Учреждение образования «Гомельский государственный медицинский университет»

Кафедра медицинской и биологической физики

Лекция № 2 - **Биореология, физические основы гемодинамики**

г. Гомель, 2021

План лекции

- Физические основы гидродинамики.
- Уравнение неразрывности струи.
- Уравнение Бернулли.
- Течение вязкой жидкости.
- Формула Ньютона.
- Формула Пуазейля.
- Гидравлическое сопротивление.
- Методы определения вязкости.
- Физические основы гемодинамики, работа и мощность сердца.

Литература

- Медицинская и биологическая физика: Учеб. для вузов / А.Н. Ремизов, А.Г. Максина, А.Я. Потапенко. – М.: Дрофа, 2004. – 560 с.

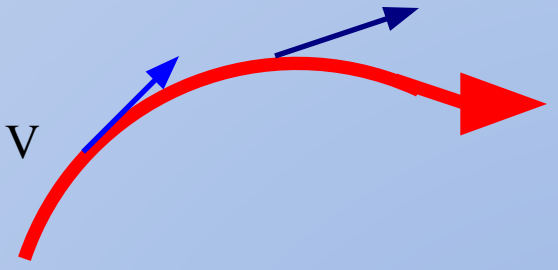
- Ливенцев Н.М. Курс физики Т.1. 6-е изд., доп. — Москва: Высшая школа, 1978. — 336 с.: ил.

- Савельев И.В. Курс общей физики: в 5 кн. – М.: АСТ: Астрель, 2008.

Основные гидродинамические понятия и законы

- Гидродинамика - раздел физики, изучающий движение несжимаемых жидкостей и их взаимодействие с окружающими твердыми телами

- Течение жидкости изображается *линиями тока* - линиями, касательные к которым в каждой точке совпадают с направлением вектора скорости частиц жидкости.



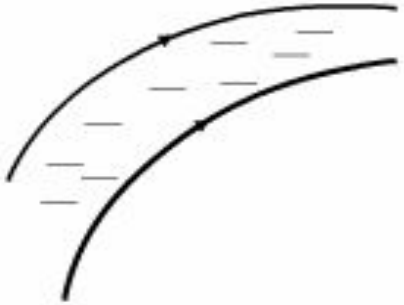
Часть потока жидкости, ограниченная линиями тока, образует *трубку тока*.

- **Гемодинамика - наука, изучающая законы движения крови по сосудистой системе.**

В основе гемодинамики лежат законы гидродинамики

Типы течения жидкости

Различают два основных типа (режима) течения жидкостей:



Ламинарное течение

течение жидкости, при котором линии тока непрерывны и не происходит перемешивание слоев жидкости

Турбулентное течение

течение жидкости, при котором возникают завихрения, скорость частиц жидкости хаотически изменяется, линии тока претерпевают разрывы.

Число Рейнольдса

1842–1912

Характер течения жидкости – ламинарный или турбулентный – **определяется безразмерным числом Рейнольдса**:

$$\mathrm{Re} = \frac{\rho \upsilon d}{\eta}$$

- ρ - плотность жидкости;
- υ - средняя скорость течения жидкости;
- d – диаметр трубы;
- η - вязкость жидкости;

Если для двух разных течений числа Рейнольдса равны, то эти течения подобны.

Условие перехода ламинарного течения жидкости в турбулентное

Существует ***критическое число Рейнольдса*** $Re_{кр}$.
Если для текущей жидкости

$Re < Re_{кр}$ - то течение ламинарное,

$Re > Re_{кр}$ - течение турбулентное.

Для ньютоновской жидкости в гладкой трубе $Re_{кр} = 2300$

Для крови $Re_{кр} \approx 900 - 1600$

- турбулентное течение крови возможно *в полостях сердца, в крупных сосудах (аорте, артериях), а также в области* ***резкого сужения*** *сосуда.*

- Линейная скорость равномерного течения жидкости

$$v = \frac{L}{t}$$

- ***Путь, проходимый частицами жидкости в единицу времени.***

$$[v] = \frac{м}{с}$$

Объемная скорость (расход жидкости)

$$Q = \frac{V}{t}$$

Объем жидкости, проходящий через поперечное сечение трубы за единицу времени

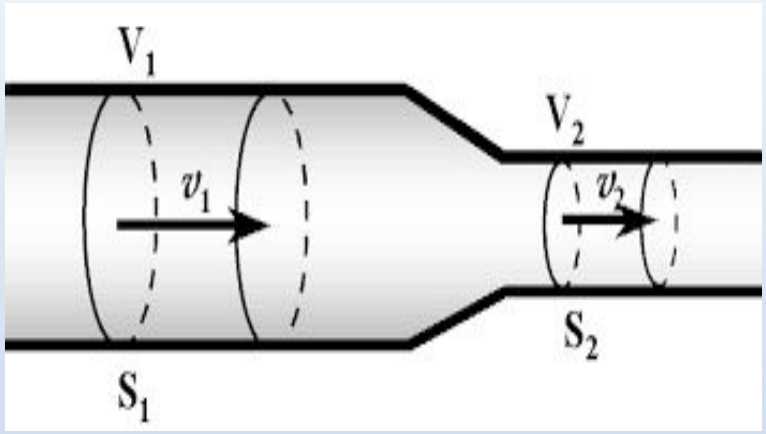
$$[Q] = \frac{м^3}{с}$$

Связь между линейной и объемной скоростью течения жидкости

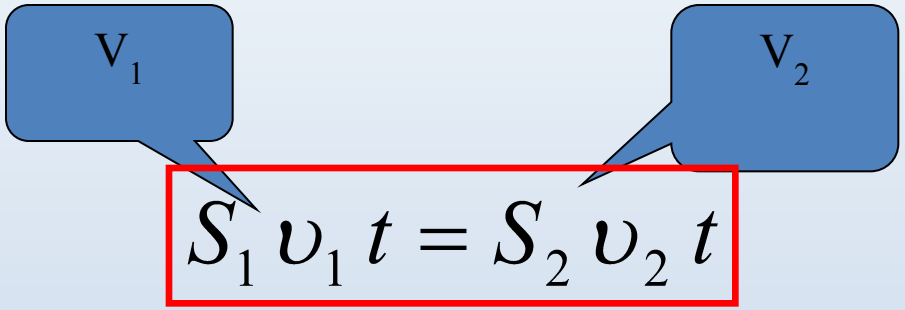
$$Q = \frac{V}{t} = \frac{S \cdot L}{t} = \upsilon \cdot S$$

- *S* – площадь поперечного сечения трубы;
- *L* – длина трубы;
- *t* – время истечения жидкости.

Условие неразрывности струи



$$S\upsilon = const$$ или $$Q = const$$

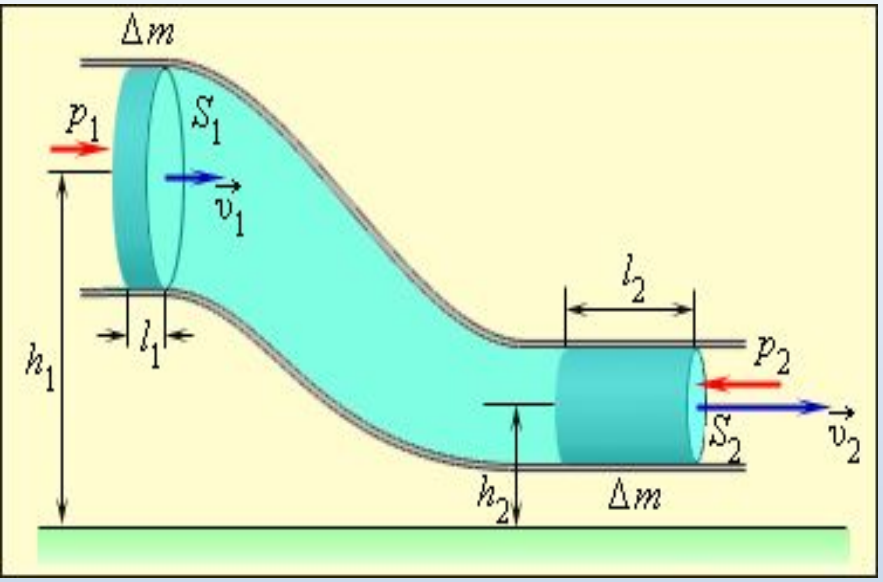


$$S_1 \upsilon_1 = S_2 \upsilon_2$$

Или: Объемная скорость жидкости одинакова во всех сечениях трубки тока

Для несжимаемых жидкостей произведение линейной скорости течения жидкости на площадь поперечного сечения участка, через который она протекает, есть величина постоянная для данной трубки тока жидкости

Уравнение Бернулли



1700-1782

$$p + \frac{\rho \upsilon^2}{2} + \rho g h = const$$

***p*- статическое давление**. (Это давление, которое оказывают друг на друга соседние слои жидкости).

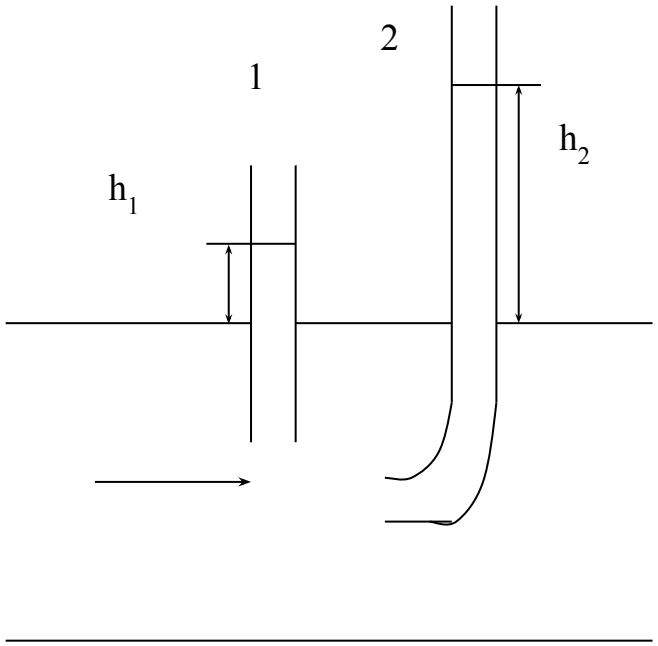
Величину $\rho v^2/2$ называют **динамическим давлением**. (Оно обусловлено движением жидкости).

