

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.

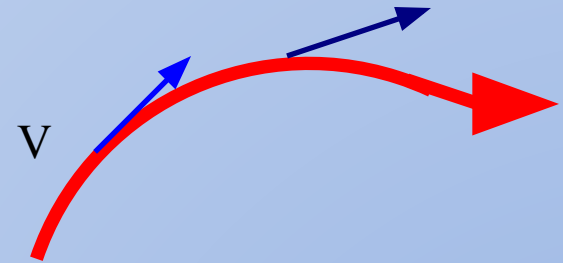
Литература

- 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**:

$$Re = \frac{\rho v d}{\eta}$$

- ρ - плотность жидкости;
- v - 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,

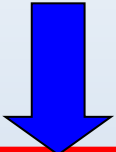
$Re > Re_{кр}$ - течение турбулентное.

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.*

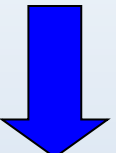
- Линейная скорость равномерного течения жидкости


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

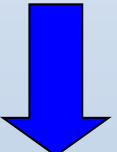
- *Путь, проходимый частицами жидкости в единицу времени.*

$$[v] = \frac{M}{c}$$

Объемная скорость (расход жидкости)

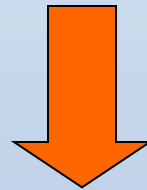

$$Q = \frac{V}{t}$$

Объем жидкости, проходящий через поперечное сечение трубы за единицу времени


$$[Q] = \frac{M^3}{c}$$

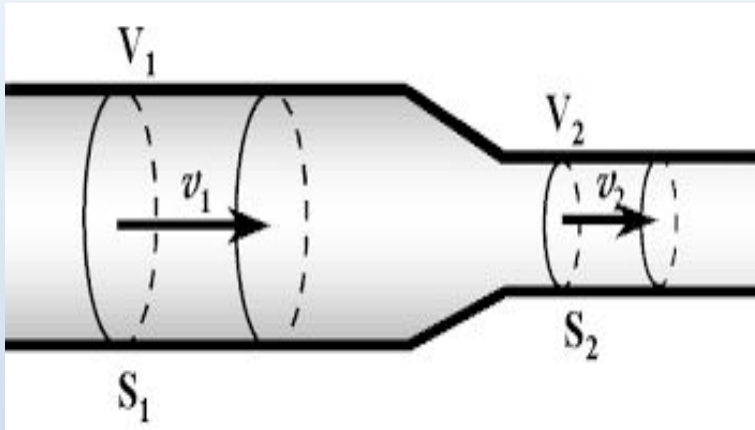
Связь между линейной и объемной скоростью течения жидкости

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



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

Условие неразрывности струи



$$S_1 v_1 t = S_2 v_2 t$$

$$S v = const$$

или

$$Q = const$$

$$S_1 v_1 = S_2 v_2$$

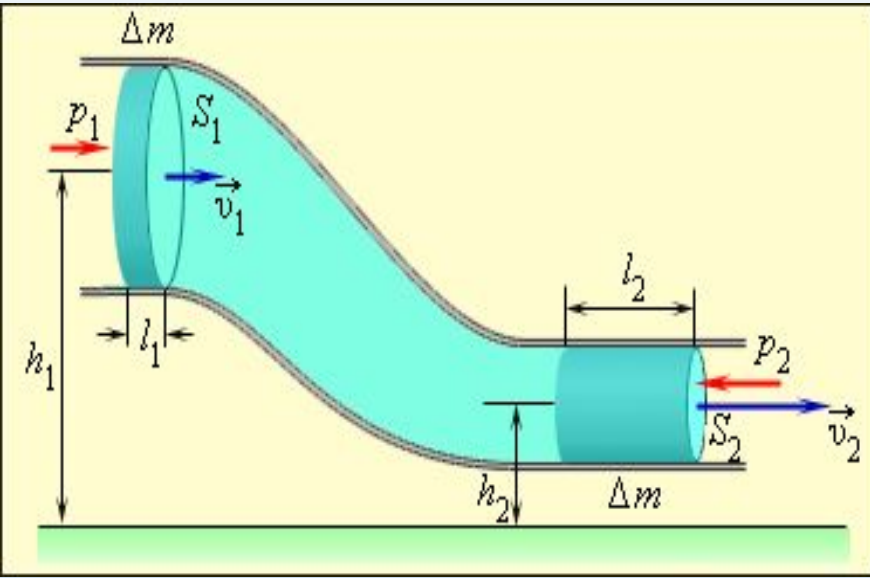
Или: Объемная скорость жидкости одинакова во всех сечениях трубки тока

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



$$p + \frac{\rho v^2}{2} + \rho gh = const$$

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

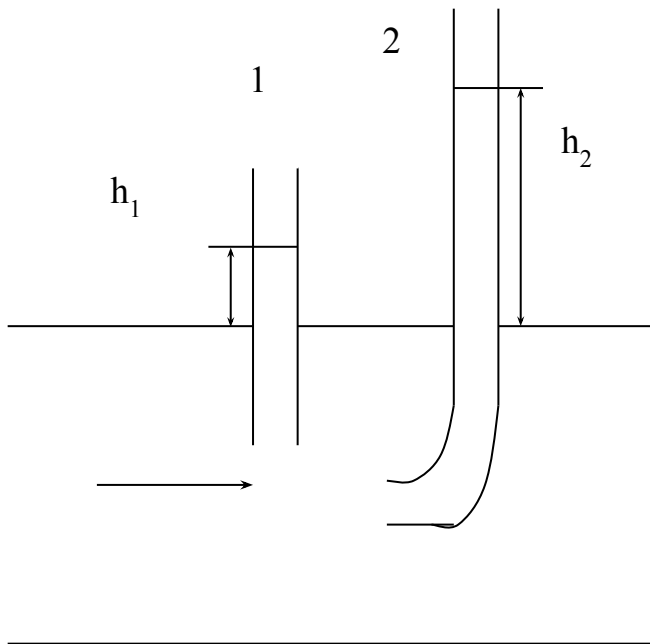
Величину **$\rho v^2/2$** называют **динамическим давлением**. (Оно обусловлено движением жидкости).

