать дыхание или биение сердца при помощи электрического ската. В XVIII в. Гальвани была показана возможность сокращения мышц в ответ на электрическое раздражение.



Сегодня *электростимуляция* – это лечебное применение импульсных токов (последовательности импульсов тока) для восстановления деятельности органов, построенных из возбудимых тканей, которые утратили свою нормальную функцию. Она также часто используется для установления степени наступивших нарушений. Ее применение возможно, если патологический процесс еще не вызвал структурных изменений органов, а нарушена лишь их функция.

Электростимуляцию как лечебный метод воздействия на возбудимые структуры используют в физиотерапии (для воздействия на поврежденные нервы и мышцы), в реаниматологии (дефибрилляция сердца) и кардиохирургии (имплантируемые кардиостимуляторы).

Под влиянием импульсного электрического тока происходит деполяризация возбудимых мембран, связанная с изменением их проницаемости для ионов  $\text{Na}^+$ . В последующем перенос ионов  $\text{K}^+$  через мембраны восстанавливает их исходную поляризацию, формируется потенциал действия. Именно так действует импульсный ток при электростимуляции – приводит к генерации потенциалов действия и к нормализации функции возбудимых структур.

Перечислим достоинства этого метода:

- 1) практическое отсутствие побочных эффектов;
- 2) хорошая переносимость воздействия;
- 3) минимальное количество противопоказаний;
- 4) хорошая локализация и дозирование воздействия.

Основными параметрами электрических импульсов при электростимуляции являются амплитуда, длительность, форма и частота их следования. Покажем, как они определяются.

#### 4.4.1. Параметры импульсного сигнала прямоугольной и произвольной формы

1. Прямоугольные импульсы тока графически изображены на рис. 4.30. По вертикальной оси здесь указываются сила тока  $I$ , по горизонтальной – время  $t$  (часто рассматриваются импульсы напряжения, они имеют такие же характеристики). На этом рисунке отмечены и некоторые указанные ниже физиологически значимые параметры таких сигналов:

а)  $I_0$  – амплитуда импульса;

б)  $t_{и}$  – длительность импульса;  $t_{п}$  – длительность паузы;

в)  $T = t_{и} + t_{п}$  – период следования импульсов;

г)  $\nu = \frac{1}{T}$  – частота следования импульсов;

д)  $Q = \frac{T}{t_{и}} = \frac{t_{и} + t_{п}}{t_{и}} = 1 + \frac{t_{п}}{t_{и}}$  – скважность, параметр, показывающий, во

сколько раз период превышает длительность импульса. Величина  $K = \frac{1}{Q}$  называется коэффициентом заполнения.

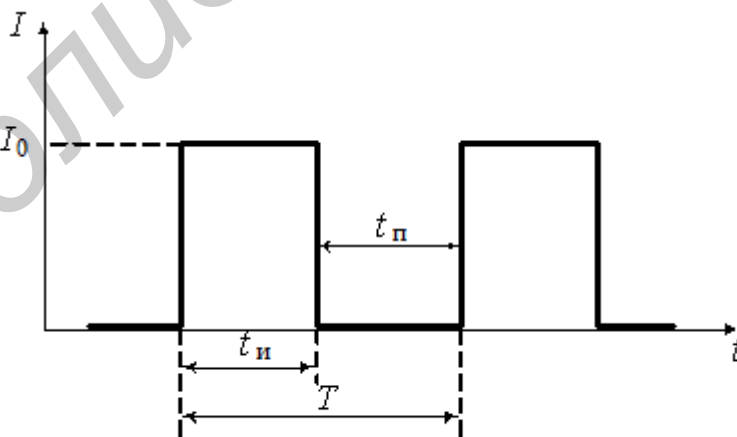


Рис. 4.30. Прямоугольные импульсы и их характеристики

2. Непрямоугольные импульсы тока графически изображены на рис. 4.31. В таких импульсах трудно указать четкую границу начала и конца сигнала, поэтому условились временные характеристики импульсов определять по уровню  $0,1 I_0$  и  $0,9 I_0$ .

К тем характеристикам сигналов, которые указывались для прямоугольных импульсов ( $I_0, t_{и}, t_{п}, T, Q, \nu$ ), здесь добавляются новые:

а) длительность фронта импульса  $t_{фр}$  – это время, за которое ток возрастает от уровня  $0,1 I_0$  до  $0,9 I_0$ ;

б) крутизна фронта ( $K_p$ ):  $K_p = \frac{0,9I_0 - 0,1I_0}{t_{фр}} = \frac{0,8I_0}{t_{фр}}$ . Если к фронту импульса провести касательную и рассмотреть треугольник  $ABC$ , то

$K_p = \frac{BC}{AC} = \frac{dI}{dt}$ , где  $\frac{dI}{dt}$  – скорость изменения (нарастания) силы тока в импульсе;

в) длительность спада импульса  $t_{сп}$  – это время, за которое ток уменьшается от уровня  $0,9 I_0$  до  $0,1 I_0$ . Этот параметр при электростимуляции существенной роли не играет.

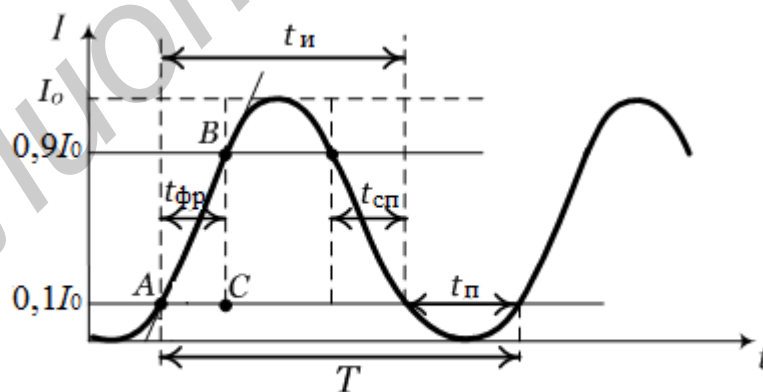


Рис. 4.31. Непрямоугольные импульсы тока

#### 4.4.2. Числовые значения параметров импульсов при электростимуляции. Закон Дюбуа-Реймона

1. Амплитуда тока при стимуляции  $I_{\text{стим}}$  определяется следующим неравенством:  $I_{\text{пор}} \leq I_{\text{стим}} < I_{\text{пораж}}$ , т. е. она должна быть не меньше его порогового значения  $I_{\text{пор}}$  и ниже поражающего значения  $I_{\text{пораж}}$ .

Поражающий ток ( $I_{\text{пораж}}$ ) иногда принимается равным неотпускающему току:  $I_{\text{неотп}} \approx (10-15)$  мА при  $\nu = 50$  Гц; в этом случае человек не может самостоятельно освободиться от электродов, связывающих его с источником тока.

Пороговый ток  $I_{\text{пор}}$  – минимальная амплитуда тока, при которой возбуждается ткань.

Пороговый ток  $I_{\text{пор}}$  (по крайней мере, для прямоугольных импульсов) определяется уравнением Вейса – Лапика:

$$I_{\text{пор}} = \frac{a}{t_{\text{и}}} + b, \quad (4.12)$$

где  $a$  и  $b$  – коэффициенты, зависящие от природы возбудимой ткани и ее функционального состояния;  $t_{\text{и}}$  – длительность импульса тока.

Реально амплитуда тока в клинических методиках изменяется в пределах (0,1–50) мА и зависит от конкретно решаемой задачи. Она определяется типом и состоянием ткани тела человека, включенной в качестве нагрузки при проведении процедуры.

2. Из (4.12) следует, что длительность импульсов  $t_{\text{и}}$  не должна быть слишком малой, т. к. это может привести к увеличению  $I_{\text{пор}}$  и приблизить его к поражающему уровню. Обычно  $t_{\text{и}}$  составляет миллисекунды.

3. Период следования импульсов  $T$  и частота  $\nu = \frac{1}{T}$  определяются значением рефрактерного периода  $T_{\text{реф}}$  (см. разд. 3) для данной ткани.

Естественно, период следования импульсов при электростимуляции  $T$  должен быть больше  $T_{\text{реф}}$ . Тогда частота стимулирующего импульсного тока определяется следующим неравенством:  $\nu = \frac{1}{T} < \frac{1}{T_{\text{реф}}}$ .

Приведем несколько примеров:

- 1) для скелетных мышц  $T_{\text{реф}} \approx 5$  мс,  $\nu < 200$  Гц;
- 2) для нервных клеток  $T_{\text{реф}} \approx 1-2$  мс,  $\nu < 500$  Гц;
- 3) для сердечной мышцы  $T_{\text{реф}} \approx 300$  мс,  $\nu < 3$  Гц.

В клинической практике используются импульсные токи с частотами в диапазоне 1–150 Гц.

На частотах, больших 10 кГц, ни при каких условиях электростимуляция не проявляется при безопасных амплитудах тока, клетки возбудимой ткани не успевают откликаться на столь быстро меняющееся раздражение.

*Зависимость раздражающего действия тока от формы импульса отображает закон Дюбуа-Реймона.*

*Закон Дюбуа-Реймона: раздражающее действие тока зависит от скорости его нарастания во времени, т. е. от крутизны фронта импульса тока.*

Это связано со свойством возбудимых тканей повышать порог («приспосабливаться») к постепенно нарастающей силе раздражения и проявляется снижением порогового тока  $I_{\text{пор}}$  при возрастании крутизны фронта. Так как наибольшую крутизну имеют прямоугольные импульсы, то им соответствует минимальное  $I_{\text{пор}}$ .

#### **4.4.3. Зависимость возбуждения от длительности импульса. Кривая электровозбудимости. Реобаза и хронаксия. Понятие о хронаксиметрии**

Вернемся к уравнению Вейса – Лапика:  $I_{\text{пор}} = a/t_{\text{и}} + b$ . Этому уравнению соответствует кривая электровозбудимости – кривая «сила тока – длительность воздействия», которую получают экспериментально (рис. 4.32).

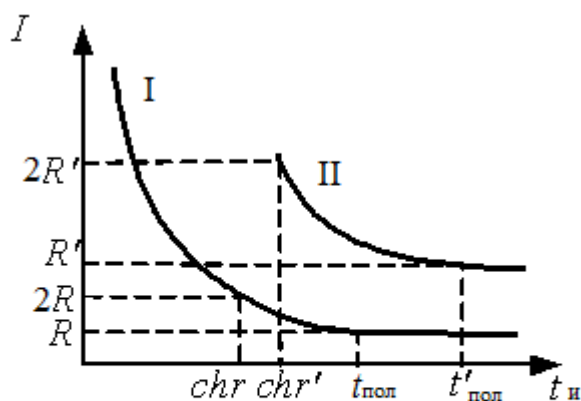


Рис. 4.32. Кривые электровозбудимости:  
 I – здоровой скелетной мышцы человека;  
 II – при патологических изменениях

Она характеризуется 2 параметрами: *реобазой* ( $R$ ) и *хронаксией* ( $chr$ ). Реобазы  $R$  – минимальная амплитуда порогового тока, вызывающего возбуждение данной ткани. На рис. 4.32 видно, что при действии импульсов тока величиной в одну реобазу зависимость эффекта возбуждения от длительности импульса исчезает (график идет параллельно оси  $t_u$ ), минимальная длительность импульса, с которой начинается этот участок графика, называется *полезным временем*  $t_{пол}$ .

Длительность импульса, которой соответствует  $I_{пор} = 2R$ , называется *хронаксией* ( $chr$  или  $t_{chr}$ ).

$R$  и  $chr$  легко связываются с коэффициентами  $a$  и  $b$  в уравнении Вейса – Лапика:

при  $t_u \rightarrow \infty$   $I_{пор} \rightarrow b$ , т. е.  $b = R$ ;  $b$  в СИ измеряется в амперах (А),

при  $t_u = chr$   $I_{пор} = 2R$ , т. е.  $2R = \frac{a}{chr} + R$  и  $a = R \cdot chr$ ;  $a$  в СИ измеряется в кулонах (Кл).

Связь  $R$  и  $chr$  с  $a$  и  $b$  говорит о том, что реобазы  $R$  и хронаксия  $chr$  являются количественными показателями функционального состояния стимулируемой ткани. Они используются как диагностически значимые параметры при оценке состояния ткани и подборе стимулирующих импульсов при поражении, напри-

мер, центральной и периферической нервной системы и опорно-двигательного аппарата (сравните кривые I и II на рис. 4.32). Метод определения этих параметров называется *хронаксиметрией*.

#### 4.4.4. Блок-схема электростимулятора

Любой электростимулятор состоит из генератора прямоугольных импульсов, блока формирования импульсов, усилителя и электродов (рис. 4.33).



Рис. 4.33. Блок-схема электростимулятора

*Генератор импульсов (мультивибратор)* создает последовательность прямоугольных импульсов электрического тока. *Блок формирования импульсов* преобразует прямоугольные импульсы в импульсы разной формы с параметрами, которые можно менять в широких пределах. *Усилитель* усиливает амплитудные значения использованного тока.

Примеры импульсов разной формы показаны на рис. 4.34.

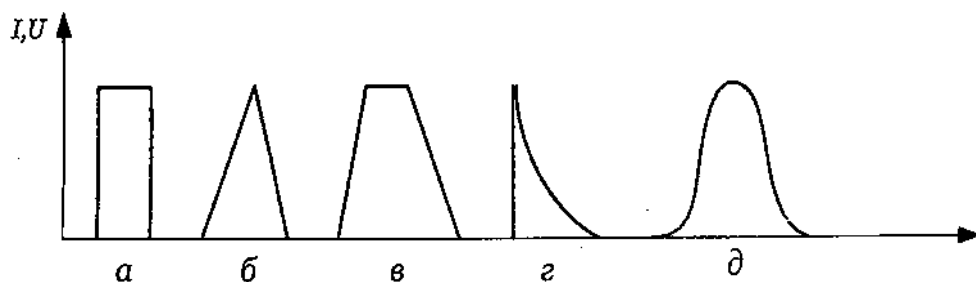


Рис. 4.34. Формы импульсных сигналов:

*а* – прямоугольные; *б* – пилообразные; *в* – трапецеидальные;

*г* – экспоненциальные; *д* – колоколообразные

#### 4.4.5. Примеры использования электростимуляции органов и тканей

В настоящее время в клинике наибольшее распространение получила электростимуляция нервной системы, мышечного аппарата и кардиостимуляция.

Для воздействия на нервную систему чаще всего используется прямоугольный импульсный ток. Например, в аппарате «Электросон» длительность импульсов равна 0,1–1 мс, диапазон частот – 5–150 Гц, сила тока подбирается индивидуально. Соответствующий подбор значений  $t_{и}$ ,  $\nu$  и  $I$  приводит также к снижению болевой чувствительности («электроаналгезия») или к состоянию, близкому к фармакологическому наркозу («электронаркоз»).

Импульсы тока треугольной формы (см. рис. 4.34, *б*) с  $t_{и}=1–1,5$  мс и частотой 100 Гц, а также ток экспоненциальной формы (см. рис. 4.34, *г*) с  $t_{и}=3–60$  мс и частотой 8–80 Гц применяют для возбуждения мышц при электрогимнастике.

Электростимуляция при нарушении работы сердца имеет две разновидности. Первая – *дефибрилляция*. Это воздействие на сердце *одиночным* импульсом тока с амплитудой  $\approx 1$  А при длительности импульса  $t_{и} = 1–2$  мс. Используемые напряжения: 4–7 кВ при наложении электродов на закрытую грудную клетку, 1,5–2,5 кВ – на обнаженное сердце. Процедура применяется при остановке сердца, при фибрилляции – беспорядочном сокращении отдельных волокон сердечной мышцы, ведущем к летальному исходу, а также при лечении тяжелых сердечных аритмий.



Вторая разновидность – *электрокардиостимуляция*. Это систематическое прямое воздействие на сердечную мышцу прямоугольных импульсов небольшой амплитуды для поддержания нормального ритма ее сокращений при патологических нарушениях. Здесь применяются импульсы от небольшого генератора, который вживляется в удобное место под кожу и проводами соединяется с электродами, закрепленными в сердечной мышце. У большинства серийно выпускаемых электрокардиостимуляторов (их часто называют пейсмекерами) частота импульсов тока составляет 1–1,2 Гц, длительность импульсов 0,5–8 мс, напряжение источника питания – 6 В, сила тока от 1 до 10 мА. Продолжительность их службы равна примерно 10 годам.

#### **4.5. Биологическое действие токов и электромагнитных полей высокой, ультравысокой, сверхвысокой и крайне высокой частоты**

Прежде чем обсуждать конкретные электропроцедуры, приведем принятое в медицине [1] деление электромагнитных колебаний на частотные диапазоны (табл. 4.3).

Таблица 4.3

Частотные диапазоны электромагнитных колебаний, используемые в медицине

Название интервала частот	Частотный диапазон
Низкие частоты (НЧ)	До 20 Гц
Звуковые частоты (ЗЧ)	20 Гц–20 кГц
Ультразвуковые частоты (УЗЧ)	20 кГц–200 кГц
Высокие частоты (ВЧ)	200 кГц–30 МГц
Ультравысокие частоты (УВЧ)	30 МГц–300 МГц
Сверхвысокие частоты (СВЧ)	300 МГц–300 ГГц
Крайне высокие частоты (КВЧ)	Свыше 300 ГГц

Как отмечалось ранее, на частотах больших 10 кГц, ток не оказывает стимулирующего действия (электростимуляция отсутствует), поэтому его величину можно увеличивать и добиться значительного теплового эффекта.

Электрический ток любой природы оказывает тепловое действие. Для цепи переменного тока с активным сопротивлением  $R$  выполняется закон Джоуля – Ленца:  $Q = I_{\text{эф}}^2 R t$  или  $Q = \frac{U_{\text{эф}}^2}{R} t$ , где  $I_{\text{эф}} = \frac{I_m}{\sqrt{2}}$ ,  $U_{\text{эф}} = \frac{U_m}{\sqrt{2}}$  – эффективные значения силы тока и напряжения;  $I_m$  и  $U_m$  – их амплитудные (максимальные) значения\* ;  $t$  – время протекания тока;  $Q$  – количество теплоты, выделяющееся в проводнике. Применяемые с лечебной целью токи высокой частоты подводят непосредственно к телу либо они возникают в последнем под влиянием высокочастотных электромагнитных полей. При этом тепло возникает внутри тканей (*эндогенное тепло*), в отличие от *экзогенного*, когда оно проникает в ткань снаружи, как, например, при использовании грелки или компресса. Экспериментальные исследования показали, что в частотном диапазоне 1–30 МГц одновременно существуют как ток проводимости, так и ток поляризации, которые способны вызывать нагрев ткани. В частотном диапазоне, превышающем 30 МГц, ведущую роль в нагревании тканей играет ток поляризации.

Нагревание приводит к улучшению кровообращения, уменьшению болевых ощущений, активизации процессов обмена и т. д. Эффективность любой тепловой процедуры определяется количеством теплоты, которое выделяется в единице объема живой ткани за единицу времени. Эта величина называется удельной тепловой мощностью и обозначается  $q$ . Если  $Q$  – количество теплоты в ткани объема  $V$ , а  $t$  – время проведения процедуры, то  $q = \frac{Q}{V} \cdot t$ .

Выделяемая теплота зависит от электрических свойств тканей (диэлектрической проницаемости тканей  $\varepsilon$  и их удельной проводимости  $\gamma$ ) и от физических характеристик внешнего воздействия (частоты внешнего электромагнит-

---

\* В последующем анализе различных процедур везде используется именно эффективное значение соответствующих электрических величин.

ного поля, напряженности электрического поля  $E$ , индукции магнитного поля  $B$ , интенсивности электромагнитной волны, силы тока, плотности тока), т. е.  $Q = f(v, I, j, B, E, \varepsilon, \rho(\gamma))$ .

Подбирая соответствующую частоту, можно осуществить «термоселективное» воздействие, т. е. преимущественное образование теплоты в нужных органах и тканях.

Последовательно рассмотрим тепловые физиотерапевтические процедуры, в которых используются токи и поля высокой, ультравысокой и сверхвысокой частоты.

#### 4.5.1. Диатермия

Сущность диатермии заключается в прогревании ткани тела высокочастотным током с частотой 0,5–2 МГц, который проходит между двумя контактными наложенными на поверхность тела металлическими электродами ( $\mathcal{E}_1$  и  $\mathcal{E}_2$ ) (рис. 4.35).

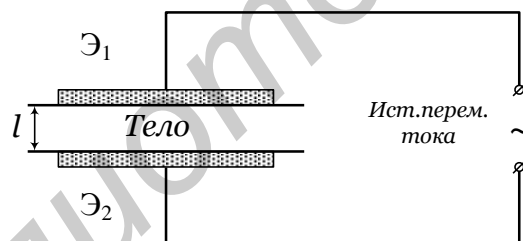


Рис. 4.35. Схема воздействия током при диатермии

Значительный по силе ток проводимости в тканях организма (до 2 А) при напряжении 80–150 В приводит к их нагреву. В связи с относительно низкой частотой, используемой при диатермии, токи поляризации в тканях невелики.

Если расстояние между электродами  $l$ , а их площадь  $S$ , то в соответствии с законом Джоуля – Ленца:

$$Q = I^2 \cdot R \cdot t = I^2 \cdot R \cdot t = I^2 \cdot \frac{\rho \cdot l}{S} \cdot t = \left(\frac{I}{S}\right)^2 \cdot \rho \cdot l \cdot S \cdot t = j^2 \cdot \rho \cdot V \cdot t,$$

где  $j = \frac{I}{S}$  – плотность тока на электроде (будем считать ее примерно такой же в прилегающих тканях);  $V = l \cdot S$  – объем ткани;  $\rho$  – удельное сопротивление ткани.

Разделив  $Q$  на объем и время, получим выражение для удельной тепловой мощности при диатермии:

$$q = \frac{Q}{Vt} = j^2 \rho. \quad (4.13)$$

При проведении диатермии высокочастотный ток проходит последовательно через переходное сопротивление между электродом и кожей, через слой кожи и подкожной жировой клетчатки, мышечные и другие глубоко лежащие ткани. Из формулы (4.13) следует, что из-за относительно более высокого удельного сопротивления (малой удельной проводимости) кожи и жировой клетчатки в этих тканях выделяется наибольшее количество тепла в данной процедуре. Это определенный недостаток диатермии, ограничивающий возможности ее применения.

При проведении диатермии в течение всего времени процедуры должен быть обеспечен хороший контакт между всей поверхностью электрода и кожей (слизистой оболочкой). При нарушении контакта между частью поверхности электрода и телом возможно локальное увеличение плотности тока и последующий ожог. Это тоже существенный недостаток диатермии. По вышеуказанным причинам в настоящее время диатермия применяется редко.

*Электрохирургия.* Тепло, образующееся в тканях при прохождении через них высокочастотного тока, используется не только для терапевтических, но и для хирургических целей – в вариантах электротомии (*tom* (лат.) – разрез) и электрокоагуляции.

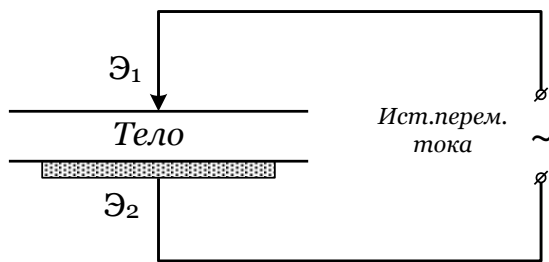


Рис. 4.36. Схема воздействия током при электрохирургии

Необходимое для электрохирургии значительно более интенсивное образование тепла в области воздействия при монополярной методике обеспечивается применением активного электрода  $\text{Э}_1$  с площадью поверхности в тысячи и десятки тысяч раз меньшей, чем поверхность второго (пассивного) электрода  $\text{Э}_2$  (рис. 4.36).

Соответственно возрастает плотность тока  $j$  в месте прикосновения активного электрода к тканям тела. При электротомии  $j = 40 \text{ мА/мм}^2$ , при электрокоагуляции  $j = 6\text{--}10 \text{ мА/мм}^2$ . Форма электрода позволяет локализовать воздействие (получить большую плотность тока) в нужном месте, практически не затрагивая здоровые ткани.

При электротомии активный электрод имеет форму тонкого лезвия, которым прикасаются к телу, и после включения высокочастотного тока им проводят без давления по поверхности рассекаемой ткани.

Применяются также активные электроды в форме иглы или проволочного кольца (рис. 4.37).

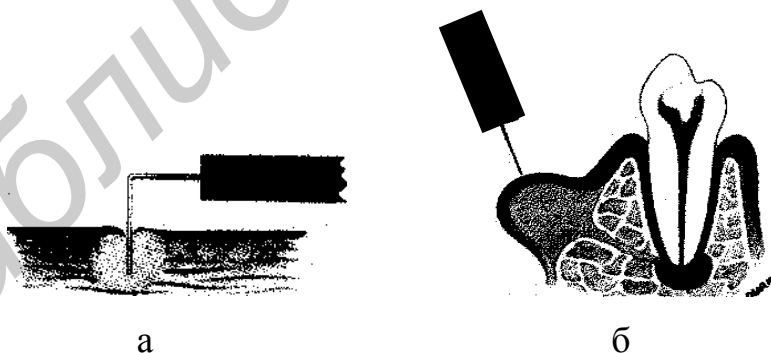


Рис. 4.37. Электроотомия с помощью игольчатого электрода:  
а — рассечение десны; б — дренаж абсцесса

При этом из-за интенсивного нагрева ткани под электродом (до 100–120 °С и более) ее клеточная и межклеточная жидкости мгновенно испаряются и ткань разрушается (разрезается). Одновременно происходит коагуляция сосудистых белков и уменьшение кровоизлияния в области операционного поля, т. е. реализуется хороший гомеостаз. Величина тока и скорость движения активного электрода определяют глубину разреза (1–5 мм) и степень коагуляции ткани. Пассивный электрод – свинцовая пластинка толщиной около 1 мм – крепится обычно на конечности оперируемого.

При электрокоагуляции активный электрод в форме шара, конуса или диска (диаметром несколько миллиметров) плотно прижимается к ткани, после чего на несколько секунд включается высокочастотный ток. Ткань под электродом нагревается до 60–80 °С, что приводит к необратимому свертыванию (коагуляции) тканевых белков (рис. 4.38).

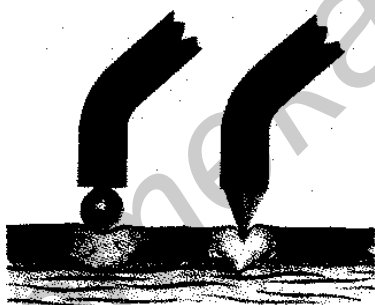


Рис. 4.38. Форма электродов при электрокоагуляции тканей

Электрокоагуляция используется для удаления папиллом, бородавок, умерщвления нерва зуба и в других случаях.

Распространена и биполярная методика коагуляции, при которой оба электрода имеют малую площадь и являются активными. Биполярная методика особенно удобна при коагуляции выступающих над поверхностью тела участков тканей, а также при остановке кровотечений.

С этой целью применяется биполярный пинцет, которым захватывают конец кровоточащего сосуда (рис. 4.39).

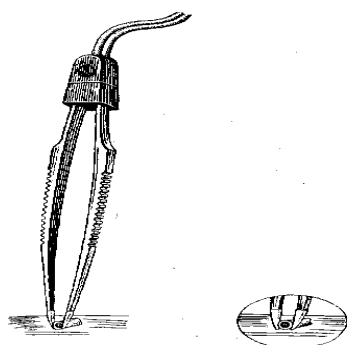


Рис. 4.39. Биполярный пинцет

#### 4.5.2. Индуктотермия

Метод индуктотермии основан на применении магнитного поля частотой 13,56 МГц. Под действием переменного магнитного поля в тканях организма наводится ЭДС индукции, которая вызывает в проводящих тканях образование *вихревых токов проводимости (токов Фуко)*. Эти токи и вызывают прогрев ткани (рис. 4.40).

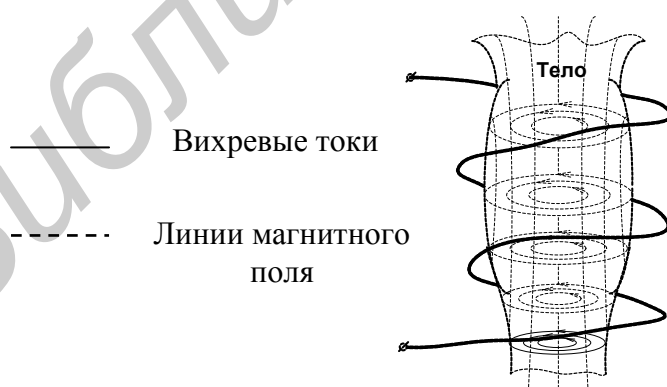


Рис. 4.40. Процесс образования вихревых токов в теле при проведении процедуры индуктотермии

При индуктотермии для создания высокочастотного магнитного поля применяются кабельные индукторы различной формы. Индуктор представляет собой гибкий многожильный проводник длиной 2–3 м, покрытый толстым слоем изоляции, который в зависимости от прогреваемой части тела сворачивается либо в цилиндрическую спираль (соленоид) (см. рис. 4.40), либо в плоскую спираль, накладываемую на соответствующую область.

Индукторы устанавливаются с зазором 1–2 см от кожной поверхности. Наличие зазоров позволяет исключить действие на тело больного сильного магнитного поля, которое имеет место непосредственно около витков индуктора, и тем самым обеспечить более равномерный нагрев тканей по глубине.

При индуктотермии удельная тепловая мощность  $q$  пропорциональна квадратам частоты  $\omega$ , индукции магнитного поля  $B$  и обратно пропорционально удельному сопротивлению  $\rho$  ткани, т. е.

$$q = k \frac{\omega^2 B^2}{\rho}, \quad (4.14)$$

где  $k$  – коэффициент пропорциональности.

Поэтому здесь сильнее прогреваются ткани с малым удельным сопротивлением, т. е. жидкие среды (кровь, лимфа) и крове- и лимфонаполненные ткани (мышцы, печень, лимфоузлы, селезенка). Таким образом, в отличие от диатермии при индуктотермии тепло локализуется в других по сути структурах.

### 4.5.3. УВЧ-терапия

Это наиболее распространенный лечебный метод, который представляет собой воздействие на ткани тела больного *электрическим полем* ультравысокой частоты 30–50 МГц с целью ее прогрева. В России и Республике Беларусь в аппаратах УВЧ в основном используется частота 40,68 МГц. В международной практике применяются аппараты, работающие на частоте 27,12 МГц.



Особенностью многих аппаратов высокочастотной электротерапии, например индуктотермии и УВЧ-терапии, является наличие отдельного колебательного контура для подведения электромагнитного воздействия к пациенту. Этот контур называется *терапевтическим* (ТК). Рассмотрим его роль на примере аппаратов для УВЧ-терапии (рис. 4.41). В генераторе УВЧ-колебаний существует относительно высокое постоянное напряжение 400–1000 В. Чтобы больной ни при каких условиях не мог подвергнуться его действию электроды (ЭП), между которыми находится участок тела пациента и которые образуют конденсатор с емкостью  $C_{\Pi}$ , включают в отдельный колебательный контур (ТК), индуктивно связанный с контуром генератора (ГК). При этом между обкладками конденсатора с емкостью  $C_{\Pi}$  возникают колебания напряженности электрического поля  $E$ , от амплитуды которых зависит тепловой эффект.

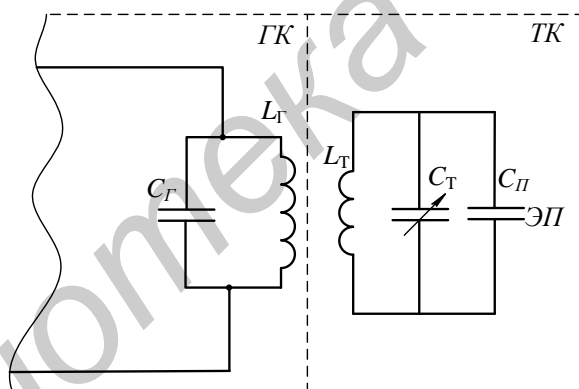


Рис. 4.41. Принципиальная схема УВЧ-аппарата:

ГК — колебательный контур УВЧ-генератора; ТК — терапевтический контур

Наибольшая амплитуда этих колебаний достигается только при условии резонанса, когда частота  $\omega_1$  собственных колебаний ТК совпадает с частотой колебаний, возникающих в колебательном контуре генератора  $\omega$ , т. е. когда

$$\omega = \omega_1 \text{ или } \frac{1}{\sqrt{L_{Г}C_{Г}}} = \frac{1}{\sqrt{L_{Т}(C_{Т} + C_{\Pi})}}.$$

Так как при определенной площади пластин и расстоянии между ними емкость конденсатора  $C_{\Pi}$  зависит от диэлектри-

ческой проницаемости  $\varepsilon$  среды, а разные ткани имеют разную  $\varepsilon$ , то смена объекта воздействия приводит к изменению  $C_{\Pi}$  и нарушению резонанса. Для восстановления резонанса и служит конденсатор переменной емкости  $C_T$ .

При УВЧ-терапии тепло в тканях образуется под влиянием как тока проводимости, так и тока поляризации. Как было показано ранее, при частоте поля, которая используется в отечественных аппаратах УВЧ-терапии ( $\nu=40,68$  МГц), токи поляризации играют большую роль в нагреве тканей, чем токи проводимости. Поэтому нагревание тканей, близких по свойствам к диэлектрикам, происходит более интенсивно, чем токопроводящих тканей организма. Этим, например, тепловой эффект при УВЧ-терапии отличается от индуктотермии.