ρgh -**гидростатическое давление**.(Давление, создаваемое весом вертикального столба жидкости высотой h).

При стационарном течении идеальной жидкости полное давление, равное сумме статического, динамического и гидростатического давлений, одинаково во всех поперечных сечениях трубки тока.

Следствия уравнения Бернулли.

1.Измерение скорости жидкости. Трубка Пито.



- Подъем жидкости в первой трубке на высоту h_1 обусловлен **статическим давлением**

$$p_c = \rho g h$$

- Подъем жидкости в трубке Пито на высоту h_2 обусловлен **полным давлением**

$$\rho g h_2 = \rho g h_1 + \frac{\rho \upsilon^2}{2}$$

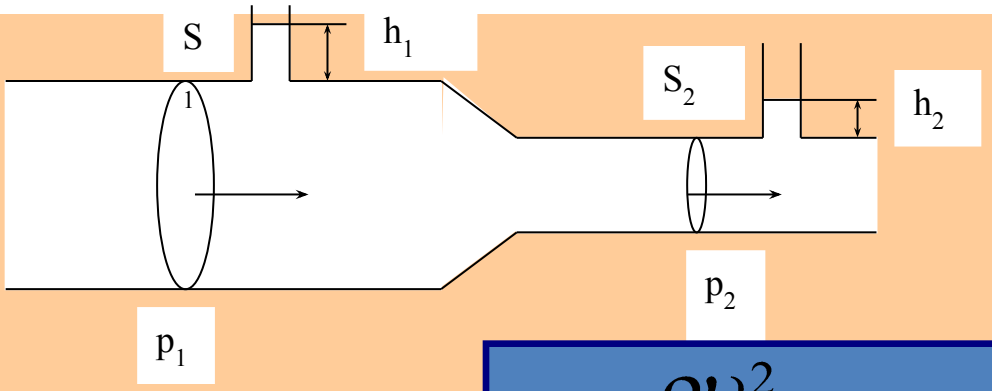
- Трубку 2, изображенную на рисунке называют **трубкой Пито**, по высоте h_2 столба жидкости в которой измеряют полное давление p_2 .

Из последнего уравнения находим **скорость жидкости**:

$$\upsilon = \sqrt{2g(h_2 - h_1)}$$

Т.о., измеряя разность уровней жидкости в прямой и изогнутой трубках, можно определить скорость течения жидкости.

Следствия уравнения Бернулли.
2. Горизонтальная трубка тока переменного сечения.
Всасывающее действие струи.



$$p_1 + \frac{\rho \upsilon_1^2}{2} = p_2 + \frac{\rho \upsilon_2^2}{2}$$

Так как $h_1 = h_2$, то полное давление в разных сечениях горизонтальной трубки тока одинаково.

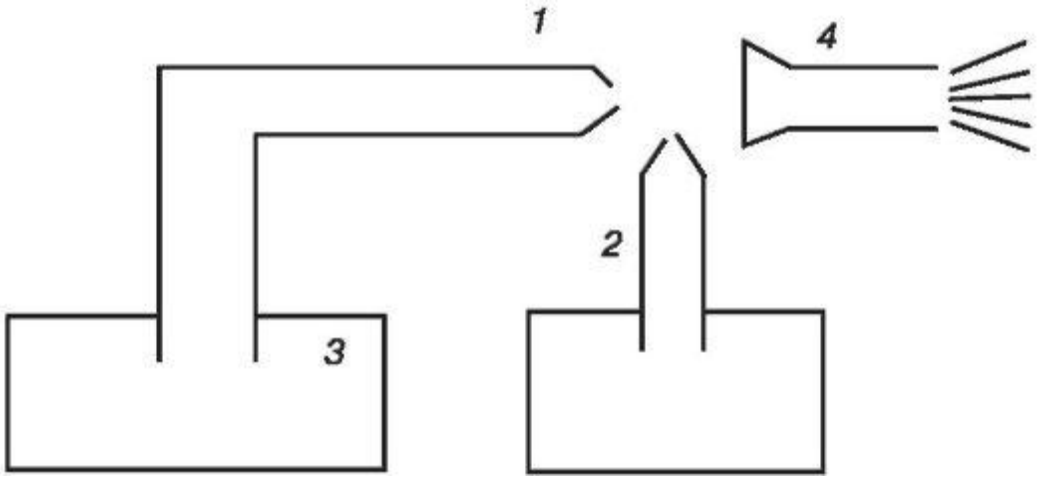
В более узких местах $S_2 < S_1$, $\upsilon_2 > \upsilon_1$ $p_2 < p_1$.

ВЫВОД: если $S_1 > S_2$, то $\upsilon_1 < \upsilon_2$
и значит $P_1 > P_2$,

В широкой части трубки тока статическое давление больше, чем в ее узкой части.

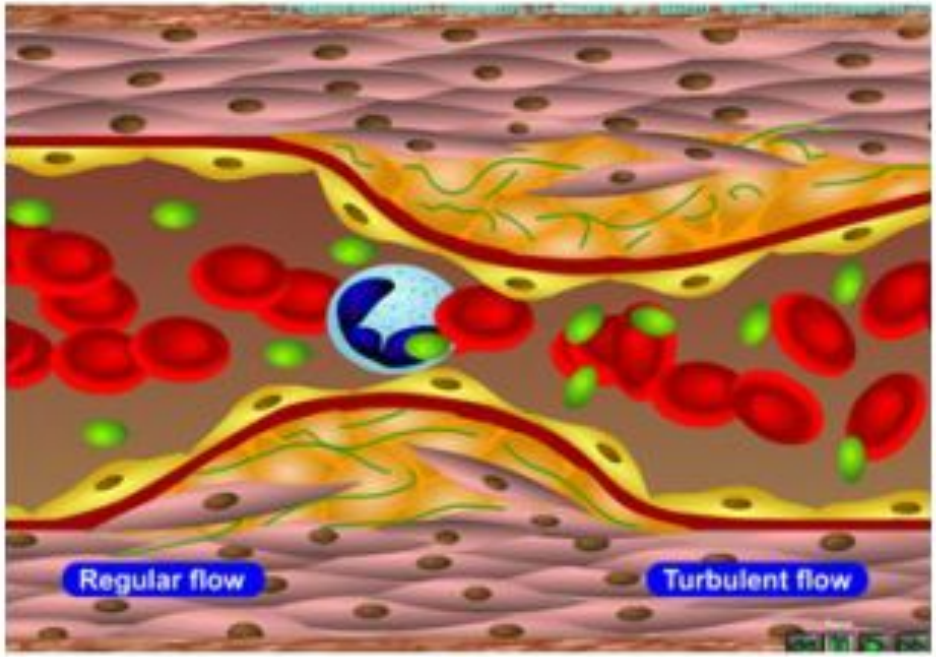
Если сужение значительно: $S_2 << S_1$, то $\upsilon_2 >> \upsilon_1$ и значит $P_2 << P_1$.

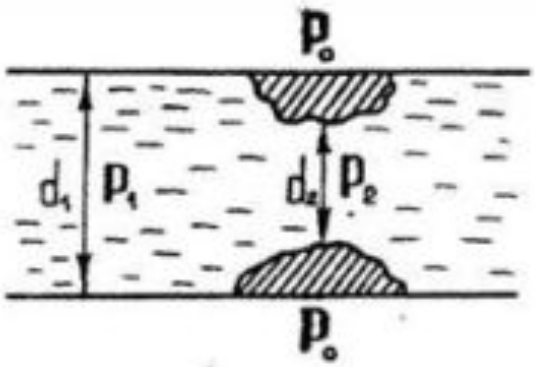
Если давление P_2 станет меньше внешнего (напр., атмосферного), то воздух (или среда, окружающая трубку) будет засасываться через боковое отверстие в месте сужения.