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**

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

- 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:

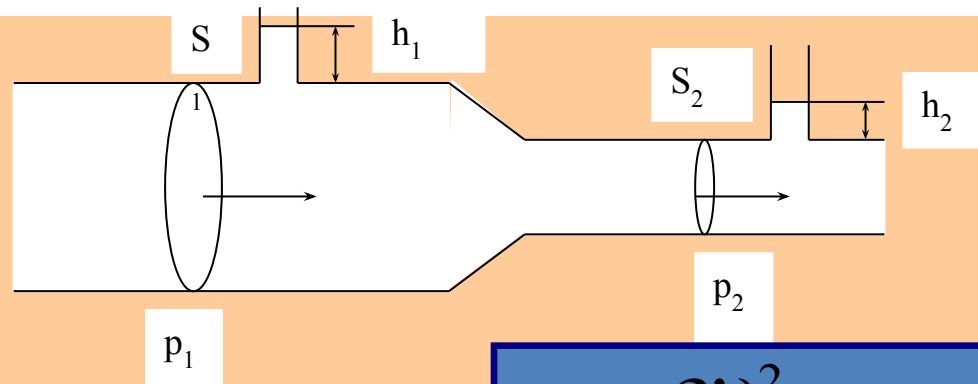
$$v = \sqrt{2g(h_2 - h_1)}$$

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.



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

В более узких местах $S_2 < S_1$ $v_2 \boxtimes v_1$
 $p_2 < p_1$.

$$p_1 + \frac{\rho v_1^2}{2} = p_2 + \frac{\rho v_2^2}{2}$$

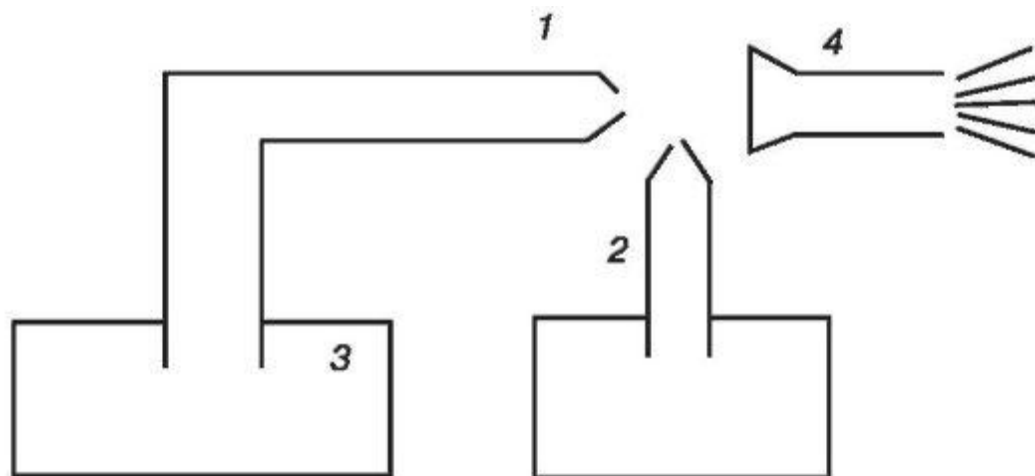
ВЫВОД: если $S_1 > S_2$, то $U_1 < U_2$
и значит $P_1 > P_2$,



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

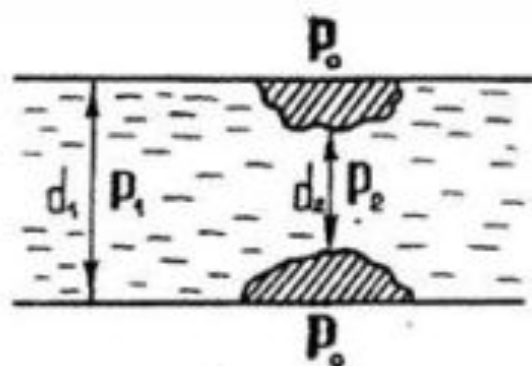
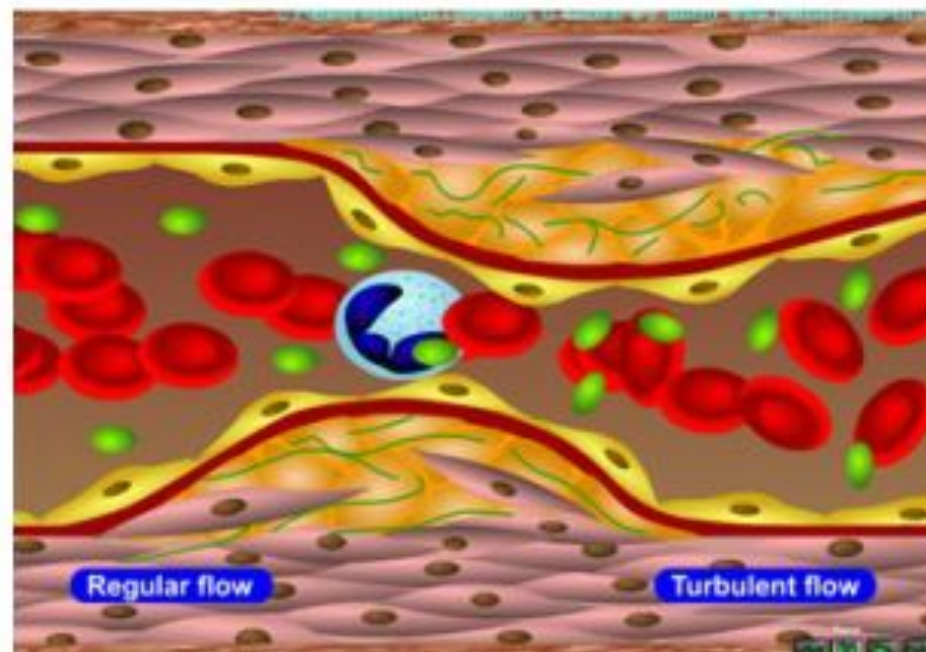
Если сужение значительно: $S_2 \ll S_1$, то $U_2 \gg U_1$ и значит $P_2 \ll P_1$.

