

УЧЕБНОЕ
ПОСОБИЕ

МЕДИЦИНСКАЯ ФИЗИКА

КУРС ЛЕКЦИЙ

Министерство науки и высшего образования РФ

Рекомендовано Координационным советом по области образования
«Здравоохранение и медицинские науки» в качестве учебника
для использования в образовательных учреждениях, реализующих основные
профессиональные образовательные программы высшего образования
уровня специалитета по направлениям подготовки
31.05.01 «Лечебное дело», 31.05.02 «Педиатрия», 31.05.03 «Стоматология»,
32.05.01 «Медико-профилактическое дело»

Регистрационный номер рецензии 950 от 19 декабря 2019 г.



Москва
ИЗДАТЕЛЬСКАЯ ГРУППА
«ГЭОТАР-Медиа»
2021

ОГЛАВЛЕНИЕ

Список сокращений	4
Введение	5
Лекция 1. Элементы теории вероятностей и математической статистики.	6
Лекция 2. Механические колебания и волны. Акустика.	37
Лекция 3. Течение и свойства жидкостей. Физические основы гемодинамики	64
Лекция 4. Электродинамика	83
Лекция 5. Оптика. Тепловое излучение	134
Лекция 6. Основы фотобиологии	165
Лекция 7. Биофизика клетки. Механизмы транспорта веществ	180
Лекция 8. Термодинамика биологических систем	195
Лекция 9. Ионизирующие излучения. Дозиметрия	207
Лекция 10. Основы стоматологического материаловедения	223
Физические единицы измерения. Международная система единиц.	258
Список литературы	262
Предметный указатель	263

Лекция 3

ТЕЧЕНИЕ И СВОЙСТВА ЖИДКОСТЕЙ. ФИЗИЧЕСКИЕ ОСНОВЫ ГЕМОДИНАМИКИ

И.О. Кривцова

3.1. ТЕЧЕНИЕ ВЯЗКОЙ ЖИДКОСТИ

Гидродинамикой называют раздел физики, в котором изучают вопросы движения несжимаемых жидкостей и взаимодействие их при этом с окружающими твердыми телами.

Гемодинамикой называют изучение движения крови по сосудистой системе в соответствии с законами гидродинамики.

Внутреннее трение, или вязкость

В реальной жидкости в результате взаимного притяжения молекул существует внутреннее трение. Оно проявляется при помешивании жидкости, вызывает замедление скорости падения в ней тел и т.д. Явление внутреннего трения (или вязкости) можно рассматривать следующим образом.

Пусть 2 слоя жидкости, находящиеся на расстоянии dx друг от друга, имеют скорости v_1 и v_2 . Со стороны слоя, который движется быстрее, на слой, который движется медленнее, действует ускоряющая его сила, и наоборот. Это силы внутреннего трения, направленные по касательной к поверхности слоя.

Ньютон установил, что сила внутреннего трения между двумя параллельными слоями жидкости, которые движутся с различными скоростями, тем больше, чем больше площадь соприкасающихся слоев (рис. 3.1). Она зависит от изменения скорости течения жидкости при переходе от слоя к слою (уравнение Ньютона):

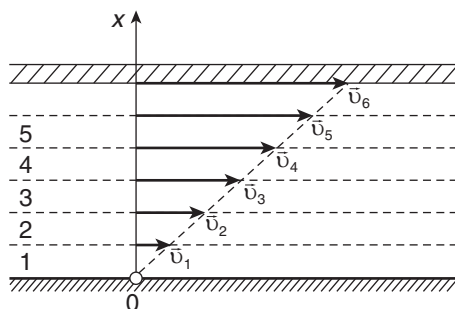


Рис. 3.1. Изменения скорости течения жидкости при переходе от слоя к слою

$$F_{\text{тр.}} = \eta \cdot \frac{dv}{dx} \cdot S, \quad (3.1)$$

где η — коэффициент внутреннего трения (или вязкость) жидкости; $\frac{dv}{dx}$ — изменение скорости, отнесенное к расстоянию между слоями в направлении, перпендикулярном скорости (градиент скорости), S — площадь соприкасающихся слоев.

Из уравнения Ньютона следует, что

$$\eta = \frac{F_{\text{тр.}}}{S \frac{dv}{dx}}. \quad (3.2)$$

Вязкость — величина, численно равная силе трения, возникающей при течении между двумя слоями жидкости, соприкасающимися на площади, равной 1 м^2 при градиенте скорости между ними, также равном 1 м/с .

Единицей измерения вязкости в СИ является паскаль (Па) · секунда (с). Внесистемной единицей вязкости является пуаз (П). Соотношение единиц вязкости: $1 \text{ Па} \cdot \text{с} = 10 \text{ П}$.

В медицинской практике пользуются понятием относительной вязкости $\eta_{\text{отн}}$, под которой понимают отношение вязкости данной жидкости η к вязкости воды η_0 при той же температуре: $\eta_{\text{отн}} = \frac{\eta}{\eta_0}$ ($0,01 \text{ П}$ — вязкость воды при 20°C).

Все жидкости можно разделить на 2 вида. Жидкости, течение которых подчиняется уравнению Ньютона (3.1) и вязкость которых не зависит от градиента скорости, называются **ньютоновскими**.

