

Медицинская физика

Лекция 1

Течение и свойства жидкостей

Идеальная жидкость. Основные определения. Движение идеальной жидкости. Уравнение неразрывности. Уравнение Бернулли.

Воображаемая жидкость, совершенно не обладающая вязкостью называется **идеальной**. Уравнение неразрывности: **произведение площади поперечного сечения трубки на скорость движения жидкости есть величина постоянная**

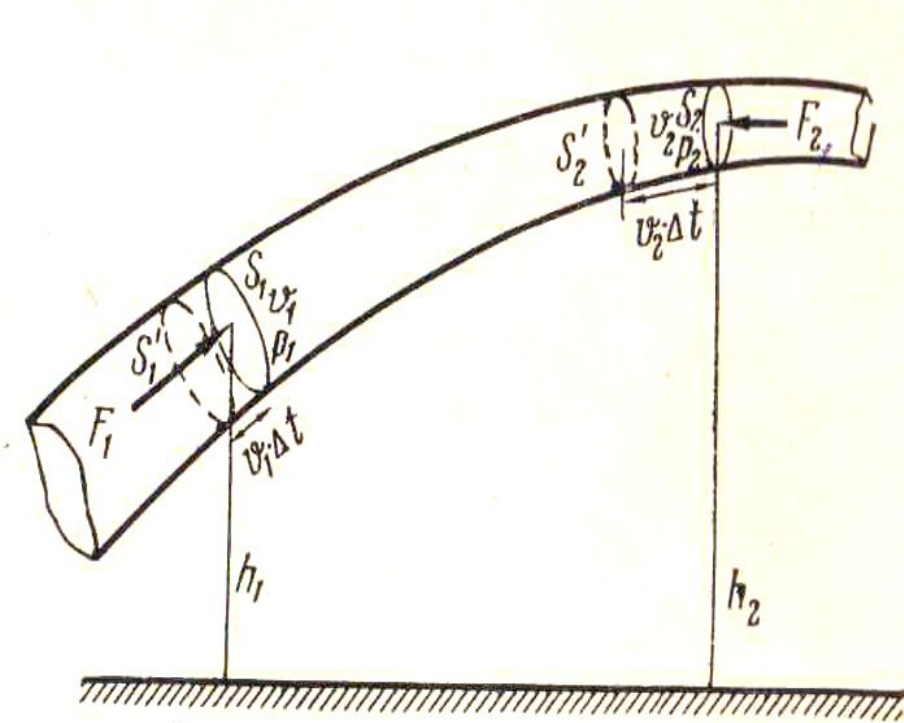
$$Sv = const$$

Определим изменение полной энергии в этой области за промежуток времени Δt . За это время масса жидкости заключенная между сечениями S'_1 и S_1 , втекает в рассматриваемую область, а масса, заключенная между S'_2 и S_2 , вытекает из нее.

Полная энергия жидкости $\Delta W = (W_k + W_n)_2 - (W_k + W_n)_1$ или

$$\Delta W = \frac{\Delta m v_2^2}{2} + \Delta m g h_2 - \frac{\Delta m v_1^2}{2} - \Delta m g h_1$$

ΔW должна равняться работе ΔA внешних сил по перемещению массы Δm $\Delta W = \Delta A$



Пусть по наклонной трубке тока переменного сечения движется жидкость в направлении слева направо. Мысленно выделим область трубки, ограниченную сечениями S_1 и S_2 в которых скорости течения равны соответственно v_1 и v_2 .

Определим ΔA . Внешняя сила давления F_1 совершает работу ΔA_1 по перемещению вытекающей массы на пути $v_1 \Delta t$; в то же время вытекающая масса совершает работу ΔA_2 против внешней силы F_2 на пути $v_2 \Delta t$ поэтому

$$\Delta A_1 = F_1 v_1 \Delta t \quad \Delta A_2 = -F_2 v_2 \Delta t \quad \Rightarrow \quad \Delta A = \Delta A_1 + \Delta A_2 = F_1 v_1 \Delta t - F_2 v_2 \Delta t$$

Учитывая, что $F_1 = P_1 S_1$ и $F_2 = P_2 S_2$ где P_1 и P_2 -давления на сечениях S_1 и S_2 , получим

$\Delta A = P_1 S_1 v_1 \Delta t - P_2 S_2 v_2 \Delta t$, но $S_1 v_1 \Delta t = S_2 v_2 \Delta t = \Delta V$ где ΔV - объем каждой из рассматриваемых масс, поэтому

$$\Delta A = P_1 \Delta V - P_2 \Delta V \quad \text{Объединяя формулы, получим:} \quad \frac{\Delta m v_2^2}{2} + \Delta m g h_2 + P_2 \Delta V = \frac{\Delta m v_1^2}{2} + \Delta m g h_1 + P_1 \Delta V$$

Поделив обе части на ΔV и учитывая, что $\frac{\Delta m}{\Delta v} = \rho$, получим

$$\frac{\rho v_2^2}{2} + \rho g h_2 + P_2 = \frac{\rho v_1^2}{2} + \rho g h_1 + P_1 \quad \text{Поскольку } S_1 \text{ и } S_2 \text{ выбраны произвольно}$$

$$\frac{\rho v^2}{2} + \rho g h + P = const \quad \text{уравнение Бернулли}$$

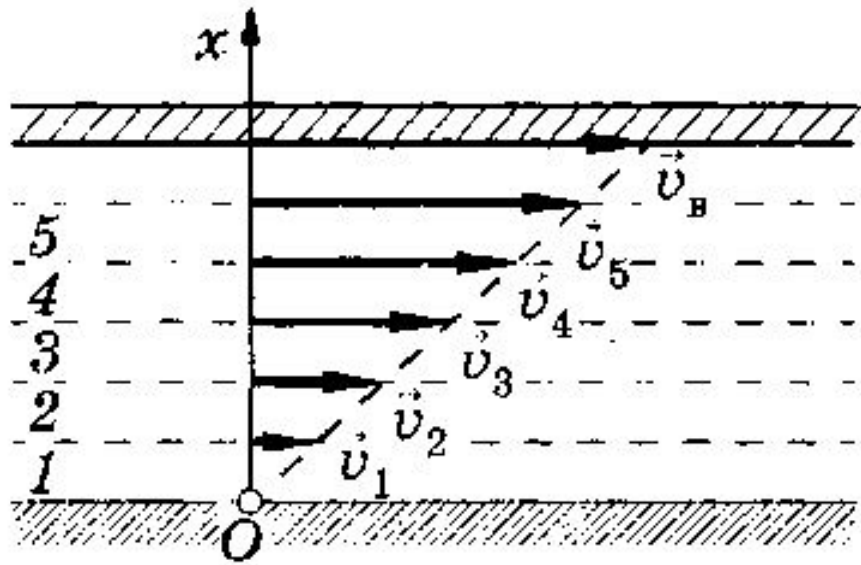
В идеальной несжимаемой жидкости сумма динамического, гидравлического и статического давлений постоянна на любом поперечном сечении потока.