Удельная тепловая мощность при УВЧ-терапии в тканях организма определяется следующими выражениями:

$$q_1 = \frac{E^2}{\rho} = E^2 \gamma \quad \text{— для тканей-проводников;}$$

$q_2 = \varepsilon_0 \varepsilon \omega E^2 \operatorname{tg} \delta$  — для плохо проводящих ток тканей (реальных диэлектриков).

В этих выражениях:  $E$  — напряженность электрического поля;  $\gamma$  — удельная электропроводность тканей;  $\rho$  — удельное сопротивление тканей;  $\omega$  — круговая (циклическая) частота поля;  $\varepsilon_0$  — электрическая постоянная;  $\varepsilon$  — диэлектрическая проницаемость среды;  $\operatorname{tg} \delta$  — тангенс угла диэлектрических потерь.

Последний из перечисленных параметров ( $\operatorname{tg} \delta$ ) определяет ту часть энергии электрического поля, которая в реальном диэлектрике преобразуется в тепло за счет малых токов проводимости, всегда существующих в нем, и за счет токов поляризации.

Величина тангенса угла диэлектрических потерь определяется природой диэлектрика и зависит от частоты. Частота переменного поля, при которой имеет место максимум  $\operatorname{tg} \delta$ , для полярных молекул тканей выражается формулой Дебая:

$$\nu = \frac{12kT}{\eta a^3},$$

где  $k$  – постоянная Больцмана;  $T$  – абсолютная температура;  $a$  – размер молекул;  $\eta$  – вязкость среды. Максимум  $\text{tg}\delta$  для молекул разных белков живой ткани соответствует УВЧ-диапазону.

При проведении УВЧ-процедуры необходимо учитывать, что возле металлических предметов, находящихся в электрическом поле УВЧ, происходит концентрация силовых линий этого поля, вследствие чего могут появляться местные перегревы и даже ожоги. По этой причине кольца, шпильки и другие металлические предметы, находящиеся у больного, должны быть удалены, если они расположены близко к области воздействия.

#### 4.5.4. Микроволновая терапия

Название «Микроволновая терапия» объединяет физиотерапевтические методы, основанные на применении электромагнитных волн СВЧ-диапазона. В зависимости от используемой длины волны их называют СМВ-терапия ( $\nu = 2375$  МГц,  $\lambda = 12,6$  см) и ДМВ-терапия ( $\nu = 460$  МГц,  $\lambda = 65$  см).

В аппаратах высокочастотной терапии, в которых создаются электромагнитные поля частотой выше 300 МГц, действующим физическим фактором является направленный поток электромагнитных волн, который образуется с помощью специального излучателя-волновода. Тепловой эффект в этом случае определяется интенсивностью электромагнитной волны.

Интенсивность волны после прохождения слоя толщиной  $x$  меняется по закону Бугера (см. разд. 5) и равна  $I = I_0 e^{-kx}$ , где  $I_0$  – интенсивность волны, падающей на ткань;  $I < I_0$  вследствие того, что часть энергии, переносимой волной, поглощается в ткани и превращается в тепло. Величина нагрева зависит от показателя поглощения  $k$  ткани, который зависит от частоты волны и вида ткани. Поскольку в частотном диапазоне СВЧ-излучений  $k$  для воды велико, то

именно водные среды поглощают энергию СВЧ-электромагнитных волн в наибольшей степени. Таким образом, СВЧ-волны слабо взаимодействуют с кожей и жировой клетчаткой, а интенсивно поглощаются в мышцах и внутренних органах. Поэтому именно они, а также жидкости, заполняющие различные полости организма, испытывают наибольшее нагревание.

Одной из важных характеристик, определяющих поглощение, является *глубина проникновения излучения в ткани  $l$*  (см. разд. 5). Глубина проникновения зависит от значения частоты электромагнитной волны.


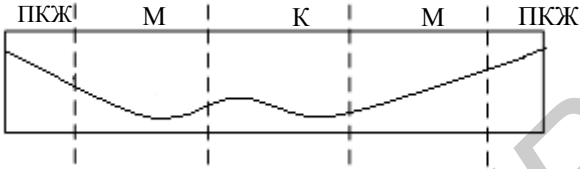
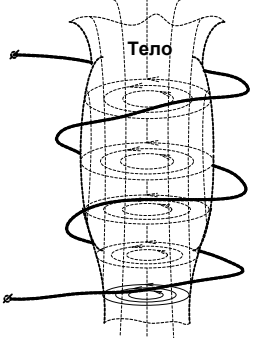
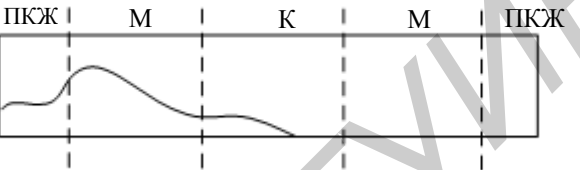
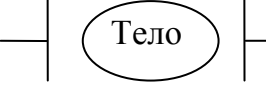
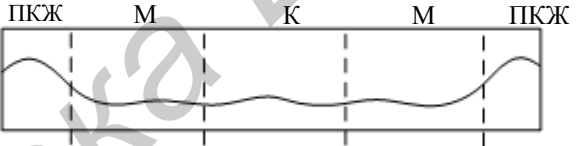

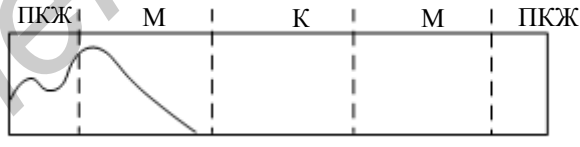

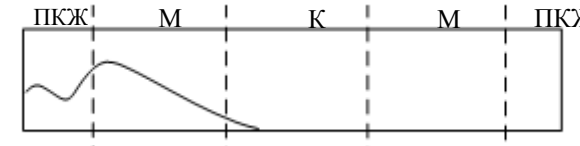
Непосредственные измерения  $k$  для воды в СВЧ-диапазоне показывают, что чем больше частота электромагнитной волны, тем больше поглощение ее энергии в водосодержащих тканях и соответственно меньше глубина проникновения излучения в них. Поэтому при проведении СМВ-терапии электромагнитные волны проникают на меньшую глубину, чем при ДМВ-терапии. Учитывая сложный характер тканей, условно считают, что при СМВ-терапии глубина проникновения электромагнитных волн 3–5 см от поверхности тела, а при ДМВ-терапии – до 9 см. Возможность сравнительно более глубокого воздействия при меньшем нагреве поверхностных тканей является преимуществом ДМВ-терапии по сравнению с СМВ-терапией.

Отметим, что при микроволновой терапии на границе раздела сред с различными значениями коэффициента поглощения электромагнитных волн, например, на границе тканей с высоким и низким содержанием воды, вследствие отражения могут возникать стоячие волны, обуславливающие местный перегрев тканей.

В заключение сделаем важный для практики вывод: проведенный сравнительный анализ показывает, что в зависимости от выбранного метода высокочастотной электротерапии наибольшее тепловыделение происходит в разных по электрическим свойствам тканях, тепло локализуется в разных местах тела человека. Об этом должен помнить врач, выбирая по клиническим показаниям соответствующую процедуру. Иллюстрацией сказанного является табл. 4.4.

Таблица 4.4

## Распределение тепла в тканях при различных ВЧ электропроцедурах

Метод	Взаимоотношение электродов и тела человека	Распределение тепла в тканях
Диатермия		
Индукто-термия		
УВЧ-терапия		
СМВ-терапия		
ДМВ-терапия		

Здесь ПКЖ – подкожно-жировая клетчатка; М – мышечная ткань; К – костная ткань.

#### 4.6. Нетепловые физиотерапевтические процедуры, в которых используются токи высокой и крайне высокой частоты

Нетепловые эффекты действия электромагнитных полей (ЭМП) на биологические объекты подразделяются на энергетические и информационные.

Энергетические нетепловые эффекты ЭМП характеризуются тем, что энергия ответной реакции объекта воздействия меньше энергии, переданной ей полем.

Для информационных эффектов характерно преобладание энергии ответной реакции организма над энергией внешнего поля, вызвавшего эту реакцию.

К физиотерапевтической процедуре, в которой используется нетепловой энергетический эффект, относится *местная дарсонвализация*.

К физиотерапевтической процедуре, в которой используется нетепловой информационный эффект, относится *КВЧ-терапия*.

#### 4.6.1. Местная дарсонвализация

В этом методе воздействие осуществляется токами высокой частоты (100–400 кГц), малой силы тока (10–15 мА), высокого напряжения (20–30 кВ). Ток к телу пациента поступает от генератора высокочастотных колебаний через полый стеклянный электрод, наполненный разряженным газом (давление  $\approx 0,5$  мм рт. ст.). Второго электрода нет, цепь замыкается через распределенную емкость пациента на Землю, т. е. в качестве второго электрода выступает Земля (рис. 4.42).

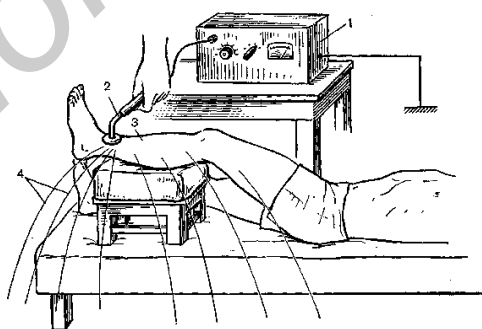


Рис. 4.42. Проведение местной дарсонвализации нижней конечности

В этом методе малый ток при высоком напряжении обусловлен большим емкостным сопротивлением стеклянного электрода (десятки МОм). Действующим фактором является высокочастотный электрический разряд, который образуется между поверхностью тела пациента и электродом. Лечебный эффект при

дарсонвализации возникает за счет легкого раздражения нервных рецепторов кожи и слизистых оболочек. Это приводит к расширению сосудов и улучшению кровотока в тканях. Так как в этом методе ток незначителен, то тепловой эффект в тканях не возникает.

#### 4.6.2. Крайне высокочастотная терапия

Крайне высокочастотной терапией (КВЧ-терапией) называют терапию с использованием электромагнитных волн крайне высоких частот ( $3 \cdot 10^{10} - 3 \cdot 10^{11}$  Гц), что соответствует длинам волн от 1 до 10 мм. Основными особенностями воздействия КВЧ-излучения на живой организм являются:

1. Острорезонансный характер зависимости биологического отклика от частоты воздействующих колебаний.

Величина биологического параметра (например, скорость размножения микроорганизмов) значительно меняется с изменением частоты действующего КВЧ-излучения и достигает максимума на определенной (резонансной) частоте.

2. Независимость биологического эффекта от величины мощности падающего на организм КВЧ-излучения.

Это свойство подтверждает информационный характер воздействия КВЧ-излучения на организм. Поясним суть информационного воздействия на следующем примере. Светофор управляет потоком автомобилей. Мощность светофора (управляющего элемента) мала по сравнению с мощностью двигателей автомобилей (системы), составляющих транспортный поток, управляемый светофором.

Из приведенного примера можно вывести общие правила работы информационных систем:

а) от величины затрат энергии на информационный сигнал не зависит общее поведение системы (как не зависит движение автомобиля от мощности лампочки в светофоре);

б) энергия на работу всей системы берется из самой системы, а не посылается вместе с информационным сигналом, который носит управляющий характер (работа двигателей автомобилей не зависит от мощности сигнала светофора).

В клетке организма одновременно и согласованно может происходить множество локальных метаболических процессов. Все эти процессы становятся возможными только путем обмена информацией между клетками и их отдельными частями. Таким образом, в живых организмах, по-видимому, существуют информационные системы, управляющие их функционированием, причем информационные электромагнитные сигналы представляют собой сигналы КВЧ-диапазона. При патологии амплитудно-частотные характеристики этих сигналов изменяются.

Эффективность действия при КВЧ-терапии обусловлена тем, что воздействуя на организм внешним КВЧ-сигналом, мы даем команду на исправление функционирования его информационной системы, что, в свою очередь, запускает в организме процессы, способствующие восстановлению его нормальной жизнедеятельности. Повышение эффективности проводимой терапии достигается подбором индивидуальной, биологически значимой для данного пациента резонансной частоты, т. е. той частоты, к которой его организм наиболее чувствителен. Информационный характер КВЧ-терапии определяет ее широкие возможности по лечению многих болезней. Это нашло подтверждение на практике.

В последнее время обсуждаются возможности использования в лечебной практике воздействия на организм терагерцовыми электромагнитными волнами [50]. Им соответствует частотный диапазон 100 ГГц–10 ТГц (длины волн 3 мм – 30 мкм) и энергия фотонов  $4 \cdot 10^{-2} - 4 \cdot 10^{-4}$  эВ.

Особенность действия терагерцовых волн на биологические объекты состоит прежде всего в том, что именно в этом диапазоне шкалы электромагнитных волн лежат частоты, соответствующие переходам между вращательными уровнями энергии воды и многих биологических молекул, включая белки. Исходя из этих данных можно предположить, что реакционная способность и



биологическая активность молекул, возбужденных терагерцовыми волнами, будет на порядок выше, чем при возбуждении электромагнитным излучением КВЧ-диапазона. В поглощении и действии терагерцовых волн большое внимание придается резонансному механизму, сопровождающемуся структурными и функциональными изменениями биообъектов различного уровня организации. В терагерцовом диапазоне находятся резонансные частоты ряда биологических структур организма и живой клетки: соматические клетки млекопитающих (2,39 ТГц), хромосомы (0,75–15 ТГц), эритроциты (0,5–1 ТГц), клеточные мембраны (0,1–1 ТГц) и др. В связи с этим взаимодействие терагерцовых волн с организмом в диапазоне этих частот вызывает изменение в ДНК клеток, влияет на физико-химические свойства нуклеиновых кислот, клеточный метаболизм и мембранный транспорт, изменяет реологию крови.

#### **Контрольные вопросы к разделу «Биологическая электродинамика»**

1. В чем сходство и различие электростатического и токового диполей? Какова связь разности потенциалов между двумя точками электрического поля, равноотстоящими от этих диполей, с их дипольными моментами?
2. Что такое электрография? Какая физическая величина регистрируется при электрографических исследованиях?
3. В чем суть метода исследования электрической активности сердца (электрокардиографии), предложенного Эйнтховеном?
4. Почему амплитуды одних и тех же зубцов ЭКГ в один и тот же момент времени в различных отведениях не одинаковы?
5. Какой вид имеет ЭКГ человека в норме? Каким процессам в сердечной мышце соответствуют зубцы электрокардиограммы?
6. Что такое электропроводность вещества? Чем различаются проводники и диэлектрики между собой?

7. В чем суть явления поляризации диэлектриков? В чем различие природы токов проводимости и токов поляризации?

8. Каковы особенности прохождения постоянного тока через биологические ткани?

9. В чем суть методов гальванизации и лечебного электрофореза? Каковы величины используемых токов и напряжений при этих воздействиях?

10. Что такое эквивалентная схема живой ткани, какие электрические свойства биологических тканей определяют ее вид? Чему равен импеданс биологической ткани? Как он зависит от частоты переменного тока? Что такое коэффициент жизнестойкости ткани?

11. Каковы физические основы реографии (импедансной плетизмографии)? С какой целью этот метод используется в медицине, в частности, в стоматологии?

12. В чем суть явления электростимуляции? Почему в этом методе используется не постоянный ток, а электрические импульсы?

13. Какими параметрами характеризуются электрические импульсы прямоугольной и произвольной формы?

14. Какими физиологическими причинами ограничены минимальные и максимальные значения амплитуды импульсных токов при электростимуляции?

15. В чем суть закона Дюбуа-Реймона? Что описывает уравнение Вейса – Лапика?

16. Что представляют собой кривая электровозбудимости и характеризующие ее реобаза и хронаксия, в чем физический смысл этих величин? Какова их размерность и связь с коэффициентами уравнения Вейса – Лапика?

17. Какие параметры внешнего воздействия и электрические характеристики тканей определяют тепловые эффекты при действии на организм высокочастотных токов и полей?

18. В чем суть диатермии и электрохирургии? Каковы частоты и значения силы тока сигналов, применяемых в этих методах?

19. Что такое индуктотермия? Какие ткани преимущественно нагреваются при индуктотермии?

20. Каков вид и параметры внешнего воздействия при УВЧ-терапии? В чем значение терапевтического контура?

21. Отличается ли тепловыделение в тканях-проводниках и тканях-диэлектриках при УВЧ-терапии?

22. Что является действующим фактором при СМВ- и ДМВ-терапии, в каких тканях здесь происходит преимущественное выделение тепла?

23. Почему при местной дарсонвализации при высоком напряжении сила тока в электрической цепи, включающей пациента, мала?

24. Что отличает КВЧ-терапию от других физиотерапевтических методов, использующих высокочастотные токи, электрические и магнитные поля?

25. Каковы особенности действия терагерцовых волн на биологические объекты?

## РАЗДЕЛ 5. ОПТИЧЕСКИЕ СВОЙСТВА БИОЛОГИЧЕСКИХ ТКАНЕЙ

Оптический пучок при взаимодействии со средой, в том числе и биологической, может отражаться, поглощаться, рассеиваться, преобразовываться в тепло, возбуждать свечение этой среды (флуоресценцию) и т. д. (рис. 5.1).

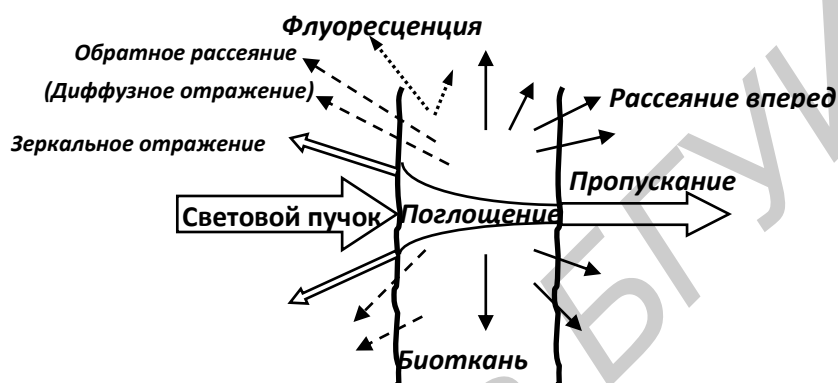


Рис. 5.1. Виды взаимодействия электромагнитного излучения с биологической тканью

Сигналы, получаемые от биологического объекта при его зондировании световым пучком, существенно зависят от его состояния в норме и патологии. В частности, патологические изменения в биотканях сопровождаются изменениями оптических характеристик тканей и соответствующих им коэффициентов поглощения, пропускания, рассеяния и отражения. Поэтому вначале определим эти характеристики.

### 5.1. Поглощение света

Поглощение света – явление уменьшения его интенсивности при прохождении через слой вещества вследствие превращения части энергии, переносимой электромагнитной волной, в другие виды энергии, например в тепло.

Интенсивность прошедшего света  $I$  зависит от толщины поглощающего слоя и определяется законом Бугера (рис. 5.2):

$$I = I_0 e^{-k_\lambda x}, \quad (5.1)$$

где  $I_0$  – интенсивность падающего света;  $k_\lambda$  – показатель поглощения;  $x$  – толщина поглощающего слоя.

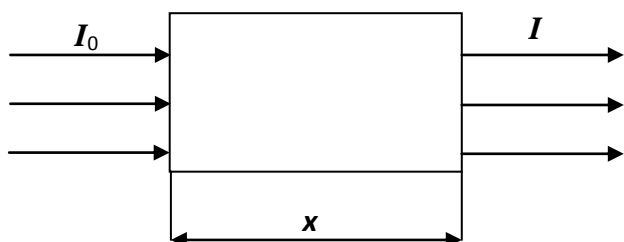


Рис. 5.2. Прохождение света через поглощающее вещество

Очевидно, что показатель поглощения характеризует способность вещества пропускать свет. Чем больше показатель поглощения, тем меньше отношение  $I/I_0$  при данной толщине слоя  $x$ .

Величина показателя поглощения  $k_\lambda$  зависит от свойств вещества и длины

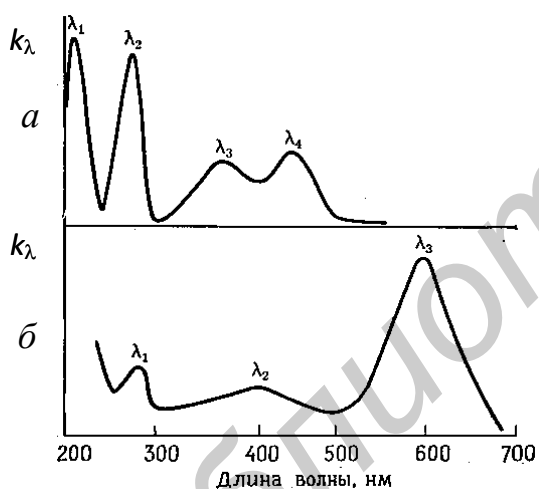


Рис. 5.3. Сравнение спектров поглощения двух биологических молекул: флавиномононуклеотида (а) и фикоцианина (б)[45]

волны  $\lambda$  падающего света (именно поэтому  $k$  помечается индексом  $\lambda$ ). В СИ  $k_\lambda$  измеряется в  $\text{м}^{-1}$ , но на практике чаще в  $\text{см}^{-1}$ .

Зависимость  $k(\lambda)$  называется спектром поглощения вещества. Спектры всегда индивидуальны. Это позволяет использовать их для идентификации вещества (рис. 5.3). Очевидно качественное различие приведенных на рис. 5.3 спектров, кроме того, отмеченные на рисунке длины волн, соответствующие максимумам полос поглощения ( $\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3, \lambda_4$ ) для каждого соединения имеют свои значения.

Для растворов при небольших концентрациях справедлив закон Бера – показатель поглощения раствора  $k_\lambda$  прямо пропорционален концентрации поглощающего вещества  $C$ :  $k_\lambda = \alpha C$ , где  $\alpha$  – удельный (в расчете на единицу кон-

центрации) *показатель поглощения* вещества, который зависит от  $\lambda$  и от свойств растворенного вещества.

С учетом этого для растворов закон поглощения света, закон Бугера – Ламберта – Бера, имеет вид

$$I = I_0 e^{-\alpha \cdot C \cdot x}. \quad (5.2)$$

Введем две величины, которые характеризуют явление поглощения света и могут быть измерены с помощью соответствующих приборов.

1. Коэффициент пропускания вещества – отношение интенсивности света, прошедшего через слой вещества, к интенсивности падающего на него света:

$$T = \frac{I}{I_0}. \quad (5.3)$$

2. Оптическая плотность вещества – десятичный логарифм величины, обратной коэффициенту пропускания  $T$ :

$$D = \lg (1/T) = \lg (I_0/I). \quad (5.4)$$

Рассмотрим связь этих величин с концентрацией раствора. Подставляя в соотношения (5.3) и (5.4) формулу (5.2), получим для света определенной длины волны зависимость коэффициента пропускания и оптической плотности раствора от концентрации  $C$  растворенного вещества:

$$T = \frac{I}{I_0} = e^{-\alpha \cdot C \cdot x}; \quad (5.5)$$

$$D = \alpha \cdot C \cdot x \cdot \lg e = 0,43\alpha \cdot C \cdot x = \alpha_1 \cdot C \cdot x. \quad (5.6)$$

Видно, что коэффициент пропускания  $T$  изменяется в зависимости от концентрации  $C$  растворенного вещества по экспоненциальному закону, тогда как оптическая плотность образца *линейно* зависит от этого параметра. Именно линейная зависимость  $D$  от  $C$  (обычно ее получают при  $x = \text{const}$ ) используется при измерении концентрации растворов по их спектрам поглощения. Соответствующий метод называется фотоэлектроколориметрией, а приборы – фотоэлектроколориметрами.

Из закона Бугера следует, что  $D = k_{\lambda} \cdot x$ . Видно, что при  $x = \text{const}$  зависимость оптической плотности от длины волны повторяет зависимость  $k(\lambda)$ , т. е.  $D = f(\lambda)$  представляет собой спектр поглощения вещества. Экспериментально с помощью спектральных приборов регистрируют именно эту зависимость.

## 5.2. Рассеяние света

Рассеяние света является одним из важнейших физических процессов, определяющих наряду с отражением и поглощением визуальное восприятие большинства объектов.

Это явление оказывает также значительное влияние на распространение света в биологических тканях.

*Рассеяние света* – отклонение распространяющегося в среде светового пучка по всевозможным направлениям (рис. 5.4). Оно обусловлено нарушением оптической однородности среды, которое проявляется в непостоянстве показателя преломления в различных ее участках.

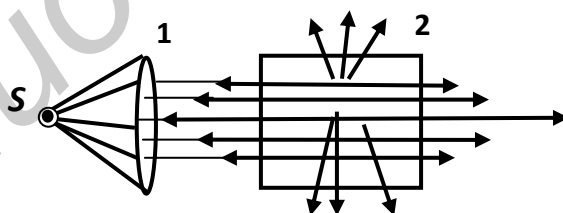


Рис. 5.4. Схема наблюдения рассеяния света в мутной среде:

$S$  – источник белого (немонохроматического) света;

1 – линза, создающая параллельный пучок света; 2 – кювета с рассеивающей средой

Сильно рассеивающие свет среды называются оптически мутными. Это, например, дым (твердые частицы в газе), туман (капельки жидкости в газе), суспензии, эмульсии. К оптически мутным средам относятся такие неоднород-

ные по структуре биологические ткани, как кожа, ткань мозга, стенки сосудов, кровь, склера, дентин. Рассеяние света в мутных средах впервые экспериментально исследовалось Тиндалем и носит название «явление Тиндаля».

Характер рассеяния света в оптически неоднородной (мутной) среде определяется величиной отношения линейного размера рассеивающих частиц  $r$  к длине волны рассеиваемого света  $\lambda$ . Обычно выделяют рассеяние света частицами, размеры которых малы по сравнению с длиной волны падающего излучения ( $r < 0,1\lambda$ ), его называют *рэлеевским рассеянием* (по имени английского физика Д. У. Рэля), и рассеяние света на крупных частицах с линейными размерами ( $r > 0,1\lambda$ ), это *рассеяние Ми*, названное по имени немецкого физика Густава Ми.

Рассеяние света может происходить и в средах, тщательно очищенных от посторонних примесей или загрязнений. Физической причиной возникновения оптической неоднородности в идеально чистых средах является хаотическое тепловое движение молекул среды, приводящее к флуктуации\* плотности и соответственно флуктуации показателя преломления. Такой тип рассеяния называется молекулярным. В биологических средах данный механизм рассеяния света не реализуется.

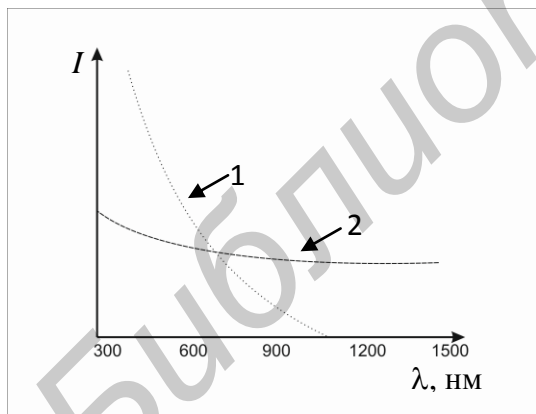


Рис. 5.5. Зависимость интенсивности рэлеевского рассеяния (кривая 1) и рассеяния Ми (кривая 2) от длины волны падающего света  $\lambda$  [45]

Далее рассмотрим основные закономерности рэлеевского рассеяния и рассеяния Ми, которые оказывают значительное влияние на оптические свойства биологических тканей (рис. 5.5).

Длина волны при рассеянии не изменяется, но интенсивность рассеянного света зависит от длины волны падающего света и размеров частиц  $r$ .

\* Флуктуации – случайные отклонения от средних значений физических величин, характеризующих систему из большого числа частиц.



Наиболее важной особенностью рэлеевского рассеяния является сильная зависимость интенсивности рассеянного света от длины волны  $\lambda$  падающего света (закон Рэля): интенсивность рассеянного света обратно пропорциональна четвертой степени длины волны (см. рис. 5.5, кривая 1):

$$I \sim \frac{1}{\lambda^4}. \quad (5.7)$$

В соответствии с законом Рэля голубые лучи (с меньшей длиной волны) рассеиваются сильнее, чем красные. Так, в опыте по наблюдению рассеяния белого (немонохроматического) света в мутной среде, показанном на рис. 5.4, при наблюдении сбоку (в направлении  $A$ ) рассеянный свет имеет голубой оттенок, а свет, прямо прошедший сквозь кювету (в направлении  $B$ ), – красноватый.

По мере увеличения параметра  $r/\lambda$  зависимость интенсивности рассеянного света от длины волны падающего света постепенно ослабевает. Предельным случаем является рассеяние Ми на крупных частицах с размерами  $0,8\lambda < r < 8\lambda$ . Для него характерна зависимость интенсивности рассеянного света от длины волны (см. рис. 5.5, кривая 2) в виде

$$I \sim \frac{1}{\lambda^{0,37}}. \quad (5.8)$$

Важной характеристикой рассматриваемого явления является *индикатриса рассеяния*, которая представляет собой графическое изображение зависимости интенсивности  $I$  рассеянного света от угла рассеяния  $\theta$ . Углом рассеяния называется угол между направлениями падающего (обычно монохроматического) и рассеянного излучения (рис. 5.6). Для рэлеевского рассеяния неполяризованного монохроматического излучения индикатриса имеет вид, представленный на рис. 5.6 кривой 1. В этом случае

$$I \sim 1 + \cos^2 \theta. \quad (5.9)$$

Видно, что индикатриса симметрична относительно оси первичного пучка и линии ей перпендикулярной (см. рис. 5.6, кривая 1). Причем интенсивность света,

рассеянного вперед и назад, одинакова и в два раза превышает интенсивность света рассеянного в направлении, перпендикулярном оси первичного пучка.

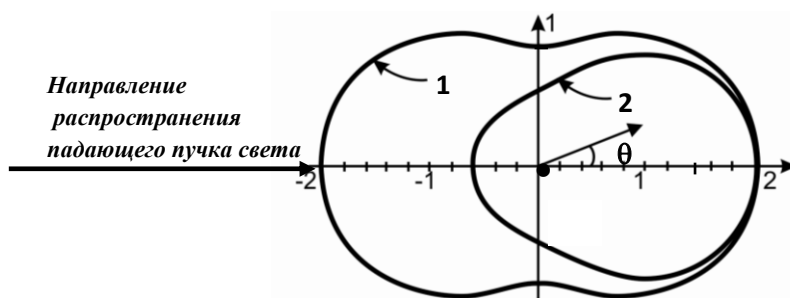


Рис. 5.6. Индикатриса рассеяния света частицами с размерами  $r < 0,1\lambda$  (рэлеевское рассеяние) (кривая 1) и  $r \sim 0,25\lambda$  (рассеяние Ми) (кривая 2). Темным кружком обозначен центр рассеяния [45]

С ростом величины отношения  $r/\lambda$  появляется асимметрия рассеяния вперед и назад, причем превалирует рассеяние вперед, по направлению падающего света (см. рис. 5.6, кривая 2). При этом индикатриса рассеяния сохраняет симметрию относительно направления первичного пучка. При дальнейшем увеличении размеров частиц асимметрия рассеяния усиливается (наблюдается преимущественное рассеяние вперед) и усложняется угловое распределение рассеянного света.



Рис. 5.7. Индикатриса рассеяния света частицами с размерами  $r > \lambda$

При линейных размерах рассеивающих частиц, больших чем длина волны ( $r > \lambda$ ), на индикатрисе появляются вторичные максимумы, вид которых зависит от размеров и формы рассеивающих центров и от природы окружающей их среды (рис. 5.7).

Выше рассмотрены случаи так называемого однократного рассеяния света, которое имеет место тогда, когда рассеивающие частицы не взаимодействуют со световыми волнами, рассеянными соседними частицами, и отсутствует переизлучение. Однако для многих реальных рассеивающих сред, особенно биологических тканей, содержащих большое число частиц в единице объема, необходимо учитывать эффекты многократного рассеяния света.

Изучение характеристик рассеянного света позволяет извлекать информацию о структуре неоднородных, например, биологических сред, размерах макромолекул и их агрегатов, частиц в коллоидных растворах и т. п. Совокупность методов изучения оптически неоднородных сред, основанных на измерении интенсивности рассеянного света, называется нефелометрией.

### 5.2.1. Учет поглощения и рассеяния. Коэффициент ослабления

Распространение света в рассеивающих средах зачастую сопровождается поглощением. Для количественной характеристики процесса распространения света в этом случае принято использовать следующие две величины: коэффициент поглощения  $\mu_a$  и коэффициент рассеяния  $\mu_s$ .

*Коэффициент поглощения*  $\mu_a$  аналогичен введенному выше показателю поглощения света  $k_\lambda$  (см. формулу (5.1)).

*Коэффициент рассеяния*  $\mu_s$  определяет изменение интенсивности прошедшего через слой вещества параллельного пучка света вследствие рассеяния, обычно  $\mu_s$  измеряется в  $\text{см}^{-1}$ .