Жидкости, не подчиняющиеся уравнению Ньютона, вязкость которых зависит от режима течения — давления и градиента скорости, называются **неньютоновскими**.

Таблица 3.1. Виды жидкостей

Ньютоновские	Неньютоновские
К ним относятся вода, водные растворы неорганических солей, кислот, оснований, глюкозы, сахарозы, органические растворители, плазма крови	К ним относятся растворы высокомолекулярных соединений, растворы полимеров, суспензии и эмульсии. Из биологических жидкостей — желчь, моча, кровь
Вязкость таких жидкостей зависит только от природы жидкости и температуры. С повышением температуры вязкость уменьшается	Кровь — суспензия форменных элементов в плазме

Таблица 3.2. Факторы, влияющие на вязкость

Градиент скорости (скорость сдвига)	Температура	Объемная концентрация эритроцитов
При малом градиенте скорости ($0,01 \text{ с}^{-1}$) вязкость — $0,8 \text{ Па} \cdot \text{с}$. При его значениях $>100 \text{ с}^{-1}$ изменения вязкости не столь резки, а при достижении градиента скорости порядка 200 с^{-1} вязкость практически постоянна (рис. 3.2)	Ее влияние обусловлено молекулярно-кинетическими процессами. Охлаждение крови с 37 до 10°C ведет к увеличению вязкости примерно в 2 раза	С ее увеличением вязкость крови возрастает (вязкость плазмы возрастает при повышении концентрации белка)

Вязкость крови в норме 4–5, плазмы 1,8–2,5, слюны 1,1–1,32 мПа · с [у новорожденных первой недели увеличена вязкость ($10\text{--}15 \text{ мПа} \cdot \text{с}$), но к концу первого месяца она достигает уровня взрослых].

Вязкость венозной крови несколько больше, чем артериальной, что связано с поступлением в эритроциты углекислого газа (CO_2), благодаря чему незначительно увеличивается их размер. Вязкость крови возрастает при опорожнении депо крови, содержащей большее число эритроцитов. Вязкость плазмы не превышает 1,8–2,2. При обильном белковом питании вязкость плазмы, а следовательно, и крови может повышаться.

Особенности вязкости крови

1. Вязкость крови прямо пропорциональна концентрации белков.
2. Вязкость крови прямо пропорциональна количеству клеток (особенно эритроцитов).
3. Стужение крови повышает вязкость, гидремия — понижает.

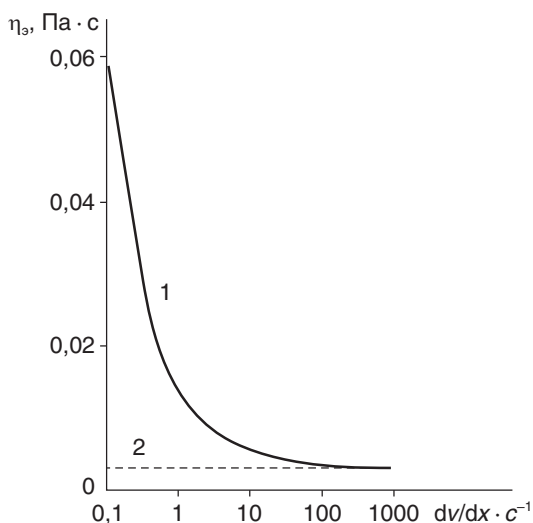


Рис. 3.2. Зависимость эффективной вязкости крови от градиента скорости

4. При уменьшении диаметра сосуда (от 300 до 7 мкм) вязкость крови снижается.
5. При повышении артериального давления вязкость снижается, и наоборот.

Значение вязкости для циркулирующей крови: гидродинамическое сопротивление прямо пропорционально вязкости.

Течение жидкости по трубам

Скорость молекулярных слоев жидкости возрастает от пристеночных слоев к центру трубы. Распределение имеет параболический характер (рис. 3.3).

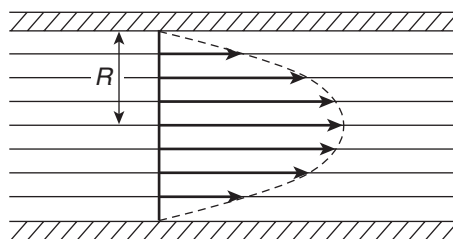


Рис. 3.3. Распределение скорости молекулярных слоев

Средняя скорость v_{cp} течения жидкости по круглой трубе постоянного сечения прямо пропорциональна градиенту давления $\frac{p_1 - p_2}{l}$, квадрату радиуса трубы R^2 и обратно пропорциональна вязкости жидкости η (рис. 3.4):

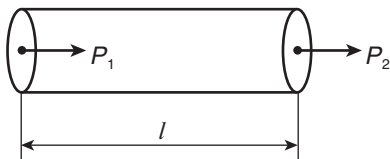


Рис. 3.4. Сечение трубы радиуса R

Средняя скорость v_{cp} течения жидкости вычисляется по формуле:

$$v_{cp} = \frac{p_1 - p_2}{l} \frac{R^2}{8\eta}, \quad (3.3)$$

где p_1 и p_2 — давление в начале и в конце трубы длиной l .