Горизонтально расположенная трубка (1) имеет на конце сужение. Чуть ниже этого конца располагается верхний конец вертикальной трубки (2), нижний конец которой опущен в сосуд с жидким препаратом. В горизонтальную трубку подается пар (3). **При прохождении суженного конца скорость пара возрастает, а давление падает. В область пониженного давления засасывается препарат, который распыляется струей пара.** В результате образуется смесь пара, воздуха и капелек препарата, которая через патрубок (4) поступает к пациенту.

3. Коллапс артерии;

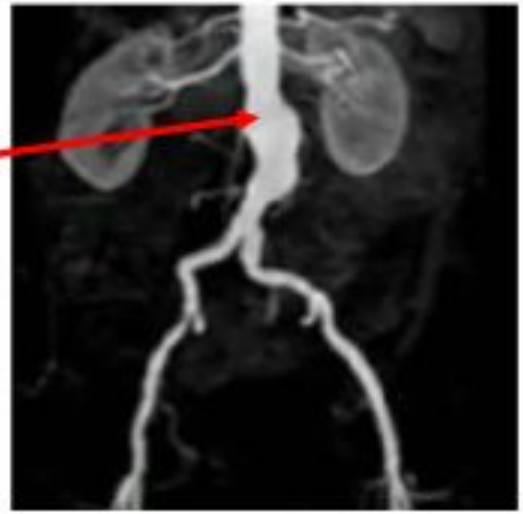




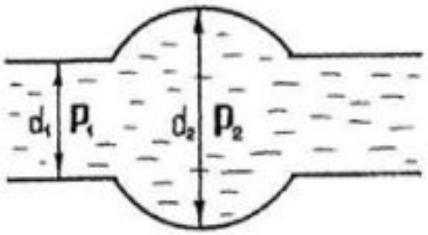
Если $S_2 < S_1$, *то* $P_2 < P_1$, **и** если станет $P_2 < P_0$, то просвет сосуда закрывается (коллапс сосуда) .

4. Поведение аневризмы

Аневризма - это участок расширения кровеносного сосуда, которое сопровождается растяжением и истончением стенки кровеносного сосуда и повышенным риском его разрыва с развитием опасного кровотечения.



Ангиограмма аневризмы брюшной аорты



В области аневризмы $S_2 > S_1$.
Значит $\upsilon_2 < \upsilon_1$, а $P_2 > P_1$.

Давление крови в расширенной часть сосуда увеличивается и аневризма имеет тенденцию к расширению вплоть до возможного разрыва сосуда.

Условие неразрывности струи в реальной гемодинамике

- в любом сечении S сердечно-сосудистой системы объемная скорость кровотока одинакова:

$$Q = S \cdot \upsilon = const$$

- ***Под площадью сечения S сосудистой системы понимают суммарную площадь сечения всех кровеносных сосудов одного уровня ветвления.***

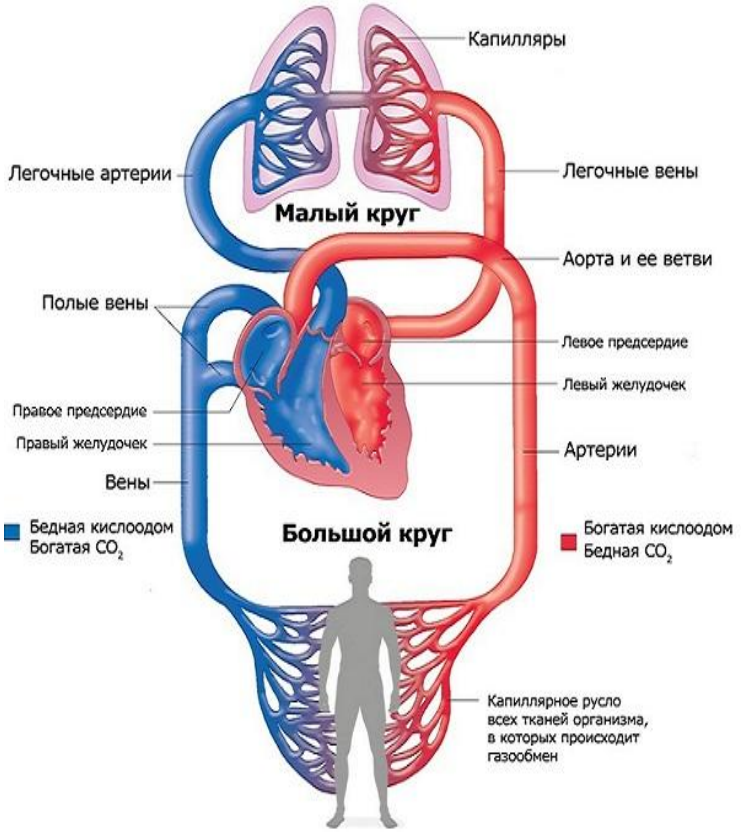
- **С увеличением площади сечения сосудистой системы скорость кровотока в ее соответствующих участках уменьшается.**

Таблица Скорость и давление крови в различных сосудах

Сосуды	Диаметр, мм	Скорость, 10^{-2} м/с	Давление, мм рт.ст.
Аорта	20	30–50	50–150
Артерии	10–5	20–50	80–20
Артериолы	0,1–0,5	1–20	50–20
Капилляры	0,5–0,01	0,01–0,05	20–10
Венулы	0,1–0,2	0,1–1,0	10–5
Вены	10–30	10–20	(–5)–(+5)

На первый взгляд кажется, что приведенные значения противоречат уравнению неразрывности - **в тонких капиллярах скорость кровотока примерно в 1000 меньше, чем в артериях.** Однако это несоответствие кажущееся. Дело в том, что в табл. приведен диаметр ***одного* сосуда**. Эта величина действительно уменьшается по мере разветвления. Однако суммарная площадь разветвления возрастает. **Так, суммарная площадь всех капилляров (около 2000 см^2) в сотни раз превышает площадь аорты - этим и объясняется такая малая скорость крови в капиллярах.** Малая скорость кровотока в капиллярах необходима для обеспечения эффективного обмена между кровью и тканями.

- **В большом круге кровообращения** первое (наименьшее по площади) сечение проходит через аорту, второе - через все артерии, на которые непосредственно разветвляется аорта.
- **Наибольшую площадь имеет сечение, соответствующее капиллярной сети.**
- Средняя линейная скорость кровотока в аорте составляет около 0,4-0,5 м/с, а в капиллярах - около 0,5 мм/с.



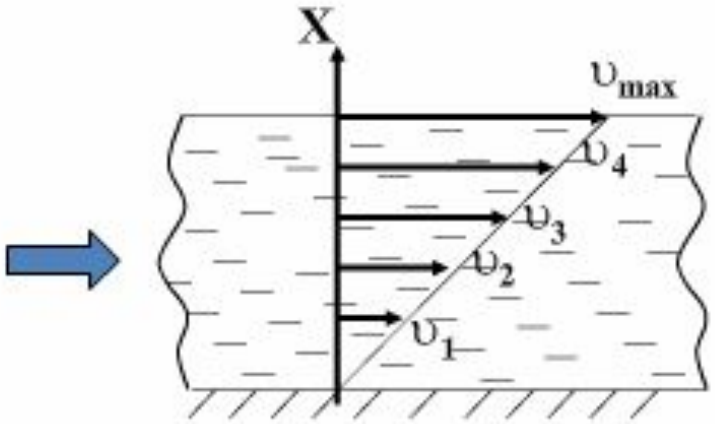
$$\frac{S_k}{S_a} = \frac{\upsilon_a}{\upsilon_k} \approx 800$$

- **Линейная скорость кровотока в капиллярах в 800 раз меньше, чем в аорте**

Течение вязкой жидкости

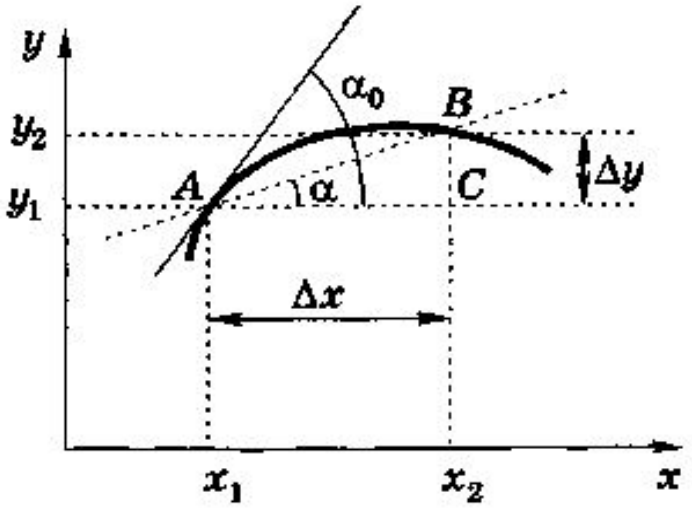
Между молекулами реальной жидкости существуют силы взаимодействия, которые проявляются как силы трения между движущимися частицами жидкости.

Наличие сил внутреннего трения в жидкости приводит к тому, что ее различные слои движутся с различными скоростями.