С учетом процессов поглощения и рассеяния интенсивность  $I$  параллельного пучка света на выходе из слоя среды определяется законом Бугера:

$$I = I_0 e^{-\mu_t x}, \quad (5.10)$$

где  $I_0$  и  $I$  – интенсивность падающего и прошедшего света соответственно;  $\mu_t = \mu_a + \mu_s$  – коэффициент ослабления;  $x$  – толщина слоя среды.

Из соотношения (5.10) легко получить выражение для коэффициента ослабления:

$$\mu_t = \frac{1}{x} \ln \frac{I_0}{I}. \quad (5.11)$$

Для характеристики процесса поглощения и рассеяния света биологическими тканями используется также величина  $l$ , обратная коэффициенту ослабления  $\mu_t$ , которая называется *глубиной проникновения излучения*:

$$l = \mu_t^{-1}, \quad (5.12)$$

где  $\mu_t$  – коэффициент ослабления.

Из формулы (5.10) следует, что глубина проникновения  $l$  равна расстоянию, при прохождении которого интенсивность света в среде уменьшается в  $e$  раз, т. е. составляет примерно 37 % от интенсивности падающего света. Действительно, если в формуле (5.10) принять  $x = l = \mu_t^{-1}$ , то получим

$$I = I_0 e^{-\mu_t \frac{l}{\mu_t}} = \frac{I_0}{e} \approx 0,37 \cdot I_0 \quad (e \approx 2,72).$$

### 5.3. Отражение света. Зеркальное и диффузное отражение

В оптике *зеркальное* отражение света – отражение, при котором световой луч отражается на границе раздела двух сред под углом, равным углу падения. Наряду с зеркальным различают *диффузное отражение*. Диффузное отражение света представляет собой рассеивание света во всевозможных направлениях объектом, который имеет шероховатую поверхность либо обладает внутренней неоднородной структурой, ведущей к рассеиванию света в его объеме. Иначе говоря, под диффузным отражением понимают отражение от поверхности объекта, не подчиняющееся законам геометрической оптики (поверхностное рассеяние) и обратное рассеяние из глубинных слоев объекта.

На практике регистрируют интенсивность света, обусловленного смешанным отражением. В этом случае отражение характеризуется коэффициентом отражения  $\rho_\lambda$ , который рассчитывается по формуле:

$$\rho_\lambda = I_{\lambda\text{отр}} / I_{0\lambda}, \quad (5.13)$$

где  $I_{\lambda\text{отр}}$  и  $I_{0\lambda}$  – интенсивность отраженного и падающего световых потоков соответственно.

Зависимость  $\rho_\lambda$  от длины волны падающего света представляет собой спектр отражения данного объекта.

## 5.4. Оптические характеристики биологических тканей

Знание оптических характеристик биологических тканей необходимо в связи с использованием оптического излучения разных длин волн в медицинской практике. Совокупность методов по определению оптических характеристик биологических тканей получила название *биофотометрии*.

### 5.4.1. Диагностика и лечение заболеваний на основе данных биофотометрии

*Поглощение света* является одной из характеристик эффективности взаимодействия света с исследуемым биологическим объектом.

Спектры поглощения биообъектов определяются типом и концентрацией входящих в их состав соединений, называемых *хромофорами*. Примерами хромофоров, поглощающих излучение оптического диапазона (видимый свет, УФ и ИК излучение), являются: ДНК, ароматические аминокислоты (триптофан, тирозин и др.), гемоглобин, меланин, билирубин, коллаген и эластин.

Кроме того, значительное влияние на вид спектров поглощения большинства биологических тканей в ИК области оказывает вода. Известно, что содержание воды зависит от типа ткани, возраста и других факторов.

В качестве примера на рис. 5.8 показан спектр поглощения типичной кровенаполненной биологической ткани [45]. Из рисунка видно, что свет с длиной волн 0,6–1,3 мкм относительно слабо поглощается, и, следовательно, довольно глубоко проникает в ткань. Этот диапазон длин волн, в котором наблюдается наибольшее проникновение излучения в ткань, в медицинской практике принято называть «терапевтическим» («диагностическим») окном. Например,

излучение с  $\lambda = 1,06$  мкм проникает в ткань на глубину в 1 см. Проникающая способность достигает максимума при  $\lambda \approx 0,8$  мкм.



Рис. 5.8. Спектр поглощения типичной кровенаполненной биологической ткани толщиной 1 мм в области длин волн 0,4–2,8 мкм

В спектральном диапазоне 2–12 мкм из-за поглощения воды, содержащейся в биоткани, свет слабо проникает в нее. В области длин волн 4–6 мкм (на рис. 5.8 не показана) глубина проникновения порядка 100–150 мкм, а в области 7–12 мкм (на рис. 5.8 не показана) сравнима с длиной волны света.

На длинах волн  $\lambda = 0,45–0,5$  мкм поглощение определяется гемоглобином крови, а в УФ диапазоне (на рис. 5.8 не показан) многие ткани сильно поглощают свет за счет содержащихся в них белков. Так поглощение кожи в УФ диапазоне обусловлено, содержащимся в эпидермисе меланином. Поэтому глубина проникновения излучения в УФ диапазоне мала и составляет не более 100 мкм.

Приведем несколько примеров, которые показывают необходимость знания поглощающих свойств тканей, например, при выборе лазера как объекта воздействия во время проведения различных лечебных процедур.

Если мы хотим обеспечить максимальное поглощение света кровеносными сосудами, то нам следует подобрать такую длину волны лазера, чтобы излучение поглощалось гемоглобином. Максимум этого поглощения находится в области 400–590 нм. Таким образом, «удобным» лазером для лечения повреждений поверхностных кровеносных сосудов является аргонный лазер, генериру-

ющий длины волн 488 и 514 нм, и лазер на красителе с длиной волны генерации 585 нм.

Другой пример. Лечение кариеса с помощью эрбиевого лазера – источника инфракрасного излучения с длиной волны 2940 нм. Это излучение плохо проникает в твердые ткани зуба (эмаль и дентин) за счет хорошего поглощения содержащейся в них водой. Эффективное удаление твердых тканей достигается за счет того, что поглощение энергии лазерного излучения водой приводит к ее быстрому нагреву и испарению со значительным увеличением в объеме. При этом расширение воды создает высокое давление, вызывающее разрушение твердых тканей зуба так называемыми микровзрывами.

*Рассеяние света* биообъектами – это одно из самых характерных для них явлений. Оно связано со структурой биосистем, которые, как правило, включают в себя случайно распределенные в объеме рассеивающие центры.

Основными рассеивающими структурами в крови являются эритроциты, в коже – гранулы меланина и коллагеновые волокна, в эмали зуба – кристаллы гидроксилпатита, в дентине – дентинные трубочки.

Рассеяние света в биологических средах обусловлено различием значений показателя преломления тканевых структур.

Значения показателя преломления  $n$  многих биологических тканей лежат в диапазоне 1,335–1,620. Наибольшие значения характерны, например, для рогового слоя кожи ( $n = 1,55$ ) и меланина ( $n = 1,60$ ). Показатель преломления для дентина составляет  $n = 1,55$ ; эмали зуба  $n = 1,62$  [45].

По способности рассеивать свет биологические ткани можно разделить на две группы: сильно рассеивающие (кожа, ткани мозга, кровь, дентин) и слабо рассеивающие (роговица, хрусталик, эмаль зуба).

Размеры рассеивающих структур в биологических тканях изменяются в пределах от нескольких ангстрем ( $10^{-10}$  м) до 20 мкм. Соответственно механизмы рассеяния и зависимость интенсивности рассеянного света от длины волны падающего излучения существенно различаются для разных компонентов

тканей (см. подразд. 5.2). Заметим, что при толщине биологической ткани больше 10–100 мкм существенное влияние на их оптические свойства начинает оказывать многократное рассеяние света.

Вид индикатрисы рассеяния, как было показано выше, зависит от формы и размеров рассеивающих частиц. Это может быть использовано для диагностики некоторых заболеваний, например различных *анемий*. Анемия (малокровие) – группа заболеваний, характеризующихся снижением содержания в эритроцитах гемоглобина и количества эритроцитов в единице объема крови. Анемия вызывает ряд болезненных изменений, обусловленных нарушением снабжения организма кислородом. У человека в норме диаметр эритроцитов составляет 7,2–7,5 мкм, а их общее количество в 1 мм<sup>3</sup> – 5 млн. При анемиях общее количество эритроцитов снижается и наблюдается изменение их размеров и формы: появляются крупные (при болезни Аддисона – Бирмера) или мелкие овальные эритроциты (при гемолитических анемиях). Была выявлена сильная зависимость формы индикатрис рассеяния от размеров эритроцитов в диапазоне углов 0,5–35°. В то же время неровности поверхности («городчатость») патологических эритроцитов определяются по значительному возрастанию интенсивности рассеяния лазерного излучения в углах, больших 90°.

Важной оптической характеристикой биообъекта, например кожи, является также *коэффициент отражения*.

Типичные спектры отражения кожи представлены на рис. 5.9. Хорошо видно, что они индивидуальны для разных типов кожи. Так, из сравнения спектров отражения (см. рис. 5.9) видно, что для сильно пигментированной кожи (негроидная раса) наблюдается значительное уменьшение коэффициента отражения вследствие увеличения поглощения меланина. На этом основаны методы определения индекса меланиновой пигментации кожи.



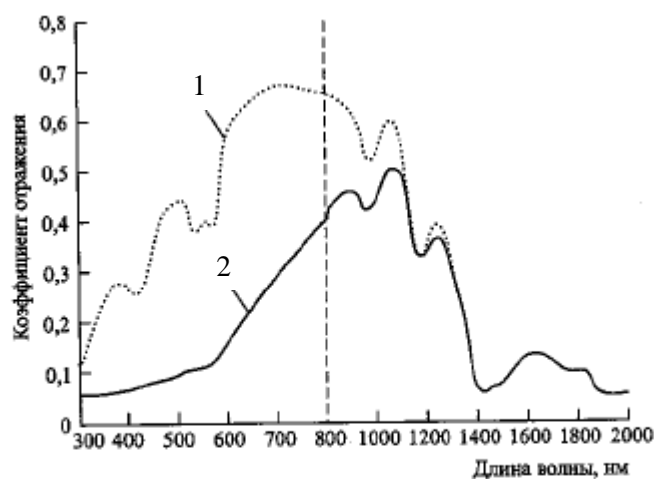


Рис. 5.9. Спектры отражения здоровой кожи человека *in vivo*:  
1 — светлая кожа (европеоидная раса); 2 — темная кожа (негроидная раса) [45]

На измерении коэффициентов отражения кожи основан метод оценки ее состояния. Например, в медицинской практике часто используется ультразвуковая обработка гнойной раны. Методика ее проведения заключается в том, что после вскрытия флегмоны производится ультразвуковое облучение раневой полости с использованием растворов антисептиков 1–3 мин ежедневно в течение нескольких дней до момента прекращения гнойного отделения и очищения раны [48].

Контроль состояния раневой поверхности проводится путем сравнения коэффициентов отражения от ее края и центральной части. Выравнивание этих значений свидетельствует о достаточном очищении раны от некротических масс. Например, если до ультразвуковой обработки в различных участках раны коэффициент отражения составлял 15–60 %, то после шестидневного облучения этот показатель был практически одинаков на всей ее поверхности (около 30 %) (рис. 5.10).

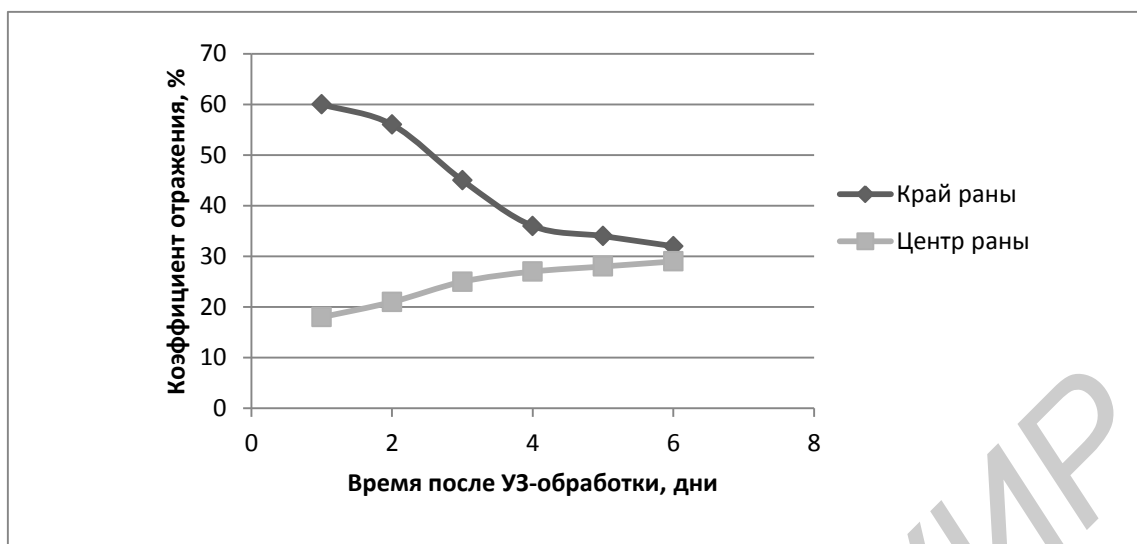


Рис. 5.10. Изменение коэффициента отражения раневой поверхности со временем после ультразвуковой обработки (УЗ-обработки)

Оптические свойства биологических тканей можно изменять, применяя различные вещества, которые влияют на их способность поглощать и рассеивать свет.

### 5.5. Люминесценция

Люминесценция – излучение, избыточное над тепловым излучением при данной температуре и в данном спектральном интервале, имеющее длительность послесвечения, значительно превышающую период световых волн. Первая часть этого определения предложена Э. Видеманом и отделяет люминесценцию от равновесного теплового излучения. Вторая часть – признак длительности – введена С. И. Вавиловым для того, чтобы отделить люминесценцию от других видов вторичного свечения (тормозного излучения заряженных частиц, излучения Вавилова – Черенкова и т. п.).

### 5.5.1. Виды люминесценции. Ее характеристики и законы

Обычно, говоря о люминесценции, имеют в виду излучение сложных по структуре молекул. Для того чтобы вещество люминесцировало, его молекулы нужно перевести в возбужденное состояние. По способу возбуждения частиц вещества различают следующие основные виды люминесценции:

1. *Фотолюминесценция* – возбуждение происходит в результате поглощения электромагнитной энергии (обычно видимого или ультрафиолетового диапазона).

2. *Катодолюминесценция* – возбуждение происходит при взаимодействии молекул вещества с высокоэнергетичными электронами (наблюдается в кинескопах, электронно-лучевых трубках и т. п.).

3. *Рентгенолюминесценция* – возбуждение производится рентгеновскими лучами (наблюдается на рентгенолюминесцентных экранах).

4. *Хемилюминесценция* – возбуждение происходит за счет энергии, выделяющейся в результате химической реакции.

5. *Биолюминесценция* – возбуждение молекул происходит в результате биохимических реакций, происходящих в живом организме (частный вид хемилюминесценции).

Если возбуждение молекулы происходит непрерывно, то и люминесценция тоже будет непрерывной с некоторой интенсивностью  $I_0$  и в этом случае ее называют *стационарной люминесценцией*. Если же возбуждение молекулы внезапно прекратить, то свечение пропадает не сразу, интенсивность люминесценции начнет уменьшаться (затухать по экспоненциальному закону):

$$I_{\text{люм}} = I_0 e^{-\frac{t}{\tau}}. \quad (5.14)$$

Здесь параметр  $\tau$  называется *длительностью люминесценции* (*длительностью послесвечения*, или *временем жизни возбужденного состояния*) и является

важнейшей характеристикой люминесцирующего вещества. Он определяет время, за которое интенсивность люминесценции уменьшается в  $e \approx 2,7$  раз. Это время обычно находят из графика, полученного опытным путем (рис. 5.11).

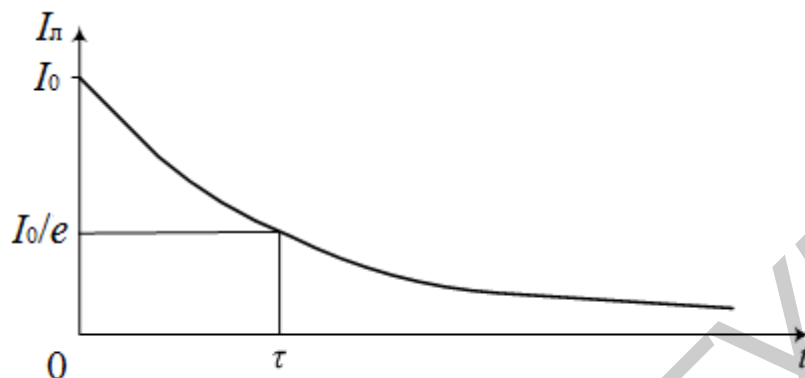


Рис. 5.11. Затухание интенсивности люминесценции во времени

По длительности послесвечения  $\tau$  люминесценция делится на два вида:

- *флуоресценцию*, если  $\tau < 10^{-7}$  с, т. е. затухание люминесценции происходит очень быстро (для глаза – мгновенно);
- *фосфоресценцию*, если  $\tau > 10^{-4}$  с, – в этом случае затухание идет сравнительно медленно и часто хорошо наблюдается невооруженным глазом\*.

Основными характеристиками люминесценции являются:

1. *Спектр люминесценции* – это зависимость интенсивности люминесценции от длины волны излучаемого света.
2. *Длительность люминесценции*  $\tau$  – как уже отмечалось, это время, за которое интенсивность люминесценции уменьшается в  $e$  раз.
3. *Квантовый выход люминесценции*  $\gamma$  – это отношение числа квантов люминесценции к количеству квантов, поглощенных при возбуждении молекулы:  $\gamma = n_{\text{люм}}/n_{\text{погл}}$ . Квантовый выход всегда меньше единицы ( $\gamma < 1$ ) из-за наличия неоптических переходов. Вещество считается хорошо люминесцирующим, если его квантовый выход  $\gamma > 0,01$ , т. е. если  $\gamma > 1\%$ .

\* Фосфоресценция характерна для фосфора, отсюда ее название.

4. *Спектр возбуждения* – это зависимость интенсивности возбуждающего люминесценцию излучения от его длины волны. Обычно он совпадает со спектром поглощения люминесцирующих молекул.

Укажем здесь лишь два основных закона люминесценции:

1. *Закон Стокса*. Спектр люминесценции вещества всегда смещен в область более длинных волн относительно спектра поглощенного излучения (рис. 5.12).

Квантовая теория излучения дает следующее объяснение этому закону: поглотив квант излучения  $h\nu$  и перейдя в возбужденное состояние, молекула может потерять часть полученной энергии, передав ее другим молекулам в процессе теплового движения, а оставшаяся энергия излучается в виде кванта люминесценции  $h\nu_{\text{люм}}$ . Если потерянную молекулой энергию обозначить  $A$ , то  $h\nu_{\text{люм}} = h\nu - A$ . Следовательно, частота люминесцентного излучения меньше частоты поглощенного, а длина волны, соответственно, больше.

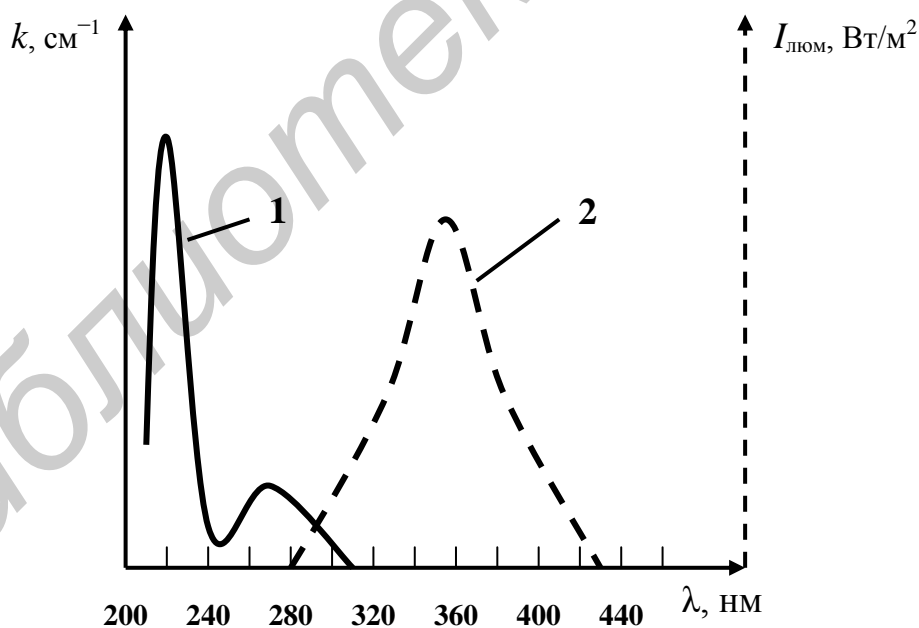


Рис. 5.12. Спектры поглощения (кривая 1) и люминесценции (кривая 2) триптофана

2. *Закон Вавилова*. Квантовый выход и спектр люминесценции сложных молекул не зависят от длины волны возбуждения. Она может быть любой из полосы поглощения данного вещества.

Так же как спектр поглощения, спектр люминесценции *индивидуален*. Это используется при исследовании структуры веществ с помощью люминесцентного анализа. По спектру люминесценции можно определить как вид, так и концентрацию люминесцирующего вещества. Отметим, что люминесцентный анализ чувствительнее абсорбционного (по спектрам поглощения) спектрального анализа более чем в 1000 раз. Так, он позволяет определить наличие люминесцирующего вещества в смеси при ничтожно малых концентрациях: до  $10^{-12}$  г/л при квантовом выходе всего около одного процента.

### 5.5.2. Люминесцентный анализ в медицине

Многие важные биологические объекты характеризуются собственной флуоресценцией или имеют флуоресцирующие компоненты – *флуорофоры*. Флуоресценция белков обусловлена наличием в них трех ароматических аминокислот: триптофана, тирозина и фенилаланина, максимумы поглощения у которых приходятся на 280, 275 и 257 нм соответственно. Максимумы флуоресценции их в водных растворах приходятся на длины волн 348, 303 и 282 нм, а квантовые выходы составляют 20, 21 и 4 % соответственно. Причем основной вклад в люминесценцию белков обеспечивает триптофан, в его отсутствие тирозин, и только в отсутствие их обоих проявляется слабая флуоресценция фенилаланина. Так, ультрафиолетовая флуоресценция коллагена и эластина, не содержащих триптофан, связана с входящими в их состав тирозином и фенилаланином. Флуоресценция коллагена и эластина может быть использована для распознавания различных типов тканей, например эпителия и соединительной ткани, содержащей эти белки.

В красной области спектра флуоресцируют прежде всего порфирины.

В определенных случаях по характеру свечения можно отличить патологически измененные ткани от нормальных. К примеру, применение оптоволоконного катетера для возбуждения и измерения флуоресценции внутренней стенки артерий позволяет проводить диагностику атеросклероза. Поскольку при заболевании атеросклерозом ткань начинает флуоресцировать с иным, чем при норме, спектром, то на основании спектральных различий можно определять наличие заболевания (рис. 5.13).

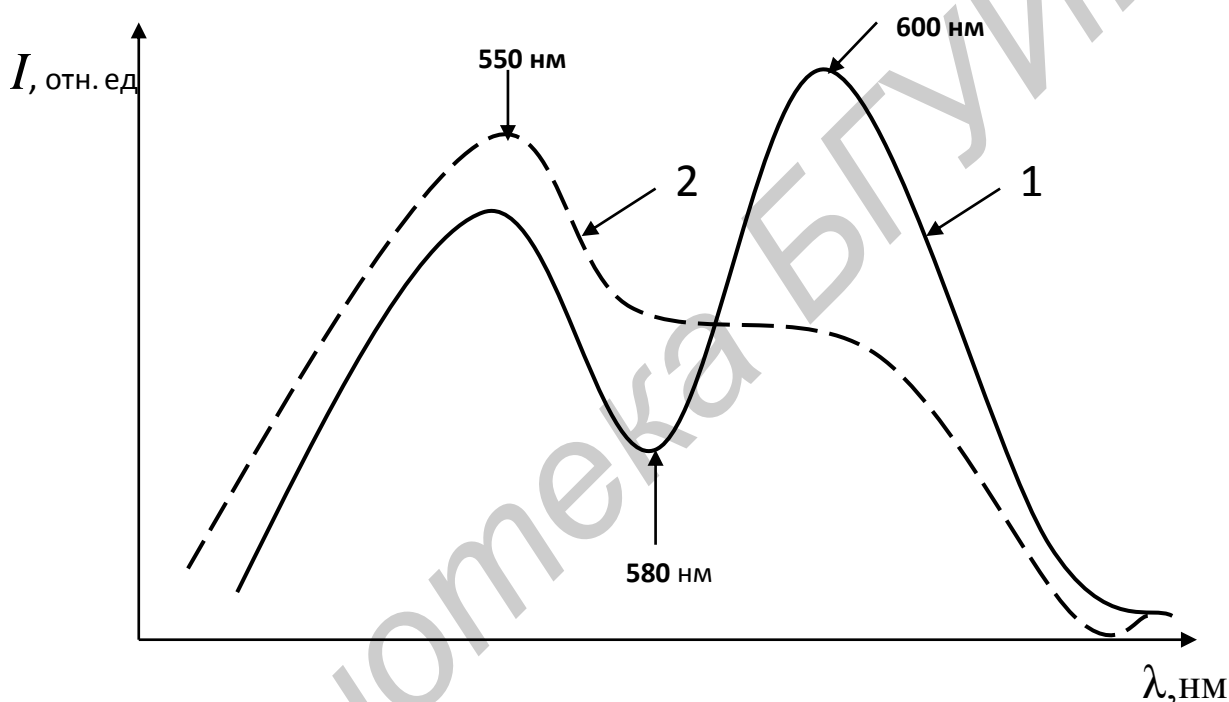


Рис. 5.13. Спектры флуоресценции стенки артерий в норме (кривая 1) и при патологии (кривая 2)

Другой пример. При использовании для возбуждения люминесценции излучения от светодиодного лазера с  $\lambda=440$  нм в спектре флуоресценции кариозного зуба наблюдается широкая полоса в красном диапазоне длин волн с максимумом при 680 нм (рис. 5.14). Ее появление связано с люминесценцией бактерий, присутствующих в кариозной полости, а интенсивность зависит от степени поражения зуба.

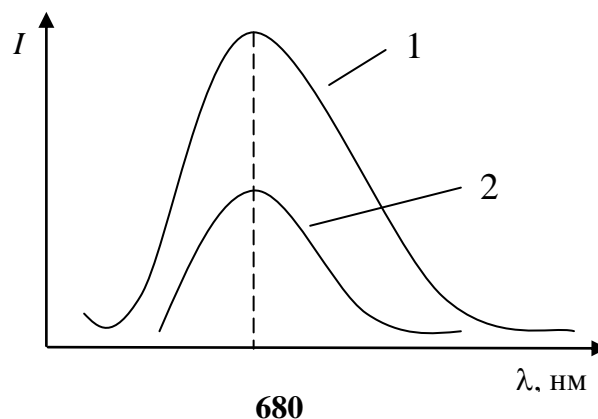


Рис. 5.14. Спектры флуоресценции кариозной полости зуба до (кривая 1) и после (кривая 2) ее механической обработки

Данный факт тоже может быть использован в диагностических целях. Так, после механической обработки кариозной полости интенсивность флуоресценции уменьшается за счет удаления бактериальной микрофлоры (см. рис. 5.14). Таким образом, по интенсивности флуоресценции можно судить о том, насколько качественно подготовлена кариозная полость к пломбированию. Чем меньше интенсивность флуоресценции, тем качественнее подготовка.

Ряд биообъектов не обладает собственной люминесценцией или ее интенсивность мала. В этом случае используют специальные вещества (*флуоресцентные метки или зонды*), которые, связываясь с биообъектом, образуют люминесцирующий комплекс. Самой распространенной флуоресцентной меткой является флуоресцеин. Через несколько секунд после введения 1–2 мл 10–15% водного раствора флуоресцеина ярко-зеленую флуоресценцию можно наблюдать в глазу, на зубах, на слизистой оболочке полости рта и т. д. Флуоресцеин безвреден и выводится из здорового организма за 50–70 ч. Флуоресцеиновую метку используют, например, для определения границ опухоли при проведении онкологических операций. Последнее основано на том, что злокачественные опухоли способны накапливать флуоресцеин. При наличии у больного, в кровь которого введен флуоресцеин, злокачественной опухоли, например, желудоч-



но-кишечного тракта, эта опухоль светится салатным цветом на темно-синем фоне неповрежденной слизистой оболочки, что позволяет определить ее границы и сделать оперативное вмешательство более щадящим.

Некоторые флуоресцентные зонды используются при *фотодинамической терапии опухолей*. Такие вещества называются *фотосенсибилизаторами*. Они так же, как и флуоресцеин, обладают свойством накапливаться в злокачественных образованиях и слабо задерживаться в нормальных тканях. Молекулы их хорошо возбуждаются видимым светом. При освещении лазером фотосенсибилизаторы продуцируют активную форму кислорода, так называемый синглетный кислород, способный повреждать опухоль без нарушения здоровой ткани. В медицинской практике наиболее широко в качестве сенсибилизатора используются препараты на основе гематопорфирина («Фотогем» в России).

После введения сенсибилизатора по его флуоресценции судят о размерах опухоли и ее расположении (рис. 5.15).

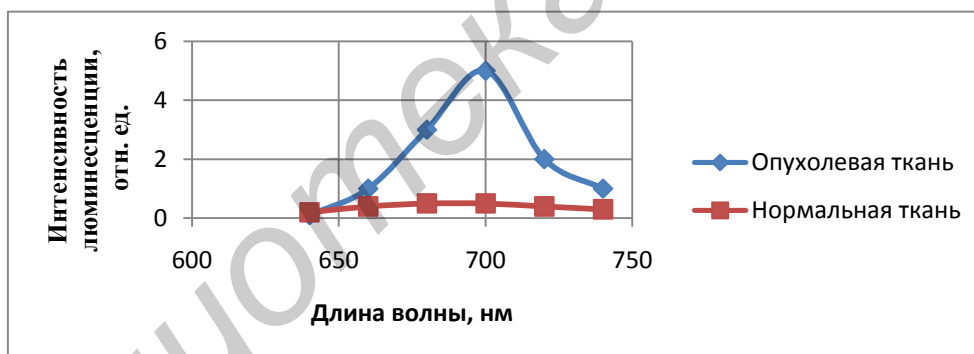


Рис. 5.15. Спектры флуоресценции опухолевой и нормальной ткани с фотосенсибилизатором «Фотогем» (2 мг/кг, 24 ч после введения) [48]

Затем пораженный участок облучают лазером в течение 15–20 мин. При этом используется система световодов, позволяющая доставлять свет лазера во внутренние органы. Разрушение злокачественной опухоли и частичное или полное восстановление пораженных участков определяется по уменьшению интенсивности флуоресценции опухоли, измеренной через определенный промежуток времени (от 2 до 4 недель) после облучения пораженной ткани.

## **Контрольные вопросы к разделу «Оптические свойства биологических тканей»**

1. Какие основные физические параметры используются для описания оптических свойств биологических тканей?
2. Какое явление называют явлением поглощения света веществом?
3. В чем суть законов Бугера и Бугера – Ламберта – Бера?
4. Что такое коэффициент пропускания и оптическая плотность образца, какова их связь с концентрацией поглощающего свет раствора?
5. Что представляет собой спектр поглощения вещества?
6. Что представляет собой явление рассеяния света? Какие виды рассеяния света вам известны?
7. Как зависит интенсивность рассеянного света от длины волны?
8. Как изменяется вид индикатрисы рассеяния в зависимости от размера рассеивающих частиц?
9. Как записывается закон Бугера с учетом процессов поглощения рассеяния света?
10. Как рассчитывается коэффициент ослабления света? Как он связан с глубиной проникновения излучения?
11. Что понимают под диффузным и зеркальным отражением света? Как рассчитывается коэффициент отражения?
12. Как проводится диагностика и лечение заболеваний на основе данных биофотометрии? Приведите конкретные примеры.
13. Что такое люминесценция как вид свечения (определение С. И. Вавилова)? Как виды люминесценции различают по длительности послесвечения и способу возбуждения?
14. Какие характеристики используются для описания явления люминесценции? В чем суть законов Стокса и Вавилова для этого вида свечения?

15. В чем заключается люминесцентный анализ и каковы его преимущества по сравнению с абсорбционным спектральным анализом?

16. Какие биомолекулы способны люминесцировать и в каких областях спектра?

17. Как люминесцентный анализ используется в медицинских исследованиях?

18. В чем суть метода флуоресцентных меток и зондов? В каких случаях применяется этот метод в медицине?

Библиотека БГУИР

## РАЗДЕЛ 6. ТЕПЛОВОЕ ИЗЛУЧЕНИЕ ТЕЛ

Любое тело при температурах выше абсолютного нуля (0 К) является источником электромагнитного излучения, которое называют тепловым излучением. Оно возникает за счет внутренней энергии тела.

Диапазон длин электромагнитных волн (спектральный диапазон), излучаемых нагретым телом, очень широк. В теории теплового излучения часто считают, что здесь длина волны меняется от 0 до  $\infty$ .