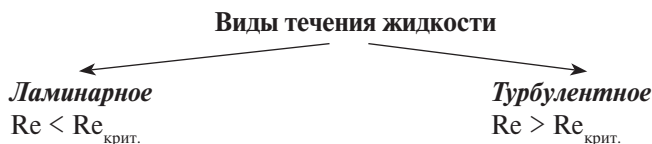
Средняя скорость течения жидкости определяет количество жидкости Q , протекающее через поперечное сечение трубы в единицу времени: $Q = v_{cp}S$, $S = \pi R^2$, тогда получаем **формулу Пуазейля**:

$$Q = \frac{p_1 - p_2}{l} \cdot \frac{\pi R^4}{8\eta}. \quad (3.4)$$

Обозначим величину $\omega = \frac{8\eta l}{\pi R^4}$ **гидравлическим сопротивлением**. Оно обратно пропорционально четвертой степени радиуса.

В клинической практике в соответствии с законом Пуазейля рассчитывают:

- ▶ объемный кровоток ($Q = \frac{P_a}{\omega}$) прямо пропорционален давлению в аорте P_a и обратно пропорционален гидравлическому сопротивлению сосудов ω ;
- ▶ линейная скорость кровотока ($v = \frac{Q}{\pi R^2}$) прямо пропорциональна объемному кровотоку Q и обратно пропорциональна радиусу сосуда R^2 ;
- ▶ сопротивление кровотоку в сосуде ($\omega = \frac{8\eta l}{\pi R^4}$) прямо пропорционально длине сосуда l , вязкости крови η и обратно пропорционально радиусу сосуда R^4 .



При **ламинарном течении** жидкость разделяется на молекулярные слои, которые движутся с различными скоростями, не перемешиваясь и как бы скользя один относительно другого (рис. 3.5, а).

При **турбулентном (вихревом) течении** скорость частиц в каждом месте непрерывно и хаотически меняется, слои жидкости перемешиваются, движение является нестационарным (рис. 3.5, а, б).



Рис. 3.5. Схема ламинарного (а) и турбулентного (б) течения жидкости

Рейнольдсом было открыто существование такого критического числа Рейнольдса $Re_{\text{крит.}} = 2300$, что при $Re < Re_{\text{крит.}}$ движение остается ламинарным, при $Re > Re_{\text{крит.}}$ течение становится турбулентным.

Число Рейнольдса определяет характер течения жидкости и зависит от свойств жидкости, скорости его течения, размеров трубы (сосуда) и вязкости:

$$Re = \frac{\rho v D}{\eta}, \quad (3.5)$$

где ρ — плотность жидкости; v — скорость течения; D — диаметр трубы; η — вязкость жидкости.

Проследивая изменение параметров вдоль сосудистого русла, необходимо отметить два важных обстоятельства: резкое уменьшение числа Рейнольдса в малых сосудах и возрастание скоростей сдвига в артериальном русле. Малые скорости сдвига имеют место только в венах, за исключением самых крупных.

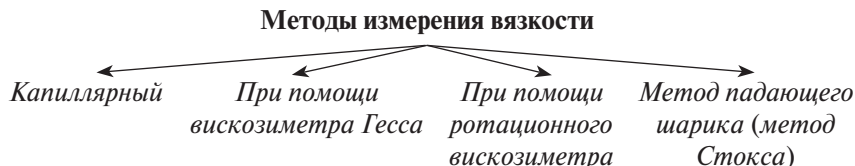
Данные о числах Рейнольдса, характерных для кровеносных сосудов, говорят о том, что турбулентность возможна лишь в начале аорты и в местах ветвления крупных сосудов.

Течение крови в сосудистой системе в нормальных условиях имеет ламинарный характер. Оно может переходить в турбулентное, если эти

условия будут нарушены. При этом появляются звуки. Прослушивание звуков используется при измерении артериального давления.

Методы определения вязкости жидкости

Совокупность методов измерения вязкости называют **вискозиметрией**, а приборы, используемые для этого, — **вискозиметрами**.



Для жидкостей с невысокой вязкостью применяется **капиллярный метод** (рис. 3.6, а). Он основан на формуле Пуазейля (3.4) и заключается в измерении времени протекания через капилляр определенного объема жидкости.

В клинической картине для определения вязкости крови используют **вискозиметр Гесса** с двумя капиллярами (рис. 3.6, б).

Два одинаковых капилляра a_1b_1 и a_2b_2 соединены с двумя трубочками 1 и 2. Посредством резиновой груши через наконечник 3, поочередно (благодаря тройнику с краном 4) заполняют капилляр a_1b_1 и трубочку 1 до отметки 0 дистиллированной водой, а капилляр a_2b_2 и трубочку 2 — исследуемой кровью. После этого одновременно перемещают обе жидкости до тех пор, пока кровь не достигнет цифры 1, а вода — другой отметки в своей трубке. Так как условия протекания жидкостей одинаковы, объемы наполнения трубок 1 и 2 будут различными, поскольку вязкости этих жидкостей неодинаковы.

В вискозиметре Гесса объем крови всегда одинаков, а объем воды отсчитывают по делениям на трубке 1, поэтому получают значение относительной вязкости крови.

Вязкость крови человека в норме 4–5 мПа·с, при патологии колеблется от 1,7 до 22,9 мПа·с.