Для горизонтальной трубки уравнение Бернулли $\frac{\rho v^2}{2} + P = const$

Вязкость жидкости. Уравнение Ньютона. Ньютоновские и неньютоновские жидкости

К жидкостям относят вещества, которые по своим свойствам занимают промежуточное положение между газами и твердыми телами. Жидкие среды составляют наибольшую часть организма, их перемещение обеспечивает обмен веществ и снабжение клеток кислородом

При течении реальной жидкости отдельные слои ее воздействуют друг на друга с силами, касательными к слоям. Это явление называют внутренним трением или вязкостью.



Рассмотрим течение вязкой жидкости между двумя твердыми пластинками, из которых нижняя неподвижна, а верхняя движется со скоростью v_B . Условно представим жидкость в виде нескольких слоев $1, 2, 3$ и т. д. Слой, «прилипший» ко дну, неподвижен. По мере удаления от дна (нижняя пластинка) слои жидкости имеют все большие скорости ($v_1 < v_2 < v_3 < \dots$), максимальная скорость v_B будет у слоя, который «прилип» к верхней пластинке. Слои воздействуют друг на друга. Так, например, третий слой стремится ускорить движение второго, но сам испытывает торможение с его стороны, а ускоряется четвертым слоем и т. д.

Сила внутреннего трения пропорциональна площади S взаимодействующих слоев и тем больше, чем больше их относительная скорость. Так как разделение на слои условно, то принято выражать силу в зависимости от изменения скорости на некотором участке в направлении x , перпендикулярном скорости, отнесенного к длине этого участка, т. е. от величины dv/dx — *градиента скорости (скорости сдвига)*:

$$F_{тр} = \eta \frac{dv}{dx} S \quad \text{уравнение Ньютона.}$$

S - площадь соприкасающихся слоев жидкости, η - коэффициент пропорциональности, называемый коэффициентом внутреннего трения, или *динамической вязкостью* (или просто *вязкостью*)

Вязкость зависит от состояния и молекулярных свойств жидкости (или газа).

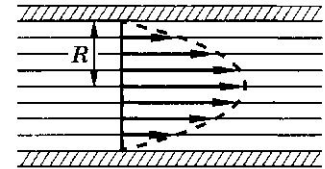
Единицей вязкости является Паскаль-секунда (Па • с).

Жидкости, подчиняющиеся уравнению Ньютона, называются **ньютоновскими**. Жидкости, не подчиняющиеся уравнению Ньютона, называются **неньютоновскими**. Вязкость ньютоновских жидкостей называют нормальной, неньютоновских - аномальной.

Кровь является неньютоновской жидкостью.

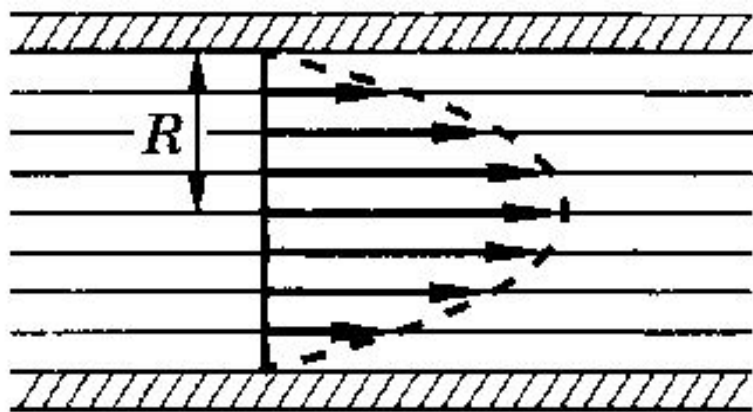
Жидкости, состоящие из сложных и крупных молекул, например растворы полимеров, и образующие благодаря сцеплению молекул или частиц пространственные структуры, являются неньютоновскими. Их вязкость при прочих равных условиях много больше, чем у простых жидкостей. Увеличение вязкости происходит потому, что при течении этих жидкостей работа внешней силы затрачивается не только на преодоление истинной, ньютоновской, вязкости, но и на разрушение структуры.

Течение вязкой жидкости по трубам. Формула Пуазейля



Течение вязкой жидкости по трубам представляет для медицины особый интерес, так как кровеносная система состоит в основном из цилиндрических сосудов разного диаметра.

Примерное распределение скорости слоев v жидкости в сечении трубы показано на рис



Для определения зависимости скорости слоев от их расстояния r от оси выделим мысленно цилиндрический объем жидкости некоторого радиуса r и длины l . На торцах этого цилиндра поддерживаются давления p_1 и p_2 соответственно, что обуславливает результирующую силу

$$F = p_1 \pi r^2 - p_2 \pi r^2 = (p_1 - p_2) \pi r^2.$$

На боковую поверхность цилиндра со стороны окружающего слоя жидкости действует сила внутреннего трения, равная

$$F_{\text{тр}} = \eta \frac{dv}{dx} S = \eta \frac{dv}{dr} 2\pi r l,$$

где $S = 2\pi r l$ — площадь боковой поверхности цилиндра. Так как жидкость движется равномерно, то силы, действующие на выделенный цилиндр, уравновешены: $F = F_{\text{тр}}$. Подставляя в равенство, получаем

$$(p_1 - p_2) \pi r^2 = -\eta \frac{dv}{dr} 2\pi r l$$

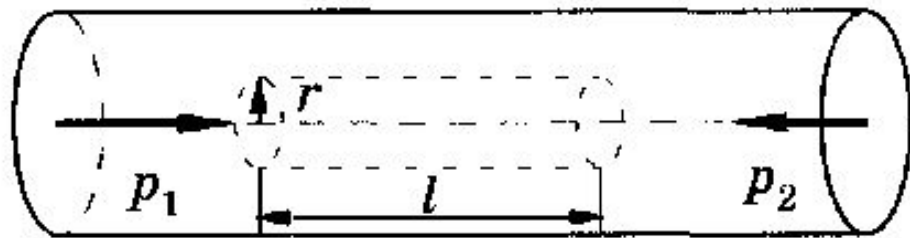
Знак «-» в правой части уравнения обусловлен тем, что $dv/dr < 0$ (скорость уменьшается с увеличением r). Имеем

$$dv = -\frac{p_1 - p_2}{2l\eta} r dr.$$

Проинтегрируем это уравнение

$$\int_0^v dv = -\frac{p_1 - p_2}{2l\eta} \int_R^r r dr,$$

нижние пределы соответствуют слою, «прилипшему» к внутренней поверхности трубы ($v = 0$ при $r = R$), а верхние пределы переменные.