Напомним, что электромагнитные волны представляют собой распространяющиеся в пространстве переменные электрическое и магнитное поля одинаковой частоты. Длина волны  $\lambda = vT = \frac{v}{\nu}$  (м), где  $v$  (м/с) – скорость распространения волны в данной среде,  $T$  (с) – период волны, а  $\nu = \frac{1}{T}$  (Гц) – частота волны,  $v = \frac{c}{\sqrt{\epsilon\mu}}$ , здесь  $c$  – скорость волны в вакууме;  $\epsilon$  и  $\mu$  – относительные диэлектрическая и магнитная проницаемости среды соответственно.

Распределение энергии теплового излучения тела по длинам волн зависит от его температуры. При комнатной температуре почти вся энергия сосредоточена в инфракрасной области ( $\lambda = 0,76\text{--}100$  мкм) шкалы электромагнитных волн. При высокой температуре ( $\geq 1000$  °С) значительная часть энергии испускается и в видимом диапазоне ( $\lambda = 0,4\text{--}0,76$  мкм).

### 6.1. Характеристики теплового излучения

1. *Поток (мощность) излучения*  $\Phi$  (иногда обозначается буквой  $P$ ) – энергия, излучаемая за 1 с со всей поверхности нагретого тела по всем направлениям в пространстве и во всем спектральном диапазоне:

$$\Phi \text{ (или } P) = \frac{E}{t}, \text{ в СИ } \Phi \text{ измеряется в Дж/с или Вт.} \quad (6.1)$$

2. *Энергетическая светимость*  $R$  – энергия, излучаемая за 1 с с  $1 \text{ м}^2$  поверхности тела по всем направлениям в пространстве и во всем спектральном диапазоне. Если  $S$  – площадь поверхности тела, то

$$R = \frac{E}{St}, \quad R = f(T), \quad \text{в СИ } R \text{ измеряется в Вт/м}^2. \quad (6.2)$$

Очевидно, что  $\Phi = R \cdot S$ .

3. *Спектральная плотность энергетической светимости*. Рассмотрим, как вводится эта величина. Выделим небольшой интервал длин волн от  $\lambda$  до  $\lambda + d\lambda$  из всего диапазона, излучаемого нагретым телом. Энергетическая светимость, соответствующая этому интервалу, пропорциональна его ширине (рис. 6.1):

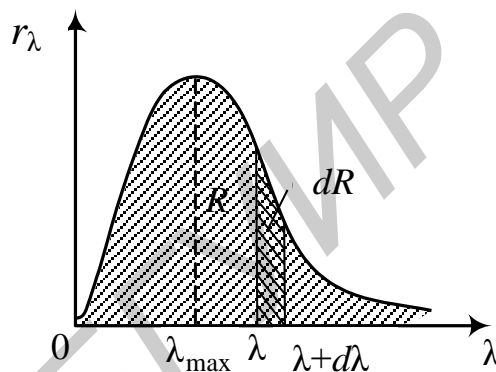


Рис. 6.1. Спектр теплового излучения

$$dR = r_\lambda d\lambda. \quad (6.3)$$

Коэффициент пропорциональности в (6.3)  $r_\lambda$  и есть спектральная плотность энергетической светимости. Она равна отношению энергетической светимости  $dR$  узкого участка длин волн к ширине этого участка  $d\lambda$ :

$$r_\lambda = \frac{dR}{d\lambda}, \quad \text{в СИ } r_\lambda \text{ измеряется в Вт/м}^3. \quad (6.4)$$

Зависимость  $r_\lambda$  от  $\lambda$  называют спектром теплового излучения тела при данной температуре (при  $T = \text{const}$ ). Спектр дает распределение излучаемой энергии по длинам волн. Он показан на рис. 6.1.

$$\text{Из (6.4) следует, что } R = \int_0^\infty r_\lambda d\lambda. \quad (6.5)$$

Исходя из геометрического смысла определенного интеграла, можно утверждать, что энергетическая светимость  $R$  равна площади фигуры, ограниченной спектром и осью  $\lambda$  (см. рис. 6.1).

4. Способность нагретого тела поглощать энергию внешнего излучения определяется *монохроматическим коэффициентом поглощения*  $a_\lambda$ ,

$$a_\lambda = \frac{\Phi_{\text{погл}}(\lambda)}{\Phi_{\text{пад}}(\lambda)}, \quad (6.6)$$

т. е.  $a_\lambda$  равно отношению потока излучения с длиной волны  $\lambda$ , поглощенного телом, к потоку излучения той же длины волны, упавшему на тело. Из (6.6) следует, что  $a_\lambda$  – величина безразмерная и  $0 \leq a_\lambda \leq 1$ .

По типу зависимости  $a$  от  $\lambda$  все тела делятся на 3 группы:

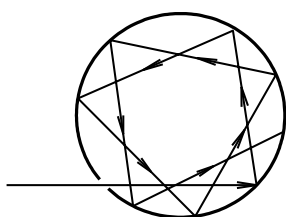


Рис. 6.2. Модель абсолютно черного тела

1. Абсолютно черные тела: для них коэффициент поглощения  $a = 1$  на всех длинах волн при любых температурах (рис. 6.3, линия 1), т. е. абсолютно черное тело полностью поглощает все падающее на него излучение. «Абсолютно черных» тел в природе нет, моделью такого тела может являться замкнутая непрозрачная полость с маленьким отверстием (рис. 6.2). Луч, попавший в это отверстие, после многократных отражений от стенок будет практически полностью поглощен. По свойствам к абсолютно черному телу близки сажа, платиновая чернь, поверхность Солнца.

2. Серые тела: их коэффициент поглощения  $a < 1$  и одинаков на всех длинах волн при любых температурах (см. рис. 6.3, линии 2). Серым телом, например, можно считать тело человека в задачах теплообмена с окружающей средой.

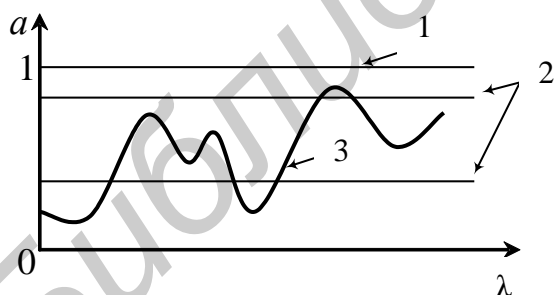


Рис. 6.3. Зависимость коэффициента поглощения  $a$  от  $\lambda$  для разных тел

3. Все остальные тела: для них коэффициент поглощения  $a < 1$  и зависит от длины волны, т. е.  $a_\lambda = f(\lambda)$ , эта зависимость представляет собой спектр поглощения тела (см. рис. 6.3, кривая 3).

## 6.2. Законы теплового излучения

1. *Закон Кирхгофа* (верен для любых тел).

Пусть есть несколько тел, имеющих одинаковую температуру. Одно из тел абсолютно черное, его спектральную плотность энергетической светимости обозначим через  $\varepsilon_\lambda$ , тогда закон Кирхгофа можно сформулировать так: *при данной температуре отношение спектральной плотности энергетической светимости к монохроматическому коэффициенту поглощения не зависит от природы тела и равно спектральной плотности энергетической светимости абсолютно черного тела:*

$$\left(\frac{r_\lambda}{a_\lambda}\right)_1 = \left(\frac{r_\lambda}{a_\lambda}\right)_2 = \dots = \frac{\varepsilon_\lambda}{1} = \varepsilon_\lambda, \quad (6.7)$$

(индексы у скобок означают тела 1, 2 и т. д.)

Закон Кирхгофа короче:

$$\frac{r_\lambda}{a_\lambda} = \varepsilon_\lambda. \quad (6.8)$$

Отметим некоторые следствия из этого закона:

а) из формулы (6.8) следует, что  $r_\lambda = a_\lambda \varepsilon_\lambda$ ;

б) так как  $a_\lambda < 1$ , то  $\varepsilon_\lambda > r_\lambda$ , т. е. абсолютно черное тело излучает больше, чем любое другое при данной температуре;

в) если  $a_\lambda = 0$ , то и  $r_\lambda = 0$ , т. е. если тело не поглощает какое-либо излучение, то оно его и не излучает.

2. *Закон Стефана – Больцмана: энергетическая светимость абсолютно черного тела  $R_{ч.т}$  пропорциональна четвертой степени его абсолютной температуры:*

$$R_{ч.т} = \sigma T^4, \quad (6.9)$$

где  $\sigma$  – постоянная Стефана – Больцмана,  $\sigma \approx 5,67 \cdot 10^{-8} \text{ Вт/м}^2 \cdot \text{К}^4$ .

Для серого тела  $R_{с.т} = a \sigma T^4$ . Обозначим  $a \cdot \sigma = \delta$ , этот параметр называют *приведенным коэффициентом излучения*, тогда  $R_{с.т} = \delta T^4$ . (6.10)

3. Закон смещения Вина: длина волны  $\lambda_{\max}$ , на которую приходится максимум спектра излучения абсолютно черного тела, обратно пропорциональна его абсолютной температуре, т. е.

$$\lambda_{\max} = \frac{b}{T}, \quad b \approx 2900 \text{ мкм} \cdot \text{К}, \quad (6.11)$$

где  $b$  – постоянная Вина.

Этот закон справедлив и для серого тела.

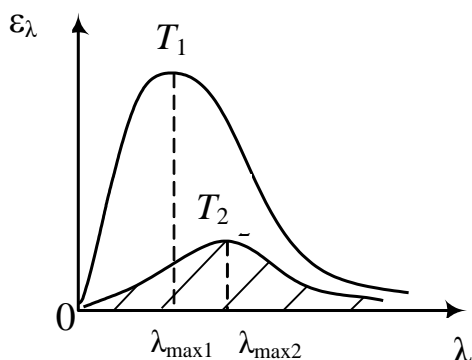


Рис. 6.4. Спектры излучения твердого тела при разных температурах:  $T_1 > T_2$

По закону Вина изменение температуры серого или абсолютно черного тела, например, от  $T_1$  до  $T_2$  ( $T_1 > T_2$ ) приводит к смещению максимума спектра излучения в сторону больших длин волн ( $\lambda_{\max 2} > \lambda_{\max 1}$ ) и к уменьшению  $R$  (см. (6.10), (6.11)), что проявляется уменьшением площади заштрихованной фигуры (рис. 6.4).

Законы Стефана – Больцмана и Вина могут быть получены из формулы Планка для спектральной плотности энергетической светимости абсолютно черного тела:

$$\varepsilon_{\lambda} = \frac{2\pi h c^2}{\lambda^5} \cdot \frac{1}{e^{hc/kT\lambda} - 1}. \quad (6.12)$$

Именно при выводе этой формулы Планк впервые ввел понятие кванта энергии и показал, что абсолютно черное тело излучает и поглощает энергию дискретными порциями, величина которых равна энергии кванта и составляет  $E = h \cdot \nu$ .

### 6.3. Основы термографии. Теплоотдача организма

*Термография (часто тепловидение)* – диагностический метод, основанный на регистрации теплового излучения поверхности тела человека или его от-



дельных участков. Картина распределения температур поверхности тела называется *термограммой*. Части тела с разной температурой различаются на экране используемого прибора – *тепловизора* – либо цветом\*, либо интенсивностью. Применение термографии в диагностике основано на давно известном принципе: телу здорового человека присуща тепловая симметрия. Несимметричность распределения температур правой и левой половин тела – первый признак, который может свидетельствовать о нарушении в состоянии человека.

Следует иметь в виду, что температура в любой точке поверхности тела определяется прежде всего переносом тепла кровью и выделением тепла в результате локальной метаболической активности, связанной с нормальным или патологическим состоянием кожного покрова и соответствующих подкожных органов.

В основе метода лежат законы Стефана – Больцмана и Вина. Рассмотрим, к чему это приводит:

1. По закону Стефана – Больцмана  $R \sim T^4$ . Продифференцируем (6.9):  $dR_{ч.т} = 4\sigma T^3 dT$ . Разделим это выражение на (6.9), получим  $\frac{dR}{R} = \frac{4dT}{T}$ . Следовательно, относительное изменение энергетической светимости в 4 раза больше относительного изменения температуры излучающей поверхности. Поэтому даже небольшое изменение температуры участка поверхности тела при развитии патологии может вызвать такое изменение излучаемой энергии, которое надежно зафиксируется соответствующим приемником излучения. Именно этот факт делает тепловидение достаточно точным диагностическим методом. Современные тепловизоры позволяют отличать участки тела, разность температур которых составляет 0,1–0,2°.

2. Закон Вина позволяет определить вид приемника излучения в тепловизоре. Он должен обладать максимальной чувствительностью вблизи  $\lambda_{\max}$  излучателя.

---

\* Обычно на термограмме приведена так называемая «шкала цветности» – соответствие между цветом и температурой, облегчающая анализ полученных данных.

Длина волны, на которую приходится максимум спектра теплового излучения тела человека при физиологически разумных температурах, лежит в ИК-области. Например, при  $T = 30\text{ }^{\circ}\text{C} = 303\text{ K}$  по закону Вина

$$\lambda_{\max} \approx \frac{2900}{303} \approx 9,5 \text{ мкм.}$$

Именно вблизи этой длины волны должен работать приемник.

Отметим, что на интервал длин волн 5–25 мкм приходится > 50 % всей энергии, излучаемой поверхностью тела человека.

Перечислим основные достоинства термографии как диагностического метода:

1) абсолютная безвредность – регистрируется собственное излучение тела человека;

2) бесконтактность – исключается влияние посторонних факторов (датчиков, реактивов и др.) на состояние организма обследуемого;

3) возможность наблюдения динамики протекания патологического процесса и хода лечения. Это качество стоит подчеркнуть особо, поскольку ни широко применяемый рентгенологический метод, дающий значительную лучевую нагрузку на человеческий организм, ни клинические инвазивные\* методы нельзя применять многократно, особенно часто в течение короткого промежутка времени;

4) значительная информативность – метод выявляет локализацию очага патологии, прежде всего новообразований и воспалительных процессов, позволяет определить его границы, и во многих случаях – делать заключения о злокачественном или доброкачественном характере новообразования;

5) применение современных компьютеров позволяет упростить процесс документирования результатов термографического обследования, автоматизировать процесс обработки и расшифровки термограмм, создавать базы данных.

---

\* Инвазивные методы (*invasio* (лат.) – вторжение) – методы исследования, предполагающие введение в орган используемого инструмента.

Термограммы с комментариями, полученные из архива онкологического диспансера г. Минска, приведены на рис. 6.5.

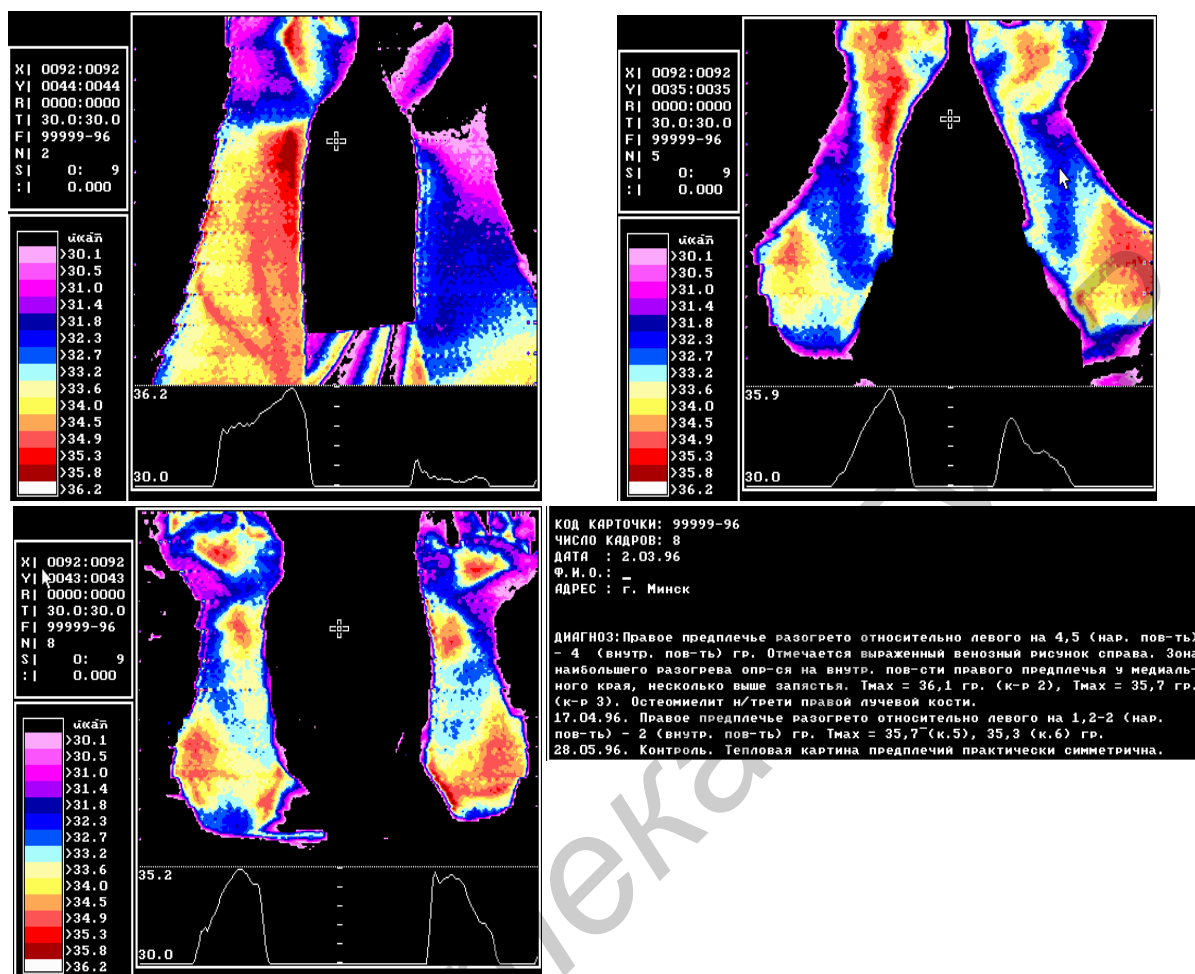


Рис. 6.5. Термограммы больного остеомиелитом, отражающие динамику лечения

Показанные в нижней части каждой термограммы графики иллюстрируют распределение температуры по горизонтали в месте, отмеченном крестиком.

Общим недостатком существующих тепловизоров является необходимость охлаждения приемника излучения до температуры жидкого азота ( $77\text{ K} = -196\text{ }^\circ\text{C}$ ). Это обуславливает их ограниченное применение и делает актуальной задачу создания высокочувствительных приемников инфракрасного излучения, работающих при комнатной температуре.

В последние годы в Институте теоретической и экспериментальной биофизики РАН делаются попытки создания тепловизоров, в которых используются приемники излучения, не требующие охлаждения. Они работают в диапазоне

длин волн 3–5 мкм. Это может способствовать более широкому использованию тепловидения как диагностического метода.

В заключение данного раздела коснемся вопроса теплоотдачи организма.

Тело человека имеет определенную температуру благодаря терморегуляции, существенной частью которой является теплообмен организма с окружающей средой.

Он происходит посредством теплопроводности, конвекции, испарения и излучения. Расчеты показывают, что именно тепловое излучение человека составляет наибольшую часть его *теплопотерь* ( $\approx 50\%$ ) при теплообмене с окружающей средой\*. Не приводя вывода, укажем, что мощность, теряемая при этом телом человека, равна

$$P = S\delta(T_1^4 - T_0^4), \quad (6.13)$$

где  $T_1$  – температура поверхности тела или одежды;  $T_0$  – температура окружающей среды;  $S$  – площадь поверхности тела;  $\delta$  – введенный ранее приведенный коэффициент излучения.

Рассмотрим пример, поясняющий роль одежды в процессах теплообмена:

- 1)  $T_0 = 18\text{ }^\circ\text{C}$  и  $T_1 = 33\text{ }^\circ\text{C}$  (человек раздет),  $S = 1,5\text{ м}^2$ ,  $\delta = 5,1 \cdot 10^{-8}\text{ Вт/м}^2 \cdot \text{К}^4$ ,  $P \approx 122\text{ Вт}$ ;
- 2)  $T_0 = 18\text{ }^\circ\text{C}$  и  $T_1 = 24\text{ }^\circ\text{C}$  (температура поверхности хлопчатобумажной одежды),  $S = 1,5\text{ м}^2$ ,  $\delta = 4,2 \cdot 10^{-8}\text{ Вт/м}^2 \cdot \text{К}^4$ ,  $P \approx 37\text{ Вт}$ .

### Контрольные вопросы к разделу «Тепловое излучение»

1. Каков физический смысл и единицы измерения основных характеристик теплового излучения (потока энергии, энергетической светимости, спектральной плотности энергетической светимости, коэффициента поглощения)?

2. Что называют спектром теплового излучения? Можно ли по этому спектру определить энергетическую светимость нагретого тела?

---

\* Потери вследствие теплопроводности составляют 3–5 %, конвекции – 15–20 %, испарения – 30 %.

3. Чем отличаются абсолютно черное и серое тела друг от друга?
4. Какова формулировка и суть законов теплового излучения (Кирхгофа, Стефана – Больцмана, Вина)?
5. Каков вид формулы Планка для спектральной плотности энергетической светимости черного тела и в чем ее фундаментальное значение для физики?
6. Как связаны между собой относительное изменение температуры участков поверхности тела и относительное изменение их энергетической светимости?
7. В каком интервале шкалы электромагнитных волн сосредоточено главным образом тепловое излучение тела человека?
8. Каковы достоинства и недостатки тепловидения (термографии) как диагностического метода?
9. Какова роль различных процессов, имеющих место при теплообмене нагретого тела с окружающей средой?

## РАЗДЕЛ 7. РЕНТГЕНОВСКОЕ ИЗЛУЧЕНИЕ

*Рентгеновское излучение (R-излучение)* – электромагнитные волны длиной от 80 до  $10^{-5}$  нм. Длинноволновое рентгеновское излучение перекрывается с коротковолновым ультрафиолетовым излучением, коротковолновое – с длинноволновым  $\gamma$ -излучением.

Различают *тормозное* и *характеристическое R-излучение*. Первое находит широкое применение в медицине, второе – в рентгеноструктурном анализе вещества (см. п. 3.1.1).

### 7.1. Тормозное рентгеновское излучение, его получение и спектральные свойства

Источником рентгеновского излучения является рентгеновская трубка в рентгеновском аппарате (рис. 7.1):

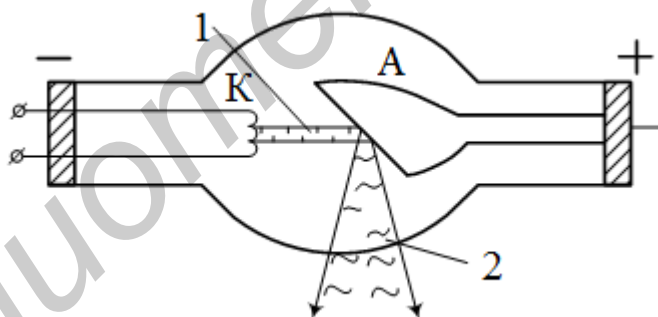


Рис. 7.1. Устройство рентгеновской трубки:  
1 – пучок электронов; 2 – рентгеновское излучение;  
К – катод; А – анод

Она представляет собой вакуумированную стеклянную колбу (давление порядка  $10^{-6}$ – $10^{-7}$  мм рт. ст.) с двумя электродами: анодом А и катодом К, к которым приложено высокое напряжение  $U$  (диапазон напряжений, применяемых в рентгенологии, составляет 15–150 кВ в зависимости от вида исследования). Катод является источником электронов. Анод – металлический стержень, имеющий наклонную

поверхность для того, чтобы направлять возникающее рентгеновское излучение под углом к оси трубки. Он делается из хорошо теплопроводящего материала для отвода теплоты, образующейся при его бомбардировке электронами. На скошенном торце анода имеется пластинка из тугоплавкого металла (например вольфрама), называемая *зеркальцем*.

Электроны, ускоренные до большой энергии электрическим полем между катодом и анодом, при падении на анод резко тормозятся электростатическим полем ядра и электронов атомов анода. Из электродинамики известно, что при ускорении или торможении любого движущегося заряда возникает электромагнитное излучение. В данном случае возникает электромагнитное излучение рентгеновского диапазона, которое называют *тормозным*.

Рассмотрим его спектральные свойства.

*Спектр тормозного рентгеновского излучения* представляет собой зависимость спектральной плотности потока (точнее потока энергии) тормозного излучения\*  $\Phi_\lambda$  от длины волны. Он является *сплошным*, причина этого в следующем. Кинетическая энергия электрона равна работе сил электрического поля по его ускорению:

$$\frac{mv^2}{2} = eU, \quad (7.1)$$

где  $m$  – масса электрона;  $v$  – его скорость;  $e$  – заряд электрона;  $U$  – напряжение на трубке.

При торможении часть кинетической энергии электронов переходит в тепло и идет на нагрев анода ( $Q$ ), другая часть ( $h\nu$ ) – на создание кванта (фотона) рентгеновского излучения, иначе,

$$eU = h\nu + Q. \quad (7.2)$$

---

\* Спектральная плотность потока тормозного рентгеновского излучения – это отношение энергии, излучаемой в узком интервале длин волн за 1 с, к ширине этого интервала.

Распределение энергии  $eU$  электронов между  $h\nu$  и  $Q$  – процесс случайный, поэтому энергия кванта  $h\nu$  может принимать любые значения от 0 до  $h\nu_{\max} = eU$ , и именно поэтому спектр излучения является сплошным.

Спектры тормозного рентгеновского излучения, полученные при разных условиях, показаны на рис. 7.2.

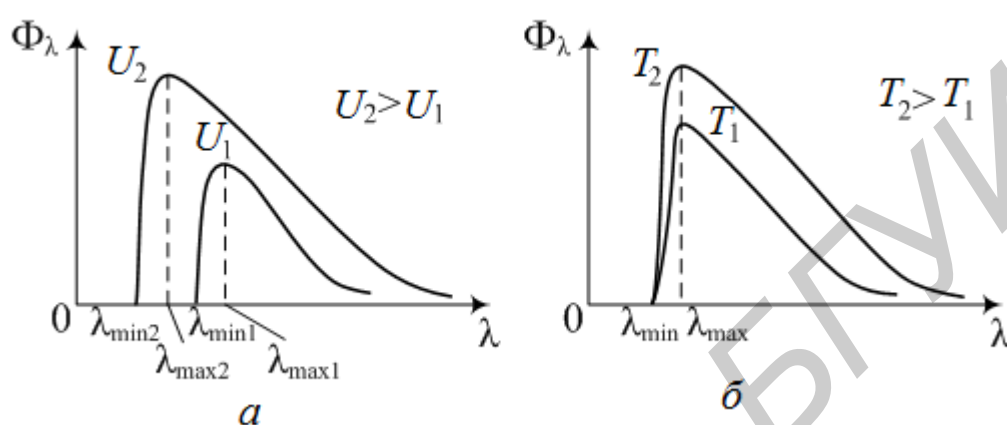


Рис. 7.2. Спектр тормозного рентгеновского излучения:  
 а – при различном напряжении  $U$  на трубке;  
 б – при различной температуре  $T$  катода ( $U = \text{const}$ )

Естественно, со стороны коротких длин волн спектр резко обрывается на определенной длине волны  $\lambda_{\min}$ , значение которой легко получить. Так как

$$eU = h\nu_{\max} = \frac{hc}{\lambda_{\min}}, \text{ то}$$

$$\lambda_{\min} = \frac{hc}{eU}, \quad (7.3)$$

$$\text{или } \lambda_{\min} (\text{нм}) = \frac{1,23}{U(\text{кВ})}.$$

Из (7.3) следует, что  $\lambda_{\min}$  и спектральный состав излучения зависит от величины напряжения на рентгеновской трубке: с увеличением напряжения значение  $\lambda_{\min}$  и спектр смещаются в сторону коротких длин волн (рис. 7.2, а).

От длины волны зависит проникающая способность излучения в вещество, с которым оно взаимодействует. Более коротковолновое излучение об-



ладает высокой проникающей способностью и называется жестким, более длинноволновое, с меньшей проникающей способностью, – мягким. Оно сильнее поглощается веществом. Очевидно, что регулировка степени жесткости излучения в рентгеновских аппаратах достигается изменением напряжения между катодом и анодом.

Характерной для спектра является также длина волны, на которую приходится максимум излучаемой энергии  $\lambda_{\max}$  (см. рис. 7.2):

$$\lambda_{\max} \text{ (нм)} = \frac{3}{2} \lambda_{\min} = \frac{1,85}{U \text{ (кВ)}}. \quad (7.4)$$

При увеличении температуры  $T$  накала (путем увеличения тока накала) катода возрастает эмиссия электронов. Следовательно, увеличивается ток  $I$  в трубке и спектр изменяется так, как показано на рис. 7.2, б. Спектральный состав излучения при этом остается прежним.

Установлено, что поток энергии  $\Phi$  тормозного излучения (мощность излучения) прямо пропорционален квадрату напряжения  $U$  между анодом и катодом, силе тока  $I$  в трубке и атомному номеру  $Z$  вещества анода:

$$\Phi = kZU^2I, \quad (7.5)$$

где  $k = 10^{-9} \text{ Вт}/(\text{В}^2 \cdot \text{А}) = 10^{-9} \text{ В}^{-1}$ .

Графически этот поток определяется площадью под спектральными кривыми на рис. 7.2.

## **7.2. Характеристическое рентгеновское излучение, его получение и спектральные свойства**

При увеличении напряжения на рентгеновской трубке на фоне сплошного спектра тормозного излучения появляется линейчатый, который соответствует *характеристическому рентгеновскому излучению*.

Оно возникает, когда ускоренные большим напряжением электроны проникают в глубь атома анода и выбивают из его внутренних, заполненных слоев электроны. На освободившиеся места переходят электроны с верхних уровней, в результате чего и излучаются кванты характеристического излучения (рис. 7.3, а и б).

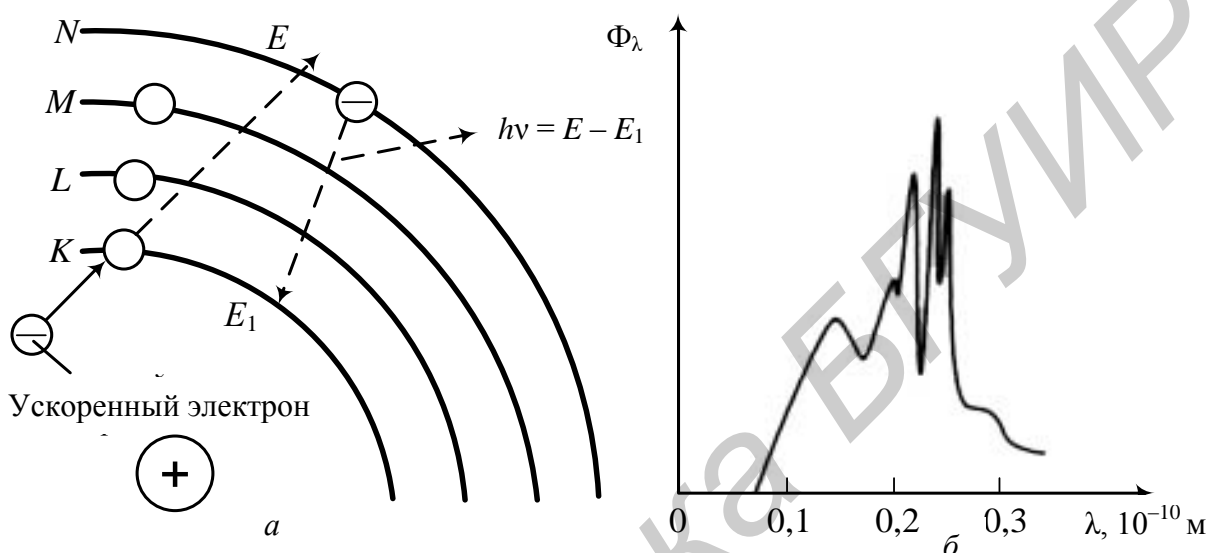


Рис. 7.3. Характеристическое рентгеновское излучение:  
а – процесс возникновения;

б – линии характеристического рентгеновского излучения на фоне непрерывного спектра тормозного излучения

Спектры характеристического  $R$ -излучения атомов отличаются от их оптических спектров, во-первых, своей однотипностью и, во-вторых, независимостью от химического соединения, в которое входит атом.

Однотипность характеристических спектров обусловлена тем, что относительное взаимное расположение внутренних электронных слоев у разных атомов одинаково и отличается только энергетически из-за силового воздействия со стороны ядер, которое увеличивается с возрастанием порядкового номера элемента. Поэтому характеристические спектры сдвигаются в сторону больших частот с увеличением заряда ядра. Эта зависимость была экспериментально установлена *Мозли* и известна как закон, носящий его имя:

$$\sqrt{\nu} = A \cdot (Z - B), \quad (7.6)$$

где  $\nu$  – частота спектральной линии характеристического излучения;  $Z$  – порядковый номер испускающего элемента;  $A$ ,  $B$  – константы.

Важность закона Мозли заключается в том, что он позволяет по измеренной частоте рентгеновской линии точно узнать  $Z$ , т. е. исследуемый элемент. Эта возможность используется в рентгеноструктурном спектральном анализе.

Уже говорилось, что характеристические спектры атома некоторого элемента не зависят от химического соединения, в которое входит этот атом. Например, характеристический рентгеновский спектр атома кислорода одинаков для  $O_2$ ,  $H_2O$ ,  $CO_2$  и т. д., в то же время оптические спектры этих соединений существенно отличаются. Эта особенность рентгеновского спектра и послужила основанием для названия «характеристическое излучение».