Ротационные — это вискозиметры, в которых жидкость находится в зазоре между двумя соосными телами, например цилиндрами (рис. 3.6, в). Один из цилиндров вращается, другой неподвижен. Вязкость измеряется по угловой скорости вращения ротора, создающего определенный момент силы на неподвижном цилиндре.

Метод падающего шарика (рис. 3.7) используется в вискозиметрах, основанных на **законе Стокса**:

$$F_{\text{тр}} = 6\pi\eta Rv, \quad (3.6)$$

где R — радиус шарика; v — скорость шарика.

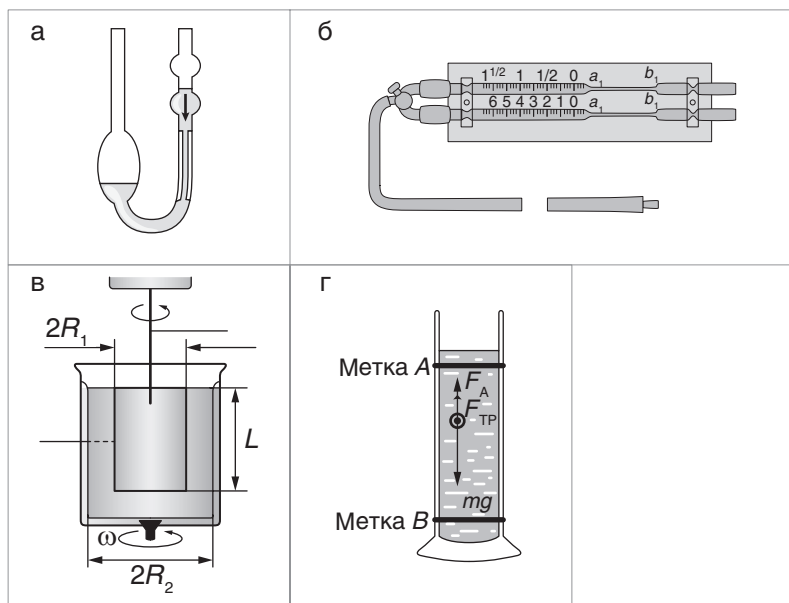


Рис. 3.6. Схемы капиллярного вискозиметра (а), вискозиметра Гесса (б), ротационного вискозиметра (в), метода Стокса (г)



Рис. 3.7. Метод Стокса

Измеряя скорость движения шарика в жидкости, можно найти вязкость данной жидкости.

В соответствии с законом Стокса (осаждение частиц в вязкой среде) объясняется скоростью оседания эритроцитов. При падении шарика в вязкой среде на него действуют сила тяжести, сила Архимеда и сила трения (3.6). Учитывая все силы, скорость оседания прямо пропорциональна квадрату радиуса эритроцита, разнице между плотностью эритроцитов и плазмы и обратно пропорциональна вязкости плазмы:

$$v_э = \frac{2(\rho - \rho_ж)R^2 g}{9\eta} . \quad (3.7)$$

Нормальная величина скорости оседания эритроцитов: у мужчин — 2–10 мм/ч, у женщин — 2–15 мм/ч; у новорожденных низкая величина скорости оседания эритроцитов — 1–2 мм/ч.

На основе метода создано множество моделей высокотемпературных вискозиметров, в которых измеряется вязкость расплавленных стекол и солей.

Таблица 3.3. Таблица основных параметров движения крови в сосудах человека, в том числе значение числа Рейнольдса

Сосуд	Диаметр, см	Общее число в организме	Средняя скорость течения, см/с	Средняя скорость сдвига, с ⁻¹ (градиент скорости)	Среднее число Рейнольдса, Re
Аорта	1,6–3,2	1	60–30	100	1200–5800
Большие артерии	0,6–0,1	≈10 ³	20	400	100–1000
Малые артерии, артериолы	0,1–0,02	≈10 ⁸	10–0,2	>100	10–0,1
Капилляры	0,0005–0,001	>10 ⁹	0,05–0,07	400	0,001–0,003
Малые вены	0,02–0,2	≈10 ⁹	0,1–1	≈100	0,01–1
Большие вены	0,5–1	≈10 ³	10–20	100	100–600

3.2. МОЛЕКУЛЯРНЫЕ СВОЙСТВА ЖИДКОСТЕЙ

Поверхностные явления

Для жидкостей характерны свойства, связанные с ее молекулярным строением: относительная несжимаемость, внутреннее давление, текучесть, внутреннее трение (вязкость) и так называемые поверхностные явления — поверхностное натяжение, смачиваемость, капиллярность.

Поверхностное натяжение образуется на свободной поверхности жидкости, т.е. на границе с газообразной средой (а также с другой несмачивающей жидкостью или с несмачиваемым твердым телом). Это связано с тем, что на молекулу А, находящуюся на свободной поверхности (рис. 3.8, а), силы притяжения со стороны окружающих молекул действуют значительно сильнее, чем со стороны паров жидкости или газа, с которыми жидкости граничат, и последними можно пренебречь.

На молекулу В (в глубине жидкости) эти силы действуют равномерно со всех сторон и взаимно уравниваются. Каждую силу, действующую на молекулу А, можно разложить на 2 составляющие: одна направлена вдоль (касательно) поверхности жидкости, другая — ей перпендикулярная (рис. 3.8, б). Складываясь между собой, составляющие, перпендикулярные поверхности, дают силу f_n , направленную вглубь массы жидкости. Силы всех молекул поверхностного слоя, складываясь, оказывают на жидкость давление. Это давление называется внутренним или молекулярным давлением жидкости.