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 патрубков (4) поступает к пациенту.

3. Коллапс артерии;



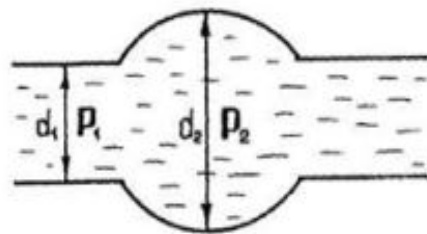
Если $S_2 < S_1$, то $P_2 < P_1$,
и если станет $P_2 < P_0$,
то просвет сосуда
закрывается (коллапс
сосуда) .

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 $v_2 < v_1$, 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:

$$Q = S \cdot v = const$$

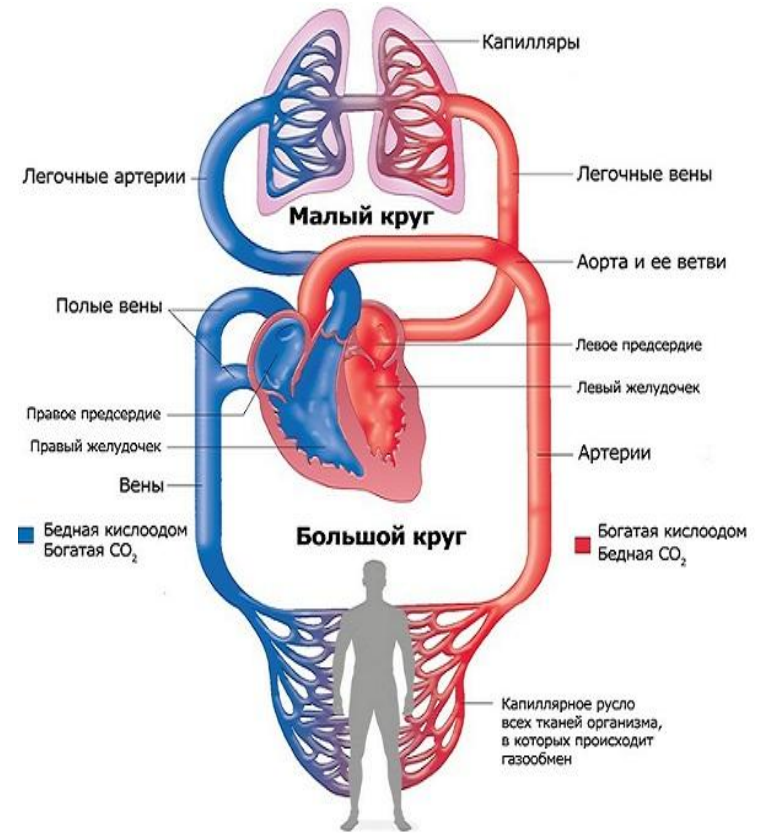
- Под площадью сечения S сосудистой системы понимают **суммарную площадь** сечения всех кровеносных сосудов одного уровня ветвления.
- С увеличением площади сечения сосудистой системы скорость кровотока в ее соответствующих участках уменьшается.

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.



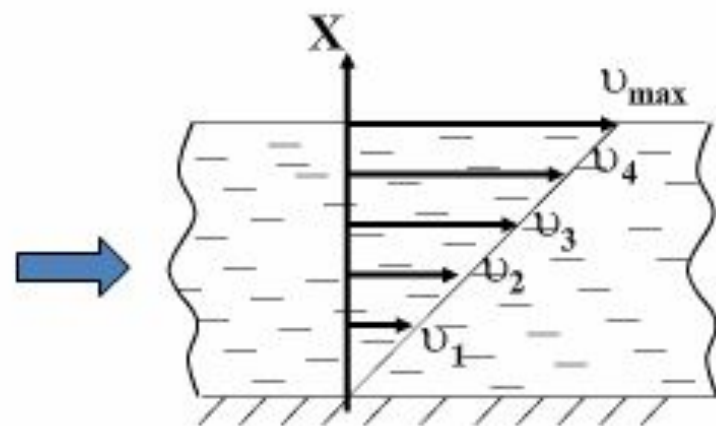
- **Линейная скорость кровотока в капиллярах в 800 раз меньше, чем в аорте**

$$\frac{S_k}{S_a} = \frac{v_a}{v_k} \approx 800$$

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.**

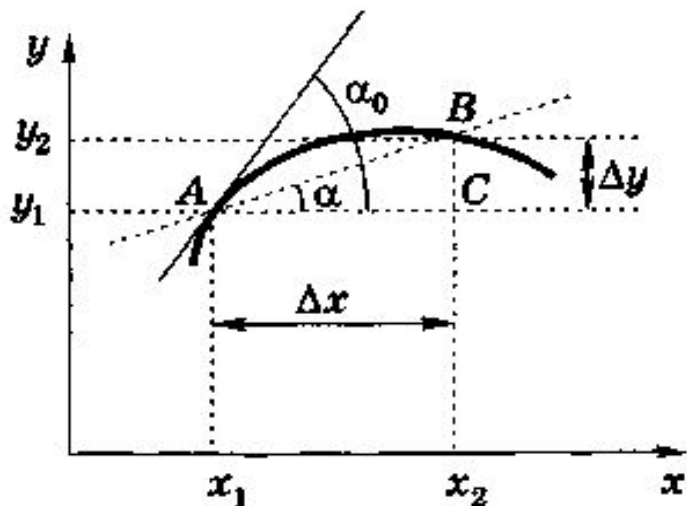


Производная функции.

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: $\Delta y = y_2 - y_1$



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

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.