### **7.3. Взаимодействие рентгеновского излучения с веществом, биологическое действие излучения**

Воздействие рентгеновского излучения на вещество определяется первичными процессами взаимодействия рентгеновского фотона с электронами атомов и молекул вещества.

Рентгеновское излучение в веществе *поглощается и рассеивается*. При этом могут происходить различные процессы, которые определяются соотношением энергии рентгеновского фотона  $h\nu$  и энергии ионизации  $A_n$  (энергия ионизации  $A_n$  – энергия, необходимая для удаления электронов за пределы атома или молекулы).

Рассмотрим возможные ситуации:

1. Энергия рентгеновского фотона  $h\nu < A_n$  (длинноволновое излучение). В этом случае имеет место *когерентное рассеяние* (рассеяние без изменения частоты).

При этом у фотонов вследствие взаимодействия с электронами вещества изменяется только направление движения (рис. 7.4, а), а энергия и длина волны остаются теми же.

Когерентное рассеяние не влияет на биологические объекты, но при создании защиты от рентгеновского излучения следует учитывать возможность изменения первичного направления распространения рентгеновских лучей.

Если фотон поглощается, но его энергии недостаточно для отрыва электрона, то происходит *возбуждение атома или молекулы* (рис. 7.4, б). Это часто приводит к последующему излучению фотона в области видимого излучения (*рентгенолюминесценция*).

2. *Фотоэффект* происходит тогда, когда

$$h\nu \geq A_{\text{и}}.$$

Фотон поглощается, электрон отрывается от атома (рис. 7.4, в). Происходит ионизация. Оторвавшийся электрон приобретает кинетическую энергию  $E_{\text{к}} = h\nu - A_{\text{и}}$ . Если эта энергия больше  $A_{\text{и}}$ , то электрон может ионизировать соседние атомы (*вторичная ионизация*).

3. *Некогерентное рассеяние* (эффект Комптона) происходит тогда, когда энергия фотона намного больше энергии ионизации:

$$h\nu \gg A_{\text{и}}.$$

При этом электрон выбивается из атома (такие электроны называются *электронами отдачи*), приобретая кинетическую энергию  $E_{\text{к}}$ , энергия рассеянного рентгеновского фотона уменьшается ( $h\nu'$ ) (рис. 7.4, г):

$$h\nu = h\nu' + A_{\text{и}} + E_{\text{к}} \quad \text{или} \quad h\nu' = h\nu - A_{\text{и}} - E_{\text{к}}. \quad (7.7)$$

Образующееся таким образом рентгеновское излучение меньшей частоты называется *вторичным*. Вторичные рентгеновские фотоны с энергией  $h\nu' > A_{\text{и}}$  и электроны отдачи также могут вызывать дальнейшую ионизацию вещества, в котором они распространяются.

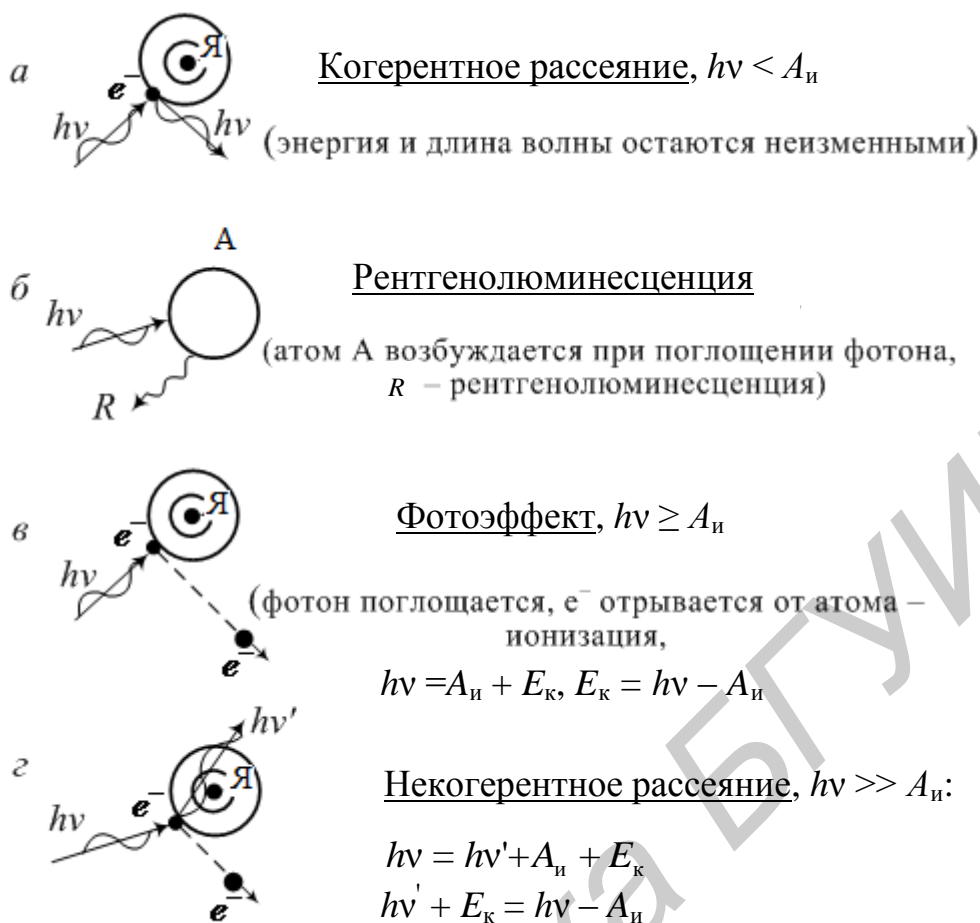


Рис. 7.4. Механизмы взаимодействия рентгеновского излучения с веществом (здесь Я – символ ядра)

Отрыв от атома электронов внутренних оболочек при ионизации приводит к образованию фотонов характеристического излучения, тоже вызывающих последующую ионизацию.

В результате первичная ионизация – следствие фотоэффекта и эффекта Комптона – мала по сравнению с тем количеством ионизированных и возбужденных атомов, которое возникает при взаимодействии вторичных электронов и фотонов с веществом.

Отметим, что для ионизации атомов большинства элементов, входящих в состав биоструктур, энергия ионизации составляет 10–15 эВ.

Коротко остановимся на биологическом действии рентгеновского излучения.

Все излучения, как неионизирующие, так и ионизирующие, способны вызывать изменения в живых организмах, т. е. характеризуются биологическим действием, которое является результатом поглощения энергии излучения элементами биоструктур.

В настоящее время активно изучается биологическое действие ультразвука, магнитного поля и высокочастотных радиоволн, но существенных вредных последствий от ультразвуковых и магнитно-резонансных исследований не зарегистрировано, поскольку энергия используемых в диагностике ультразвуковых волн и электромагнитных колебаний радиодиапазона значительно ниже энергии, которая сопровождается реакцией тканей.

Совсем иное дело – ионизирующие излучения, к числу которых относятся и рентгеновское. Ранее были рассмотрены физические процессы его взаимодействия с веществом и показано, что их результатом является возбуждение либо ионизация атомов, в том числе и биосистем. В результате этого в тканях появляются возбужденные и ионизированные атомы и молекулы, которые вступают во взаимодействие друг с другом и с окружающими атомами, при этом в тканях возникают высокоактивные свободные радикалы. Первичные радиационно-химические реакции приводят к нарушению биохимии клеток, следствием чего являются их морфологические и функциональные изменения вплоть до гибели клетки. Возможны изменения в хромосомном аппарате клетки, которые отражаются на ее наследственных свойствах, приводят к радиационным мутациям.

Разумеется, биологические последствия облучения отнюдь не сводятся только к клеточным и тканевым реакциям – они лишь лежат в основе сложных процессов нарушения деятельности нервной, кроветворной, эндокринной, иммунной и других систем организма.

Производимый излучением биологический эффект количественно оценивается величиной поглощенной дозы и распределением ее в теле человека.

Поглощенная доза излучения  $D$ , или просто доза излучения – основная дозиметрическая единица. Она равна отношению энергии излучения, поглощенной в некотором объеме вещества, к массе этого объема за все время облучения ( $D=E/m$ ). Единицей поглощенной дозы в СИ является грэй (Гр): 1 Гр=1 Дж/кг. Практически используют внесистемную единицу – рад: 1 рад = 0,01 Гр. Мощность поглощенной дозы ( $P$ ) – поглощенная доза в единицу времени:  $P=D/t$ , где  $t$  – время облучения. Поглощенную дозу определяют расчетным путем или посредством введения миниатюрных датчиков.

Анализ показывает, что последствия облучения зависят от того, какие части тела были облучены. Облучение живота, например, дает гораздо более выраженный эффект, чем воздействие в той же дозе на конечности. Лучевые повреждения сильнее проявляются в активно обновляющихся тканях (лимфоидная, кроветворная и т. д.), они гораздо менее выражены в костной, хрящевой, жировой и мышечной тканях.

В связи с появлением ядерных технологий и широким использованием разного рода ионизирующих излучений в медицинской практике, народном хозяйстве и научных исследованиях увеличилась вероятность облучения человека. При этом облучение, связанное с методами радиационной медицины, обуславливает примерно 90 % лучевой нагрузки на население, и основной вклад в эту нагрузку вносит рентгенология.

Поэтому *важнейшее* требование к рентгенологическому исследованию заключается в том, что проводить его следует только по строгим показаниям. С особой осторожностью следует подходить к проверочным (профилактическим) рентгенологическим исследованиям: они не проводятся беременным и детям до 14 лет.

В рентгеновских кабинетах обязательным является использование средств индивидуальной защиты – фартуков и перчаток из просвинцованной резины (причина использования данного материала будет объяснена в подразд. 7.4). Участки тела больного, которые не должны подвергаться облуче-

нию также покрываются просвинцованной резиной. К работе в рентгенологическом отделении не допускаются лица моложе 18 лет.

Основная задача всей сложной рентгенодиагностической техники состоит в том, чтобы обеспечить высококачественное проведение исследования при минимальной поглощенной дозе излучения и мощности этой дозы.

В современной рентгенодиагностической аппаратуре уменьшение лучевой нагрузки достигается применением специальных усиливающих экранов, усилителей рентгеновского изображения, использованием телерентгенодиагностики и все активнее разрабатываемой цифровой рентгенографии (см. подробнее [25]).

#### **7.4. Закон ослабления рентгеновского излучения, слой половинного ослабления**

При падении рентгеновского излучения на слой вещества оно незначительно отражается от его поверхности, а в основном проходит вглубь, при этом частично поглощается и рассеивается, частично проходит насквозь.

В веществе поток  $R$ -излучения ослабляется по закону

$$\Phi = \Phi_0 e^{-\mu x}, \quad (7.8)$$

где  $\Phi$  – поток излучения после прохождения им слоя толщиной  $x$ ;  $\Phi_0$  – поток излучения, падающий на вещество;  $\mu$  – *линейный коэффициент ослабления*, который существенно зависит от плотности вещества.

Закон ослабления часто записывается также в следующем виде:  $I = I_0 e^{-\mu x}$ . Здесь  $I_0$  – интенсивность рентгеновского излучения, падающего на вещество;  $I$  – интенсивность излучения на выходе из слоя.

Коэффициент ослабления  $\mu$  состоит из трех слагаемых, соответствующих когерентному рассеянию –  $\mu_1$ , некогерентному (Комптон-эффект) –  $\mu_2$  и фотоэффекту –  $\mu_3$ :  $\mu = \mu_1 + \mu_2 + \mu_3$ .



Вклад каждого слагаемого, а следовательно, и связанного с ним процесса взаимодействия  $R$ -излучения с веществом, в значение  $\mu$  зависит от энергии фотона. В табл. 7.1 приведены соотношения этих процессов для мягких (водосодержащих) тканей.

Таблица 7.1

Проявление разных процессов взаимодействия  $R$ -излучения с водосодержащими тканями в зависимости от энергии рентгеновского фотона

Энергия, кэВ	Фотоэффект, %	Комптон-эффект, %
10	100	0
40	75	25
80	50	50
250	1	99

Отметим, что при рентгенодиагностике используется рентгеновское излучение с энергией фотонов от 60 до 100–120 кэВ, и определяющими процессами здесь являются фото- и Комптон-эффекты.

На практике при решении вопросов защиты от рентгеновского излучения и создания фильтров, изменяющих спектральный состав излучения, используется такое понятие, как *слой половинного ослабления*  $d_{0,5}$ , который определяется значением коэффициента ослабления  $\mu$ .

Слой половинного ослабления – это такая толщина слоя некоторого вещества, которая ослабляет поток падающего излучения в два раза. Используя закон ослабления (7.8), легко найти связь между слоем половинного ослабления  $d_{0,5}$  и линейным коэффициентом ослабления  $\mu$ . При  $x = d_{0,5}$  (7.8) можно

записать так:  $\frac{\Phi_0}{2} = \Phi_0 e^{-\mu \cdot d_{0,5}}$ . Логарифмируя это выражение, получим

$$\ln 2 = \mu \cdot d_{0,5} \text{ или } d_{0,5} = \ln 2 / \mu. \quad (7.9)$$

Величина  $d_{0,5}$  зависит от энергии рентгеновского фотона и вещества, ослабляющего излучение. Например,  $d_{0,5}$  при напряжении на рентгеновской трубке 60 кВ составляет 1 мм для Al и 10 мм для H<sub>2</sub>O.

При прочих равных условиях  $d_{0,5}$  достаточно мал для свинца. Именно поэтому данный материал чаще всего используется в средствах защиты от рентгеновского излучения.

Если R-излучение пройдет через слой половинного ослабления, то его спектральный состав изменится: оно станет более жестким, так как большей проникающей способностью обладает более коротковолновое излучение. Поэтому второй слой половинного ослабления окажется толще первого. Так, при указанных выше условиях для Al он будет равен уже 1,75 мм, третий слой – 2,7 мм. Чем больше неоднородность спектрального состава излучения, тем больше отличаются по толщине слои половинного ослабления друг от друга. Для моноэнергетического излучения, естественно, второй слой половинного ослабления равен первому и т. д. Приведенные свойства используются при создании фильтров рентгеновского излучения. Если напряжение на рентгеновской трубке 80 кВ, то фильтр 20 мм Al делает излучение почти моноэнергетическим (монохроматическим). Именно при таком излучении принято оценивать основные параметры качества рентгеновского изображения, о получении которого будет говориться в подразд. 7.5. Слой половинного ослабления при этом составляет примерно 7 мм Al [25].

### **7.5. Физические принципы использования рентгеновского излучения в медицине**

Именно коэффициент ослабления  $\mu$  играет определяющую роль в диагностике заболеваний различных внутренних органов при просвечивании тела рентгеновскими лучами (*рентгенодиагностика*).

Уже говорилось, что для диагностики используется  $R$ -излучение с энергией фотонов 60–120 кэВ. При этом  $\mu$  определяется следующим выражением:

$$\mu = k\rho\lambda^3 Z^3, \quad (7.10)$$

где  $\rho$  – средняя плотность ткани;  $\lambda$  – длина волны рентгеновского излучения;  $Z$  – порядковый номер атома вещества, составляющего ткань;  $k$  – коэффициент пропорциональности.

Приведем данное в [31] соотношение коэффициентов ослабления кости и мягкой ткани (воды):  $\mu_{\text{кости}} / \mu_{\text{воды}} = 130$ . Эта цифра говорит о существенном различии в ослаблении рентгеновского излучения разными структурами человеческого тела.

Поэтому при просвечивании  $R$ -излучением тела человека на флюоресцирующем экране или специальной фотопленке получается неоднородное *теневое* изображение тканей и внутренних органов, которое позволяет судить об их нормальном или патологическом состоянии. В современном оборудовании все чаще используется компьютер. В этом случае анализируемая картина формируется на его экране.

Появление и развитие таких эффективных средств диагностики, как ультразвуковые сканеры, гибкие (волоконные) эндоскопы\*, магниторезонансные томографы в определенной степени сужает сферу применения рентгенодиагностических исследований. Например, в ряде случаев для исследования желудочно-кишечного тракта предпочтительными оказываются эндоскопические методы, а для исследования почек и печени – ультразвуковые. Однако, несмотря на это, рентгенодиагностика сохраняет свое значение. С ее помощью подтверждается или устанавливается не менее 50 % диагнозов.

Варианты рентгенодиагностики показаны на рис. 7.5.

---

\* Гибкие (волоконные) эндоскопы – диагностические оптические приборы, в основе работы которых лежит явление полного внутреннего отражения.

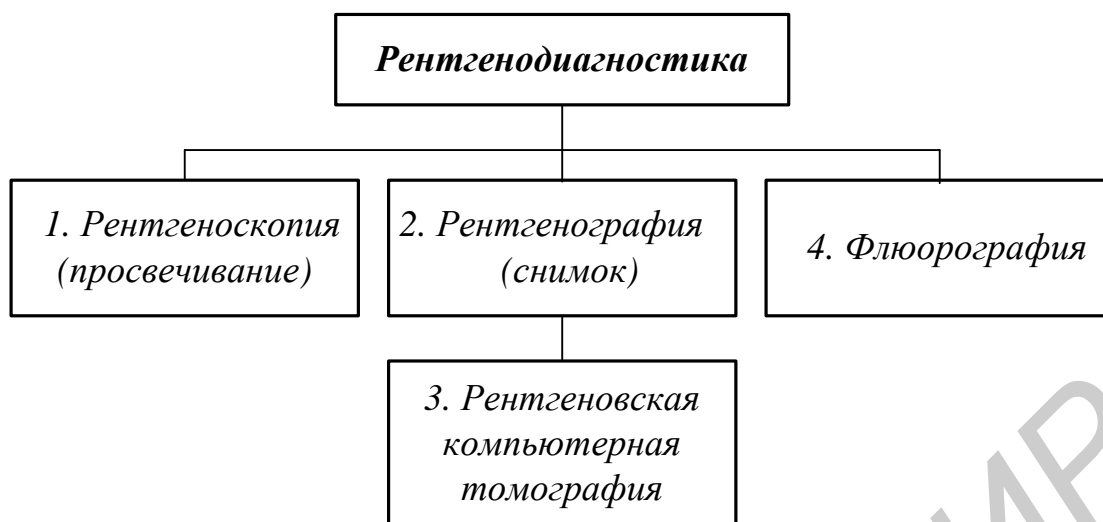


Рис. 7.5. Варианты рентгенодиагностики

1. *Рентгеноскопия* (рентгеновское просвечивание) – метод рентгенологического исследования, при котором изображение объекта получают на светящемся (флуоресцентном) экране.

При рентгеноскопии пациент располагается между рентгеновской трубкой и флуоресцирующим под действием прошедшего *R*-излучения экраном, на котором наблюдается теневое (позитивное) изображение.

На рис. 7.6 представлено изображение органов грудной полости таким, каким его видит врач на экране.

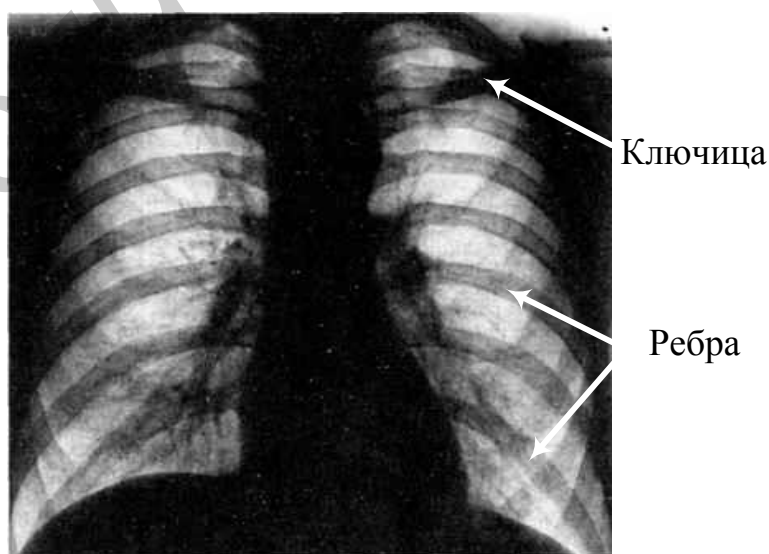


Рис. 7.6. Обзорная рентгенограмма органов грудной полости

На изображении четко выделяются ключицы и ребра, сильно ослабляющие рентгеновское излучение. Легочная ткань слабее задерживает рентгеновское излучение. Очевидно, что полученное изображение – результат разной степени ослабления рентгеновского излучения разными тканями и органами грудной полости. Они, как принято говорить в рентгенодиагностике, обладают *естественной контрастностью*. Однако на снимке не различимы бронхи, поскольку они, как и легочная ткань, содержат воздух.

Для того чтобы различить ткани, примерно одинаково ослабляющие излучение, применяют искусственное контрастирование. С этой целью в органы (например, в желудочно-кишечный тракт, кровеносные сосуды или полости сердца) вводят вещества, которые ослабляют рентгеновское излучение сильнее или, наоборот, слабее, чем окружающие ткани, и тем самым создают достаточный контраст с исследуемыми органами.

Так как флуоресцентный экран светится слабо, рентгеноскопию выполняют в затемненном помещении. Изображение на светящемся экране различимо плохо, мелкие детали его не видны, лучевая нагрузка при таком исследовании довольно велика. В качестве усовершенствованного метода рентгеноскопии применяют *рентготелевизионное просвечивание*. Его выполняют, используя *усилитель рентгеновского изображения (УРИ)*, в состав которого входят рентгеновский электронно-оптический преобразователь (РЭОП) и телевизионная система. Главным преимуществом рентгеноскопии перед рентгенографией является факт исследования в реальном масштабе времени. Это позволяет оценить не только структуру органа, но и его смещаемость, сократимость или растяжимость, прохождение контрастного вещества, наполняемость.

2. *Рентгенография (рентгеновская съемка)* – способ рентгенологического исследования, при котором рентгеновское изображение объекта в большинстве случаев получают на рентгеновской пленке. В цифровых рентгеновских аппаратах это изображение может быть получено на экране дисплея или в другой удобной для пользователя форме.

Рентгеновская трубка здесь располагается над объектом. Получаемая на пленке рентгенограмма дает негативное изображение, обратное по контрасту картине, наблюдаемой при просвечивании. Для данного метода характерна большая четкость изображения. Это позволяет наблюдать детали, которые трудно рассмотреть в первом варианте. В данном методе используются усиливающие экраны, основное назначение которых уменьшить экспозицию, а значит и радиационное облучение пациента. Действительно, здесь лучевая нагрузка намного меньше, чем при рентгеноскопии. Усиливающий экран представляет собой слой рентгенолюминофора, нанесенный на специальную подложку. Поглощенное в экране коротковолновое  $R$ -излучение преобразуется в световое излучение существенно большей длины волны, которое в свою очередь эффективно поглощается эмульсионным слоем используемой пленки. Применение люминесцентных экранов обеспечивает по сравнению с безэкранной пленкой увеличение чувствительности в 50–100 раз, и поэтому эти экраны называют усиливающими. Сегодня в большинстве развитых стран при рентгенографии используются только рентгенографические комплекты «экран – пленка».

3. При флюорографии рентгеновское изображение фотографируется с большого люминесцентного экрана и снимки фиксируются на чувствительной малоформатной пленке. При анализе они рассматриваются на специальном увеличителе. Экран, оптика и пленка с фотокамерой объединяются в единую светонепроницаемую систему, что позволяет делать съемку в затемненном помещении (рис. 7.7). Этот метод применяется для массового обследования населения. Отметим, что в этом случае радиобиологическое воздействие на отдельного пациента намного меньше, чем в традиционной рентгеноскопии.

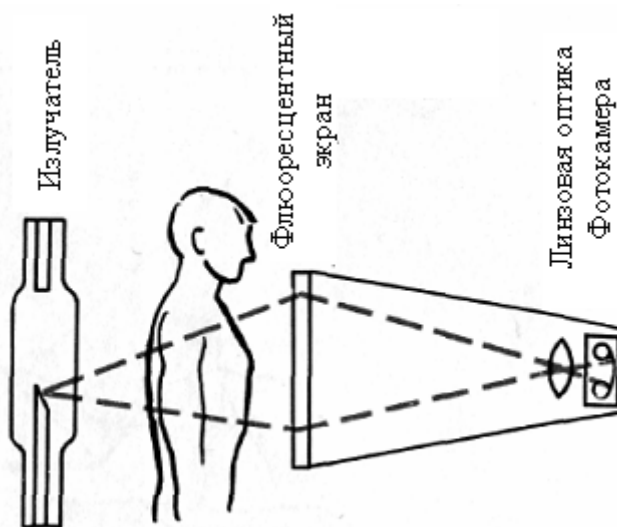


Рис. 7.7. Принцип флюорографии

*Рентгенотерапия.* Здесь рентгеновское излучение используется для разрушения злокачественных новообразований. При этом энергия рентгеновских фотонов составляет 150–200 кэВ. Биологическое действие излучения заключается в нарушении жизнедеятельности быстро размножающихся опухолевых клеток.

## 7.6. Рентгеновская компьютерная томография

В основе метода получения изображения на компьютерном томографе, так же как и в классической рентгенологии, лежит прохождение рентгеновских лучей через исследуемый объект.

### 7.6.1. Проблемы получения изображений при использовании стандартных методов рентгеновского исследования

В подразд. 7.4 был подробно обсужден экспоненциальный закон ослабления потока рентгеновского излучения в веществе. Очевидным недостатком традиционного рентгенологического обследования является то, что изображение одних анатомических структур частично или полностью накладывается на изображение других. Представим картину реального рентгеновского обследования.

Пусть рентгеновский луч с начальной интенсивностью  $I_0$  входит в ткань с показателем  $\mu_1$  и проходит в ней расстояние  $x_1$ . Затем он попадает в кость с  $\mu_2$  и проходит в ней расстояние  $x_2$ . Потом на его пути встретится орган с  $\mu_3$ , по которому он проходит расстояние  $x_3$ . Таким образом, до экрана дойдет рентгеновский луч с интенсивностью  $I$ :

$$I = I_0 e^{-(\mu_1 x_1 + \mu_2 x_2 + \mu_3 x_3)}.$$

Если предположить, что  $\mu_1 = 0,15 \text{ см}^{-1}$  (ткань),  $\mu_2 = 0,5 \text{ см}^{-1}$  (кость),  $\mu_3 = 0,1 \text{ см}^{-1}$  (орган),  $x_1 = 3 \text{ см}$ ,  $x_2 = 1 \text{ см}$  и  $x_3 = 5 \text{ см}$ , то значение интенсивности на границе ткани и кости составит  $0,638 I_0$ , на границе кости и органа –  $0,387 I_0$ , на выходе из органа –  $0,235 I_0$ . Следовательно, вклад органа в общее изображение составит только  $0,15 I_0$ . Очевидно, что на снимке он будет плохо различимым.

Здесь рассмотрены процессы ослабления рентгеновских лучей в достаточно простом объекте. В реальной ситуации, когда излучение проходит через ткани организма, вся картина существенно осложняется, во-первых, большим количеством биологических структур, через которые проходит луч, во-вторых, зачастую малыми отличиями коэффициентов  $\mu$  соседних тканей ( $\mu$  мышцы –  $0,180 \text{ см}^{-1}$ , а  $\mu$  крови –  $0,178 \text{ см}^{-1}$ ) а, главное, малыми изменениями этих коэффициентов в появившихся очагах патологий, которые необходимо диагностировать врачу.

Очевидно, что увеличение коэффициентов ослабления или размеров структур, предшествующих очагу, будет способствовать только ухудшению качества рентгеновского изображения. Увеличение начальной интенсивности рентгеновского излучения  $I_0$  крайне нежелательно, поскольку это неизбежно приводит к возрастанию лучевой нагрузки на пациента.

Хотя в настоящее время рентгеновская аппаратура совершенствуется, контраст и пространственное разрешение улучшаются, проблема затенения фрагментов на изображении остается.



В некоторой степени эти недостатки можно преодолеть, используя компьютерную рентгеновскую томографию (КРТ), которая ко всему прочему позволяет получать объемное изображение органов (рис. 7.8).



Рис. 7.8. Рентгенограмма (а) и объемная компьютерная томограмма (б) голеностопного сустава при хондроматозе\*

Авторы метода английские физики А. Кормак и Г. Хаунсвилд в 1979 г. получили за свое изобретение Нобелевскую премию.

### 7.6.2. Принцип работы компьютерного томографа

Метод рентгеновской компьютерной томографии основан на реконструкции изображения *определенного сечения тела пациента* путем регистрации большого количества рентгеновских проекций этого сечения, выполненных под разными углами. В компьютерных томографах одни и те же ткани просвечиваются рентгеновскими лучами в разных направлениях выбранного сечения (среза). Их источники создают веерные пучки, которые, проходя через исследуемый объект, регистрируются датчиками (рис. 7.9).

---

\* Хондроматоз — достаточно редкое заболевание синовиальной оболочки голеностопного сустава. Патологический процесс заключается в частичном перерождении ткани оболочки в хрящевую, в результате чего в ее толще образуется множество доброкачественных структур размером от нескольких миллиметров до 5 сантиметров.

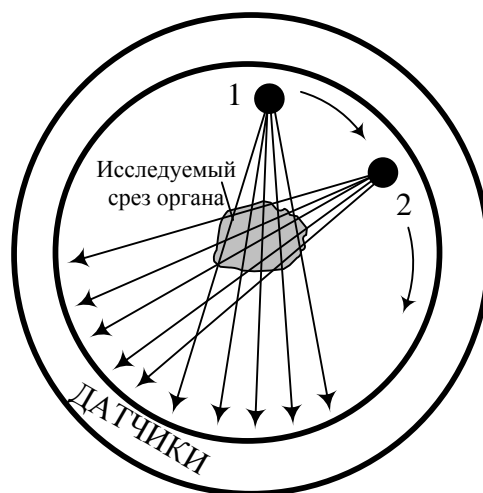


Рис. 7.9. Схема рентгеновского просвечивания среза исследуемого органа при КРТ (точка 1 и точка 2 – два последовательных положения источника рентгеновского излучения)

Разберем процесс первичного получения информации и последующего восстановления изображений в рентгеновском компьютерном томографе. Будем рассматривать эти процессы на упрощенной модели, которая, однако, позволяет достаточно полно и качественно представить способы решения поставленной задачи.

Из п. 7.6.1 следует, что если бы мы смогли определить коэффициенты ослабления рентгеновского излучения  $\mu$  в любой точке организма (независимо от расположения и свойств его структур), то это позволило бы нам построить его изображение.

Рассмотрим следующую модель. Фрагменты изучаемых биологических структур (ткани и органы нашего организма) представлены четырьмя соседними квадратами 1, 2, 3, 4. Квадраты одинаковы по размеру и стороны их равны  $x$ . Каждый из квадратов имеет собственный, отличный от остальных коэффициент ослабления рентгеновского излучения. Обозначим их соответственно  $\mu_1$ ,  $\mu_2$ ,  $\mu_3$  и  $\mu_4$  (рис. 7.10).

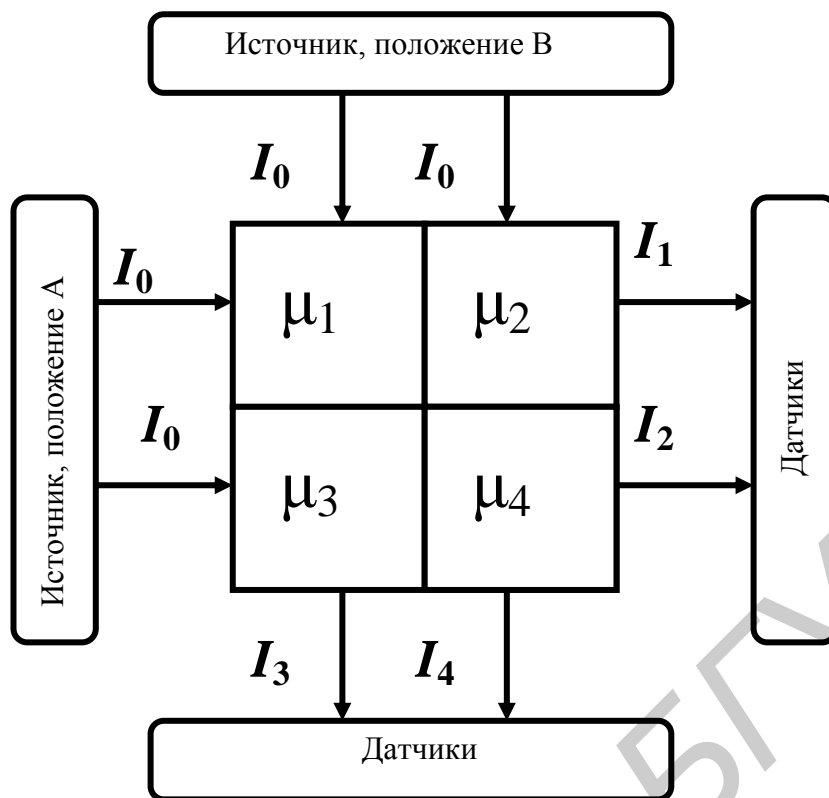


Рис. 7.10. Схема модели восстановления изображений:  
 $I_0$  – интенсивность падающего рентгеновского излучения;  
 $I_1, I_2, I_3, I_4$  – интенсивности выходящих лучей

Расположим источник рентгеновского излучения слева от квадратов (положение А). Тогда датчики (справа от квадратов) зафиксируют интенсивности  $I_1$  и  $I_2$ . Из закона ослабления рентгеновского излучения для данного случая следует:

$$\mu_1 + \mu_2 = \frac{1}{x} \ln \frac{I_0}{I_1}, \quad (7.11)$$

$$\mu_3 + \mu_4 = \frac{1}{x} \ln \frac{I_0}{I_2}. \quad (7.12)$$

Полученные формулы – система двух уравнений с четырьмя неизвестными ( $\mu_1, \mu_2, \mu_3$  и  $\mu_4$ ). Очевидно, что для нахождения всех  $\mu$  двух уравнений недостаточно.