После интегрирования получаем параболическую зависимость скорости слоев жидкости от расстояния их до оси трубы:

$$v = \frac{p_1 - p_2}{4l\eta} (R^2 - r^2)$$

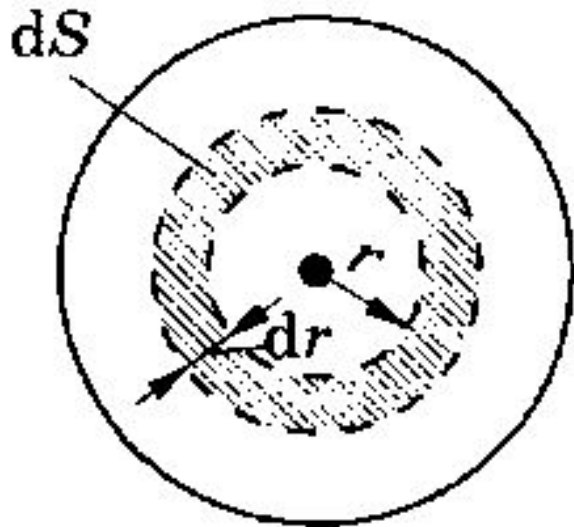
Наибольшую скорость имеет слой, текущий вдоль оси трубы ($r = 0$)

Определим факторы от которых зависит объем Q жидкости, протекающей через горизонтальную трубу за 1 с. Для этого выделим цилиндрический слой радиусом r и толщиной dr . Площадь сечения этого слоя $dS = 2\pi r dr$. Так как слой тонкий, то можно считать, что он перемещается с одинаковой скоростью v . За 1 с слой переносит объем жидкости

$$dQ = v dS = v \cdot 2\pi r dr$$

Подставляя, получаем

$$dQ = \pi \frac{p_1 - p_2}{2l\eta} (R^2 - r^2) r dr.$$



откуда интегрированием по всему сечению находим

$$Q = \pi \frac{p_1 - p_2}{2l\eta} \int_0^R (R^2 - r^2) r dr = \frac{\pi R^4}{8\eta} \frac{p_1 - p_2}{l}$$

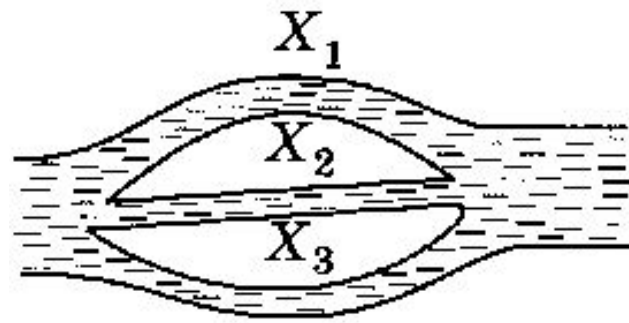
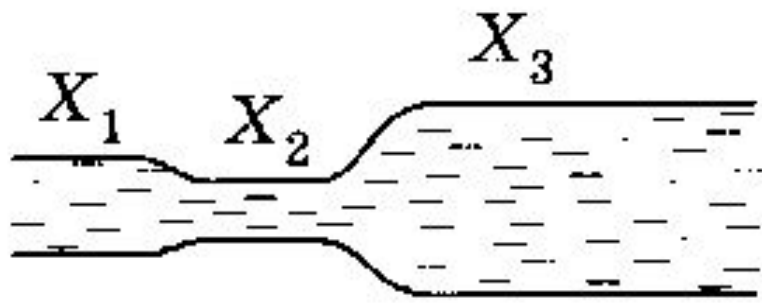
Зависимость объема жидкости Q , протекающей через горизонтальную трубу радиуса R за 1 с, определяется формулой Пуазейля, где η — вязкость жидкости, $p_1 - p_2$ — разность давлений, поддерживаемая на торцах трубы длиной l . Как видно при заданных внешних условиях (p_1 и p_2) через трубу протекает тем больший объем жидкости, чем меньше ее вязкость и больше радиус трубы.

Проведем аналогию между формулой Пуазейля и законом Ома для участка цепи без источника тока. Разность потенциалов соответствует разности давлений на концах трубы, сила тока — объему жидкости, протекающей через сечение трубы в 1 с, электрическое сопротивление — гидравлическому сопротивлению:

$$X = 8\eta l / (\pi R^4)$$

Гидравлическое сопротивление тем больше, чем больше вязкость η , длина l трубы и меньше площадь поперечного сечения.

Аналогия между электрическим и гидравлическим сопротивлениями позволяет в некоторых случаях использовать правило нахождения электрического сопротивления последовательного и параллельного соединений проводников для определения гидравлического сопротивления системы последовательно или параллельно соединенных труб.



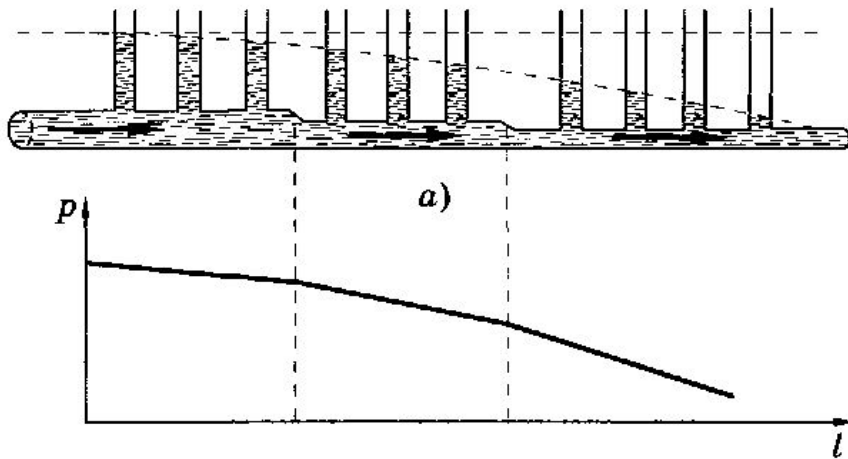
$$X = X_1 + X_2 + X_3,$$

$$X = \left(\frac{1}{X_1} + \frac{1}{X_2} + \frac{1}{X_3} \right)^{-1}$$

Общее гидравлическое сопротивление трех труб, соединенных последовательно и параллельно, вычисляется по формулам

уравнение Пуазейля для труб переменного сечения, заменим $(p_1 - p_2)/l$ градиентом давления dp/dl , и тогда

$$Q = \frac{\pi R^4}{8\eta} \frac{dp}{dl}.$$



Установим в разных местах горизонтальной цилиндрической трубы разного сечения, по которой течет вязкая жидкость, манометрические трубки. Они показывают, что статическое давление вдоль трубы переменного сечения убывает пропорционально l : $dp/dl = \text{const}$. Так как величина Q одинакова (несжимаемая жидкость), то градиент давления больше в трубах меньшего радиуса. График зависимости давления от расстояния вдоль труб разного радиуса приближенно показан на рис.

Движение тел в вязкой жидкости. Закон Стокса

Вязкость проявляется при движении не только жидкости по трубам, но и тел в жидкости.

При небольших скоростях сила сопротивления движущемуся телу в соответствии с уравнением Ньютона пропорциональна вязкости жидкости, скорости движения тела и зависит от размеров тела.

Наиболее простой формой тела является сфера. Для сферического тела (шарика) зависимость силы сопротивления при его движении в сосуде с жидкостью выражается *законом Стокса*:

$$F_{\text{тр}} = 6\pi\eta r v$$

где r — радиус шарика, v — скорость движения. Этот закон получен в предположении, что стенки сосуда не влияют на движение тела.