Касательные составляющие силы образуют равные и противоположные силы f_k , направленные вдоль поверхности. Силы f_k , взаимно

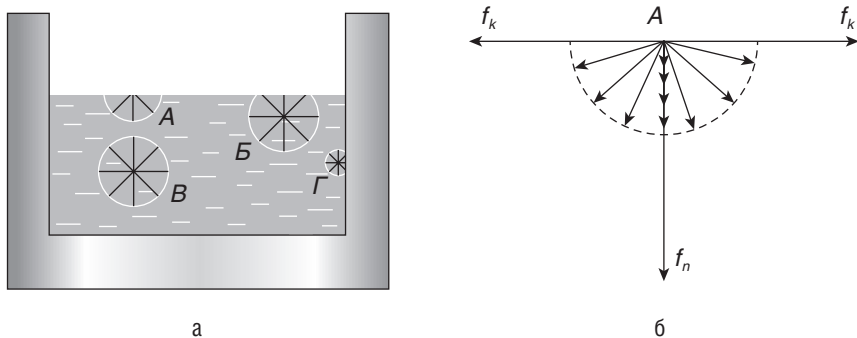


Рис. 3.8. Образование сил поверхностного натяжения (а, б)

уравновешиваясь по отношению к каждой молекуле, в то же время связывают их между собой дополнительными силами притяжения, подобно тому, как это имеет место в растянутой пленке. Суммарное действие этих сил называют **поверхностным натяжением** жидкости.

Поверхностное натяжение характеризуют силой F_n , приложенной к контуру, ограничивающему поверхность жидкости. Эта сила в каждой точке контура направлена касательно к поверхности жидкости и перпендикулярна к линии ее контура так, что стремится сократить свободную поверхность жидкости.

Сила поверхностного натяжения, приходящаяся на единицу длины контура, называется **коэффициентом поверхностного натяжения**:

$$\sigma = \frac{F}{l}. \quad (3.8)$$

Коэффициент поверхностного натяжения в системе СИ (международная система единиц) измеряется в Ньютонах на метр (Н/м). При повышении температуры силы притяжения между молекулами уменьшаются, следовательно, и коэффициент поверхностного натяжения уменьшается. Снижение поверхностного натяжения также происходит при введении в жидкость веществ, уменьшающих энергию поверхностного слоя.

Для того чтобы переместить молекулу из глубины жидкости в поверхностный слой, надо совершить работу против равнодействующей молекулярных сил f_n , направленной в глубь жидкости. Эта работа совершается молекулой за счет запаса кинетической энергии и идет на увеличение потенциальной энергии молекулы, подобно тому, как работа, совершаемая летящим вверх телом против сил земного притяжения, идет на увеличение потенциальной энергии тела. Следовательно, молекулы в поверхностном слое обладают дополнительной энергией, и поверхностный слой в целом имеет дополнительную энергию, которая называется **поверхностной энергией**. Из-за наличия поверхностной энергии жидкость обнаруживает стремление к сокращению своей поверхности. Поскольку положение равновесия соответствует минимуму потенциальной энергии, жидкость, предоставленная самой себе, будет принимать форму с минимальной поверхностью, т.е. форму шара.

Исходя из вышесказанного, запишем соотношение между поверхностной энергией W и коэффициентом поверхностного натяжения σ :

$$\sigma = \frac{\Delta W}{\Delta S}. \quad (3.9)$$

Таким образом, **коэффициент поверхностного натяжения** равен поверхностной энергии W , приходящейся на единицу площади свободной поверхности жидкости. В этом случае коэффициент поверхностного натяжения измеряется в системе СИ в Дж/м².

Поверхностно-активные вещества

Поверхностное натяжение растворов отличается от поверхностного натяжения чистых жидкостей. Например, для воды сахар повышает поверхностное натяжение, а поваренная соль (и другие электролиты) его понижают. Снижение поверхностного натяжения можно достигнуть введением в жидкость поверхностно-активных веществ (ПАВ), уменьшающих энергию поверхностного слоя. Вещества, которые в самой малой концентрации значительно снижают поверхностное натяжение, называются поверхностно-активными. Поверхностно-активными, как правило, являются вещества, способные адсорбироваться на поверхности жидкости, образуя мономолекулярный слой, в котором действуют молекулярные силы, отличные от чистой жидкости.

Адсорбционные силы, вытесняющие молекулы ПАВ на поверхность растворителя, противодействуют силам, втягивающим молекулы растворителя в глубину жидкости, которые и образуют поверхностное натяжение. Поэтому последнее значительно снижается.

ПАВ не только широко применяются в различных производствах в качестве моющих средств, эмульгаторов, пенообразователей, но и имеют большое значение в биологических процессах, особенно на клеточном и молекулярном уровнях, где эти процессы происходят на границе раздела различных сред. ПАВ содержатся как в соках растений, так и во многих жидких средах животных организмов.