Повернем источник на  $90^\circ$ , т. е. расположим его над квадратами (положение В). Тогда получим еще два уравнения:

$$\mu_1 + \mu_3 = \frac{1}{x} \ln \frac{I_0}{I_3}, \quad (7.13)$$

$$\mu_2 + \mu_4 = \frac{1}{x} \ln \frac{I_0}{I_4}. \quad (7.14)$$

Проанализируем эту систему уравнений. В них  $I_0$  известно, поскольку задается самим исследователем (врачом),  $I_1, I_2, I_3, I_4$  измеряются датчиками на выходе, и поэтому тоже известны,  $x$  – размер квадрата (фрагмента ткани) известен, поскольку задается. Таким образом, имеется система четырех уравнений с четырьмя неизвестными. Очевидно, что такая система может быть решена. Результатом решения будут вычисленные значения коэффициентов  $\mu_1, \mu_2, \mu_3$  и  $\mu_4$ .

В компьютерных томографах реализуется похожий алгоритм. При этом исследуемый срез разбивается на большое количество элементов (по нашей модели – квадратов), каждый из которых имеет свое значение коэффициента  $\mu$  (в томографах первых поколений использовалась матрица  $2048 \times 2048$  элементов). Получается такое же количество уравнений типа (7.11)–(7.14), соответствующее количеству неизвестных величин. Их решение реализуется компьютером, в памяти которого фиксируются вычисленные им значения коэффициентов ослабления  $\mu$ . После получения данных для определенного среза пациент или источник рентгеновского излучения и датчики перемещаются на заданное расстояние (шаг томографии), обычно равное толщине среза (несколько миллиметров), затем обрабатывается следующий срез и процедура повторяется. После получения изображения органа в разных срезах можно восстановить и его объемное изображение (см. рис. 7. 8)

Таким образом, в компьютерной томографии рассматривается пространственное распределение линейного коэффициента ослабления. Однако сама по себе величина  $\mu$  не очень информативна и сильно зависит от применяемого спектрального диапазона  $R$ -излучения ( $\mu \sim \lambda^3$ ). Поэтому при реконструкции изображения вычисляется не абсолютное значение  $\mu$ , а некоторая нормированная величина. Эта величина называется *КТ-числом*, или *единицей Хаунсфилда (HU)*. Она вычисляется по формуле  $HU = 1000 \cdot [(\mu - \mu_{\text{воды}}) / \mu_{\text{воды}}]$  (где  $\mu_{\text{воды}}$  – ко-

эффицент ослабления воды) и в условных единицах соответствует плотности вещества в данном месте исследуемого объекта.

Диапазон единиц шкалы Хаунсфилда (ее визуальным отражением на мониторе аппарата является черно-белый спектр изображения), соответствующих степени ослабления рентгеновского излучения анатомическими структурами организма, составляет от  $-1024 HU$  до  $+3071 HU$ , т. е. 4096 чисел ослабления. Средний показатель в шкале Хаунсфилда ( $0 HU$ ) соответствует плотности воды, отрицательные величины шкалы – воздуху и жировой ткани, положительные – мягким тканям, костной ткани и более плотному веществу (металл).

Значение чисел Хаунсфилда для некоторых анатомических объектов приведены в табл. 7.2 [51].

Таблица 7.2

Плотность некоторых анатомических объектов в КТ-числах

Объект	Плотность, $HU$	Объект	Плотность, $HU$
Кость	200–1000	Вода	0
Свернувшаяся кровь	55–75	Жир	–100
Серое вещество	36–46	Воздух	–1000
Белое вещество	22–32	Менингиома	45–52
Кровь	12	Метастазы	90

Обычный компьютерный монитор способен отображать до 256 оттенков серого цвета, некоторые специализированные медицинские аппараты способны показывать до 1024 оттенков. В связи со значительной шириной шкалы Хаунсфилда и неспособностью существующих мониторов отразить весь ее диапазон в черно-белом спектре, полная шкала оттенков серого цвета передается только ограниченному, выделенному интервалу КТ-чисел. Этот интервал называется «окном».

Для изменения контрастности между тканями при компьютерной томографии применяется механизм регулирования оператором значения ширины и центра окна.

При широком «окне» визуализируются структуры всех плотностей, однако невозможно различить структуры, близкие по плотности. При узком «окне» теряется информация о структурах, плотность которых выходит за его пределы, однако хорошо различимы структуры, близкие по плотности. Так, для выявления не очень больших различий в ослаблении различных мягких тканей используют узкие «окна» («легочные», «мягкотканые») (рис. 7.11).

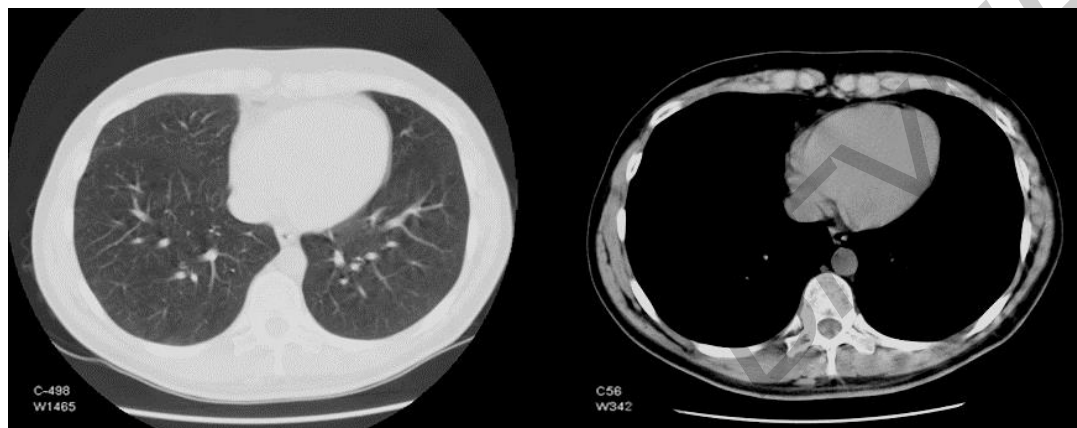


Рис. 7.11. КТ-скан (срез) грудной клетки в легочном (слева) и мягкотканом (справа) окнах

Все элементы изображения, для которых значение КТ-числа меньше нижнего значения границы «окна», будут черными (воздух в легких), а все элементы, у которых значение КТ-чисел превышает верхнее значение границы «окна», будут белыми (костная ткань). Середина «окна» (интервала) должна соответствовать среднему значению КТ-числа исследуемой анатомической структуры. В этом случае наиболее ярким будет изображение той анатомической структуры, значение КТ-числа которой совпадает с центром «окна».

Современные системы визуального отображения информации дают цветное изображение. Для этого вводят цветовую шкалу, по которой определенному интервалу единиц шкалы Хаунсфилда компьютер приписывает соответствующие цвета.

В таком рисованном при помощи компьютера изображении по результатам предварительных расчетов единиц Хаунсфилда принципиально не может быть

наложения изображений одних органов на другие и есть возможность добиться более высокой, чем при обычной рентгенологической методике контрастности (см. рис. 7.9).

Таким образом, основные преимущества КРТ заключаются в следующих возможностях:

- изучать анатомию органов и тканей живого человека, включая структуры диаметром в несколько миллиметров;
- различать рядом расположенные объекты даже при небольшой разнице их показателей ослабления;
- исследовать малодоступные для рентгенологического исследования органы, такие, как головной и спинной мозг, печень, поджелудочная железа, надпочечники, предстательная железа, лимфатические узлы, сердце;
- по сравнению с МРТ получать детальное изображение костных структур и камней.

### 7.6.3. Современные рентгеновские компьютерные томографы

Внешний вид современного компьютерного томографа представлен на рис. 7.12.



Рис. 7.12. Внешний вид компьютерного томографа

Его частью является *гентри*. Гентри представляет собой неподвижное кольцо диаметром 1,2 м, в котором расположены рентгеновская трубка, система перемещений трубки и датчики, измеряющие интенсивность излучения. В центре кольца на специальном столе располагается пациент таким образом, чтобы исследуемый орган попадал в плоскость кольца. Стол с пациентом движется в горизонтальном направлении, что необходимо для выполнения отдельных срезов. В состав томографа входит также компьютерная система, осуществляющая управление блоками томографа, сбор, обработку и хранение данных.

Главным недостатком КРТ является *значительная дозовая нагрузка на пациента* (табл. 7.3).

Таблица 7.3

Эквивалентная доза, получаемая пациентами при компьютерной рентгеновской томографии (КРТ) и обычном рентгенографическом обследовании (РГ)

Объект воздействия	Эквивалентная доза при КРТ, мкЗв	Эквивалентная доза при РГ, мкЗв
Голова	400	50
Грудная клетка	2900	1000
Брюшная полость	5800	2000

Это связано с тем, что в томографах 1–4 поколений каждая процедура исследования заключалась в последовательном выполнении отдельных срезов органа, чтобы потом при необходимости можно было восстановить его объемное изображение. Она требует много времени на перемещение стола и зачастую на синхронизацию с дыханием пациента после каждого среза. Если пациент не будет задерживать дыхание, то движения диафрагмы приведут к нечеткости изображения. В результате исследование в зависимости от количества выполненных срезов занимало от 5 до 20 мин.



В значительной мере преодолеть этот недостаток помогла находящая все большее применение в клинической практике, так называемая спиральная компьютерная томография (СКТ), где используются томографы 5 поколения. Она позволила преодолеть ряд ограничений традиционной компьютерной томографии и дала мощный толчок к дальнейшему развитию метода. В спиральной томографии осуществляется непрерывное движение рентгеновской трубки вокруг исследуемой зоны при постоянном равномерном продвижении стола с пациентом в продольном направлении. Тогда траектория движения рентгеновской трубки относительно движения стола с пациентом приобретает форму спирали, что и дало название методу (рис. 7.13).

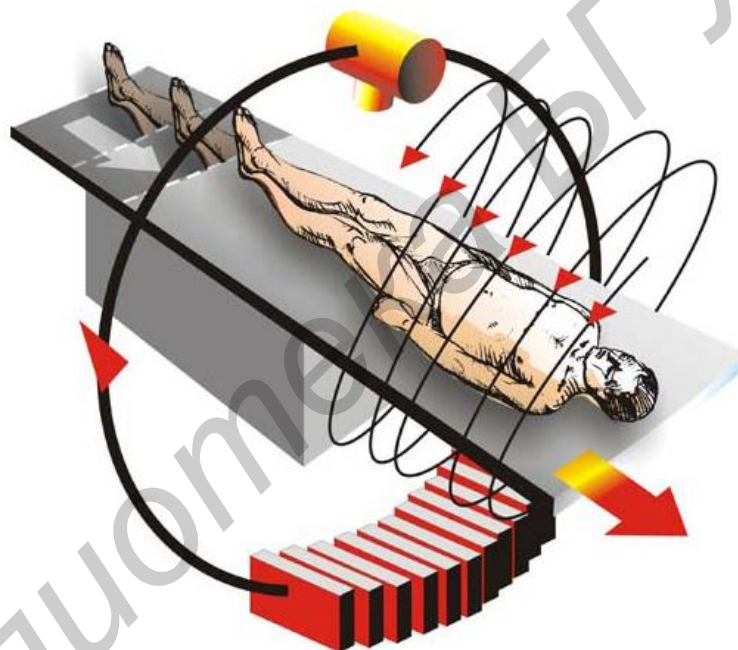


Рис. 7.13. Проведение спиральной компьютерной томографии

Спиральная компьютерная томография обладает целым рядом достоинств:

1. Снижение времени облучения делает метод СКТ более безопасным для пациентов по сравнению с обычной компьютерной рентгеновской томографией за счет уменьшения дозовой нагрузки. Современный спиральный компьютерный томограф совершает оборот источника за 0,42 с.

2. Высокая скорость сканирования позволяет получать значительно более четкие изображения с меньшими артефактами от физиологических движений (движение диафрагмы при дыхании, глотании и т. д.).

3. Возможность реконструкции изображения в любой заданной плоскости.

4. Возможность работать на спиральном компьютерном томографа и в обычном режиме, снимая данные для одного среза.

### **Контрольные вопросы к разделу «Рентгеновское излучение»**

1. Какова природа и диапазон длин волн рентгеновского излучения?

2. Как устроена рентгеновская трубка? Каков физический принцип получения тормозного рентгеновского излучения?

3. Каковы спектральные свойства тормозного рентгеновского излучения? Чем обусловлено существование коротковолновой границы спектра этого излучения? В чем различие мягкого и жесткого рентгеновского излучения?

4. От каких параметров зависит поток энергии (мощность) тормозного рентгеновского излучения? Как регулируется мощность и жесткость этого излучения в рентгеновских аппаратах?

5. Каков механизм возникновения характеристического рентгеновского излучения и его спектр? В чем суть закона Мозли?

6. В чем различие между оптическими спектрами и спектрами характеристического рентгеновского излучения?

7. Каковы механизмы взаимодействия рентгеновского излучения с веществом?

8. Что представляет собой закон ослабления потока рентгеновского излучения веществом? Что называют слоем половинного ослабления, какова его связь с линейным показателем ослабления?

9. Как зависит линейный показатель ослабления от свойств вещества и длины волны рентгеновского излучения?

10. В чем суть, достоинства и недостатки различных методов рентгенодиагностики (рентгеноскопии, рентгенографии, флюорографии)?
11. Какие основные идеи лежат в основе метода КРТ?
12. Как формируется изображение при КРТ?
13. Для чего существует шкала Хаунсфилда?
14. Какое изображение при КРТ дают различные органы?
15. Из каких составных частей состоит компьютерный томограф?
16. Каковы достоинства спиральной компьютерной томографии?
17. В чем заключаются преимущества и недостатки компьютерной томографии?

Библиотека БГУИР

## РАЗДЕЛ 8. ЯВЛЕНИЯ ЯДЕРНОЙ ФИЗИКИ В ЛУЧЕВОЙ ДИАГНОСТИКЕ

В настоящее время явление радиоактивного распада, а также другие ядерные явления, например ядерный магнитный резонанс, широко используют в медицине для диагностики заболеваний различных органов человека.

Важнейшим методом диагностики сегодня является томография. В разд. 7 уже подробно рассматривались принципы рентгеновской компьютерной томографии. В данном разделе наибольшее внимание уделяется магниторезонансной томографии (МРТ), затрагиваются также принципы работы позитронно-эмиссионных томографов.

Достаточно распространенным методом диагностики, особенно в онкологической практике, является метод радионуклидной лучевой диагностики. Две разновидности этого метода: гамма-хронография и гамма-топография также рассматриваются в этой главе.

### 8.1. Ядерный магнитный резонанс: физические основы явления и его применение в медицине

Ядерный магнитный резонанс (ЯМР), открытый Ф. Блохом и Э. Парселлом (Нобелевская премия 1952 г.), широко используется в современной физике, химии, биологии и медицине при исследовании процессов, протекающих с участием парамагнитных ядер.

*Ядерным магнитным резонансом (ЯМР)* называют резонансное поглощение электромагнитной энергии веществом, обусловленное магнетизмом его ядер. Наблюдается в сильном постоянном магнитном поле, на которое накладывается значительно более слабое радиочастотное магнитное поле.

В 2003 г. П. Лаутербур и П. Мэнсфилд получили Нобелевскую премию за разработку методов применения ЯМР в медицинской диагностике (магниторезонансной томографии).

Одно из существенных преимуществ МРТ по сравнению с другими методами визуализации внутренних органов, например, с рентгеновской компьютерной томографией, заключается в возможности контролировать состояние структур, состоящих из мягких тканей, за счет их высокой детализации на МР-изображениях, в частности, достоверно выделять патологические образования в них (рис. 8.1).

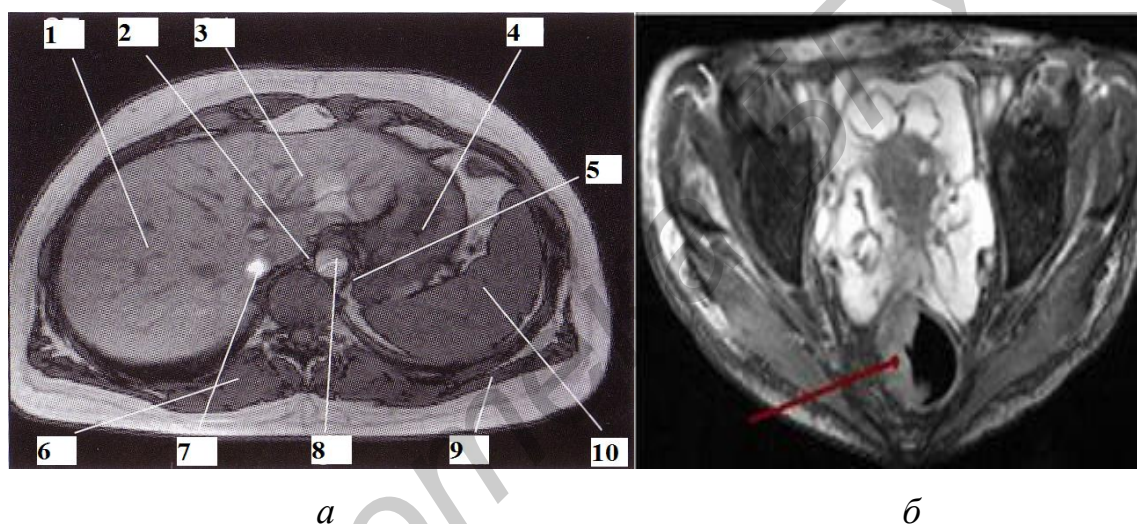


Рис. 8.1. Магниторезонансные томограммы:

- a* – поперечного среза брюшной полости: 1 – правая доля печени;
- 2 – ножка диафрагмы; 3 – левая доля печени; 4 – желудок; 5 – ножка диафрагмы;
- 6 – мышца-разгибатель спины; 7 – нижняя полая вена; 8 – брюшная аорта;
- 9 – широчайшая мышца спины; 10 – селезенка;
- б* – поперечного среза женского таза (стрелкой указан рак прямой кишки)

Наша главная задача – познакомить читателя с основными физическими понятиями, которые позволяют разобраться в явлении ЯМР и необходимы для понимания формирования МР-изображения.

### 8.1.1. Физические основы явления ядерного магнитного резонанса

Рассмотрим их на примере ядер атомов водорода (протонов). Это связано с тем, что, во-первых, они являются удобным объектом для наблюдения ЯМР, во-вторых, потому что именно ядра водорода, входящие в различные ткани, из которых состоит тело человека (вода, жир, углеводы и др.), главным образом используются для получения МР-изображения.

Для объяснения фундаментальных основ ЯМР существует два подхода: классический и основанный на понятиях квантовой физики, которые дополняют друг друга.

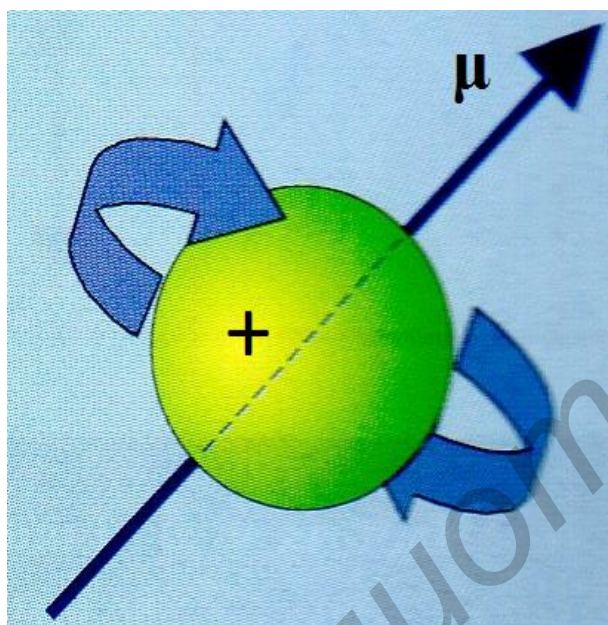


Рис. 8.2. Определение направления вектора магнитного момента ядра (стрелкой показано направление вращения ядра)

Из классической физики известно, что вращение положительно заряженного парамагнитного\* ядра водорода  $\mu$  вокруг своей оси обуславливает наличие у него собственного момента количества движения  $J$  и магнитного момента  $\mu$ , вектора которых параллельны друг другу и направлены вдоль оси вращения. При анализе ЯМР-явления наибольший интерес представляет поведение вектора магнитного момента  $\mu$ , т. к. именно он характеризует взаимодействие ядра с однородным внешним магнитным полем (рис. 8.2).

В отсутствие внешнего магнитного поля все магнитные моменты отдельных протонов ориентированы в пространстве хаотичным образом (рис. 8.3).

\*Если магнитный момент ядер в отсутствие внешнего магнитного поля не равен нулю, то такие ядра называются парамагнитными. К их числу относятся используемые в медицинской диагностике ядра атомов водорода ( $^1\text{H}$  и  $^2\text{H}$ ), изотопа углерода  $^{13}\text{C}$ , фосфора  $^{31}\text{P}$ , фтора  $^{19}\text{F}$  и др.

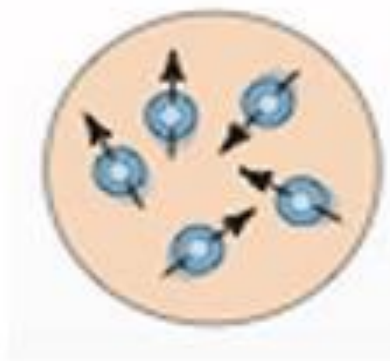


Рис. 8.3. Ориентация магнитных моментов протонов в отсутствие внешнего магнитного поля

Поместим отдельный протон в постоянное внешнее магнитное поле с индукцией  $B_0$ . В ядерной физике показано, что если протон находится в таком магнитном поле, то его магнитный момент образует по отношению к полю один из двух углов ( $\alpha$  и  $180^\circ - \alpha$ ) (рис. 8.4). Эти две ориентации  $\mu$  называют соответственно *по полю*  $B_0$  и *против него*. В присутствии поля сохраняется вращение протона вокруг собственной оси, но теперь его магнитный момент будет вращаться относительно направления внешнего магнитного поля, описывая коническую поверхность (рис. 8.4). Такой тип движения называется *прецессией*.

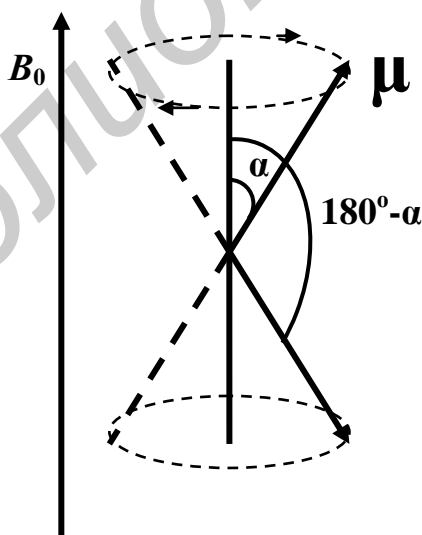


Рис. 8.4. Прецессия вектора магнитного момента протона, индуцируемая внешним магнитным полем  $B_0$



Частота прецессии  $\omega_0$  была определена Дж. Лармором и равна

$$\omega_0 = \gamma B_0, \quad (8.1)$$

где  $B_0$  – индукция постоянного магнитного поля;  $\gamma$  – гиромагнитное отношение, которое определяется отношением величины магнитного момента ядра  $\mu$  к его моменту количества движения  $J$  ( $\gamma = \frac{\mu}{J}$ ). Величина  $\gamma$  зависит от вида ядра.

Значение  $\gamma$  для протона измерено с большой точностью и равно  $\gamma_p = (2,67530 \pm \pm 0,00004) \cdot 10^8$  рад/с·Тл.

Частота  $\omega_0$  обычно называется частотой Лармора. Чаще чем  $\omega_0$  на практике используется значение  $\nu_0 = \omega_0 / 2\pi$ . Тогда, например, при  $B_0 = 0,5$  Тл  $\nu_0 \approx 21,3$  МГц, при  $B_0 = 1$  Тл  $\nu_0 \approx 42,6$  МГц, при  $B_0 = 2$  Тл  $\nu_0 \approx 85,2$  МГц. Все эти частоты соответствуют радиочастотному диапазону шкалы электромагнитных волн.

При рассмотрении вместо изолированного ядра макроскопического образца (совокупности большого числа ядер), который собственно и является объектом исследования, получаем следующее. В случае протонов их магнитные моменты прецессируют с одинаковой частотой, но с разными фазами. Следовательно, на траектории прецессии в каждый данный момент времени им соответствуют разные места (рис. 8.5, а). Так как в состоянии теплового равновесия количество протонов, у которых магнитные моменты прецессируют вокруг направления  $B_0$ , будет немного больше, чем тех, для которых характерна противоположная ситуация, то суммарный вектор, соответствующий единственному магнитному моменту совокупности протонов  $M$  (вектору макроскопической намагниченности), будет совпадать с направлением внешнего магнитного поля  $B_0$  (рис. 8.5, б).



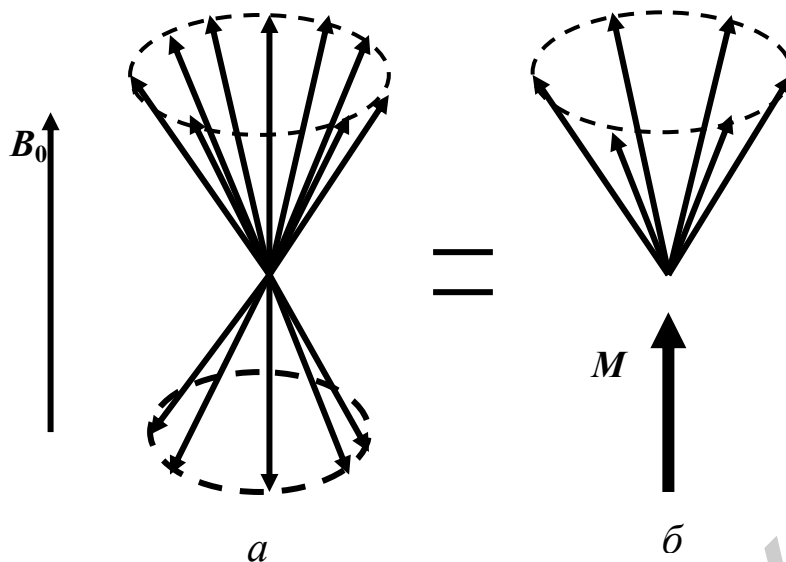


Рис. 8.5. Магнитные моменты протонов:  
*a* – во внешнем магнитном поле;  
*б* – векторная сумма всех магнитных моментов,  
 которая эквивалентна макроскопической  
 намагниченности *M*

Чтобы обнаружить и измерить эту макроскопическую намагниченность на фоне более сильного внешнего магнитного поля  $B_0$ , необходимо отклонить ее вектор от оси этого поля. Это осуществляется электромагнитным импульсом резонансной частоты. Для того чтобы выяснить, чему равна эта резонансная частота, перейдем к квантовомеханической модели описания поведения протонов во внешнем магнитном поле.

С точки зрения квантовой механики в состоянии теплового равновесия энергия протона водорода в магнитном поле может принимать только два дискретных значения. В соответствии с распределением Больцмана в состоянии теплового равновесия протоны, магнитный момент которых  $\mu$  ориентирован по полю, обладают меньшей энергией  $E_1$ , находятся на нижнем энергетическом уровне и их больше, а протоны, у которых  $\mu$  ориентирован против поля, обладают большей энергией  $E_2$ , находятся на верхнем энергетическом уровне и их меньше (рис. 8.6).

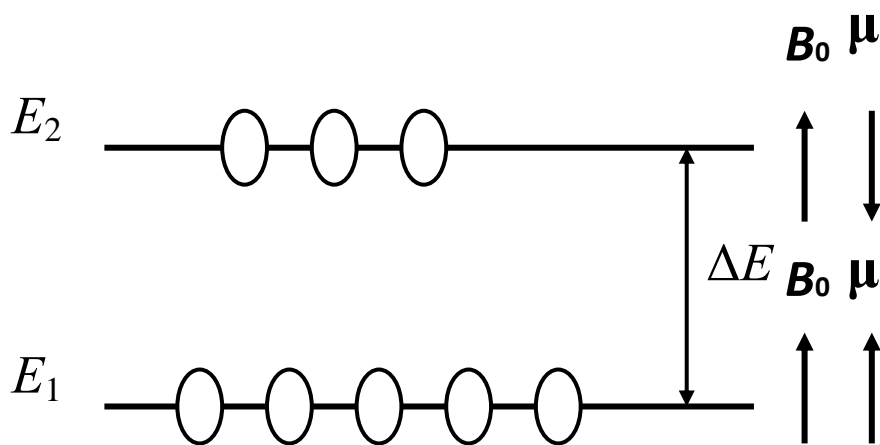


Рис. 8.6. Энергетические уровни ядер водорода в постоянном магнитном поле

Разность энергий уровней  $\Delta E = E_2 - E_1 = h\nu_0$ , где  $\nu_0$  – частота Лармора. Поэтому, если на содержащий протоны образец, находящийся в постоянном магнитном поле, подействовать электромагнитным импульсом радиочастотного диапазона, магнитная составляющая которого  $\mathbf{B}_1$  перпендикулярна вектору  $\mathbf{B}_0$  постоянного поля, а частота  $\nu$  равна частоте Лармора, то ядра водорода, поглощая энергию импульса ( $E = h\nu_0$ ), начнут переходить с уровня  $E_1$  на уровень  $E_2$  (произоидет ядерный магнитный резонанс, таким образом условие резонанса  $\nu = \nu_0$ ).

При резонансе все магнитные моменты протонов займут на траектории прецессии одно и то же положение, т. е. совпадут по фазе (рис. 8.7, а), следовательно, суммарный вектор магнитного момента протонов  $\mathbf{M}$  (вектор намагниченности) уже не будет направлен параллельно вектору внешнего магнитного поля  $\mathbf{B}_0$ , а будет отклонен от него на некоторый угол (рис. 8.7, б). Величина этого угла наклона зависит от амплитуды и продолжительности радиочастотного импульса.

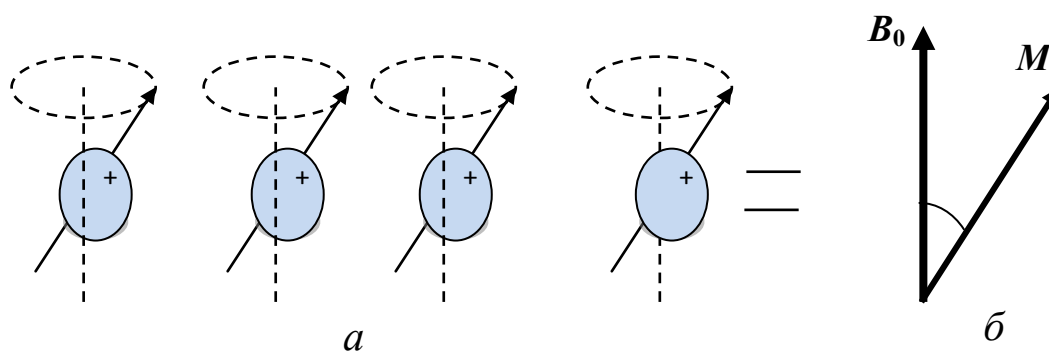


Рис. 8.7. Положение в условиях резонанса:  
 $a$  – векторов магнитного момента отдельных протонов;  $b$  – вектора намагниченности

Если под действием радиочастотного импульса вектор намагниченности поворачивается на  $90^\circ$ , то такой импульс называют 90-градусным. Радиочастотный импульс с длительностью, вдвое большей, поворачивающий вектор намагниченности на  $180^\circ$ , называют 180-градусным.

Ориентированный под некоторым углом по отношению к вектору  $B_0$  вектор  $M$  может быть разложен на две составляющие –  $M_\perp$  и  $M_{||}$  (рис. 8.8). Вектор  $M_{||}$ , параллельный направлению стационарного магнитного поля  $B_0$ , называется *продольной намагниченностью*, а вектор  $M_\perp$ , перпендикулярный, направлению стационарного магнитного поля  $B_0$  называется *поперечной намагниченностью*.