Производная функции.

Величина, *определяющая темп изменения функциональных зависимостей* в высшей математике, является производная функции. (***скорость протекания процесса***)



приращение аргумента: $\Delta x = x_2 - x_1$

Приращение функции равно: $\Delta y = y_2 - y_1$

$$y' = \frac{dy}{dx} = \lim_{\Delta x \to 0} (\Delta y / \Delta x)$$

Производной функции в данной точке называют **предел отношения приращения функции к приращению аргумента при его неограниченном убывании.**

геометрический смысл производной -- *тангенс угла между касательной, проведенной к графику функции в данной точке, и осью абсцисс* численно **равен значению производной функции в данной точке.**

$$tg\alpha = \frac{BC}{AC} = \Delta y / \Delta x$$

α — *угол наклона секущей AB к оси абсцисс*

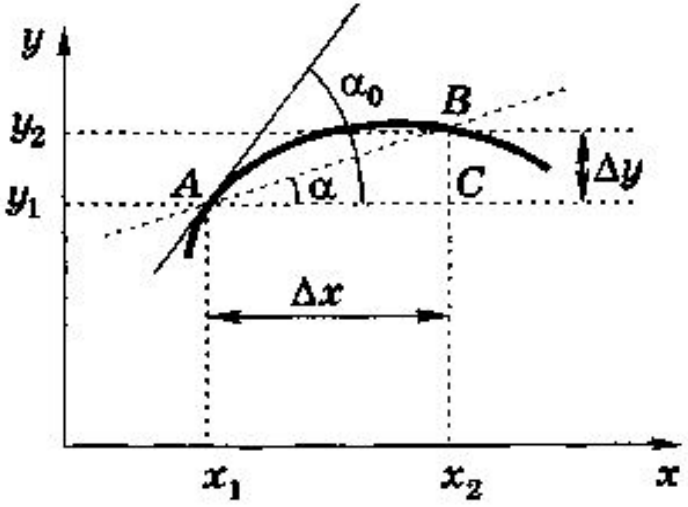


Рис. 1.1. Геометрический смысл производной

Если Δx неограниченно убывает (x_2 стремится к x_1), то
секущая вырождается в касательную к графику функции в точке А, наклоненную к оси абсцисс под углом α_0

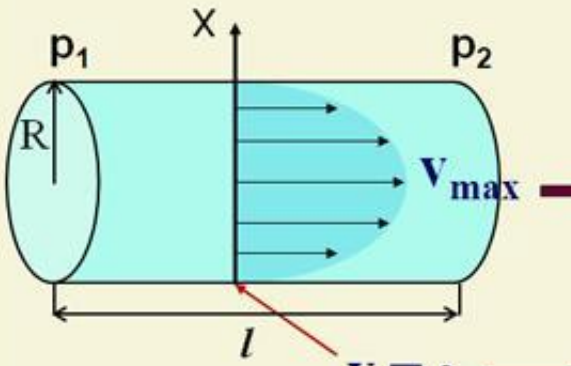
Физический смысл производной
производная функции *y = f(x)* по аргументу *x* *есть мгновенная скорость изменения функции*

$$y' = f'(x) = \upsilon_{мгн}$$

Градиент скорости. Скорость сдвига

- Различия в скорости движения соседних слоев жидкости количественно характеризуется **градиентом скорости** , называемым **скоростью сдвига**

Параболический профиль скоростей при течении вязкой жидкости по сосуду



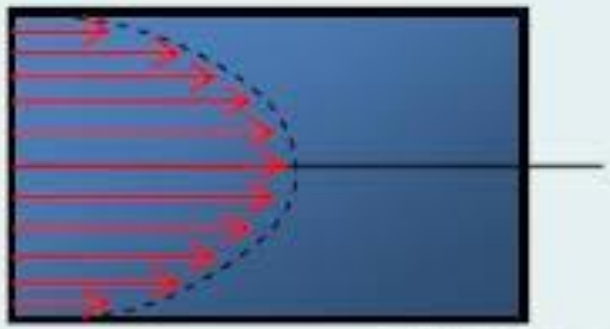
$\frac{dv}{dx} = 0$, самое малое трение в центре сосуда

$\left(\frac{dv}{dx}\right)_{max}$, самое большое трение у стенок сосуда

p_1, p_2 – давления на концах трубы

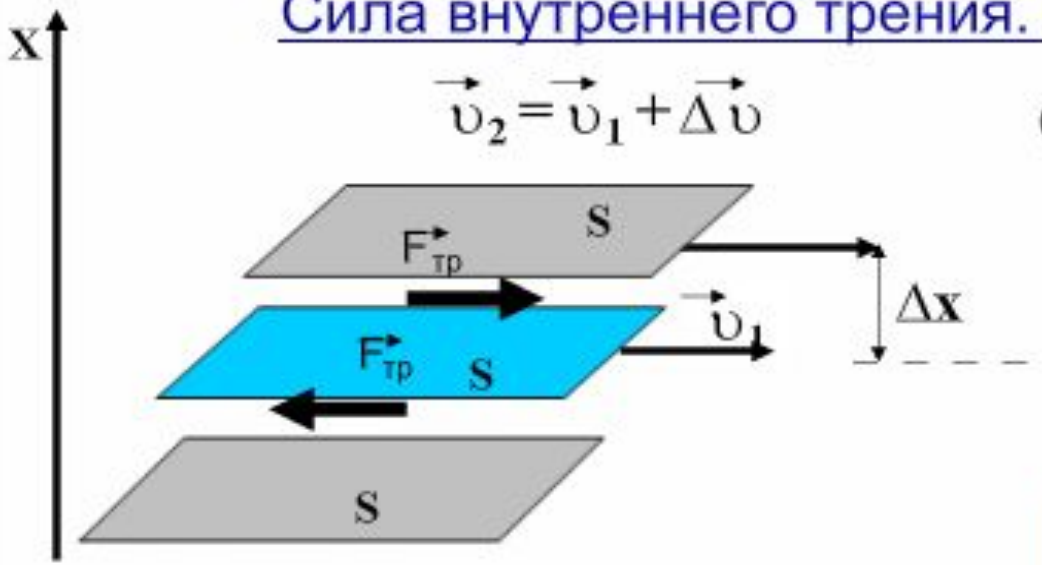
© ГОУ ВПО РГМУ Росздрава

$$grad\upsilon = \frac{d\vec{\upsilon}}{dx}, (c^{-1})$$



FixPortal.ru

Сила внутреннего трения. Формула Ньютона



Силы трения направлены *по касательной* к поверхности S соприкосновения слоев.

Формула Ньютона:

$$F_{тр} = \eta S \frac{d\upsilon}{dx},$$

- η – коэффициент внутреннего трения, или коэффициент вязкости, или динамическая вязкость, или вязкость;
- S – площадь соприкосновения слоев;
- $d\upsilon/dx$ – градиент скорости.

КОЭФФИЦИЕНТ ВЯЗКОСТИ η

Вязкость жидкости η зависит от:

- *природы* жидкости;
- *температуры* жидкости (с увеличением температуры вязкость η, как правило, уменьшается);
- От условий течения - для неньтоновских жидкостей;

Единицы измерения вязкости η :

СИ	Внесистемные единицы
Па·с 1мПа·с = 0,001 Па·с	*пуаз* (П) *сантипуаз* 1 сП = 0,01 П

Связь между единицами:

1Па·с = 10 П ; **1мПа·с = 1 сП.**

***Вязкость воды** при **20°С** равна **1**мПа·с = **1** сП.*

Ньютоновские и неньютоновские жидкости

Если **вязкость** жидкости **не зависит от условий течения** и зависит только от температуры, то жидкости называют **ньютоновскими**.

Вода, гомогенные низкомолекулярные растворители

η= **const** при данной ***T***.

Если **вязкость** жидкости **зависит** от **условий течения** (градиента скорости, давления), то жидкости называют **неньютоновскими**.

Суспензии, эмульсии, кровь и др.