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

α — угол наклона секущей AB к оси абсцисс

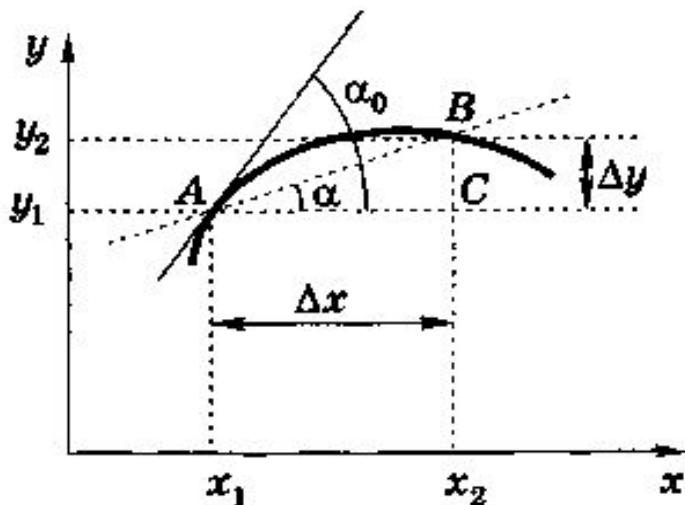


Рис. 1.1. Геометрический смысл производной

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

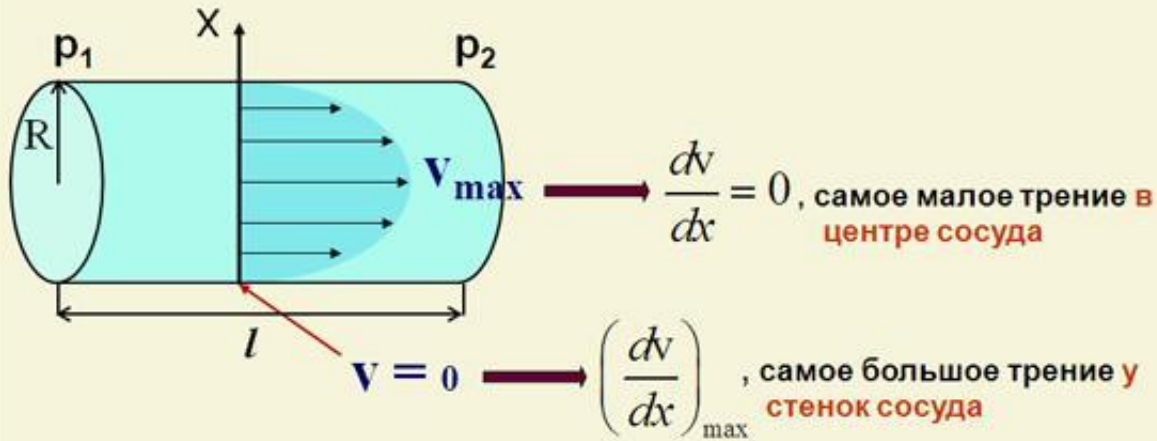
Физический смысл производной
производная функции $y = f(x)$ по аргументу x **есть мгновенная скорость изменения функции**

$$y' = f'(x) = v_{\text{мгн}}$$

Градиент скорости. Скорость сдвига

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

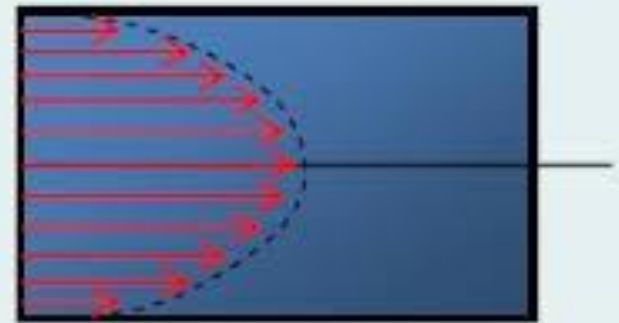
Параболический профиль скоростей при течении вязкой жидкости по сосуду



p_1, p_2 – давления на концах трубы

© ГОУ ВПО РГМУ Росздрава

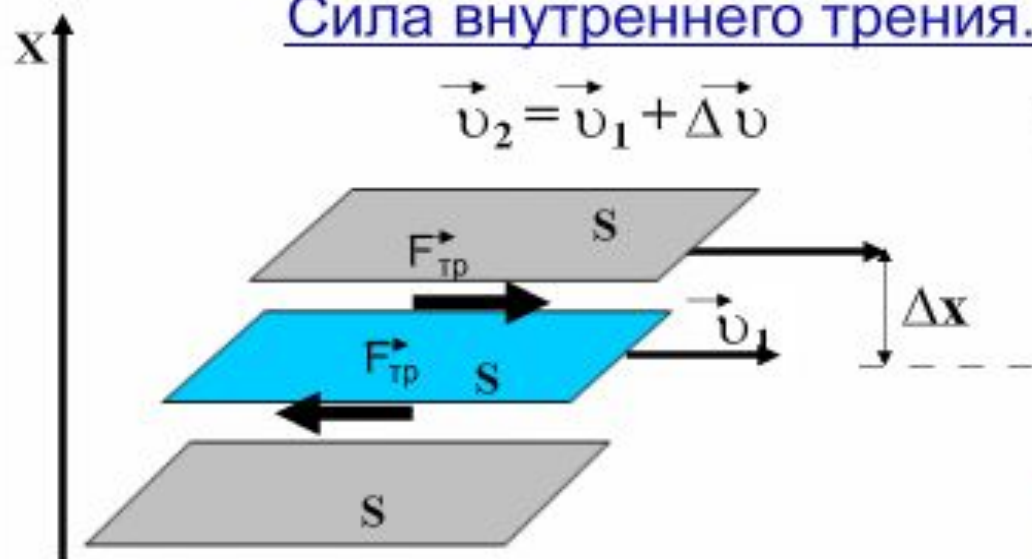
$$\text{grad}v = \frac{dv}{dx}, (c^{-1})$$



FizPortal.ru

Сила внутреннего трения. Формула Ньютона

$$\vec{v}_2 = \vec{v}_1 + \Delta \vec{v}$$



Силы трения направлены
по касательной
к поверхности S
соприкосновения слоев.