При падении шарика в вязкой среде (рис.) на него действуют три силы:

а) сила тяжести $mg = \frac{4}{3}\pi r^3 \rho g$;

б) выталкивающая (архимедова) сила $F_A = m_{\text{ж}} g = \frac{4}{3}\pi r^3 \rho_{\text{ж}} g$, где $m_{\text{ж}}$ — масса вытесненной шаром жидкости, $\rho_{\text{ж}}$ — ее плотность;

в) $F_{\text{тр}}$ — сила сопротивления

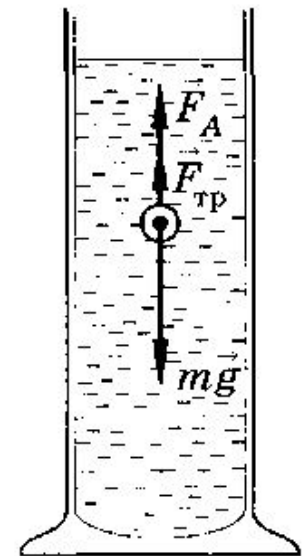
При попадании шарика в вязкую жидкость его скорость уменьшается. Так как сила сопротивления прямо пропорциональна скорости, то и она будет уменьшаться до тех пор, пока движение не станет равномерным. В этом случае

$$m\vec{g} + \vec{F}_A + \vec{F}_{\text{тр}} = 0$$

или в скалярной форме при подстановке соответствующих выражений для сил

$$\frac{4}{3}\pi r^3 \rho g - \frac{4}{3}\pi r^3 \rho_{\text{ж}} g - 6\pi\eta r v_0 = 0,$$

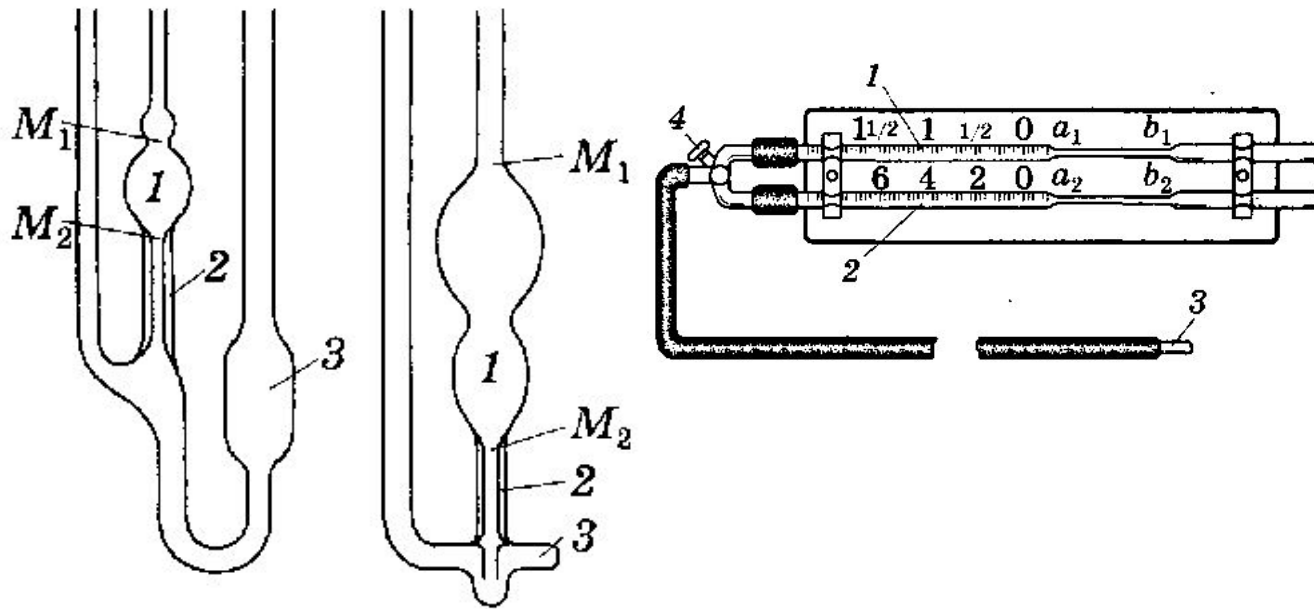
где v_0 — скорость равномерного движения (падения) шарика.



$$v_0 = \frac{2(\rho - \rho_{\text{ж}})r^2g}{9\eta}$$

Формула справедлива для движения шарика не только в жидкости, но и в газе.

Методы определения вязкости жидкости. Клинический метод определения вязкости крови. Совокупность методов измерения вязкости называют *вискозиметрией*, а приборы, используемые для таких целей, — *вискозиметрами*.



Капиллярный метод основан на формуле Пуазейля и заключается в измерении времени протекания через капилляр жидкости известной массы под действием силы тяжести при определенном перепаде давлений. **Капиллярные вискозиметры** различной формы показаны на рис. а, б (1 — измерительные резервуары, M_1 и M_2 — метки, обозначающие границы этих резервуаров, 2 — капилляры, 3 — приемные сосуды). Капиллярный вискозиметр применяется для определения вязкости крови.

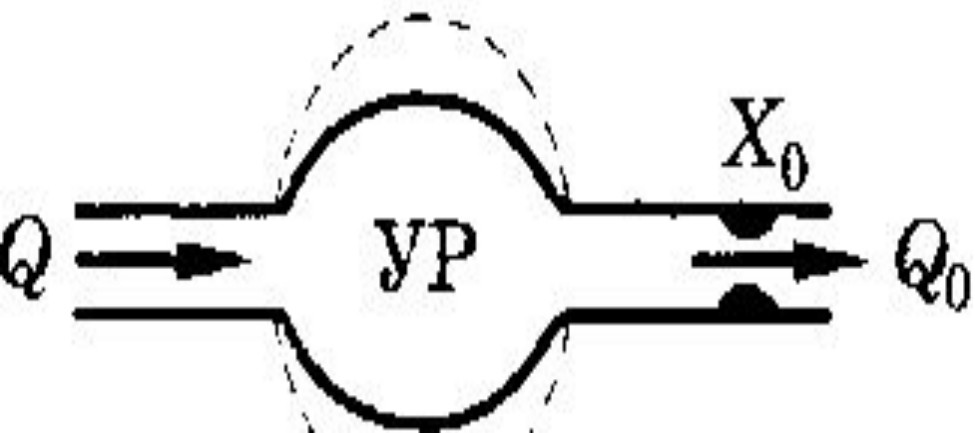
Система кровообращения служит для постоянного снабжения клеток питательными веществами и газами, для обмена продуктами жизнедеятельности клеток, а также переноса тепла. Она представляет собой разветвленную и замкнутую цепь сосудов различного калибра. В этом она сходна с водопроводной системой, также предназначена для обмена водой и теплом между источником и многочисленными потребителями. В обеих системах движущей силой является давление, создаваемое на входе в систему и в участках выхода. Этой цели служит генератор давления, которым в системе кровообращения является сердце, а в водопроводной системе – насос.

Движение жидкости или крови всегда происходит от участка с более высоким давлением к участку со сниженным давлением, поэтому движение крови подчиняется тем же закономерностям, которые определяют движение жидкости в любой гидродинамической системе.

Гемодинамикой называют область биомеханики, в которой исследуется движение крови по сосудистой системе. Физической основой гемодинамики является гидродинамика. Течение крови зависит как от свойств крови, так и от свойств кровеносных сосудов.

Модель кровеносной системы, предложенная О. Франком.

Несмотря на достаточную простоту модель позволяет установить связь между ударным объемом крови (объем крови, выбрасываемый желудочком сердца за одну систолу), гидравлическим сопротивлением периферической части системы кровообращения X_0 и изменением давления в артериях.