$\eta = f(d\upsilon/dx) \neq const$

Факторы, влияющие на вязкость крови

Вязкость крови

- Вязкость крови

в норме составляет 4-5 мПа·с

ФАКТОРЫ, ВЛИЯЮЩИЕ НА ВЯЗКОСТЬ КРОВИ В ОРГАНИЗМЕ:

- ***Температура***
- ***Гематокрит***
- ***Скорость сдвига***
- ***Организация эритроцитов в потоке крови***

- ***При различных патологиях*** *значения вязкости крови могут изменяться*

анемия — ***1,7 мПа·с***

тромбоз — ***2,9 мПа·с***

1. Влияние температуры на вязкость крови

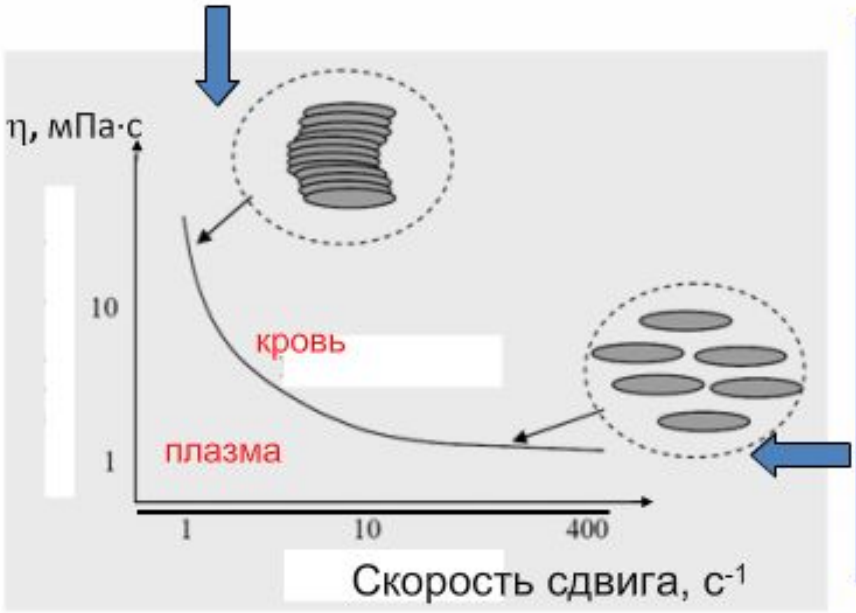
- Для *ньютоновских жидкостей* вязкость уменьшается с ростом температуры
- Вязкость плазмы крови также уменьшается с ростом температуры.
- В переохлажденных участках организма вязкость крови повышается, кровоток затрудняется, ухудшается питание тканей, что ведет к развитию в них патологических процессов.
- **Изменение температуры может приводить к изменению степени агрегации эритроцитов** и вызывать другие изменения в структуре крови.
- Температурные изменения вязкости при патологических процессах отличаются большой сложностью.

2. Влияние гематокрита на вязкость крови

- **Гематокрит (Ht)-** отношение суммарного объема эритроцитов (Vэр) к объему крови (Vкр), в котором они содержатся.
- **Ht = Vэр/ Vкр**
- В норме для мужчин **Ht** = Vэр/ Vкр ≈0,42-0,54;
  для женщин **Ht** = Vэр/ Vкр ≈0,38-0,46.
- ***С повышением гематокрита вязкость крови возрастает.***
- Вязкость венозной крови выше, чем артериальной, из-за повышенного гематокрита. Эритроциты венозной крови имеют больший объем и сферическую форму из-за содержания углекислого газа.

3. Зависимость вязкости крови от скорости сдвига

С уменьшением скорости сдвига вязкость крови возрастает, причем, при скоростях сдвига, меньших 1 $с^{-1}$, этот рост происходит очень быстро (рис)

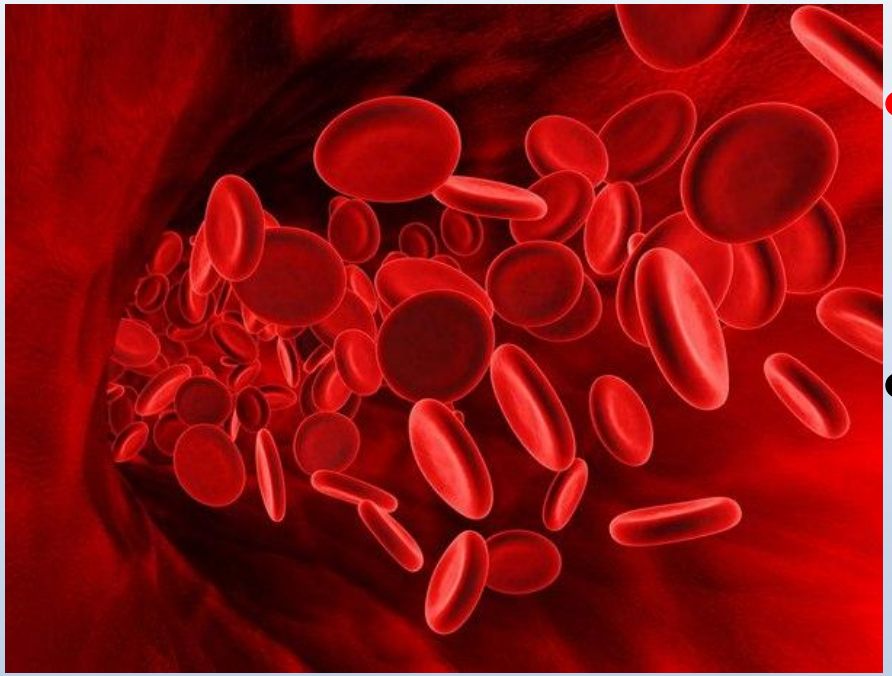


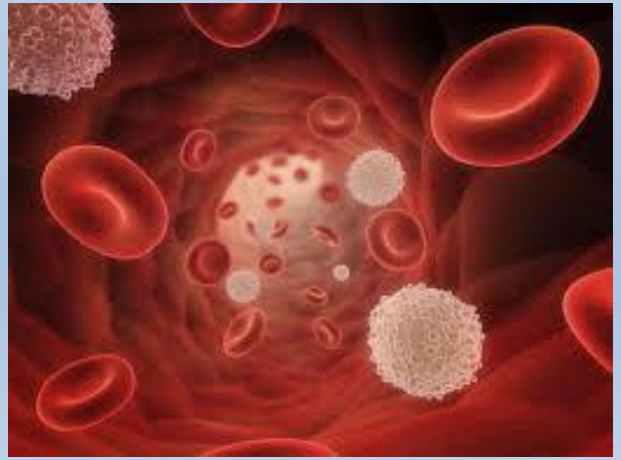
С увеличением скорости сдвига вязкость крови уменьшается и при $d\upsilon/dx \geq 100с^{-1}$ стремится к постоянному значению $\eta = const \approx 2$ мПа·с.

При низких скоростях сдвига в крови эритроциты выстраиваются в монетные столбики. Это определяет высокую вязкость крови, которая, строго говоря, в этом случае не может рассматриваться как чистая жидкость.

При высоких скоростях сдвига, например, в крупных артериях, кровь можно рассматривать как ньютоновскую жидкость.

4. Организация эритроцитов в потоке крови

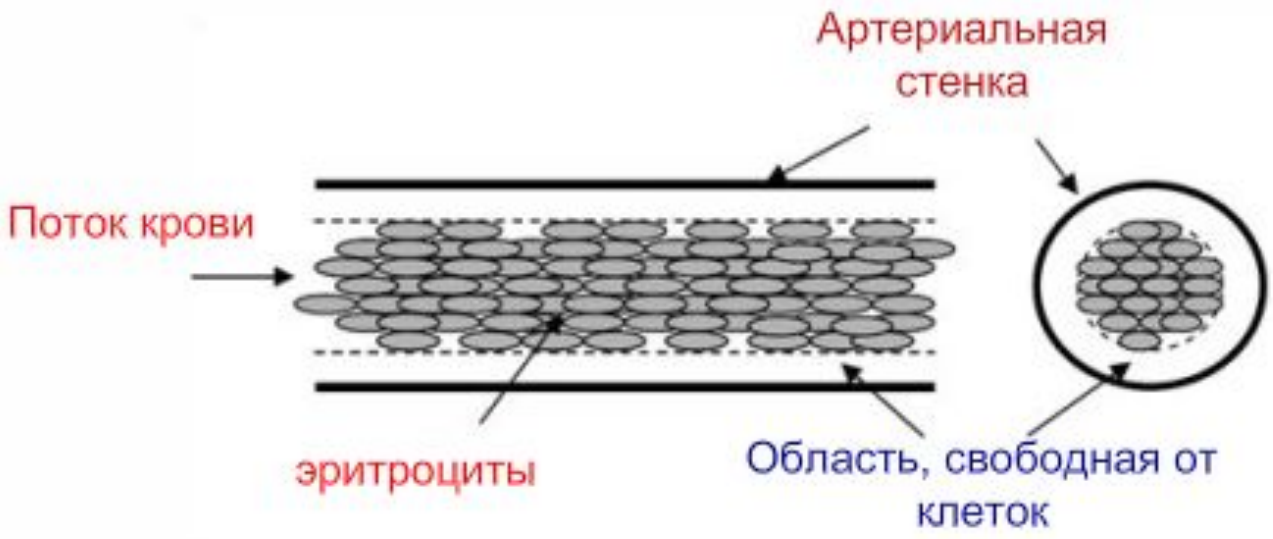




- **Концентрация эритроцитов и, соответственно, вязкость крови возрастают к центру сосуда.**

- Одновременно у стенок сосуда образуется тонкий пристеночный **слой плазмы крови**, не содержащий эритроцитов и поэтому ***обладающий низкой вязкостью***.
- В итоге *эритроциты продвигаются по сосуду как бы в оболочке из плазмы*, что *уменьшает трение крови о стенки и облегчает движение крови по сосудам*.