Применение ПАВ в медицине. Катионные и анионные ПАВ применяются в хирургии в качестве антисептиков. Например, четвертичные аммониевые основания приблизительно в 300 раз эффективнее фенола по губительному действию в отношении микроорганизмов. Антимикробное действие ПАВ связывают с их влиянием на проницаемость клеточных мембран, а также ингибирующим действием на ферментативные системы микроорганизмов. Неионогенные ПАВ практически не обладают противомикробным действием.

Явления смачивания и несмачивания. Мениски

Молекулярные силы притяжения действуют не только между молекулами жидкости, но и между молекулами жидкости и твердого тела,

которое с ней соприкасается. Если силы притяжения молекул жидкости к молекулам твердого тела больше, чем между молекулами самой жидкости, то прилежащие к твердому телу частицы жидкости пристаю (прилипают) к его поверхности. Это явление называется **смачиванием**, а жидкость — смачивающей. Поверхность твердого тела в этом случае называется **гидрофильной**.

Кривизна поверхности жидкости характеризуется углом между касательными к поверхности жидкости и твердого тела, построенными внутри жидкости. Угол θ называется **краевым углом жидкости**. Для смачивающей жидкости краевой угол острый, он меняется в пределах от $0 < \theta < \pi/2$. Если $\theta = 0$, то смачивание полное, в остальных случаях неполное. Тогда капля смачивающей жидкости на горизонтальной поверхности твердого тела растекается (рис. 3.9, б) и при полном смачивании покрывает ее тонким слоем.

Если силы притяжения между молекулами жидкости и твердого тела меньше, чем между молекулами жидкости, жидкость называется **несмачивающей**, а поверхность твердого тела в этом случае называют **гидрофобной**.

В этом случае молекулы жидкости не прилипают к поверхности твердого тела, а результирующая сила, действующая на молекулу жидкости, находящуюся около стенки сосуда, направлена в глубь жидкости (рис. 3.9, а). При этом поверхность жидкости принимает выпуклую криволинейную форму. Краевой угол θ тупой, $\pi/2 < \theta < \pi$. При $\theta = \pi$ — полная несмачиваемость. Капля несмачивающей жидкости на горизонтальной поверхности имеет форму приплюснутой сферы.

Одна и та же жидкость смачивает одни тела и не смачивает другие. Например, вода смачивает стекло и не смачивает жиры. Ртуть не смачивает стекло, но смачивает чистую поверхность железа. Почва, древесина и кора, обезжиренные волокна льна, пеньки, шерсть смачиваются водой, жиры и смолы — водным раствором щелочей и др.

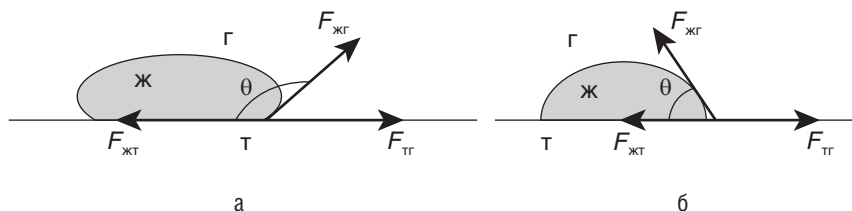


Рис. 3.9. Явление несмачивания (а) и смачивания (б)

Криволинейные поверхности, которые имеют смачивающие и несмачивающие жидкости в узких круглых трубках, называются **менисками**. При смачивании мениск **вогнутый**, при несмачивании — **выпуклый**.

Под криволинейной поверхностью мениска сила поверхностного натяжения, стремящаяся сократить эту поверхность, создает давление ΔP_m , дополнительное к давлению P , действующему снаружи на жидкость. Это давление зависит от коэффициента поверхностного натяжения и кривизны поверхности. При выпуклом мениске (рис. 3.10, а) оно направлено внутрь жидкости и складывается с внешним давлением P : $P_{\text{ж}} = P + \Delta P_m$. При вогнутом мениске это давление направлено наружу (рис. 3.10, б) и вычитается из внешнего давления на жидкость P : $P_{\text{ж}} = P - \Delta P_m$.

Величина дополнительного давления в мениске в виде полусферы радиуса кривизны R определяется как отношение силы поверхностного натяжения $F_{\text{п}} = 2\pi R\sigma$, действующей по периметру основания полусферы к его площади $S = \pi R^2$; тогда сделав преобразования, найдем дополнительное давление, создаваемое мениском: $\Delta P_m = \frac{F_{\text{п}}}{S} = \frac{2\pi R\sigma}{\pi R^2}$.

В результате получаем формулу **Лапласа**:

$$\Delta P = \frac{2\sigma}{R}. \quad (3.10)$$

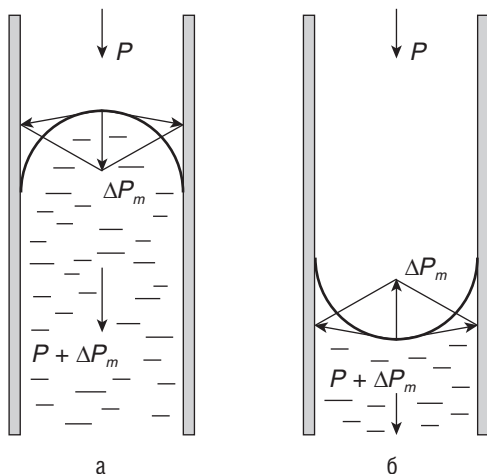


Рис. 3.10. Образование выпуклых (а) и вогнутых (б) менисков

Капиллярные явления

Дополнительное давление под мениском, которое в узких трубках может составлять доли атмосферы, вызывает повышение (или понижение) уровня жидкости в них по сравнению с уровнем сообщающегося с трубкой более широкого сосуда (рис. 3.11).