Продифференцировав, получим
$$\frac{dV}{dt} = k \frac{dp}{dt}$$

В упругий резервуар (артерии) поступает кровь из сердца, объемная скорость кровотока равна Q . От упругого резервуара кровь оттекает с объемной скоростью кровотока Q_0 в периферическую систему (артериолы, капилляры). Предполагаем, что гидравлическое сопротивление периферической системы постоянно.

объемная скорость кровотока из сердца равна сумме скорости возрастания объема упругого резервуара и скорости оттока крови из упругого резервуара.

$$Q = \frac{dV}{dt} + Q_0$$

На основании уравнения Пуазейля можно записать для периферической части системы

$$Q_0 = \frac{p - p_v}{X_0}, \text{ где } p \text{ — давление в упругом резервуаре, } p_v \text{ — венозное давление, оно может быть}$$

принято равным нулю, тогда имеем

$$Q_0 = \frac{p}{X_0}$$

Подставляя, получаем

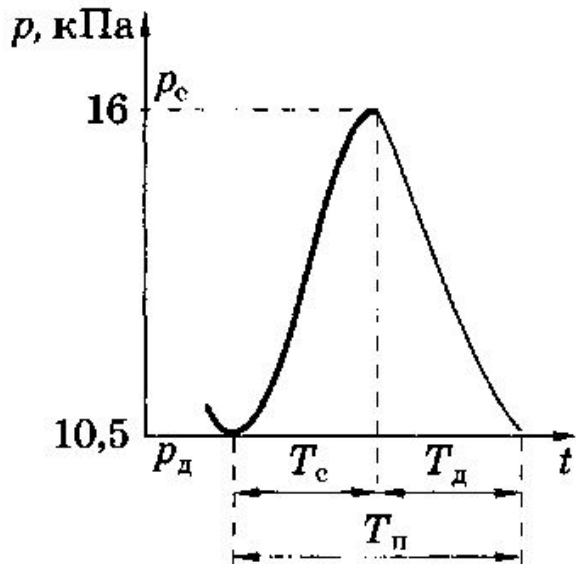
$$Q = k \frac{dp}{dt} + \frac{p}{X_0} \longrightarrow Q dt = k dp + \frac{p}{X_0} dt.$$

Проинтегрируем. Пределы интегрирования по времени соответствуют T_n - **периоду пульса** (периоду сокращения сердца) от 0 до T_n . Этим временным пределам соответствуют одинаковые давления — минимальное диастолическое давление p_d :

$$\int_0^{T_n} Q dt = k \int_{p_d}^{p_c} dp + \frac{1}{X_0} \int_0^{T_n} p dt. \quad \text{Интеграл с равными пределами равен нулю} \longrightarrow \int_0^{T_n} Q dt = \frac{1}{X_0} \int_0^{T_n} p dt.$$

Экспериментальная кривая, показывающая временную зависимость давления в сонной артерии, приведена на рис. (сплошная линия). На рисунке показан период пульса, длительности T_c систолы и T_d диастолы, p_c — максимальное (систолическое) давление.

Интеграл в левой части уравнения равен объему крови, который выталкивается из сердца за одно сокращение, — ударный объем. Он может быть найден экспериментально. Интеграл в правой части уравнения соответствует площади фигуры, ограниченной кривой и осью времени, что также можно найти. Используя указанные значения интегралов, можно вычислить гидравлическое сопротивление периферической части системы кровообращения.



Во время систолы (сокращение сердца) происходит расширение упругого резервуара, после систолы, во время диастолы — отток крови к периферии, $Q = 0$. Для этого периода имеем

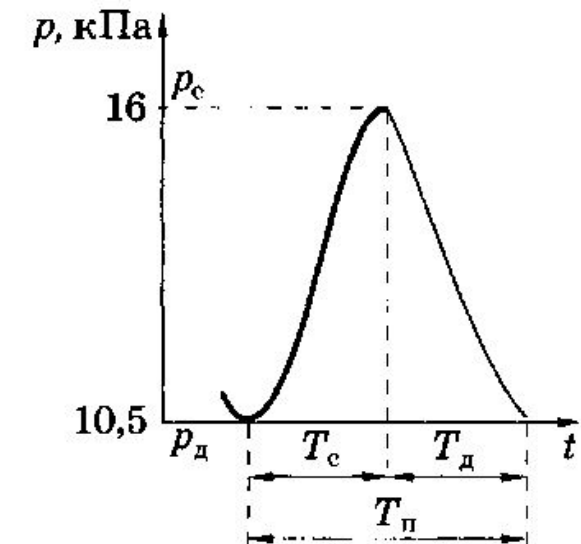
$$0 = kdp + \frac{p}{X_0} dt \text{ или } \frac{dp}{p} = -\frac{dt}{kX_0}$$

Проинтегрировав, получаем зависимость давления в резервуаре после систолы от времени:

$$p = p_c e^{-\frac{t}{kX_0}}$$

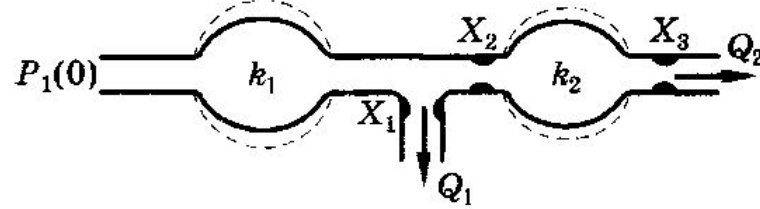
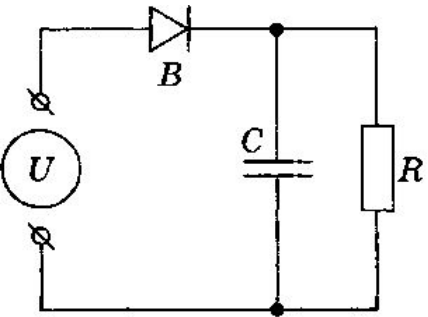
Соответствующая кривая изображена **тонкой линией** на рис. и получаем зависимость объемной скорости оттока крови от времени:

$$Q = Q_c e^{-\frac{t}{kX_0}}, \text{ где } Q_c = \frac{p_c}{X_0} - \text{объемная скорость кровотока из упругого резервуара в конце систолы (начале диастолы).}$$



Зависимости представляют собой экспоненты. Хотя данная модель весьма грубо описывает реальное явление, она чрезвычайно проста и верно отражает процесс к концу диастолы. Вместе с тем изменения давления в начале диастолы с помощью этой модели не описываются.

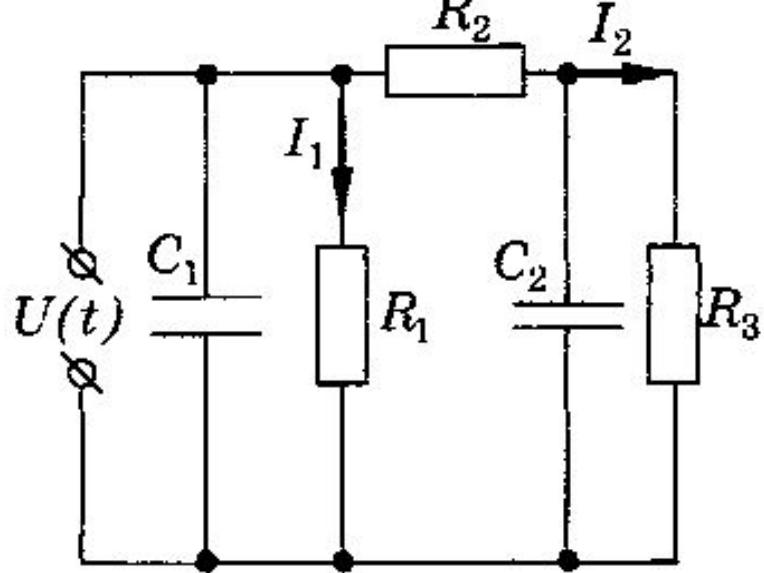
На основе механической модели по аналогии может быть построена электрическая модель



U - источник, дающий несинусоидальное переменное электрическое напряжение (аналог сердца), B - выпрямитель (сердечный клапан).