Организация эритроцитов в потоке крови



Особенности кровотока в крупных артериях

- Возникает продольная ориентация эритроцитов в направлении движения;
- Образуется тонкий пристеночный слой плазмы крови, не содержащий эритроцитов и обладающий пониженной вязкостью;
- Изменяется профиль распределения скоростей текущей крови в поперечном сечении сосуда

- Уменьшается сила трения крови о стенки сосуда, что облегчает ее движение, особенно в мелких кровеносных сосудах

Роль эластичности сосудов в системе кровообращения. Пульсовые волны.

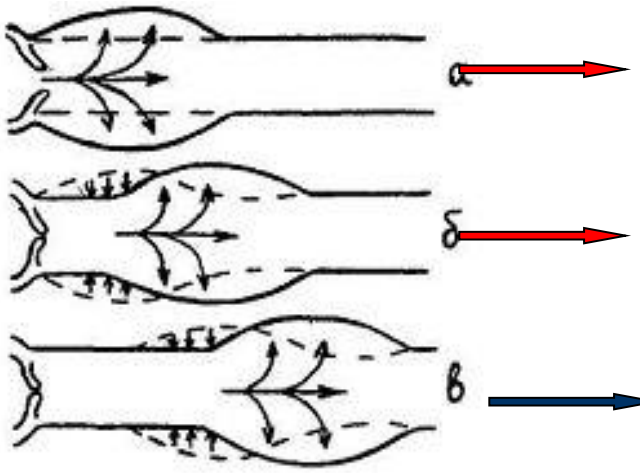


Рис.3.10. Деформация сосуда и возникновение пульсовой волны.

При выбросе крови из левого желудочка сердца во время систолы происходит упругое растяжение стенок аорты и часть кинетической энергии систолического объема крови переходит в потенциальную энергию упругой деформации стенок аорты

В диастолу потенциальная энергия деформации аорты и других крупных сосудов переходит в кинетическую энергию проталкиваемой крови, создавая дополнительный фактор, способствующий ее движению.

Таким образом, выброс крови в аорту сопровождается упругими деформациями ее стенок и периодическим изменениями (колебаниями) давления крови на эти стенки.

Распространяющиеся по артериям **волна деформации стенок** сосудов и сопровождающая ее **волна повышенного давления** в сосудах, называется **пульсовой волной**.

Скорость распространения пульсовой волны

$$\upsilon = \sqrt{\frac{E\,h}{\rho\,d}}$$

- Формула Моенса-Кортевега

- E- модуль упругости стенки сосуда
- h – толщина стенки сосуда
- d – диаметр сосуда
- ρ – плотность крови

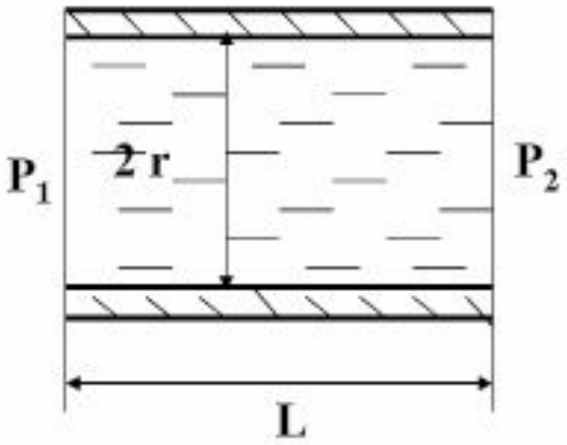
С увеличением упругости E сосуда, увеличением толщины h его стенки и с уменьшением диаметра d скорость пульсовой волны возрастает.

Скорость распространения пульсовой волны

- В аорте скорость распространения пульсовой волны равна 4-6 м/с;
- в артериях 8-12 м/с, т.к. они имеют малый диаметр
- в полой вене, обладающей большой эластичностью около 1 м/с.

Из этих данных следует, что **скорость распространения пульсовой волны намного больше линейной скорости кровотока**, в покое не превышающей даже в аорте значение 0,5 м/с.

Течение вязкой жидкости. Формула Пуазейля



Объем V вязкой жидкости, ламинарно протекающей по участку гладкой трубы длиной L и радиусом r за время t, определяется формулой Пуазейля:

$$V = \frac{\pi r^4 (P_1 - P_2)}{8\eta L} t$$

$V \sim t$ (времени истечения жидкости);

$V \sim (P_1 - P_2)$ (перепаду давлений);

$V \sim r^4 \sim S^2$; !!!

$V \sim 1/\eta$ (вязкости);

$V \sim 1/L$.

Формула *Пуазейля для объемной скорости:*

Q – объемная скорость течения жидкости

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

Формула ***Гагена - Пуазейля***:

$$Q = \frac{\Delta P}{X},$$

Здесь

$$X = \frac{\Delta P}{Q} = \frac{8\eta L}{\pi r^4},$$

- ***гидравлическое сопротивление*** *трубы (сосуда)*

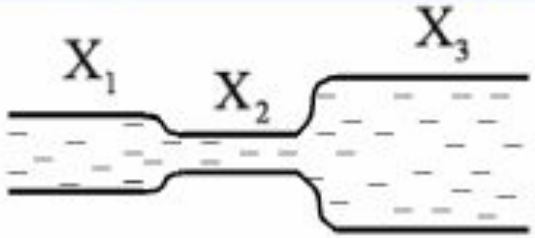
АНАЛОГИЯ С ЗАКОНАМИ ЭЛЕКТРИЧЕСКОЙ ЦЕПИ

Гидродинамика	Электродинамика
Течет : V – объем жид-ти	q – заряд
$Q = \frac{V}{t}$ - **объемная скорость течения**	$I = \frac{q}{t}$ - **сила тока**
Движущий фактор: $P_1 - P_2$ – разность давлений	$\varphi_1 - \varphi_2$ – разность потенциалов
$X = \frac{\Delta P}{Q} = \frac{8\eta L}{\pi r^4}$ – **гидравлическое сопротивление**	$R = \frac{\Delta\varphi}{I} = \frac{\rho l}{S}$ – **электрическое сопротивление**
$Q = \frac{P_1 - P_2}{X}$ - **ф**ормула Гагена–Пуазейля	$I = \frac{\Delta\varphi}{R} = \frac{U}{R}$ - закон Ома

ГИДРАВЛИЧЕСКОЕ СОПРОТИВЛЕНИЕ X
различных отделов сосудистой системы

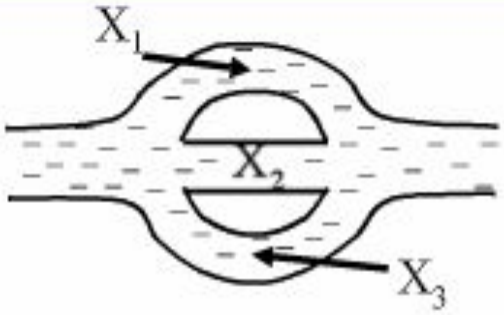
По аналогии с электричеством рассчитывают и гидравлическое сопротивление **сложных** участков русла:

общее сопротивление последовательно соединенных сосудов:



$$X_{общ} = X_1 + X_2 + X_3 + \cdots + X_n$$

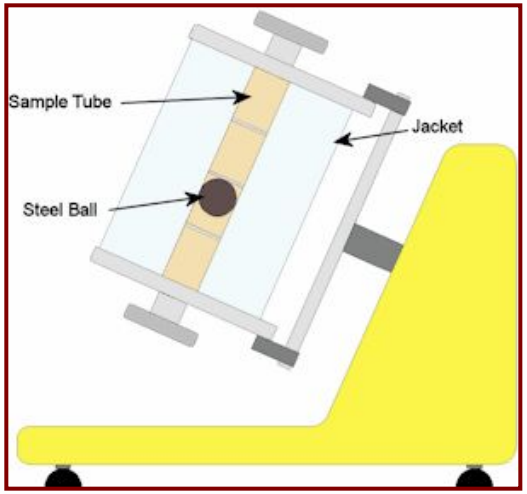
общее сопротивление параллельного ветвления сосудистого русла

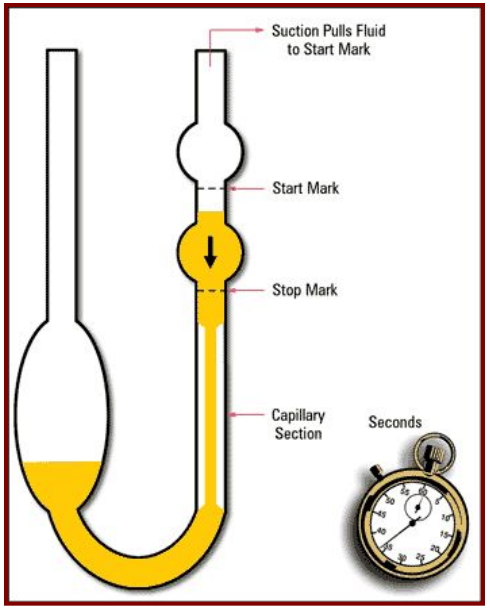


$$\frac{1}{X_{общ}} = \frac{1}{X_1} + \frac{1}{X_2} + \frac{1}{X_3} + \cdots + \frac{1}{X_n}$$