Формула Ньютона:

$$\mathbf{F}_{\text{тр}} = \eta S \frac{dv}{dx},$$

- η – коэффициент внутреннего трения,
или коэффициент вязкости,
или динамическая вязкость, или вязкость;
- S – площадь соприкосновения слоев;
- dv/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	пуаз (П)
1 мПа·с = 0,001 Па·с	сантипуаз 1 сП = 0,01 П

Связь между единицами:

$$1 \text{ Па} \cdot \text{с} = 10 \text{ П} ; \quad 1 \text{ мПа} \cdot \text{с} = 1 \text{ сП}.$$

Вязкость воды при 20°C 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

$\eta = \text{const}$
при данной T .

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

Суспензии, эмульсии,
кровь и др.

$\eta = f(dv/dx) \neq \text{const}$

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 (**V_{эр}**) к объему крови (**V_{кр}**), в котором они содержатся.

- $$Ht = V_{эр} / V_{кр}$$

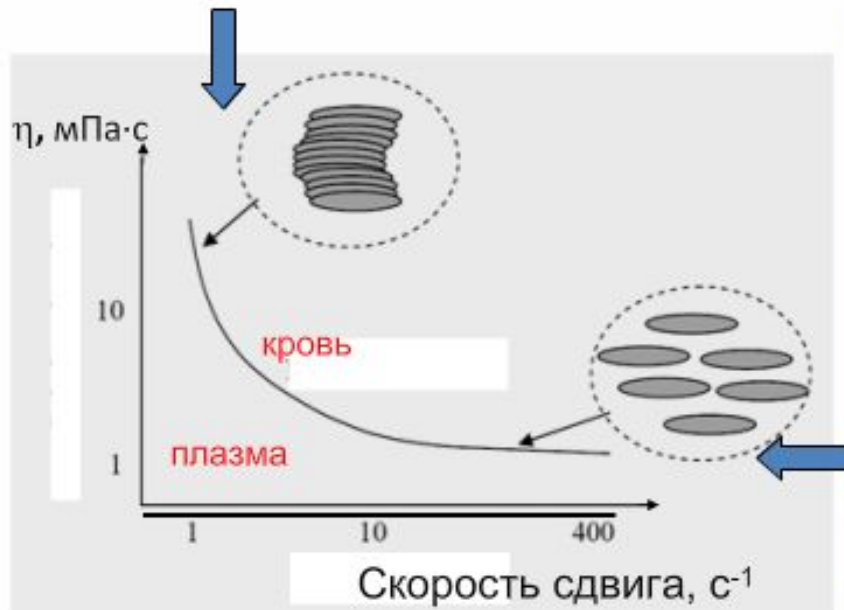
- **В норме**
для мужчин $Ht = V_{эр} / V_{кр} \approx 0,42-0,54$;
для женщин $Ht = V_{эр} / V_{кр} \approx 0,38-0,46$.

- *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 c^{-1} , этот рост происходит очень быстро (рис)



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

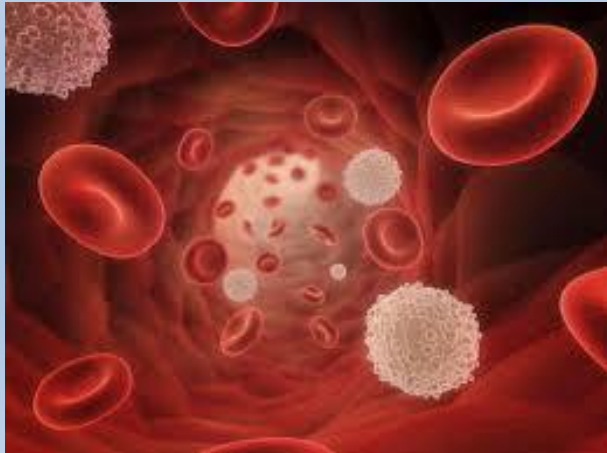
При низких скоростях сдвига в крови эритроциты выстраиваются в монетные столбики. Это определяет высокую вязкость крови, которая, строго говоря, в этом случае не может рассматриваться как чистая жидкость.

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

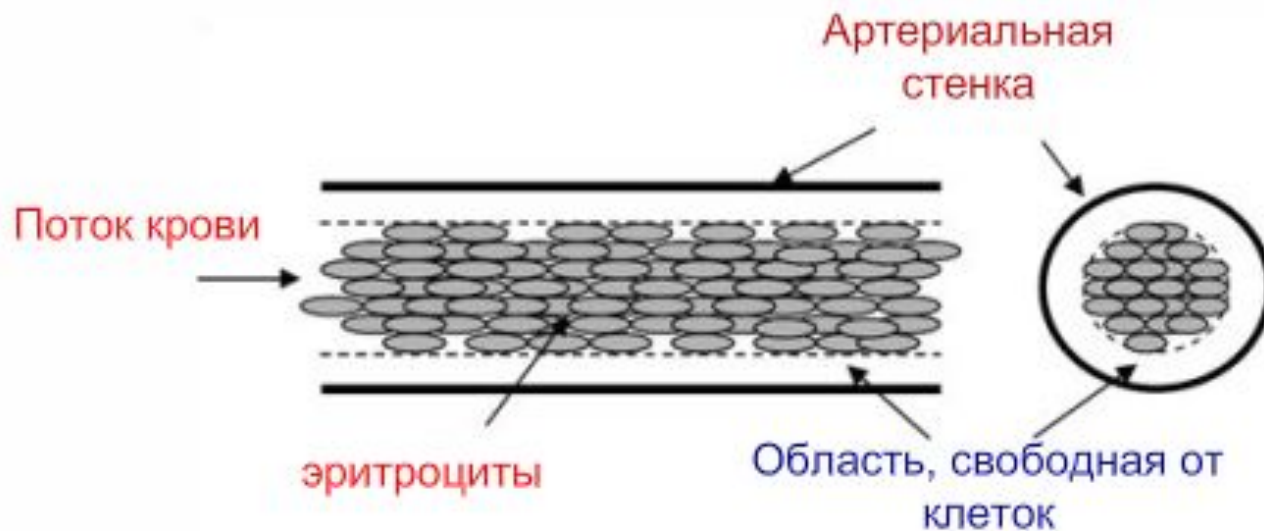
4. Организация эритроцитов в потоке крови