Высота поднятия (или опускания) определяется при условии равенства дополнительного давления ΔP_m и гидростатического давления столба жидкости (плотность ρ) в трубке высотой h , т.е. $P_r = \rho gh$. Следовательно, $2\sigma/R_m = \pm \rho gh$.

Тогда получаем формулу высоты поднятия жидкости в капилляре:

$$h = \pm \frac{2\sigma}{\rho g R_m}. \quad (3.11)$$

Явление поднятия или опускания уровня жидкости в узких трубках называется **капиллярностью**.

Капиллярными свойствами обладает всякое пористое тело (например, фильтровальная бумага, сухой мел, разрыхленная почва и т.д.). Пористые тела легко пропитываются смачивающими жидкостями и удерживают их. Для несмачивающих жидкостей, наоборот, эти тела являются непроницаемыми.

Капиллярные явления имеют большое значение для жизни растений, так как способствуют поднятию воды и питательных растворов из почвы вдоль ствола растения.

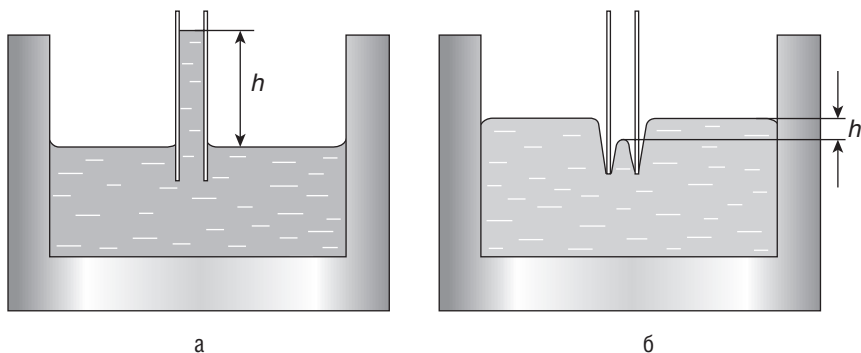


Рис. 3.11. Высота поднятия (а) или опускания (б) столба жидкости

Газовая эмболия

Пузырек газа, попавший в смачивающую жидкость, протекающую в узкой трубке, ограничен с обеих сторон менисками, под которыми образуется добавочное давление. Если жидкость неподвижна, мениски имеют одинаковые радиусы $R_1 = R_2$ и добавочные давления под ними уравниваются (рис. 3.12, а). Если на жидкость действует внешнее давление P , то мениски, удерживаемые силами сцепления у стенок трубки, деформируются и их радиусы изменяются $R_1 > R_2$ (рис. 3.12, б). Добавочные давления под менисками уже не будут уравниваться и создадут разность давлений ΔP_m , противодействующую давлению P и затрудняющую движение жидкости.

Если пузырьков много, может произойти полная закупорка трубки. Наибольшее сопротивление движению жидкости оказывают мениски — пузырьки у разветвления трубки, так как в этом случае с одной его стороны образуются два мениска значительно меньших радиусов кривизны (рис. 3.12, в). Такие явления могут происходить в кровеносной системе человека. Попавшие в кровь пузырьки воздуха могут закупорить кровеносный сосуд и лишить кровоснабжения какого-либо органа. Это явление, называемое **газовой эмболией**, может привести к серьезному функциональному расстройству или даже летальному исходу. Так, газовая эмболия может возникнуть при ранении крупных вен: проникший в ток крови воздух образует воздушный пузырь, препятствующий прохождению крови. Поэтому необходимо принимать все меры предосторожности, для того чтобы при инъекциях, внутривен-

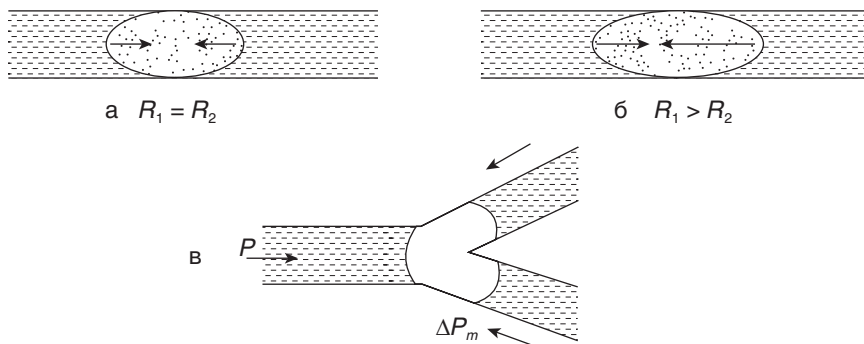


Рис. 3.12. Образование менисков в сосудах (пояснения в тексте)

ных вливаниях и других подобных процедурах в кровеносные сосуды не могли попасть пузырьки воздуха.

Газовые пузырьки в крови могут появиться у водолазов при быстром подъеме с большой глубины на поверхность, у летчиков и космонавтов при разгерметизации кабины или скафандра на большой высоте. Это обусловлено переходом газов крови из растворенного состояния в свободное газообразное в результате понижения окружающего атмосферного давления.