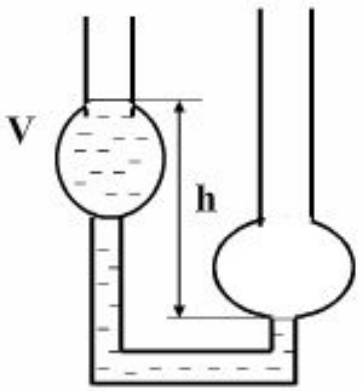
Методы определения вязкости жидкости

- *Метод Стокса* (метод падающего шарика);
- *Капиллярный* метод (вискозиметр Оствальда);
- *Ротационный* метод (вискозиметр Куэтта)





КАПИЛЛЯРНЫЙ метод (ОСТВАЛЬДА)



Объемы *V* эталонной жидкости (воды) и исследуемой жидкости, вытекающей из верхней полости вискозиметра Оствальда, одинаковы:

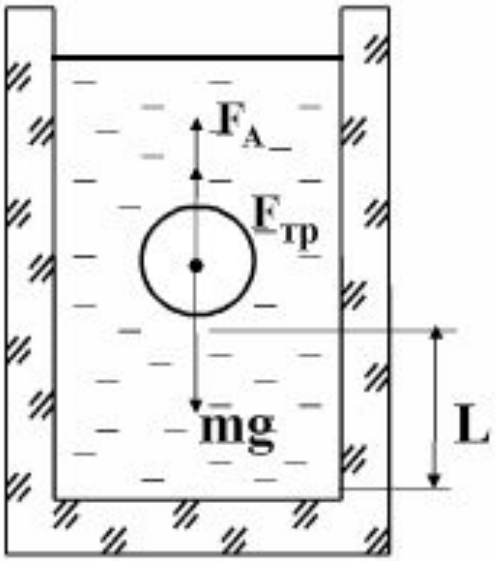
$$V = \frac{\pi r^4 \rho_o g h}{8 \eta_o L} t_o = \frac{\pi r^4 \rho g h}{8 \eta L} t$$

$$\eta = \frac{\rho t}{\rho_o t_o} \eta_o$$

- ✓ η, η_0 – ***вязкость*** исследуемой и эталонной жидкости;
- ✓ ρ, ρ_0 – ***плотность*** исследуемой и эталонной жидкости;
- ✓ **t**, t_0 – ***время*** истечения исследуемой и эталонной жидкости.

$$\eta = \eta_0 \frac{\rho t}{\rho_0 t_0},$$

Метод СТОКСА (метод падающего шарика)



$$F_m = mg \qquad m = \frac{4}{3}\pi r^3 \rho$$

Сила тяжести: $F_m = \frac{4}{3}\pi r^3 \rho g$

Сила Архимеда: $F_A = \frac{4}{3}\pi r^3 \rho_{ж} g$

Сила трения: $F_{тр} = 6\pi\eta r\upsilon$

m – масса шарика;
r – радиус шарика;
ρ – плотность шарика;
$\rho_{ж}$ – плотность **жидкости;**
η - **вязкость жидкости;**
υ - **скорость движения шарика.**

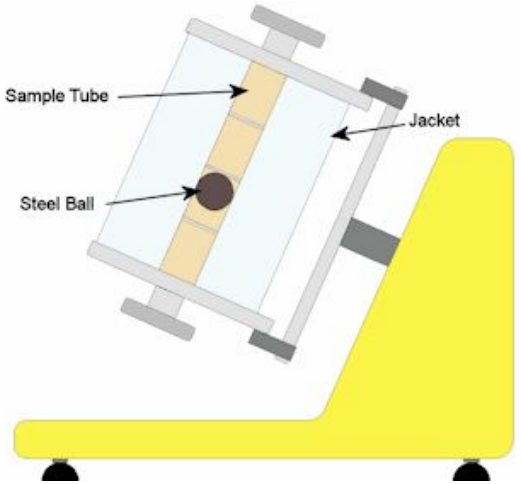
При достижении равномерного движения сила тяжести уравновешивает сумму сил трения и Архимеда:

$$\frac{4}{3}\pi r^3 \rho g = \frac{4}{3}\pi r^3 \rho_{ж} g + 6\pi\eta r\upsilon$$

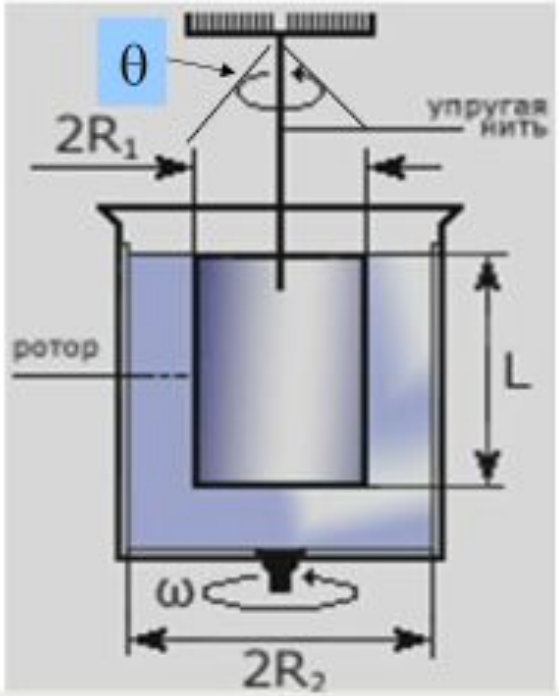
$$\eta = \frac{2(\rho - \rho_{ж})r^2 g}{9\upsilon}$$

Для нахождения вязкости жидкости необходимо знать ее плотность, а так же радиус и плотность шарика.

Скорость движения шарика υ находят экспериментально. Для этого измеряют время t, за которое шарик равномерно проходит в жидкости расстояние L : $\upsilon = L / t$.



Ротационный метод (Куэтта)



$$\theta = k\,\eta\,\omega \Rightarrow \eta = \frac{\theta}{k\omega}$$

- ✓ θ **- угол поворота внутреннего цилиндра;**
- ✓ ω **- угловая скорость вращения внешнего цилиндра;**
- ✓ η **- вязкость жидкости;**
- ✓ **k – постоянная прибора.**

Этот метод позволяет **определять вязкость η при различных скоростях сдвига , и** поэтому позволяет определить зависимость вязкости от скорости сдвига:

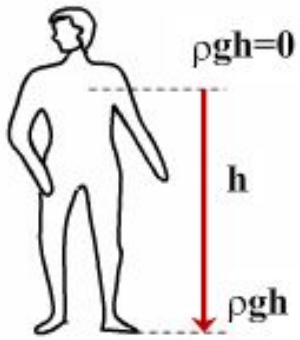
$\eta = f\,(d\upsilon/dx)$.

Методы определения давления крови

Распределение давления в сосудистой системе

в любой точке сосудистой системы давление крови

$$p_{CC} = p + p_0 + \rho g h$$



- p – давление, создаваемое работой сердца.
- p_0 – атмосферное давление (давление в правом предсердии);
- ρgh - гидростатическое давление,
  ρ – плотность крови,
  g= 9,8 м/с^2 (ускорение свободного падения)
  h - расстояние, отсчитываемое от правого предсердия вверх («-») или вниз («+») по вертикали;

В клинических условиях измерение ***кровяного давление*** обычно *производят в области плеча (на уровне сердца),* поэтому гидростатическая составляющая давления в плечевой артерии в этом случае равна нулю.

В любой точке сосудистой системы **давление крови зависти от:** **а)** ***атмосферного давления*****;** **б)** ***гидростатического давления ρgh*****,** обусловленного весом кровяного столба высотой ***h*** и плотностью крови ***ρ*** ; **в)** ***давления, обеспечиваемого насосной функцией сердца*****.**

Методы определения давления крови

- ***1. Прямое измерение давления крови-*** в сосуд или в полость сердца вводится катетер, измеряющий давление

Преимущества метода:

Возможность одновременного отбора проб крови или ввода лекарственных препаратов, высокая точность измерений

Недостатки:

необходимость оперативного вмешательства, высокая степень дезинфекции, а иногда и анестезии, возможны осложнения.

Основной недостаток *прямых измерений - это необходимость введения измерительных устройств в полость сосуда.*

- ***Прямая манометрия -*** практически единственный метод измерения давления в полостях сердца и центральных сосудах.

2. Непрямые измерения кровяного давления

- ***Непрямые измерения кровяного давления*** (***компрессионные***) осуществляются без нарушения целостности сосудов и тканей путем уравновешивания давления внутри сосуда известным внешним давлением

- ***Пальпаторный метод*** - основан *на установлении систолического и диастолического давления* пальпаторно

Аускультативный метод -основан *на установлении систолического и диастолического давления* по возникновению и исчезновению в артерии особых звуковых явлений - ***тонов Короткова***.