Конденсатор C в течение полупериода накапливает заряд, а затем разряжается на резистор R , таким образом происходит сглаживание силы тока, протекающего через резистор. Действие конденсатора аналогично действию упругого резервуара (аорты, артерии), который сглаживает колебание давления крови в артериолах и капиллярах. Резистор - электрический аналог периферической сосудистой системы.

В более точной модели сосудистого русла использовалось большее количество эластичных резервуаров для учета того факта, что сосудистое русло является системой, распределенной в пространстве. Для учета инерционных свойств крови при построении модели предполагалось, что эластичные резервуары, моделирующие восходящую и нисходящую ветви аорты, обладают различной упругостью. На рис. приведено изображение модели Ростона, состоящей из двух резервуаров с различными эластичностями (упругостями) и с неупругими звеньями разного гидравлического сопротивления между резервуарами.



Этой модели соответствует электрическая схема, изображенная на рис. Здесь источник тока задает пульсирующее напряжение $U(t)$, являющееся аналогом давления $p(t)$; емкости C_1 и C_2 соответствуют упругостям резервуаров k_1 и k_2 , электрические сопротивления R_1 , R_2 и R_3 — гидравлическим сопротивлениям X_1 , X_2 и X_3 , силы тока I_1 и I_2 — объемным скоростям оттока крови Q_1 и Q_2 . Эта модель математически описывается системой двух дифференциальных уравнений первого порядка, их решение дает две кривые, соответствующие первой и второй камерам.

Двухкамерная модель лучше описывает процессы, происходящие в сосудистом русле, но и она не объясняет колебания давления в начале диастолы.

Модели, содержащие несколько сотен элементов, называют моделями с распределенными параметрами.

Пульсовая волна

При сокращении сердечной мышцы (систола) кровь выбрасывается из сердца в аорту и отходящие от нее артерии. Если бы стенки этих сосудов были жесткими, то давление, возникающее в крови на выходе из сердца, со скоростью звука передалось бы к периферии. Упругость стенок сосудов приводит к тому, что во время систолы кровь, выталкиваемая сердцем, растягивает аорту, артерии и артериолы, т. е. крупные сосуды воспринимают за время систолы больше крови, чем ее оттекает к периферии. Систолическое давление человека в норме равно приблизительно 16 кПа. Во время расслабления сердца (диастола) растянутые кровеносные сосуды спадают и потенциальная энергия, сообщенная им сердцем через кровь, переходит в кинетическую энергию тока крови, при этом поддерживается диастолическое давление, приблизительно равное 11 кПа.

Распространяющуюся по аорте и артериям волну повышенного давления, вызванную выбросом крови из левого желудочка в период систолы, называют *пульсовой волной*.

Пульсовая волна распространяется со скоростью 5—10 м/с и даже более. За время систолы (около 0,3 с) она должна распространиться на расстояние 1,5—3 м, что больше расстояния от сердца к конечностям. Это означает, что начало пульсовой волны достигнет конечностей раньше, чем начнется спад давления в аорте.

Профиль части артерии схематически показан на рис.

а — после прохождения пульсовой волны,

б — в артерии начало пульсовой волны,

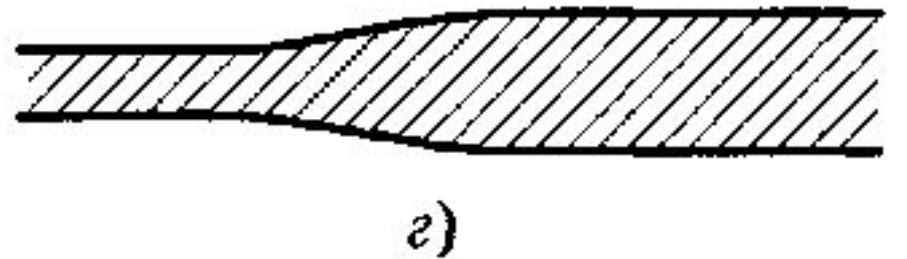
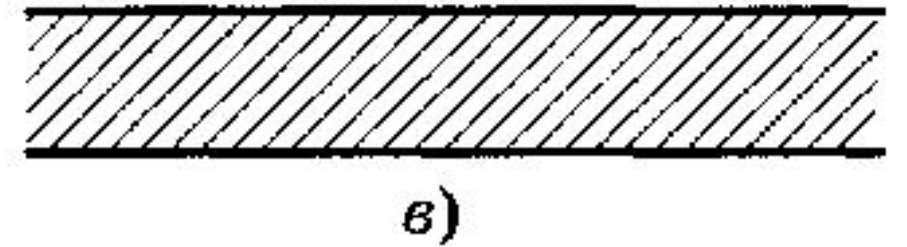
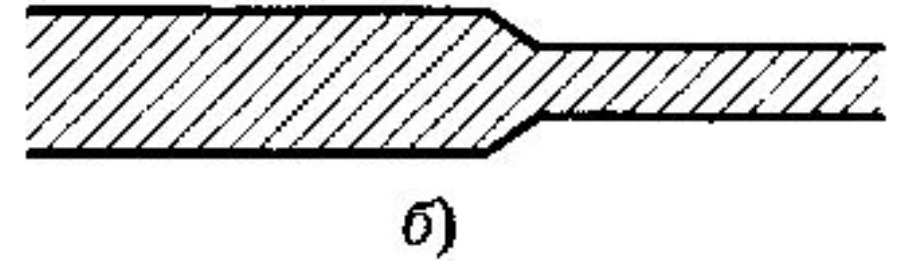
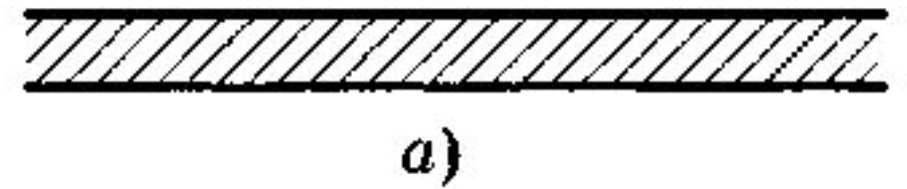
в — в артерии пульсовая волна,

г — начинается спад повышенного давления.

Пульсовой волне будет соответствовать пульсирование скорости кровотока в крупных артериях, однако скорость крови (максимальное значение 0,3—0,5 м/с) существенно меньше, скорости распространения пульсовой волны.