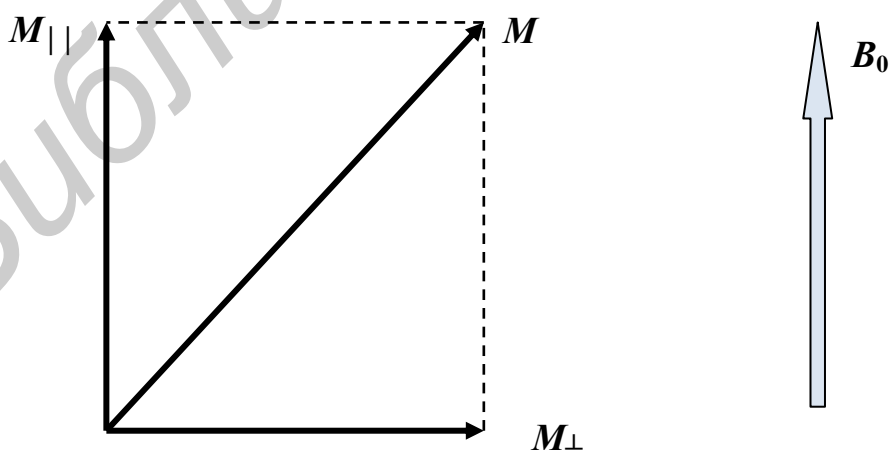


Рис. 8.8. Разложение вектора намагниченности на продольную и поперечную составляющие

Как было сказано, до наступления резонанса существует *полная продольная намагниченность* (вектор  $M$  параллелен  $B_0$ ). После приложения 90-градусного импульса  $M$  полностью переходит в поперечную плоскость (вектор  $M$  перпендикулярен  $B_0$ ). Теперь существует *полная поперечная намагниченность*, а в продольном направлении она стала равной нулю. В этом случае в результате резонанса вектор намагниченности  $M$  будет прецессировать в поперечной плоскости.

После прекращения действия радиочастотного сигнала ядра водорода начнут возвращаться в исходное положение равновесия (происходят процессы релаксации). При этом вектор  $M$  выйдет из поперечной плоскости, у него опять появятся две составляющие  $M_{||}$  и  $M_{\perp}$ , причем продольная намагниченность  $M_{||}$  будет постепенно увеличиваться до своей первоначальной величины, соответствующей полной продольной намагниченности, а поперечная составляющая  $M_{\perp}$ , прецессируя, будет убывать до нуля.

Согласно закону электромагнитной индукции Фарадея, если приемную катушку или какой-либо проводящий контур поместить в переменное магнитное поле, то в них возникнет ток. В нашем случае после отключения радиочастотного излучения уменьшающийся со временем прецессирующий вектор  $M_{\perp}$  будет наводить в приемной катушке постепенно убывающий электрический сигнал (рис. 8.9).

Этот сигнал и есть *магниторезонансный сигнал*, который обычно называют *спадом свободной индукции (ССИ)*. Он имеет вид затухающих колебаний (рис. 8.10). В реальном томографе именно ССИ регистрируется приемно-передающим трактом прибора и используется при реконструкции магниторезонансных изображений.

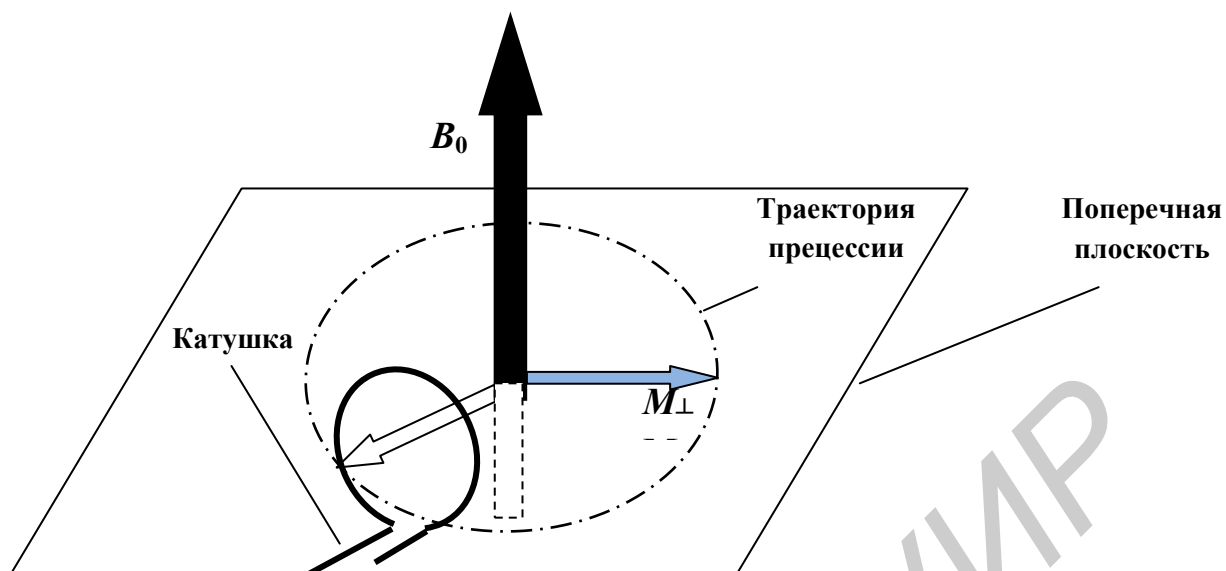


Рис. 8.9. Генерация магниторезонансного сигнала

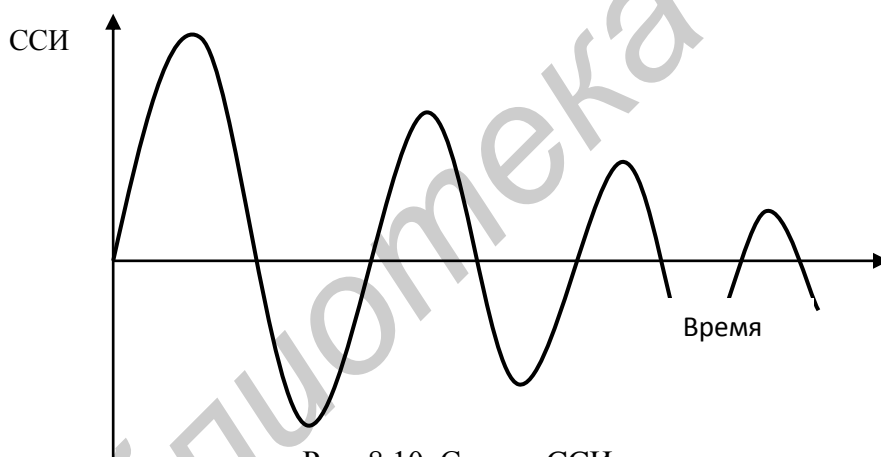


Рис. 8.10. Сигнал ССИ

В заключение этого подраздела подробнее рассмотрим возможные в ядерной системе процессы релаксации. Любой процесс, который восстанавливает исходное состояние системы, в физике называется релаксацией. Он требует для своей реализации определенное время. В нашем случае результатом релаксации является: на языке квантовой механики – восстановление больцмановского распределения протонов по уровням энергии; на языке классической физики –

вектор макроскопической намагниченности  $M$  должен соответствовать полной продольной намагниченности (иметь исходную для данного количества ядер величину и быть параллельным  $B_0$ ). Это реализуется двумя видами релаксационных процессов, которые традиционно называются *спин-решеточная*, или *продольная релаксация*, и *спин-спиновая*, или *поперечная релаксация*. Они определяются взаимодействием ядерных спинов с окружающей средой («решеткой») и взаимодействием их между собой.

Эти процессы характеризуются временами релаксации  $T_1$  и  $T_2$ .

Время  $T_1$  – время в течение которого после прекращения действия 90-градусного импульса продольная намагниченность возрастает от нуля до 63 % величины своего максимального значения. Время  $T_1$  называется *временем продольной релаксации*. Его можно определить и как время, необходимое для перехода 63 % ядер из верхнего энергетического состояния в нижнее. При переходе с более высокого энергетического уровня на более низкий уровень избыточная энергия передается протонами окружающей среде. Поэтому  $T_1$  называют также *временем спин-решеточной релаксации*.

Уменьшение  $M_{\perp}$  характеризуется *временем поперечной релаксации*  $T_2$  ( $T_2 < T_1$ ). Это время, в течение которого поперечная намагниченность уменьшится до 37 % от своей первоначальной величины, которая фиксировалась в момент отключения радиочастотного импульса. Поскольку время релаксации  $T_2$  обусловлено обменом энергии между протонами, то  $T_2$  называют также *временем спин-спиновой релаксации*.

### 8.1.2. Взвешенность и контраст МРТ-изображения

На контраст изображения при МРТ влияет множество факторов, которые зависят от вида ткани, прежде всего от ее протонной плотности и времен релаксации  $T_1$  и  $T_2$ . Все перечисленные выше факторы действуют одновременно, поэтому дают изображение со смешанным контрастом. В МРТ используют поня-

тия «протонно-взвешенное изображение», « $T_1$ -взвешенное изображение», « $T_2$ -взвешенное изображение», т. е. изображения, на которых различие между тканями преимущественно обусловлено вкладом одного из этих факторов.

Протонная плотность определяется количеством протонов в единице объема ткани. Чем выше протонная плотность ткани, тем интенсивнее сигнал МР от нее. Поэтому костная ткань на МР-изображении выглядит всегда темной, так как практически не содержит атомов водорода. Воздух вообще не дает МР-сигнала. Вода, другие жидкости и жир создают сильный сигнал и на «протонно-взвешенном изображении» выглядят светлыми, но различной яркости, пропорциональной плотности протонов.

Протонная плотность различных мягких тканей отличается не очень существенно (табл. 8.1).

Таблица 8.1

Процентное содержание воды в различных тканях

Ткани и органы	Содержание воды, %
Серое вещество мозга	83
Белое вещество мозга	75
Почки	81
Сердце	80
Мышцы	78
Легкие	78
Печень	71
Кожа	68
Костная ткань	14

Как видно из табл. 8.1, различие протонной плотности серого и белого вещества головного мозга составляет приблизительно 10 %, а различия между патологическими образованиями головного мозга и окружающей их интактной тканью мозга может быть еще меньше. Поэтому изображения различных органов тела человека, обусловленные величиной протонной плотности (т. е. содержанием воды в них), оказываются не очень контрастными и малоинформативными.

Поэтому на практике для диагностики обычно чаще используют « $T_1$ -взвешенное изображение» и « $T_2$ -взвешенное изображение».

Времена релаксации тканей сильно зависят от химического состава среды, которая окружает ядра водорода. Поэтому значения времени  $T_1$  и  $T_2$  существенно различаются для разных тканей. Они зависят от величины внешнего магнитного поля: по мере ее увеличения увеличивается и время релаксации ткани. В табл. 8.2 приведены значения  $T_1$  и  $T_2$  для тканей головного мозга при индукции магнитного поля в 1 Тл.

Таблица 8.2

Времена релаксации тканевых компонентов головного мозга

Компонент	$T_1$ , мс	$T_2$ , мс
Вода	2500	2500
Жир	200	100
Спинально-мозговая жидкость	2000	300
Белое вещество мозга	500	100

Для получения различных типов МР-изображений используют комбинации воздействия на ткани радиочастотных импульсов различной длительности и формы, формируя так называемые *импульсные последовательности*, которые



представляют собой сочетание радиочастотных импульсов, МР-сигналов и периодов промежуточного восстановления (рис. 8.11). Важно отметить, что импульсная последовательность, изображенная на рис. 8.11, представлена для иллюстрации отдельных временных параметров, которые используются в создании более сложных последовательностей.

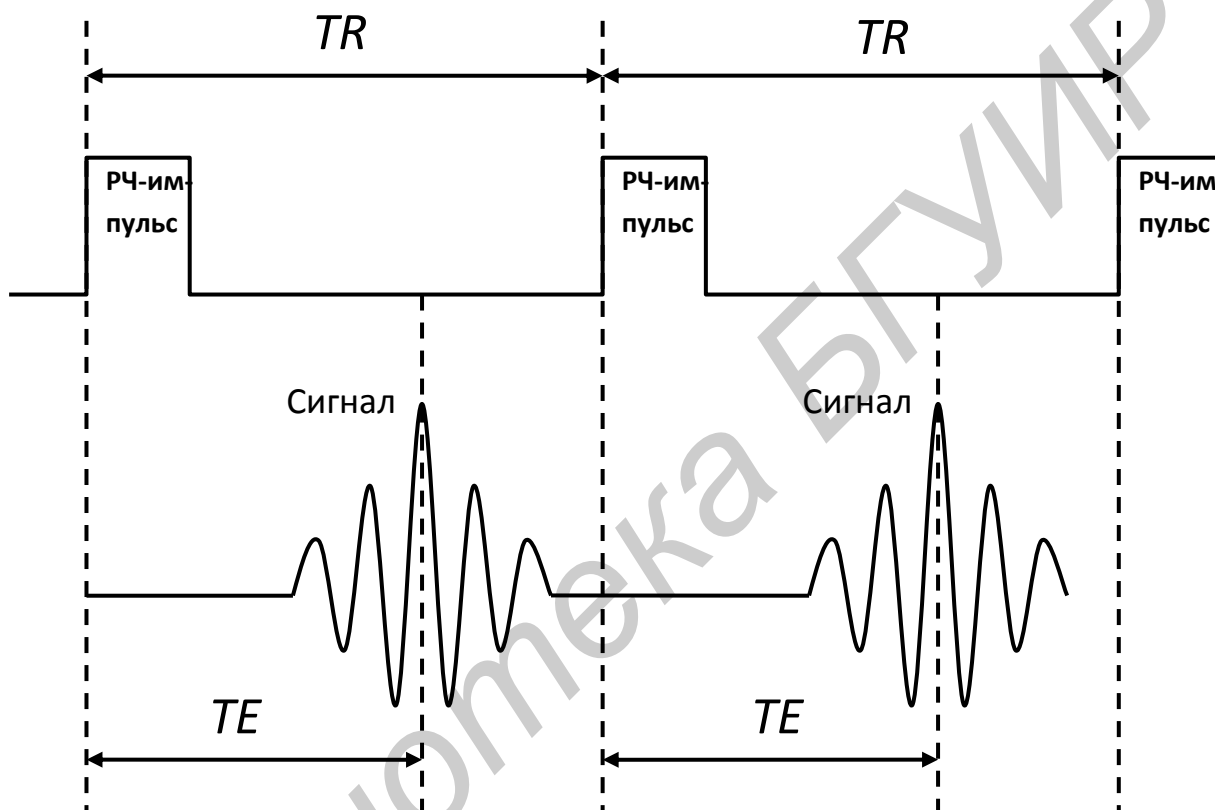


Рис. 8.11. Простейшая импульсная последовательность

Импульсная последовательность включает несколько компонентов, основные из которых перечислены ниже:

- время повторения ( $TR$ ), представляющее собой время от приложения одного радиочастотного импульса до следующего;
- время эхо ( $TE$ ) – время от момента приложения радиочастотного импульса и до наступления пика (максимума) сигнала в регистрирующей катушке.

Последовательность импульсов подбирают такой, чтобы создать в поперечной плоскости когерентную намагниченность (магнитные моменты протонов должны находиться в фазе), так как только в этом случае, как следует из вышеизложенного, в приемной катушке индуцируется электрический сигнал.

Контраст изображения, взвешенного по  $T_1$ , зависит главным образом от различий во времени продольной релаксации между жировой тканью и водой. Для того чтобы получить « $T_1$ -взвешенное изображение»,  $TR$  должно быть достаточно коротким, с тем чтобы продольная намагниченность жира и воды не успела бы полностью восстановиться, в противном случае нет магниторезонансного сигнала (ССИ). Чем короче  $T_1$ , тем более интенсивный МР-сигнал. Так как  $T_1$  для воды более продолжительно, чем для жира (см. табл. 8.2), то на « $T_1$ -взвешенных изображениях» жировая ткань дает яркий сигнал, а вода темный (рис. 8.12).

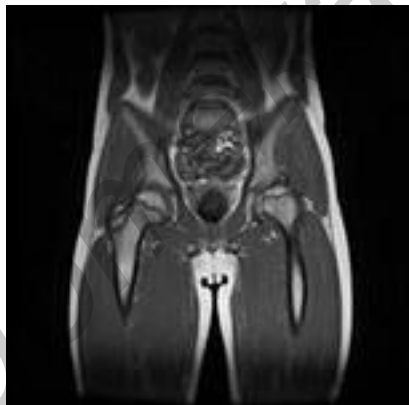


Рис. 8.12. « $T_1$ -взвешенное изображение» женского таза: мочевого пузыря выглядит темным, а жировая ткань светлой

Контраст изображения, взвешенного по  $T_2$ , зависит главным образом от различий значений времени поперечной релаксации для жировой ткани и воды. Для получения « $T_2$ -взвешенного изображения»  $TE$  должно быть значительным, чтобы было достаточно времени для поперечной релаксации протонов воды и жира. Чем длиннее  $T_2$ , тем более интенсивный МР-сигнал. Так как  $T_2$  для воды

302

более продолжительно, чем для жира (см. табл. 8.2), то на « $T_2$ -взвешенных изображениях» вода дает яркий сигнал, а жировая ткань темный (рис. 8.13).

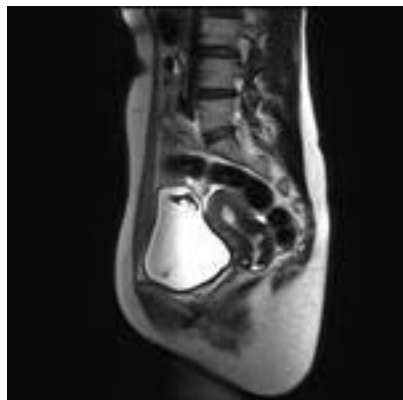


Рис. 8.13. « $T_2$ - взвешенное изображение» женского таза (мочевой пузырь выглядит светлым)

Для получения «протонно-взвешенного изображения» необходимо ослабить влияние  $T_1$  и  $T_2$  контраста. Для этого  $TR$  должно быть продолжительным, а  $TE$  коротким.

### 8.1.3. Процедура пространственной локализации изображения в МР-томографии

В МР-томографах (приборах для получения МР-изображений) решается сложная проблема точного определения локальной точки, из которой поступают регистрируемые МР-сигналы. Рассмотрим, как она решается при создании «протонно-взвешенного изображения». В 1973 г. П. Лаутербур предложил проводить ЯМР-исследования, помещая образец в магнитное поле, меняющееся от точки к точке. Для этого специальными магнитными катушками (градиентными катушками) создают дополнительное магнитное поле, индукция которого линейно *изменяется* в выбранном направлении, например  $OZ$ , и возрастает по закону  $B(Z) = B_0 + kZ$ , где  $B_0$  – постоянная составляющая магнитного поля

(рис. 8.14). Такие поля называют градиентными, т. к. они имеют ненулевой градиент:  $\text{grad } B = dB/dZ = k$ .

Представим себе, что вдоль оси  $z$  расположены маленькие заполненные водой сферы (см. рис. 8.14). Если магнитное поле не зависит от  $z$ , то при резонансе возникает одиночный сигнал (рис. 8.14, а), частота которого определяется по формуле (8.1). При наложении градиентного поля условие резонанса принимает вид  $\nu_0 = \gamma(B_0 + kZ)/2\pi$ . Это значит, что для сфер с различными координатами сигнал ЯМР теперь будет соответствовать различным частотам и измеряемый сигнал будет содержать в себе пять характерных пиков (рис. 8.14, б). Высота этих пиков будет пропорциональна количеству сфер (т. е. массе воды), имеющих соответствующую координату, а значит, и плотности протонов. Таким образом, использование градиентного поля позволяет определить место – источник МР-сигнала и соответствующее этому месту количество протонов.

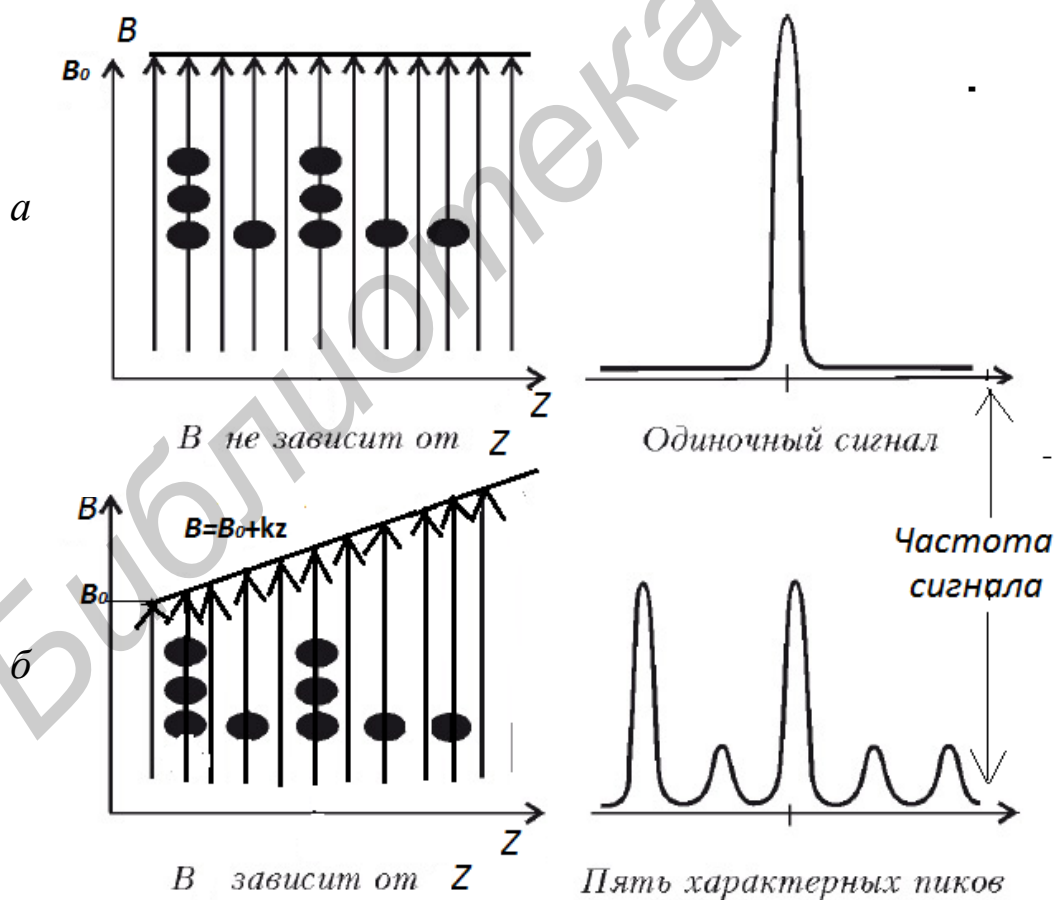


Рис. 8.14. Опыт П. Лаутербера

Если теперь расположить в постоянном магнитном поле  $B_0$  тело человека и наложить дополнительные градиентные магнитные поля последовательно вдоль всех трех осей координат (рис. 8.15), то, используя радиочастотные импульсы, можно получить картину распределения плотности протонов вдоль каждой из этих осей.

Полученная информация позволяет создать протонное изображение определенного сечения тела человека в любой плоскости (фронтальной, сагитальной, поперечной), а затем при необходимости получить объемное изображение соответствующих анатомических структур.

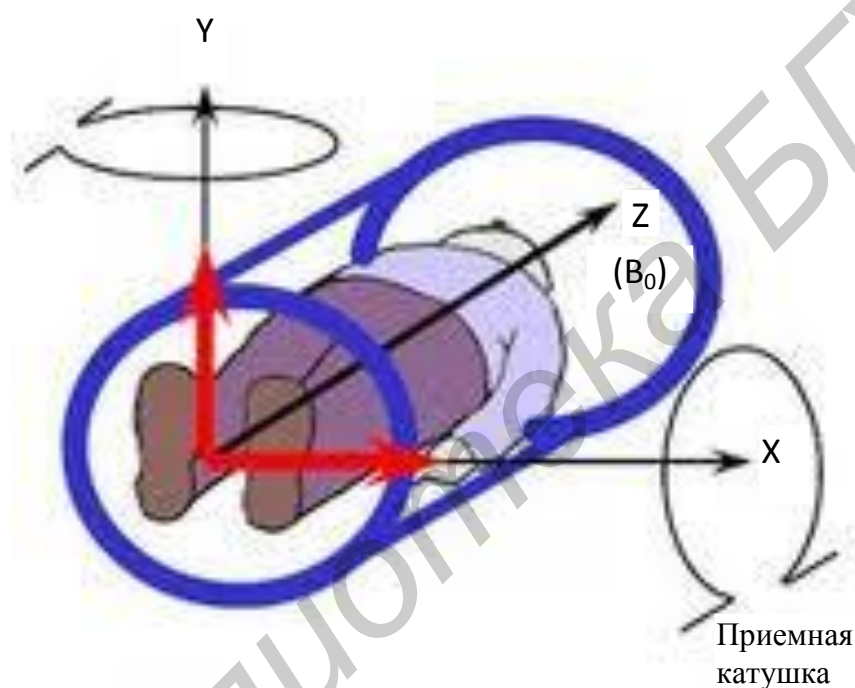


Рис. 8.15. Создание «протонно-взвешенного изображения» тела человека с помощью градиентных полей

#### 8.1.4. Устройство МР-томографа

Первые ЯМР-томографы появились в 80-х гг. прошлого столетия. Впоследствии их стали называть магниторезонансными (МР) из этических соображений (слово «ядерный» отпугивало пациентов). Внешний вид современного магниторезонансного томографа приведен на рис 8.16.

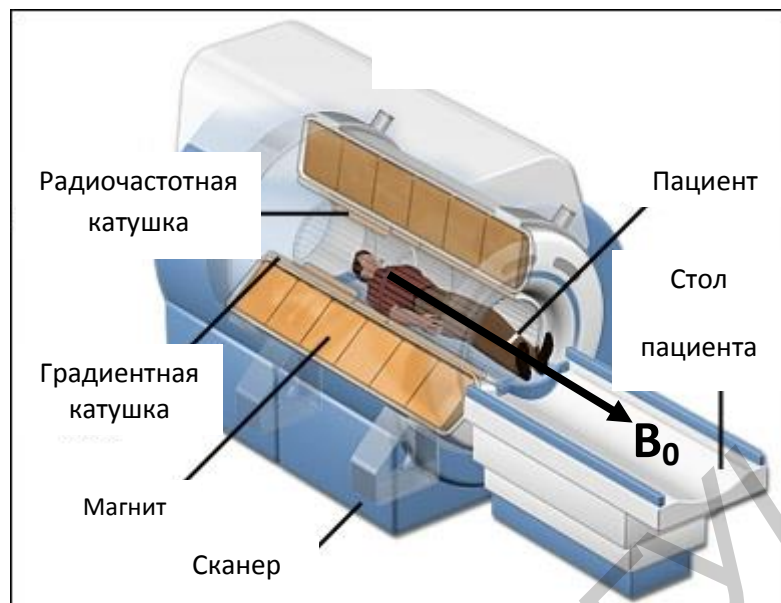


Рис. 8.16. Внешний вид магниторезонансного томографа

МР-томограф состоит из сильного магнита, создающего статическое магнитное поле, индукция  $B_0$  которого направлена вдоль тела пациента. Магнитный полый, в нем имеется туннель диаметром более 80 см, в котором располагается пациент. Стол, на котором лежит пациент, имеет автоматическую систему управления движением в продольном и поперечном направлениях. Для создания градиента  $B_0$  по направлениям  $X$ ,  $Y$  и  $Z$  внутри магнита расположены градиентные катушки. Внутри градиентных катушек находится радиочастотная катушка (РЧ). РЧ-катушка создает магнитное поле, необходимое для поворота вектора намагниченности на  $90$  или  $180^\circ$  (в зависимости от вида создаваемой импульсной последовательности) и одновременно служит для приема сигнала релаксации (ССИ). Любой МР-томограф включает в себя компьютерную систему получения и обработки сигналов. Как следует из вышесказанного, получаемые от каждого объемного элемента объекта (воксела) сигналы имеют свой распознаваемый код. Этим кодом являются частота и фаза сигнала. Поэтому зарегистрированный сигнал ССИ с помощью преобразования Фурье раскладывают на частотные компоненты и определяют интенсивность каждой из них. На

основании этих данных компьютер по специальной программе строит двумерные и трехмерные изображения.

Таким образом, врач-оператор, используя различные последовательности радиочастотных импульсов и задавая координаты интересующего его сечения, может получать различные типы взвешенных изображений выбранного сечения. Он может регулировать контраст получаемого изображения, изменяя используемый диапазон серой или цветной шкалы, т. е. для усиления контраста используется система «окон», как и при КРТ.

Так как МР-томограф для получения изображения использует радиочастотные импульсы, то для защиты томографа от внешних радиочастотных помех комната, где он располагается, полностью экранируется медной сеткой или металлическими листами. Это приспособление называется клеткой Фарадея.

#### **8.1.5. Достоинства и недостатки метода МРТ**

МРТ – это один из самых современных универсальных методов получения изображений органов, который обладает рядом преимуществ:

- 1) отсутствие лучевой нагрузки;
- 2) большая, чем на рентгеновских томограммах, детализация изображения мягких тканей;
- 3) возможность получения изображения в любой плоскости и под любым углом;
- 4) возможность реконструкции трехмерного изображения.

Как и в любом другом методе, в МРТ есть свои ограничения. Основными из них являются:

- 1) не детализируются костные ткани, камни и воздушные среды;
- 2) нельзя проводить МРТ у пациентов при наличии у них металлических инородных тел в исследуемой области (ферромагнитные клипсы на сосудах), т. к. они могут быть сдвинуты магнитным полем и вызвать серьезные осложнения;

3) нельзя проводить МРТ у пациентов при наличии у них кардиостимулятора, т. к. возможны сбои в его работе под воздействием магнитного поля томографа;

4) дорогостоящий метод (в 2 раза дороже КТ);

5) длительность исследования значительно больше, чем при КТ;

б) шум, возникающий при переключении градиентных катушек.

## 8.2. Принципы радионуклидных методов диагностики

Методы радионуклидной диагностики основаны на том, что в кровь, дыхательные пути, пищеварительный тракт человека вводятся вещества, содержащие радионуклиды\*, являющиеся источниками внутреннего радиоактивного излучения, чаще всего гамма-излучения. Эти вещества избирательно накапливаются в том или другом органе, и их называют радиофармпрепаратами. Йод, например, концентрируется в щитовидной железе, а кальций – в костях. Радиофармацевтический препарат (РФП) – это химическое соединение, содержащее в своей молекуле радиоактивный нуклид. Это вещество разрешено для введения человеку с диагностической целью. Отличительной особенностью диагностического РФП является отсутствие фармакологического эффекта. Радиоактивные изотопы, таким образом, являются «метками», по которым можно судить о наличии тех или иных препаратов в органе. Вводимые в организм радионуклиды обычно являются источниками гамма-излучения, которое регистрируется специальными приборами.

В составе радиодиагностических приборов выделяют три основных блока:

---

\**Радионуклидами* называют радиоактивные изотопы химических элементов. В медицине используются радионуклиды с малым периодом полураспада. В природе такие изотопы отсутствуют, поэтому их получают искусственно. Они широко применяются в диагностических и терапевтических целях.



- 1) детектор, преобразующий излучение от объекта в электрические импульсы;
- 2) электронный блок, обеспечивающий необходимые преобразования импульсов детектора (усиление и др.) и их передачу на регистрирующее устройство;
- 3) регистрирующее устройство, отображающее диагностическую информацию в той или иной форме; к нему могут прилагаться дополнительные устройства для обработки и анализа информации.

Методы радионуклидной диагностики условно можно разделить на три группы: радиографию, гамма-топографию и позитронно-эмиссионную томографию.

### 8.2.1. Радиография

*Радиография (гамма-хронография)* – метод функционального исследования, в основе которого лежит изучение *зависимости интенсивности гамма-излучения органа* (после введения радиофармацевтического препарата) *от времени*. Посредством таких исследований можно судить о движении крови по сосудам и камерам сердца, о функционировании печени, почек, легких и т. д.

Рассмотрим пример, связанный с широко распространенным радиографическим исследованием почек. Соответствующая гамма-хронограмма представлена на рис. 8.17. Радиоактивный препарат, введенный внутривенно, приносится с кровью в артерии почек. Это обуславливает быстрое появление гамма-излучения в области почек (возрастающая часть кривой). Затем содержимое канальцев стекает и в течение нескольких минут практически создается равновесие между поступлением и убыванием радиоактивного препарата, чему соответствует вершина кривой. В дальнейшем отток начинает преобладать над поступлением и количество гамма-квантов, поступающих на детектор за единицу времени, уменьшается – это вызывает

снижение кривой. Анализ полученных таким методом данных дает подробную информацию о функционировании почки.

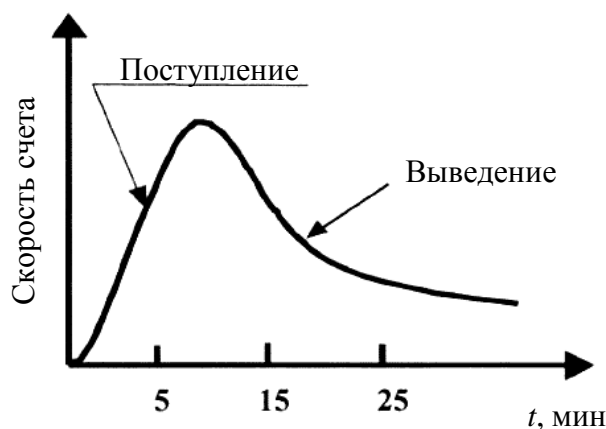


Рис. 8.17. Гамма-хронография почки

### 8.2.2. Гамма-топография

*Гамма-топография*, представляя собой клинико-анатомическое исследование, дает информацию о локализации, величине и положении органа. Она основана на изучении *пространственного распределения радионуклидов*, накапливающихся в органе. С помощью данного метода это распределение получают в виде изображения.