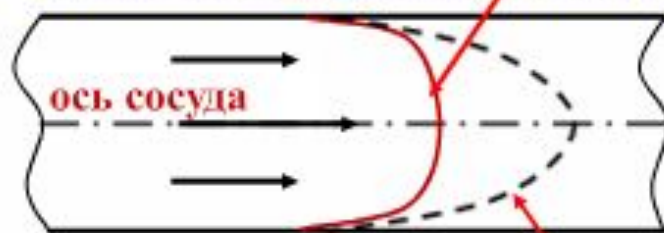
- Концентрация эритроцитов и, соответственно, вязкость крови возрастают к центру сосуда.
- Одновременно у стенок сосуда образуется тонкий пристеночный **слой плазмы крови**, не содержащий эритроцитов и поэтому **обладающий низкой вязкостью**.
- В итоге эритроциты продвигаются по сосуду как бы в оболочке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



Организация эритроцитов в потоке крови



Реальный профиль скорости крови



Профиль скорости для ньютоновской жидкости

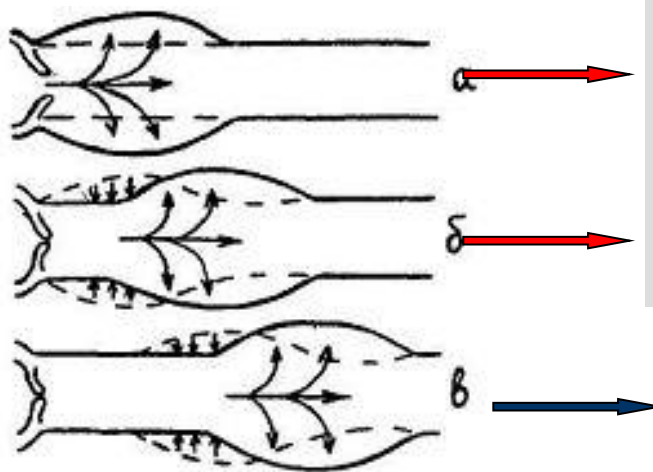
Особенности кровотока в крупных артериях

- 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.



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.

Рис.3.10. Деформация сосуда и возникновение пульсовой волны.

Таким образом, **выброс крови в аорту** сопровождается упругими деформациями ее стенок и периодическими **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

$$v = \sqrt{\frac{E h}{\rho d}}$$

- 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.

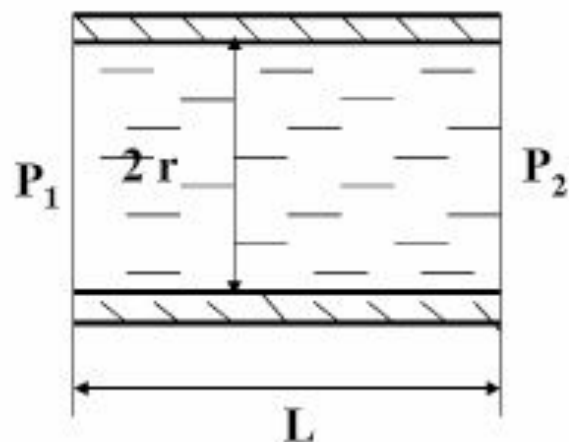
Скорость распространения пульсовой волны

- ❖ В **аорте** скорость распространения пульсовой волны равна 4-6 м/с;
- ❖ в **артериях** 8-12 м/с, т.к. они имеют малый диаметр
- ❖ в **полной 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**:



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



$V \sim t$ (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)

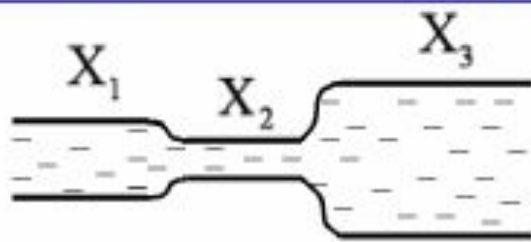
АНАЛОГИЯ С ЗАКОНАМИ ЭЛЕКТРИЧЕСКОЙ ЦЕПИ

Гидродинамика	Электродинамика
<i>Течет</i> : V – объем жид-ти	q – заряд
$Q = \frac{V}{t}$ - объемная скорость течения	$I = \frac{q}{t}$ - сила тока
<i>Движущий фактор</i> : $P_1 - P_2$ – 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
$Q = \frac{P_1 - P_2}{X}$ - формула Гагена–Пуазейля	$I = \frac{\Delta\varphi}{R} = \frac{U}{R}$ - закон Ома

ГИДРАВЛИЧЕСКОЕ СОПРОТИВЛЕНИЕ X различных отделов сосудистой системы

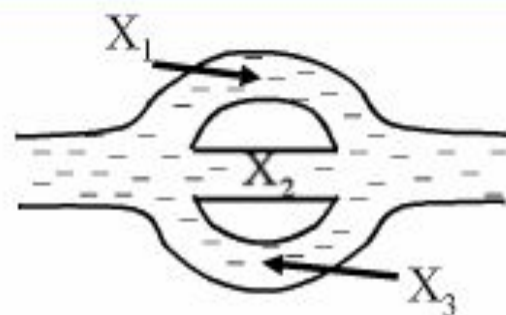
По аналогии с электричеством рассчитывают и гидравлическое сопротивление **сложных** участков русла:

общее сопротивление
последовательно
соединенных сосудов:



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

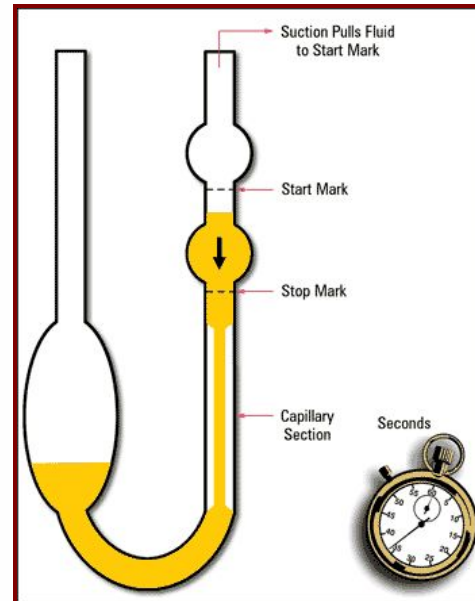
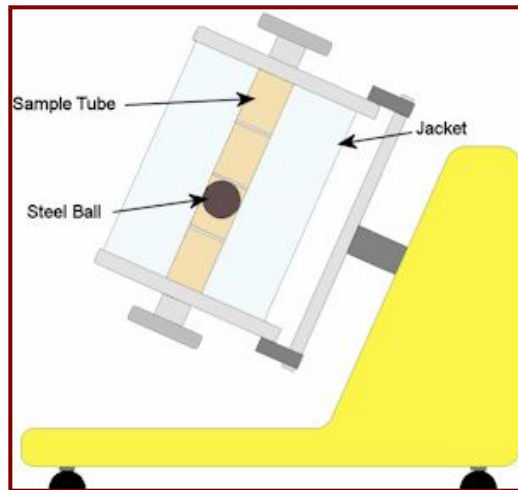
общее сопротивление
параллельного
ветвления
сосудистого русла



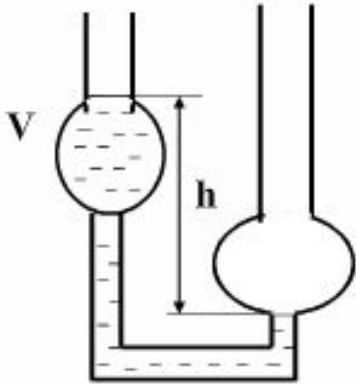
$$\frac{1}{X_{\text{общ}}} = \frac{1}{X_1} + \frac{1}{X_2} + \frac{1}{X_3} + \dots + \frac{1}{X_n}$$

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**:

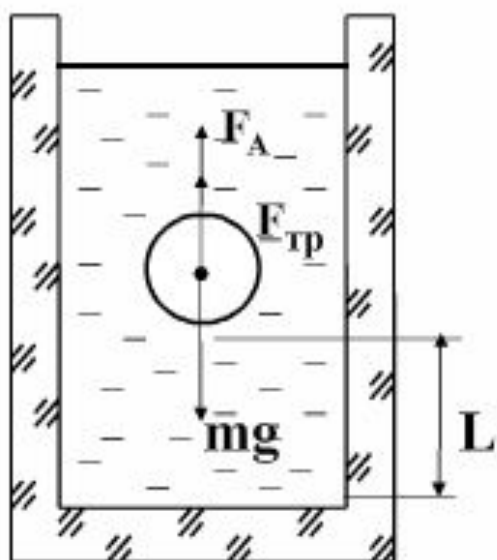
$$V = \frac{\pi r^4 \rho_0 g h}{8 \eta_0 L} t_0 = \frac{\pi r^4 \rho g h}{8 \eta L} t$$

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

- ✓ 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)



$$F_m = mg$$

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

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



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

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

Сила трения: $F_{тр} = 6\pi\eta r v$

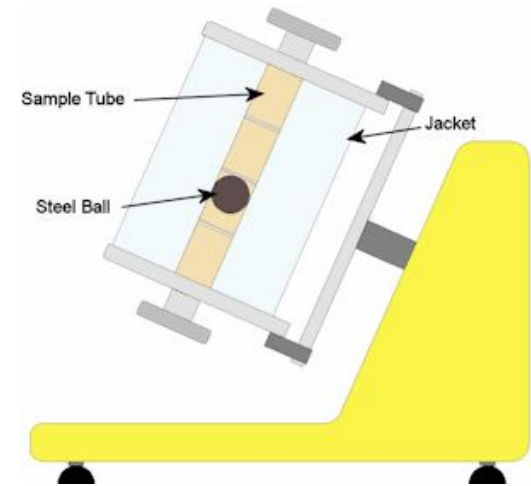
При достижении **равномерного** движения сила тяжести уравнивает сумму сил трения и Архимеда:

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

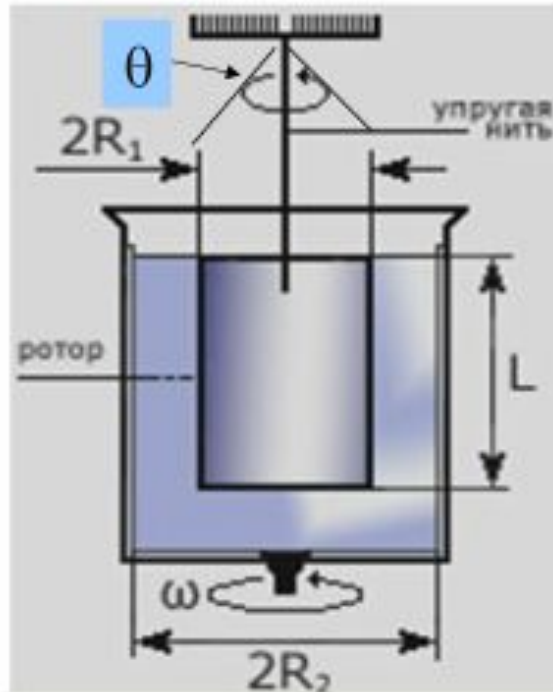
$$\eta = \frac{2(\rho - \rho_{жс}) r^2 g}{9v}$$

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

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



Ротационный метод (Куэтта)



$$\theta = k \eta \omega \quad \longrightarrow \quad \eta = \frac{\theta}{k\omega}$$

- ✓ 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:

$$\eta = f(dv/dx).$$

Методы определения давления крови

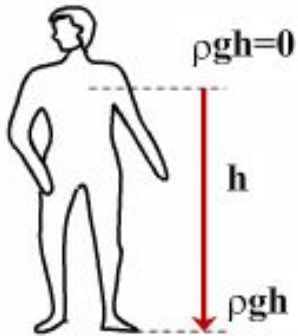


Распределение давления в сосудистой системе

в любой точке
сосудистой системы
давление крови



$$P_{СС} = P + P_0 + \rho gh$$



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

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

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

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 уравнивания 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**.