Предположим, что гармоническая волна распространяется по сосуду вдоль оси X со скоростью v . Вязкость крови и упруговязкие свойства стенок сосуда уменьшают амплитуду волны. Можно считать, что затухание волны будет экспоненциальным. На основании этого можно записать следующее уравнение для пульсовой волны:

$$p = p_0 e^{-\lambda x} \cos \left[\omega \left(t - \frac{x}{v} \right) \right],$$

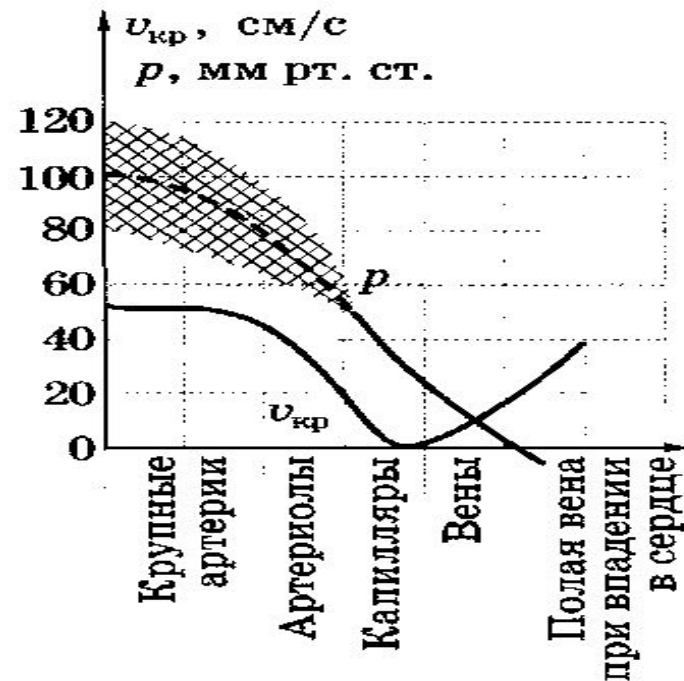
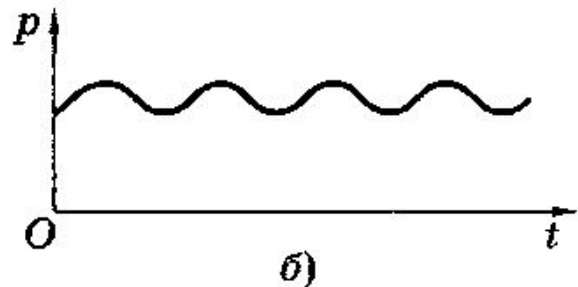
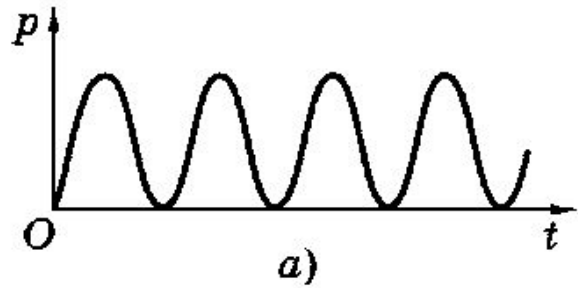


Длина пульсовой волны $\lambda = \frac{v}{\nu} = \frac{2\pi v}{\omega}$.

Волна давления представляет некоторое «избыточное» давление, поэтому с учетом «основного» давления p_a (атмосферное давление или давление в среде, окружающей сосуд)

$$p = p_a + p_0 e^{-\chi x} \cos \left[\omega \left(t - \frac{x}{v} \right) \right].$$

По мере продвижения крови (по мере увеличения x ;) колебания давления сглаживаются. Схематично на рис. показано колебание давления в аорте вблизи сердца (а) и в артериолах (б). Графики даны в предположении модели гармонической пульсовой волны.



На рис. экспериментальные графики, показывающие изменение среднего значения давления и скорости $v_{кр}$ кровотока в зависимости от типа кровеносных сосудов. Гидростатическое давление крови не учитывается. Давление — избыточное над атмосферным. Заштрихованная область соответствует колебанию давления (пульсовая волна).

Скорость пульсовой волны в крупных сосудах следующим образом зависит от их параметров (*формула Моенса—Кортевега*):

$$v = \sqrt{\frac{Eh}{\rho d}}$$

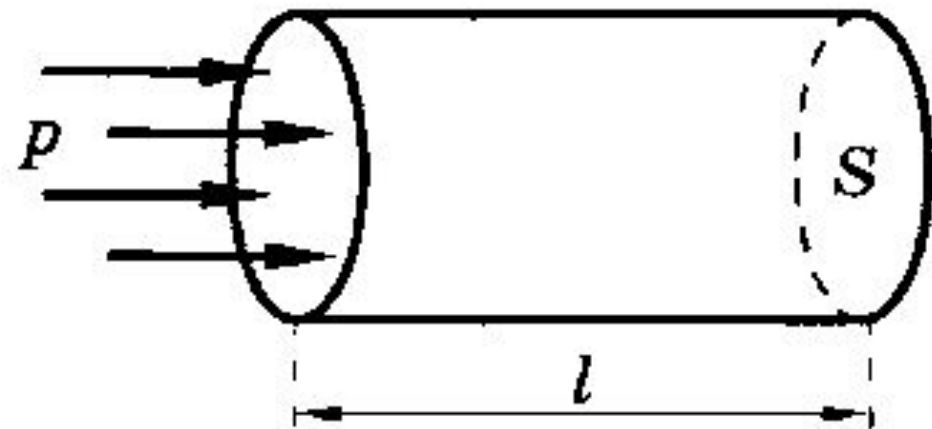
где E - модуль упругости, ρ - плотность вещества сосуда, h - толщина стенки сосуда, d — диаметр сосуда.

У человека с возрастом модуль упругости сосудов возрастает, поэтому, становится больше и скорость пульсовой волны.

Работа и мощность сердца. Аппарат искусственного кровообращения

Работа, совершаемая сердцем, затрачивается на преодоление сил давления и сообщение крови кинетической энергии.

Работа, совершаемая при однократном сокращении левого желудочка. Изобразим V_y — ударный объем крови — в виде цилиндра (рис.). Сердце продавливает объем по аорте сечением S на расстояние l при среднем давлении p . Совершаемая при этом работа



$$A_1 = Fl = pSl = pV_y.$$

На сообщение кинетической энергии этому объему крови затрачена работа

$$A_2 = mv^2/2 = \rho V_y v^2/2, \text{ где } \rho \text{ — плотность крови, } v \text{ — скорость крови в аорте.}$$

Работа левого желудочка сердца при сокращении равна $A_{\text{л}} = A_1 + A_2 = pV_y + \rho V_y v^2/2.$

Работа правого желудочка принимается равной 0,2 от работы левого, то работа всего сердца при однократном

сокращении $A = A_{\text{л}} + 0,2A_{\text{л}} = 1,2 (pV_y + \rho V_y v^2/2)$

Пример

Подставив в формулу $A = A_{\text{л}} + 0,2A_{\text{л}} = 1,2 (pV_{\text{y}} + \rho V_{\text{y}}v^2/2)$