В качестве примера рассмотрим гамма-топограммы щитовидных желез (рис. 8.18). После введения радиоактивного препарата щитовидная железа накапливает его достаточно равномерно. Изображение нормальной щитовидной железы характеризуется четко выраженным разделением на две доли. Обе доли симметрично располагаются по обе стороны от срединной линии шеи.

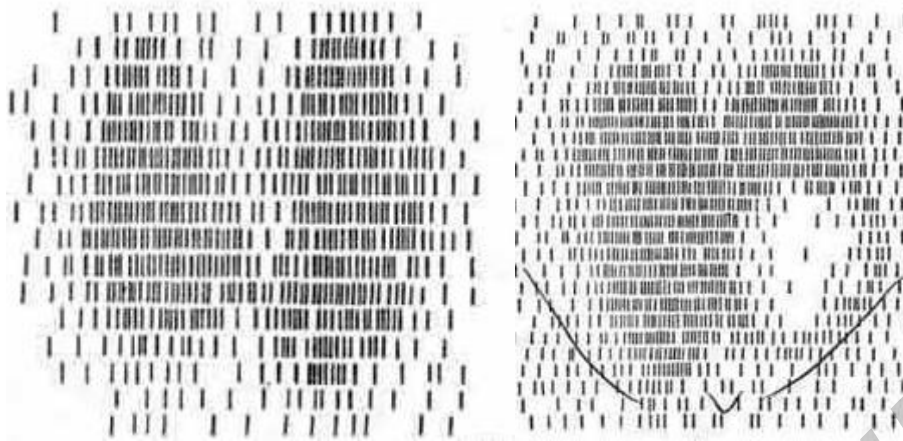


Рис. 8.18. Гамма-томограммы щитовидной железы:  
в норме (слева), при патологии (справа)

Однако возможно недостаточное накопление препарата. Это приводит к возникновению «холодного узла». «Холодный узел» (на гамма-томограмме выглядит светлым) означает, что накопление препарата в узле ниже, чем в окружающей ткани, или отсутствует вовсе. Это значит, что в узле находится нефункционирующая ткань, т. е. не вырабатывающая гормоны.

### 8.2.3. Позитронно-эмиссионная томография

*Позитронно-эмиссионная томография (ПЭТ)* – это новейший метод медицинской визуализации, основанный на применении радиофармпрепаратов (РФП), подверженных *позитронному* (т. е.  $\beta^+$ ) распаду (рис. 8.19.). Радиофармпрепарат вводится в исследуемый орган, где быстро распадается. Позитрон, испущенный в результате  $\beta^+$ -распада радиоизотопа, проходит в тканях не более 1–3 мм и сталкивается с электроном, в результате чего происходит их аннигиляция, при которой образуются два гамма-кванта с энергией  $h\nu \geq 0,51$  МэВ, летящими в противоположные стороны (рис. 8.19, а):  $\beta^+ + \beta^- = 2$  гамма-кванта.

Блок совпадений томографа выделяет только те гамма-кванты, которые *одновременно* зарегистрированы противоположно расположенными детекторами, определяя так называемую «линию ответа» (рис. 8.19, б). Затем компьютер

суммирует все линии ответа от пар детекторов и реконструирует изображение области, испускающей  $\beta^+$ -частицы (позитроны), показывая тем самым функционирующую часть исследуемого органа (рис. 8.19, в).

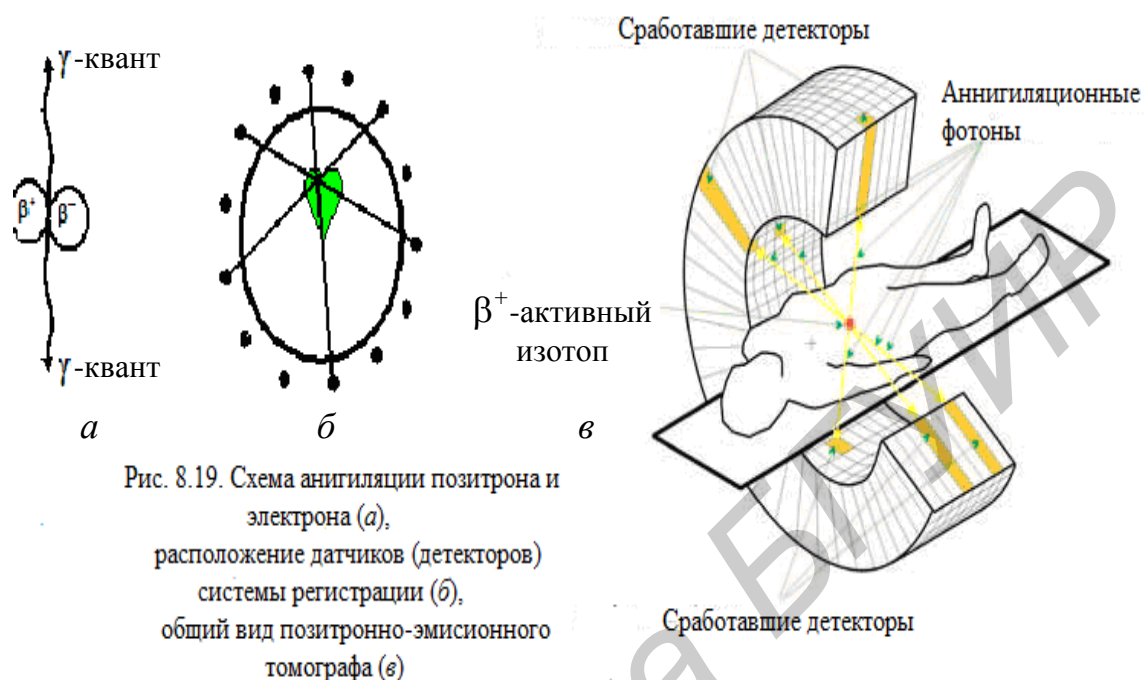


Рис. 8.19. Схема аннигиляции позитрона и электрона (а), расположение датчиков (детекторов) системы регистрации (б), общий вид позитронно-эмиссионного томографа (в)

Многие заболевания диагностируются при помощи ПЭТ намного раньше, чем на КТ и МРТ, поскольку функциональные изменения на клеточном уровне предшествуют морфологическим изменениям.

В качестве радиофармпрепарата для ПЭТ при диагностике онкологических заболеваний наиболее часто используется флюородиоксиглюкоза –  $FDG^{18}$ . Этот препарат является аналогом глюкозы, но в нем стабильный фтор заменен его радиоактивным изотопом с периодом полураспада 110 мин. Клетки опухоли потребляют и накапливают глюкозу гораздо активнее нормальных тканей. На основе распределения помеченной глюкозы по организму и строятся результаты ПЭТ исследования.

При этом органы окрашиваются в различные цвета, показывая места большего или меньшего скопления глюкозы.

Так как раковые клетки требуют постоянно высокой концентрации глюкозы, то врач может обнаружить злокачественную опухоль. Метастазы могут также быть своевременно обнаружены, как показывает нижеследующий пример.

На рис. 8.20 мы видим распределение введенной глюкозы в теле. Места ее наибольшей концентрации окрашиваются в темный цвет, наименьшей – в более светлый. Наибольшая концентрация глюкозы наблюдается в головном мозге и мочевом пузыре, через который субстанция выводится из организма наружу.

Кроме того, видно, что у этого пациента нижний отдел легких и верхний отдел живота тоже имеют темную окраску. Он страдал раком кишечника и был прооперирован. Но очевидно неудачно, рак опять дал метастазы.



Рис. 8.20. Позитронно-эмиссионная томограмма тела пациента

Сама по себе позитронно-эмиссионная томография не позволяет определить точную локализацию накопления радиофармпрепарата. Для этого ее сочетают с проведением компьютерной томографии. КТ дает детальную анатомическую картину исследуемой зоны, на ПЭТ оценивается наличие в ней исследуемых функциональных процессов (например опухолевого роста). Такое исследование называется ПЭТ-КТ. Большинству пациентов в настоящее время проводится именно этот вид исследования.

## Контрольные вопросы к разделу «Явления ядерной физики в лучевой диагностике»

1. Как образуется магнитный момент ядра? Какие атомные ядра называются парамагнитными? Приведите примеры.
2. Как ведет себя протон во внешнем магнитном поле? Что такое прецессия?
3. Как влияет магнитное поле на энергию атомного ядра?
4. В чем состоит явление ядерного магнитного резонанса? При каком условии он наступает?
5. Как формируются вектора продольной и поперечной намагниченности?
6. Как возникает магниторезонансный сигнал (сигнал спада свободной индукции)?
7. Что из себя представляют времена продольной  $T_1$  и поперечной  $T_2$  релаксаций?
8. Что влияет на контраст изображения при магниторезонансной томографии? Какие виды магниторезонансных изображений существуют?
9. Как в МРТ решается проблема пространственной локализации изображения?
10. Из каких структурных элементов состоит магниторезонансный томограф?
11. Перечислите достоинства и недостатки метода МРТ.
12. С введением каких препаратов связаны все радионуклидные методы диагностики?
13. Какие требования предъявляются к радиофармацевтическому препарату (РФП)?
14. Из каких трех основных блоков состоят радиодиагностические приборы?
15. Изучение какой зависимости лежит в основе радиографии?
16. На чем основана гамма-топография?

17. Какое физическое явление используется в позитронно-эмиссионной томографии?

18. В чем состоит принцип ПЭТ?

19. Почему ПЭТ сочетают с проведением компьютерной томографии?

Библиотека БГУИР

## КРАТКИЙ ТЕРМИНОЛОГИЧЕСКИЙ СЛОВАРЬ

Так как изложение медицинской и биологической физики требует использования специальных терминов, то содержание одной части из них определено в сносках, а другой – в данном словаре. Это должно способствовать изучению предмета студентами технического вуза и сделать его более интересным.

1. **Аденозинтрифосфат (АТФ)** – универсальный аккумулятор энергии в живых организмах.

2. **Аденозидифосфат (АДФ)** – результат расщепления АТФ под действием фермента (АТФ-азы), при этом еще образуется фосфатная группа (Ф).

3. **Аксон** – отросток нервной клетки (нейрона), проводящий нервные импульсы (потенциалы *действия*) от тела клетки к иннервируемым органам или другим нервным клеткам. Пучки аксонов образуют нервы.

4. **Актин** – *мышечный* белок.

5. **Анизотропия** (от греч. *anisos* – неравный и *tropos* – направление) – зависимость свойств среды от направления.

6. **Атрофия** – уменьшение массы и объема органа или ткани, сопровождающееся *ослаблением* или прекращением их функций.

7. **Белки** – высокомолекулярные органические вещества, которые составляют основу всех живых *организмов*. В организме выполняют структурную (построение тканей и клеточных компонентов) и функциональную (ферменты, гормоны и т. д.) роль. Необходимость их постоянного обновления лежит в основе обмена веществ.

8. **Громкость звука** – величина слухового ощущения, зависящая от интенсивности звука и его частоты. Единица измерения – фон.

9. **Диафиз** – средняя часть трубчатой кости, состоящая из компактной костной ткани.



10. **Диафрагма** – мышечная перегородка, отделяющая грудную полость от брюшной.

11. **Железы** – орган, продуцирующий физиологически активные вещества или концентрирующий и выводящий из организма конечные продукты диссимиляции.

12. **Жидкие кристаллы** – жидкости, обладающие анизотропией свойств (оптических, электрических и т. д.), связанной с упорядоченностью в ориентации их молекул.

13. **Иннервация** – связь органов и тканей с центральной нервной системой при помощи нервов.

14. **Кератомия** – рассечение роговицы; производится по поводу некоторых патологических процессов в роговице или в качестве доступа при внутриглазных хирургических операциях.

15. **Конформации** (от лат. *conformatio* – форма, расположение) – геометрические формы, принимаемые молекулами органических соединений при свободном вращении отдельных фрагментов молекул вокруг углерод – углеродных связей.

16. **Кривые равной громкости** – кривые, характеризующие зависимости интенсивности или уровня интенсивности звука от частоты при постоянном уровне громкости.

17. **Ламелла** – форма, представляющая собой тонкую пластинку.

18. **Липиды** (от греч. *lipos* – жир) – группа природных органических соединений, включающая жиры и жироподобные вещества, один из основных компонентов биологических мембран.

19. **Медицинская и биологическая физика** – комплекс разделов прикладной физики и биофизики, в котором рассматриваются физические законы, явления и процессы применительно к решению медико-биологических задач.

20. **Метаболизм (синоним – обмен веществ и энергии)** – совокупность процессов превращения веществ и энергии в живом организме и обмена организма веществами и энергией с окружающей средой.

21. **Миозин** – белок, входящий в состав миофибрилл.

22. **Миофибрилла** – сократительная структура мышечных тканей.

23. **Морфогенез** (от греч. *morphe* – образ, форма и *genesis* – возникновение, зарождение) – формообразование, совокупность процессов, результатом которых является образование формы, структуры, организации живых тел. Различают *онтогенез* и *филогенез*:

– онтогенез – это совокупность процессов, приводящих к развитию из одной оплодотворенной клетки животного или растения сложного многоклеточного организма, в структуре которого дифференцируются ткани, органы и системы органов;

– филогенез – совокупность процессов, в результате которых на протяжении жизни многих поколений возникают, изменяются и сменяют друг друга характерные черты организации живых существ.

24. **Нейрон** – клетка, способная воспринимать раздражение, переходить в состояние возбуждения, вырабатывать нервные импульсы и передавать их другим клеткам; является структурной и функциональной единицей нервной системы.

25. **Нерв** – анатомическое образование, которое состоит из пучков нервных волокон, окруженных соединительно-ткаными оболочками; обеспечивает проведение нервных импульсов; основная часть периферической нервной системы.

26. **Остеомиелит** (от греч. *osteon* – кость и *myelos* – мозг) – воспаление костного мозга, обычно с распространением на все слои кости.

27. **Патология** – любое отклонение от нормы.

28. **Плазма крови** – жидкая часть крови, остающаяся после удаления ее форменных элементов.

29. **Регенерация** – восстановление организмом утраченных или поврежденных частей.

30. **Рецепторы** (от лат. *reseptor* – принимающий) – анатомическое образование, преобразующее раздражения (стимулы), воспринимаемые извне или из

внутренней среды организма, в нервное возбуждение, передаваемое в центральную нервную систему.

31. **Система нервная** – система органов, осуществляющая связь организма с внешней средой, взаимосвязь органов между собой и тем самым регулицию и координацию всех функций организма.

32. **Сустав** – подвижное соединение костей, в котором их концы (суставные поверхности) разделены суставной полостью, содержащей синовиальную жидкость.

33. **Ткань** – система клеток и неклеточных структур, объединенных общей функцией, строением и происхождением.

34. **Трабекула костная** – общее название участков губчатого вещества кости, расположенных в определенной зависимости от механических воздействий на кость.

35. **Ферменты** – биологические катализаторы (ускорители химических реакций), присутствующие во всех живых клетках; осуществляют превращения веществ в организме, поправляя и регулируя тем самым его обмен веществ.

36. **Фибр...** – составная часть сложных слов, означающая «относящийся к волокнистой ткани», «волокнистый».

37. **Цито...** – составная часть сложных слов, означающая «относящийся к клетке», «клеточный».

38. **Цитоплазма** – содержимое живой клетки, не включающее ядро.

39. **Эндолимфа** – прозрачная, бедная белками жидкость, заключенная внутри перепончатого лабиринта внутреннего уха.

40. **Эпифиз** – расширенный конец трубчатой кости, состоящий из губчатой костной ткани.

41. **Эритроцит** – безъядерный форменный элемент крови, содержащий гемоглобин.

## ЛИТЕРАТУРА

1. Ремизов, А. Н. Медицинская и биологическая физика : учебник для вузов / А. Н. Ремизов. – 4-е изд., испр. и перераб. – М. : ГЭОТАР–Медиа, 2012.
2. Ливенцев, Н. М. Курс физики : учебник для вузов / Н. М. Ливенцев. – 6-е изд., перераб. и доп. – М. : Высш. шк., 1978.
3. Самойлов, В. О. Медицинская биофизика : учебник / В. О. Самойлов. – 2-е изд., испр. и доп. – СПб. : СпецЛит, 2007.
4. Корнеев, Ю. А. Медицинская и биологическая физика / Ю. А. Корнеев, А. П. Коршунов, В. И. Подгаев. – М. : Мед. книга; Н. Новгород : НГМА, 2001.
5. Основы физики и биофизики / А. И. Журавлев [и др.]. – М. : Мир, 2005.
6. Мэрион, Дж. Б. Общая физика с биологическими примерами / Дж. Б. Мэрион; под ред. А. Д. Суханова ; пер. с англ. В. Г. Буданова. – М. : Высш. шк., 1986.
7. Биофизика : учебник для вузов / В. Ф. Антонов [и др.]. – 3-е изд., испр. и доп. – М. : Гуманит. изд. центр ВЛАДОС, 2006.
8. Куклев, Ю. И. Физическая экология : учеб. пособие / Ю. И. Куклев. – М. : Высш. шк., 2001.
9. Ясногородский, В. Г. Электротерапия / В. Г. Ясногородский. – М. : Медицина, 1987.
10. Пономаренко, Г. Н. Электромагнитотерапия и светолечение / Г. Н. Пономаренко. – СПб. : Мир и семья-95, 1995.
11. Улащик, В. С. Ультразвуковая терапия / В. С. Улащик, А. А. Чиркин. – Минск : Беларусь, 1983.
12. Биофизика : учебник / Ю. А. Владимиров [и др.]. – М. : Медицина, 1983.
13. Шмидт, Р. Физиология человека. В 3 т. / под ред. Р. Шмидта, Г. Тевса ; пер. с англ. – М. : Мир, 1996.
14. Медицинская электронная аппаратура / Л. Кромвелл [и др.] ; пер. с англ. – М. : Радио и связь, 1981.

15. Ильич, Г. К. Колебания и волны, акустика, гемодинамика / Г. К. Ильич. – Минск : МГМИ, 2000.
16. Лещенко, В. Г. Физические основы электростимуляции / В. Г. Лещенко, З. В. Межевич. – Минск : МГМИ, 1999.
17. Лещенко, В. Г. Введение в спектральный и люминесцентный анализ / В. Г. Лещенко. – Минск : БГМУ, 2002.
18. Ильич, Г. К. Ионизирующие излучения / Г. К. Ильич. – Минск : БГМУ, 2003.
19. Инсарова, Н. И. Изучение физических принципов работы лазеров и свойств лазерного излучения. Применение лазеров в медицине / Н. И. Инсарова. – Минск : МГМИ, 1994.
20. Инсарова, Н. И. Элементы биомеханики : учеб.-метод. пособие / Н. И. Инсарова, В. Г. Лещенко. – Минск : БГМУ, 2005.
21. Уэбб, С. Физика визуализации изображений в медицине / под ред. С. Уэбба ; пер. с англ. – М. : Наука, 1981.
22. Механика кровообращения / К. Каро [и др.] ; пер. с англ. – М. : Мир, 1981.
23. Сидоренко, Г. И. Инструментальные методы исследования в кардиологии : руководство / под ред. Г. И. Сидоренко. – Минск : БелНИИ кардиологии, 1994.
24. Давид, Р. Введение в биофизику / Р. Давид ; пер. с франц. – М. : Мир, 1982.
25. Блинов, Н. Н. Основы рентгенодиагностической техники : учеб. пособие для студентов мед. вузов / под ред. Н. Н. Блинова [и др.]. – М. : Медицина, 2002.
26. Антонов, В. Ф. Физика и биофизика / под ред. В. Ф. Антонова. – М. : ГЭОТАР – Медиа, 2008.
27. Педли, Т. Гидродинамика крупных кровеносных сосудов / Т. Педли ; пер. с англ. – М. : Мир, 1983.

28. Бегун, П. И. Биомеханика : учебник для вузов / П. И. Бегун, Ю. А. Шукейло. – СПб. : Политехника, 2000.
29. Зильбер, А. П. Клиническая физиология в анестезиологии и реаниматологии / А. П. Зильбер. – М. : Медицина, 1984.
30. Глазер, Р. Очерк основ биомеханики / Р. Глазер ; пер. с нем. – М. : Мир, 1988.
31. Линдербратен, Л. Д. Медицинская радиология (основы лучевой диагностики и лучевой терапии) : учебник / Л. Д. Линдербратен, И. П. Королюк. – 2-е изд., перераб. и доп. – М. : Медицина, 2000.
32. Федорова, В. Н. Краткий курс медицинской и биологической физики с элементами реабилитологии / В. Н. Федорова, Л. А. Степанова. – М. : ФИЗМАТЛИТ, 2005.
33. Баранов, А. П. Медицинская и биологическая физика / А. П. Баранов, М. Ф. Клименок. – 2-е изд. – Витебск : ВГМУ, 2010.
34. Титомир, Л. И. Электрический генератор сердца / Л. И. Титомир. – М. : Наука, 1980.
35. Фролов, К. В. Вибрации в технике : справочник в 6 томах. Т. 6 / под ред. К. В. Фролова. – М. : Машиностроение, 1981.
36. Цедерс, Э. Э. Механические свойства кровеносных сосудов человека в зависимости от их локализации / Э. Э. Цедерс, Б. А. Пурия // Механика полимеров. – 1975. – №2.
37. Park, Joon B. Biomaterials, an Introduction / Joon B. Park. – N.-Y., L.: Plenum Press, 1979.
38. Большая медицинская энциклопедия В 30 т. / гл. ред. Б. В. Петровский. – М. : Сов. энцикл., 1980–1989.
39. Советский энциклопедический словарь / гл. ред. А. М. Прохоров. – М. : Сов. энцикл., 1982.

40. Физика в стоматологии: учеб. пособие для студентов учреждений высшего образования по специальности «Стоматология» / А. А. Иванов [и др.]. – Минск : ИВЦ Минфина, 2012.
41. Лещенко, В. Г. Медицинская и биологическая физика : учеб. пособие / В. Г. Лещенко, Г. К. Ильич. – Минск : Новое знание; М. : ИНФРА-М, 2012.
42. Пономоренко, Г. Н. Биофизические основы физиотерапии: учеб. пособие / Г. Н. Пономоренко, И. И. Турковский. – М. : ОАО «Издательство «Медицина», 2006.
43. Вертц, Дж. Теория и практические приложения метода ЭПР/ Дж. Вертц, Дж. Болтон ; пер с англ. – М. : Мир, 1975.
44. Ринкк, П. А. Магнитный резонанс в медицине / П. А. Ринкк ; пер. с англ. – М. : ГЭОТАР – Медиа, 2003.
45. Тучин, В. В. Лазеры и волоконная оптика в биомедицинских исследованиях / В. В. Тучин. – Саратов : Изд-во Саратов. ун-та, 1998.
46. Биофизика для инженеров / Под ред. С. П. Вихрова, В. О. Самойлова. – М. : Горячая линия-Телеком, 2008.
47. Календер, В. Компьютерная термография / В. Календер ; пер. с англ. – М. : Техносфера, 2006.
48. Александров, М. Т. Лазерная клиническая биофотометрия (теория, эксперимент, практика) / М. Т. Александров – М : Техносфера, 2008.
49. Илясов, Л. В. Биомедицинская измерительная техника : учеб. пособие для вузов / Л. В. Илясов. – М. : Высш. шк., 2007.
50. Улащик, В. С. Достижения и перспективы развития современной физической терапии / В. С. Улащик // Здоровоохранение. – 2013. – №1.
51. Физико-технические основы рентгенологии, компьютерной и магниторезонансной томографии. Фотопроект и информационные технологии в лучевой диагностике / Т. Н. Трофимова [и др.]. – СПб. : Издательский дом СПбМАПО, 2007.

## СОДЕРЖАНИЕ

<b>От авторов.....</b>	<b>3</b>
<b>Раздел 1. Биомеханика.....</b>	<b>4</b>
1.1. Кинематика и динамика движений .....	5
1.2. Механические свойства биологических тканей .....	12
1.2.1. Физические основы воздействия механических нагрузок на вещество.....	12
1.2.2. Особенности механических свойств биологических тканей.....	17
1.2.3. Механические свойства костной ткани.....	24
1.2.4. Механические свойства хрящевой ткани (суставного хряща) .....	32
1.2.5. Механические свойства мягких биологических тканей, тканей кровеносных сосудов .....	34
1.2.6. Механические свойства кожи .....	39
1.3. Биомеханика кровообращения .....	44
1.3.1. Характеристики течения жидкостей, условие неразрывности струи, идеальная жидкость, уравнение Бернулли .....	46
1.3.2. Элементы гидродинамики вязкой жидкости .....	52
1.3.3. Закономерности движения крови по сосудам (большой круг кровообращения) .....	62
1.4. Биомеханика внешнего дыхания.....	72
1.4.1. Физическая природа поверхностных явлений.....	73
1.4.2. Физические закономерности, определяющие механизмы вдоха и выдоха.....	79
Контрольные вопросы к разделу «Биомеханика» .....	82
<b>Раздел 2. Акустика. Ультразвук и его медицинское применение .....</b>	<b>85</b>
2.1. Природа акустических волн .....	85
2.1.1. Классификация звуков .....	86



2.1.2. Физические характеристики звуковых волн и характеристики слухового ощущения .....	87
2.1.3. Отражение и поглощение акустических волн .....	93
2.1.4. Механизм восприятия звука .....	94
2.1.5. Звуковые методы исследования в медицине .....	97
2.2. Ультразвук и его медицинское применение .....	99
2.2.1. Получение и регистрация ультразвука.....	99
2.2.2. Характерные свойства ультразвука, определяющие его применение в медицине.....	101
2.2.3. Использование ультразвука в медицинской диагностике.....	103
2.3. Вибрации. Их действие на организм человека. ....	111
Контрольные вопросы к разделу «Акустика. Ультразвук и его медицинское применение» .....	113
<b>Раздел 3. Биофизика мембран</b> .....	115
3.1. Структура и свойства биологических мембран.....	115
3.1.1. Некоторые физические методы исследования мембран .....	119
3.2. Транспорт молекул и ионов через мембраны .....	124
3.2.1. Пассивный транспорт веществ.....	125
3.2.2. Физические основы и математическое описание процесса пассивного транспорта .....	127
3.2.3. Активный транспорт ионов. Механизм активного транспорта ионов на примере натрий-калиевого насоса .....	132
3.3. Мембранные потенциалы клетки.....	134
3.3.1. Равновесные потенциалы. Уравнение Нернста.....	136
3.3.2. Потенциал покоя клетки .....	137
3.4. Закономерности возбуждения тканей электрическим током.....	138
3.4.1. Критический потенциал возбуждения. Генерация потенциала действия, его характеристики .....	139

3.4.2. Распространение потенциала действия по аксонам.....	143
3.5. Элементы биофизики мышечного сокращения.....	146
3.5.1. Структура поперечно-полосатой мышцы .....	146
3.5.2. Электромеханическое сопряжение в мышцах.....	148
3.6. Биофизические основы зрительной рецепции.....	150
3.6.1. Светопреломляющая система глаза.....	150
3.6.2. Строение сетчатки и светочувствительных клеток .....	152
3.6.3. Биофизика фоторецепции.....	154
Контрольные вопросы к разделу «Биофизика мембран».....	157
<b>Раздел 4. Биологическая электродинамика .....</b>	<b>159</b>
4.1. Собственные электрические поля тела человека. Физические основы электрографии органов и тканей .....	159
4.1.1. Электрический диполь, электрическое поле диполя, токовый диполь .....	159
4.1.2. Физические основы электрокардиографии.....	164
4.1.3. Метод исследования электрической активности головного мозга – электроэнцефалография (ЭЭГ) .....	172
4.2. Собственные магнитные поля тела человека. Магнитодиагностика .....	173
4.2.1. Физические основы магнитокардиографии.....	174
4.2.2. Метод исследования магнитной активности головного мозга – магнитоэнцефалография (МЭГ) .....	177
4.3. Электрические и магнитные свойства тканей организма.....	179
4.3.1. Особенности электропроводимости биологических тканей.....	179
4.3.2. Электропроводность биологических тканей для постоянного тока.....	181
4.3.3. Лечебные методы, основанные на использовании постоянного тока.....	184

4.3.4. Электропроводность биологических тканей для переменного тока. Эквивалентная электрическая схема живой ткани. Физические основы реографии (импедансной плетизмографии) .....	186
4.3.5. Магнитные свойства тканей и органов и действие на них внешнего магнитного поля .....	194
4.4. Физические основы электростимуляции тканей и органов .....	196
4.4.1. Параметры импульсного сигнала прямоугольной и произвольной формы .....	198
4.4.2. Числовые значения параметров импульсов при электростимуляции. Закон Дюбуа-Реймона.....	200
4.4.3. Зависимость возбуждения от длительности импульса. Кривая электровозбудимости. Реобаза и хронаксия. Понятие о хронаксиметрии .....	201
4.4.4. Блок-схема электростимулятора.....	203
4.4.5. Примеры использования электростимуляции органов и тканей....	204
4.5. Биологическое действие токов и электромагнитных полей высокой, ультравысокой, сверхвысокой и крайне высокой частоты ....	205
4.5.1. Диатермия.....	207
4.5.2. Индуктотермия .....	211
4.5.3. УВЧ-терапия .....	212
4.5.4. Микроволновая терапия.....	215
4.6. Нетепловые физиотерапевтические процедуры, в которых используются токи высокой и крайне высокой частоты .....	217
4.6.1. Местная дарсонвализация.....	218
4.6.2. Крайне высокочастотная терапия (КВЧ-терапия) .....	219
Контрольные вопросы к разделу «Биологическая электродинамика» .....	221
<b>Раздел 5. Оптические свойства биологических тканей .....</b>	<b>224</b>
5.1. Поглощение света .....	224

5.2. Рассеяние света .....	227
5.2.1. Учет поглощения и рассеяния. Коэффициент ослабления .....	231
5.3. Отражение света. Зеркальное и диффузное отражение.....	232
5.4. Оптические характеристики биологических тканей.....	233
5.4.1. Диагностика и лечение заболеваний на основе данных биофотометрии .....	233
5.5. Люминесценция .....	238
5.5.1. Виды люминесценции. Ее характеристики и законы .....	239
5.5.2. Люминесцентный анализ в медицине .....	242
Контрольные вопросы к разделу «Оптические свойства биологических тканей» .....	246
<b>Раздел 6. Тепловое излучение тел .....</b>	<b>248</b>
6.1. Характеристики теплового излучения.....	248
6.2. Законы теплового излучения .....	251
6.3. Основы термографии. Теплоотдача организма .....	252
Контрольные вопросы к разделу «Тепловое излучение».....	256
<b>Раздел 7. Рентгеновское излучение .....</b>	<b>258</b>
7.1. Тормозное рентгеновское излучение, его получение и спектральные свойства .....	258
7.2. Характеристическое рентгеновское излучение, его получение и спектральные свойства .....	261
7.3. Взаимодействие рентгеновского излучения с веществом, биологическое действие излучения.....	263
7.4. Закон ослабления рентгеновского излучения, слой половинного ослабления .....	268
7.5. Физические принципы использования рентгеновского излучения в медицине.....	270

7.6. Рентгеновская компьютерная томография .....	275
7.6.1. Проблемы получения изображений при использовании стандартных методов рентгеновского исследования.....	275
7.6.2. Принцип работы компьютерного томографа .....	277
7.6.3. Современные рентгеновские компьютерные томографы.....	283
Контрольные вопросы к разделу «Рентгеновское излучение» .....	286
<b>Раздел 8. Явления ядерной физики в лучевой диагностике.....</b>	<b>288</b>
8.1. Ядерный магнитный резонанс: физические основы явления и его применение в медицине .....	288
8.1.1. Физические основы явления ядерного магнитного резонанса .....	290
8.1.2. Взвешенность и контраст МРТ-изображения.....	298
8.1.3. Процедура пространственной локализации изображения в МР-томографии .....	303
8.1.4. Устройство МР-томографа .....	305
8.1.5. Достоинства и недостатки метода МРТ .....	307
8.2. Принципы радионуклидных методов диагностики .....	308
8.2.1. Радиография.....	309
8.2.2. Гамма-топография.....	310
8.2.3. Позитронно-эмиссионная томография .....	311
Контрольные вопросы к разделу «Явления ядерной физики в лучевой диагностике».....	314
<b>Краткий терминологический словарь .....</b>	<b>316</b>
<b>Литература.....</b>	<b>320</b>

*Учебное издание*

**Иванов** Александр Аркадьевич  
**Инсарова** Наталья Ивановна  
**Лешенко** Вячеслав Григорьевич  
**Дик** Сергей Константинович

## **МЕДИЦИНСКАЯ И БИОЛОГИЧЕСКАЯ ФИЗИКА**

УЧЕБНОЕ ПОСОБИЕ

Редактор *М. А. Зайцева*  
Корректор *Е. Н. Батурчик*  
Компьютерная правка, оригинал-макет *Е. Г. Бабичева*

Подписано в печать 30.06.2014. Формат 60x84 1/16. Бумага офсетная. Гарнитура «Таймс».  
Отпечатано на ризографе. Усл. печ. л. 19,41. Уч.-изд. л. 15,5. Тираж 250 экз. Заказ 15.

Издатель и полиграфическое исполнение: учреждение образования  
«Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники».  
Свидетельство о государственной регистрации издателя, изготовителя,  
распространителя печатных изданий №1/238 от 24.03.2014,  
№2/113 от 07.04.2014, №3/615 от 07.04.2014.  
ЛП №02330/264 от 14.04.2014.  
220013, Минск, П. Бровка, 6