- Когда **давление в манжете превысит систолическое давление (P_c)**, 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 P_d , 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 $A_{пр}$ желудочков:

$$A = A_{л} + A_{пр} \quad A_{пр} = 0,2 A_{л}$$

$$A = 1,2 A_{л}$$

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 $A_{к}$

$$A_{ст} = P_{ср} \cdot V_c$$

$$A_k = \frac{mv^2}{2} = \frac{\rho V_c \cdot v^2}{2}$$

□ $P_{ср}$ - среднее давление крови в аорте:

$$P_{ср} = 100 \text{ мм.рт.ст.} = 13,3 \text{ Па};$$

❖ V_c – систолический объем крови в покое $V_c \approx 60$ мл.

❖ ρ – плотность крови $\rho \approx 1050$ кг/м³;

❖ v – линейная скорость крови в аорте $v \approx 0,5$ м/с;

$$A_{ст} \approx 0,8 \text{ Дж}$$

$$A_k \approx 0,01 \text{ Дж}$$

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

Итак, Работа сердца

за одно сокращение:

$$A = 1,2 \left(PV_c + \frac{\rho V_c v^2}{2} \right) \Rightarrow A \approx 1 \text{ Дж}$$

за сутки

$$\Rightarrow A \approx 86400 \text{ Дж}$$

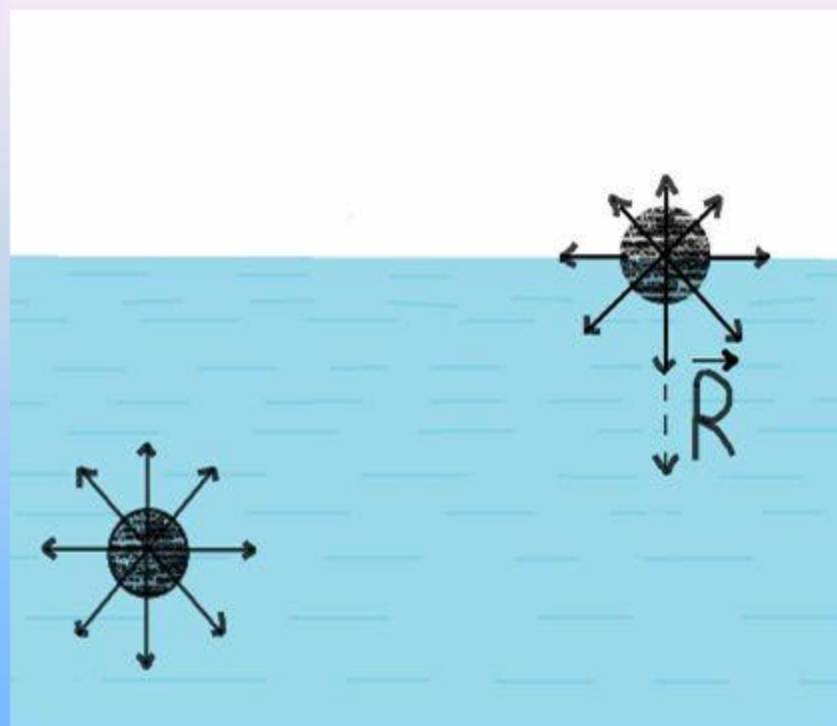
Средняя мощность
сердца

$$W = \frac{A}{t_{сут}} = \frac{1 \text{ Дж}}{0,3 \text{ с}} \approx 3,3 \text{ Вт}$$

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



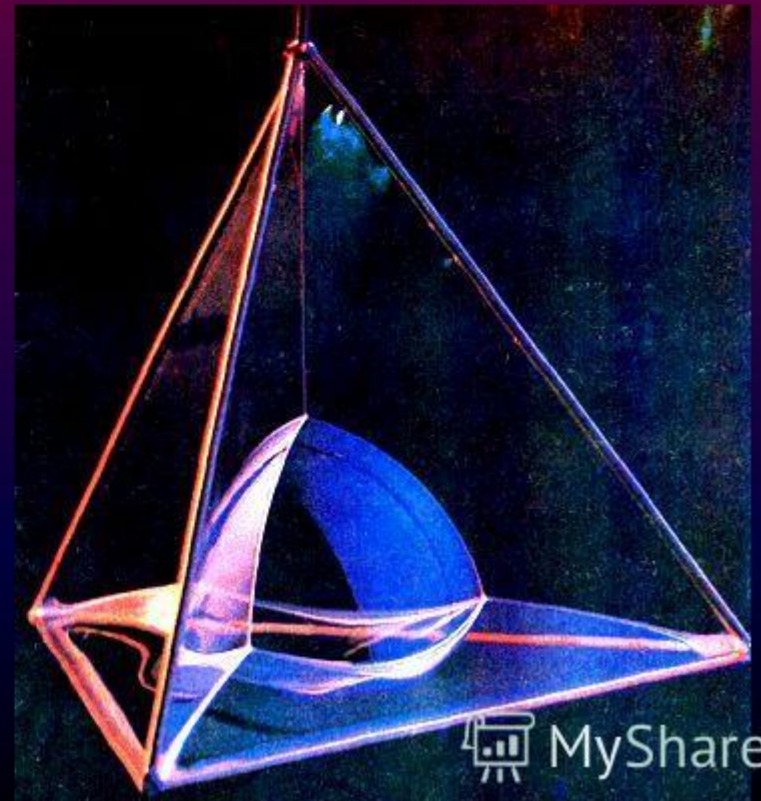
У жидкости есть свободная поверхность



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

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**

$$E_{\text{п}} = \sigma S$$

(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.

Коэффициент поверхностного натяжения жидкости

- $\sigma = F_{\text{пов}} / l$

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

- σ - зависит от:

- Рода жидкости

- Наличия примесей

- Температуры

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)

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