3.3. ФИЗИЧЕСКИЕ ОСНОВЫ ГЕМОДИНАМИКИ

Модели кровообращения

Гидродинамическую модель кровеносной системы предложил О. Франк. Данная модель позволяет установить связь между ударным объемом крови (объем крови, выбрасываемый желудочком сердца за одну систолу), гидравлическим сопротивлением периферической части системы кровообращения и изменением давления в артериях. Артериальная часть кровеносной системы моделируется эластичным (упругим) резервуаром УР (рис. 3.13).

Электрическая модель представляет собой источник, дающий переменное электрическое напряжение (U), служащий аналогом сердца, выпрямитель (B) — аналог сердечного клапана. Конденсатор (C), накапливающий заряд, действует аналогично упругому резервуару (аорты, артерии), который сглаживает колебание давления крови в артериолах и капиллярах. Резистор (R) является электрическим аналогом периферической системы кровообращения (рис. 3.14, а).

В более точной модели использовалось большее количество резервуаров, моделирующих восходящую и нисходящую ветви аорты, обладающих различной эластичностью. Примером такой системы является модель Ростона (рис 3.14, б).

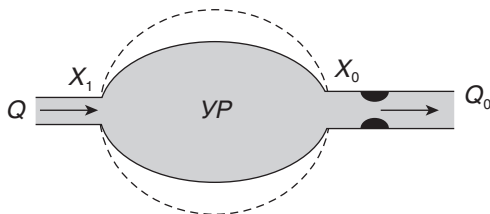


Рис. 3.13. Гидродинамическая модель кровообращения

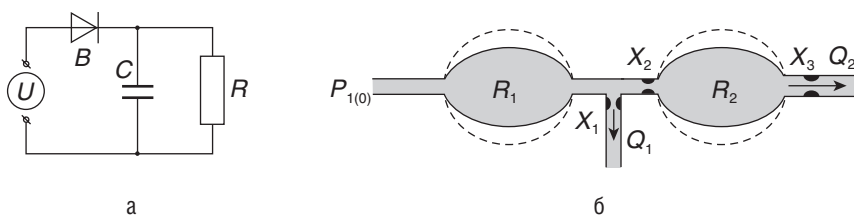


Рис. 3.14. Модели кровообращения: электрическая (а) и Ростона (б)

Пульсовая волна

Пульсовая волна — это волна повышенного давления, распространяющаяся по аорте и артериям, вследствие выброса ударного объема крови левым желудочком во время систолы.

После прохождения пульсовой волны в соответствующей артерии давление падает до диастолического давления, т.е. изменение давления в крупных сосудах носит пульсирующий характер.

Скорость распространения пульсовой волны v в крупных сосудах:

$$v = \sqrt{\frac{Eh}{2\rho R}}, \quad (3.12)$$

где E — модуль упругости (модуль Юнга); h — толщина стенки сосуда; ρ — плотность вещества сосуда; R — радиус просвета сосуда.

Механическое напряжение стенки кровеносного сосуда:

$$\sigma = P \frac{R}{h}, \quad (3.13)$$

где P — давление жидкости; R — радиус просвета сосуда; h — толщина стенки сосуда.

Работа и мощность сердца

В течение одного цикла сердце совершает работу, которая тратится на преодоление сил давления и сообщение крови кинетической энергии.

Работа, совершаемая левым желудочком сердца при каждом сокращении:

$$A_{\text{л}} = V_y \left(p + \frac{\rho v^2}{2} \right), \quad (3.14)$$

где p — среднее давление, под которым кровь выбрасывается в аорту; ρ — плотность крови в аорте; V_y — ударный объем крови; v — скорость крови в аорте.

Работа правого желудочка принимается равной 0,2 от работы левого. Таким образом, **работа всего сердца** при однократном сокращении равна:

$$A = A_{\text{л}} + 0,2A_{\text{л}} = \frac{1}{2}V_y \left(p + \frac{\rho v^2}{2} \right). \quad (3.15)$$

Мощность сердца — это отношение затраченной работы к длительности систолы. Средняя мощность за сердечный цикл составляет примерно 3,3 Вт.

Например, при гипертонии артериальное давление повышается, следовательно, будет увеличиваться работа, совершаемая сердцем.

Контрольные вопросы

1. Вязкость жидкости. Уравнение Ньютона.
2. Ньютоновские и неньютоновские жидкости. Кровь как неньютоновская жидкость.
3. Течение вязкой жидкости по трубам. Формула Пуазейля.
4. Движение тел в вязкой жидкости. Закон Стокса.
5. Методы определения вязкости жидкости. Клинический метод определения вязкости крови. Диагностическое значение вязкости крови.
6. Турбулентное течение. Число Рейнольдса.
7. Природа сил поверхностного натяжения. ПАВ, их роль в биологических процессах.
8. Смачивание и несмачивание. Мениски, формула Лапласа.
9. Капиллярные явления. Воздушная эмболия.
10. Модели кровообращения (механическая, электрическая).
11. Понятие пульсовой волны, зависимость скорости пульсовой волны от параметров сосуда.
12. Работа и мощность сердца, энергия массы движущейся крови.