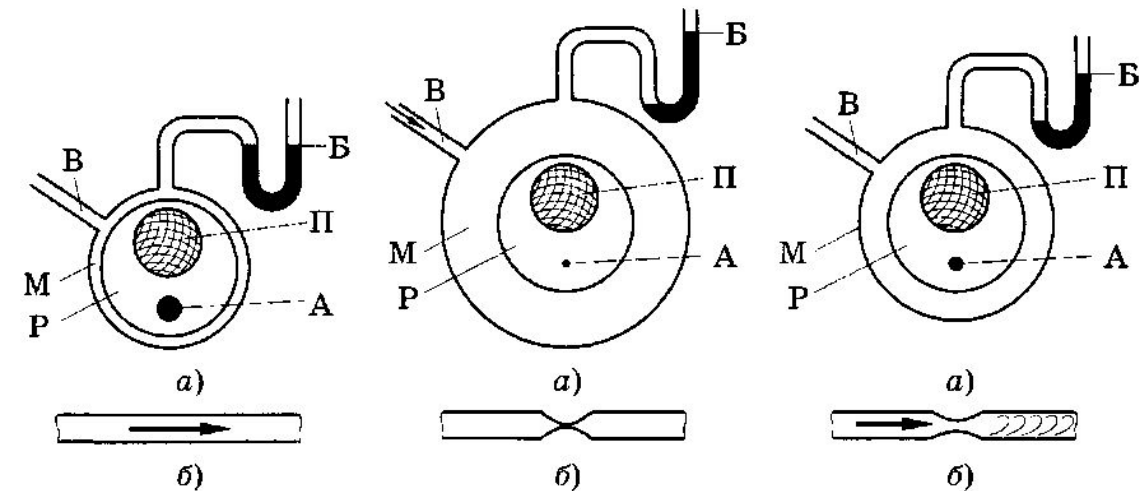
значения $p = 13$ кПа, $V_{\text{y}} = 60$ мл = $6 \cdot 10^{-5}$ м³, $\rho = 1,05 \cdot 10^3$ кг/м³, $v = 0,5$ м/с, получим работу разового сокращения сердца в состоянии покоя: $A_1 \approx 1$ Дж. Считая, что в среднем сердце совершает одно сокращение в секунду, найдем работу сердца за сутки:

$$A_c = 86\,400 \text{ Дж}$$

Если учесть, что продолжительность систолы около $t \sim 0,3$ с, то средняя мощность сердца за время одного сокращения $(W) = A_1/t = 3,3$ Вт.

Физические основы клинического метода измерения давления крови

Систолическое и диастолическое давления в какой-либо артерии могут быть измерены непосредственно с помощью иглы, соединенной с манометром. Однако в медицине широко используется бескровный метод, предложенный Н. С. Коротковым. Рассмотрим физические основы этого метода на примере измерения давления крови в плечевой артерии.



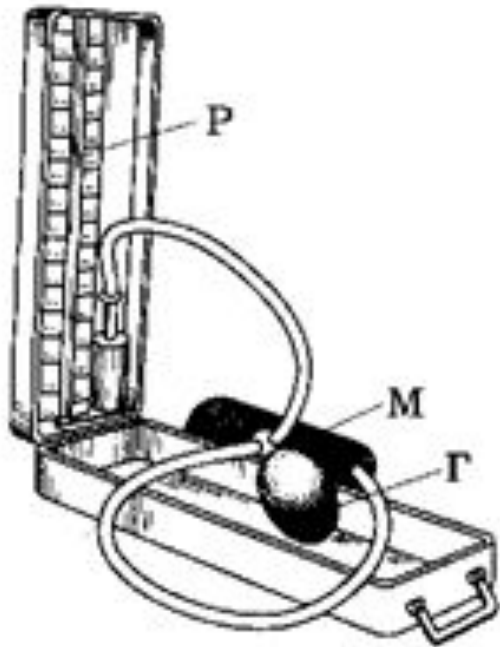
Вокруг руки между плечом и локтем накладывают манжету. Сечения манжеты М, части руки Р, плечевой кости П и плечевой артерии А показаны на рис. *а*. При накачивании воздуха через шланг В в манжету рука сжимается. Затем через этот же шланг воздух выпускают и с помощью манометра Б измеряют давление воздуха в манжете. На позиции *б* тех же рисунков изображены продольные сечения плечевой артерии, соответствующие каждому случаю. Сначала избыточное над атмосферным давление воздуха в манжете равно нулю (рис.), манжета не сжимает руку и артерию.

По мере накачивания воздуха в манжету последняя сдавливает плечевую артерию и прекращает ток крови. Если мускулатура расслаблена, то давление воздуха внутри манжеты, состоящей из эластичных стенок, приблизительно равно давлению в мягких тканях, соприкасающихся с манжетой. В этом заключается основная физическая идея бескровного метода измерения давления. Выпуская воздух, уменьшают давление в манжете и в мягких тканях, с которыми она соприкасается. Когда давление станет равным систолическому, кровь будет способна пробиться через сдавленную артерию — возникает турбулентное течение. Продолжая уменьшать давление в манжете, можно восстановить ламинарное течение крови, что заметно по резкому ослаблению прослушиваемых тонов. Давление в манжете, соответствующее восстановлению ламинарного течения в артерии, регистрируют как диастолическое.

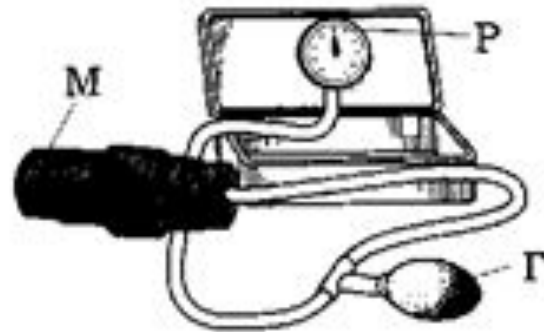
Для измерения артериального давления применяют приборы, показанные на рис.:

а — сфигмоманометр с ртутным манометром,

б — сфигмотонометр с металлическим мембранным манометром; здесь М — манжета, Г — груша для накачивания воздуха, Р — манометр.



а)



б)

Изучить методы : Определение скорости кровотока

Ультразвуковой метод (ультразвуковая расходометрия) основан на эффекте Доплера
Электромагнитный метод (электромагнитная расходометрия) измерения скорости кровотока основан на отклонении движущихся зарядов в магнитном поле.

Литература:

1. Самойлов В.О. , «Медицинская биофизика»
2. Ремизов А.Н. , «Медицинская и биологическая физика»
3. Ремизов А.Н. , «Сборник задач по медицинской и биологической физике»
4. Антонов В.Ф., Козлова Е.К., Черныш А.М, «Физика и биофизика»
5. Антонов В.Ф., Черныш А.М., Козлова Е.К., Коржуев А.В., «Физика и биофизика. Практикум»
6. Эйдельман Е.Д. , «Физика с элементами биофизики»
7. Рубин А.Б., «БИОФИЗИКА: В 2 т.»
8. Сафонова Л.П., «Сборник задач по биофизике»
9. Е.Д. Эйдельман, «Физика с элементами биофизики»
0. Рубин А.Б. «Биофизика» т.1.
1. Рубин А.Б. «Биофизика» т.2.
2. Рубин А.Б. «Биофизика» т.3.
3. Джаксон М., «Молекулярная и клеточная биофизика»
4. Ризниченко Г.Ю.. «Лекции по математическим моделям в биологии»