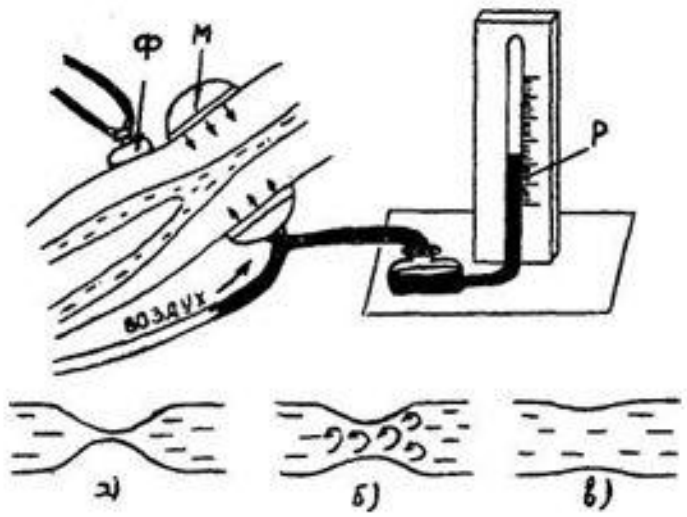


Рис.3.16. Определение давления крови методом Короткова-Рива-Роччи.

- Когда **давление в манжете превысит систолическое давление (Рс), кровоток прекращается.**
- Выпуская воздух, уменьшают давление в манжете. После того как давление в манжете станет чуть меньше систолического давления кровь начнет проталкиваться через сдавленную артерию. В ней создается поток, сопровождающийся шумами, которые хорошо прослушиваются через фонендоскоп. **В момент появления шумов по манометру регистрируется систолическое давление («верхнее давление»).**
- Когда давление в манжете станет меньше диастолического давления Рд, манжета перестанет пережимать артерию. Кровоток прерываться перестанет, и шумы, связанные с вихрями, прекращаются.

В момент прекращения шумов по манометру регистрируется диастолическое давление («нижнее давление»).

Работа и мощность сердца

Работа A сердца складывается из работы левого $A_л$ и правого $A_л$ желудочков:

$A = A_л + A_{пр}$. $A_{пр} = 0{,}2\ A_л$

$A = 1{,}2\ A_л$

Работа левого желудочка при выбросе систолического (ударного) объема крови в аорту затрачивается:

на преодоление сил давления крови в сосудистой системе → **Статический компонент** $A_{ст}$

на сообщение крови кинетической энергии → **Кинетический компонент** $A_к$

$$A_{ст} = P_{ср} \cdot V_c$$

$$A_к = \frac{m\upsilon^2}{2} = \frac{\rho V_c \cdot \upsilon^2}{2}$$

- $P_{ср}$ - среднее давление крови в аорте:
  $P_{ср}$ = 100 мм.рт.ст. = 13,3 Па;
- V_c – систолический объем крови в покое $V_c \approx$ 60 мл.
- ρ – плотность крови $\rho \approx 1050$ кг/м^3;
- υ – линейная скорость крови в аорте $\upsilon \approx 0{,}5$ м/с;

$A_{ст} \approx 0{,}8$ Дж

$A_к \approx 0{,}01$ Дж

$$A_{серд} = 1{,}2\left(PV_c + \frac{\rho V_c \upsilon^2}{2}\right) = 1{,}2 \cdot 0{,}81J \approx 1J;$$

Итак, Работа сердца

за одно сокращение:

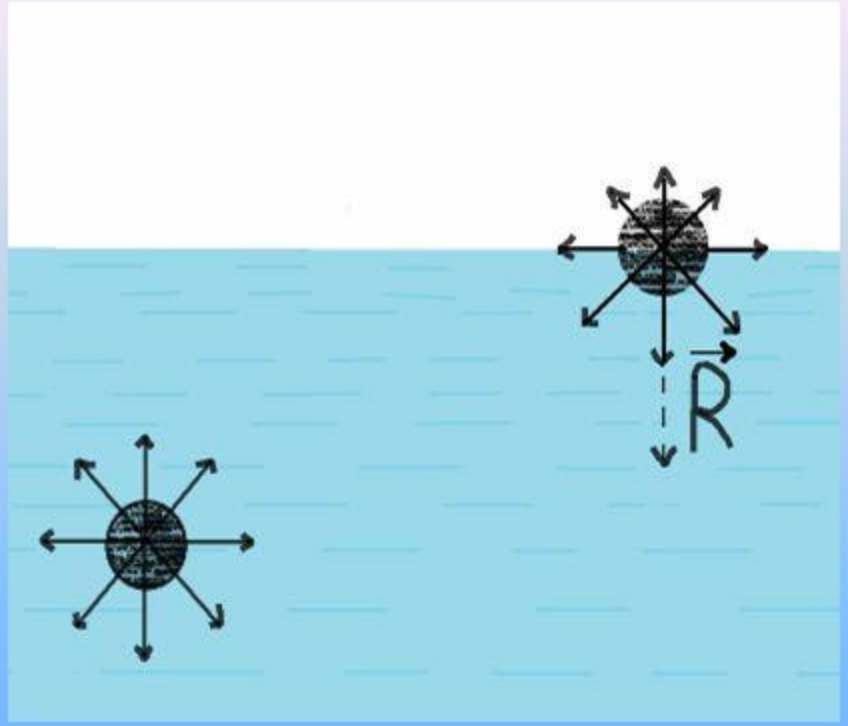
$$A = 1{,}2\left(PV_c + \frac{\rho V_c \upsilon^2}{2}\right) \Rightarrow$$ **А ≈ 1 Дж**

за сутки ⇒ **А ≈ 86400 Дж**

Средняя мощность сердца ⇒ $$W = \frac{A}{t_{сист}} = \frac{1Дж}{0{,}3c} \approx 3{,}3Вт$$

Водомерки легко скользят по поверхности воды. Лапка водомерки, покрытая воскообразным налётом, не мачивается водой, поверхностный слой воды прогибается под давлением лапки, образуя небольшое углубление.

У жидкости есть свободная поверхность



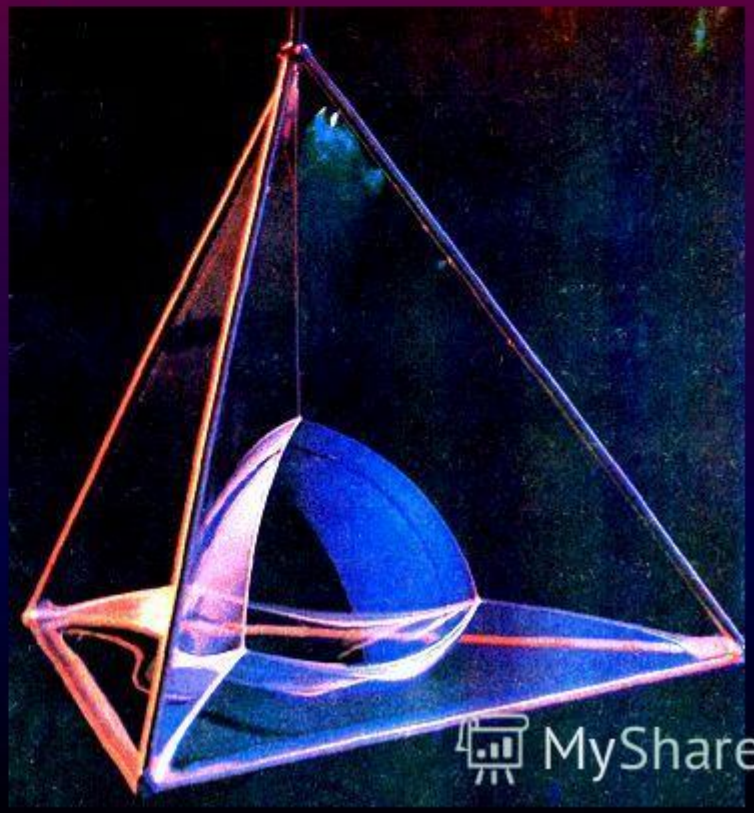
- Равнодействующая сил, действующая на каждую молекулу на поверхности жидкости, будет направлена вглубь жидкости, перпендикулярно поверхности.
- И поверхностные молекулы втягиваются внутрь жидкости.

MyShared

Формы минимальных поверхностей жидкостей

- Жидкость в свободном состоянии принимает форму шара

- Мыльные пленки на каркасах



Энергия поверхностного слоя

- Молекулы поверхностного слоя обладают избыточной по сравнению с молекулами внутри жидкости потенциальной энергией, т.е. **поверхностной энергией**

$$E_п = \sigma S$$

(σ- коэффициент поверхностного натяжения)

- Жидкость принимает такую форму при которой эта энергия будет иметь минимальное значение, а ее площадь оказывается минимальной для данного объема жидкости.

MyShared

Коэффициент поверхностного натяжения жидкости

- $\sigma = F_{пов} / l$

  Коэффициентом поверхностного натяжения называется отношение модуля силы поверхностного натяжения к длине периметра, ограничивающего поверхность жидкости.

- σ- зависит от:

  - Рода жидкости

  - Наличия примесей

  - Температуры

MyShared

Формула Лапласа

- Избыточное давление, вызванное одной искривленной поверхностью (внутри капли жидкости)

$$\Delta p = 2\sigma/R$$

- Избыточное давление внутри мыльного пузыря (он имеет две искривленные поверхности)

$$\Delta p = 4\sigma/R$$

MyShared