

## Лекция № 5

**Тема: *Физические основы гемодинамики.***  
***Вязкость***

# План лекции:

1. *Уравнение Ньютона для жидкости. Вязкость жидкости.*
2. *Уравнение Бернулли.*
3. *Реологические свойства крови.*
4. *Течение вязкой жидкости. Формула Пуазейля.*
5. *Методы измерения вязкости жидкостей.*
6. *Работа и мощность сердца. Модели кровообращения.*

# 1. ПРЕДМЕТ ГИДРОДИНАМИКИ И ГЕМОДИНАМИКИ

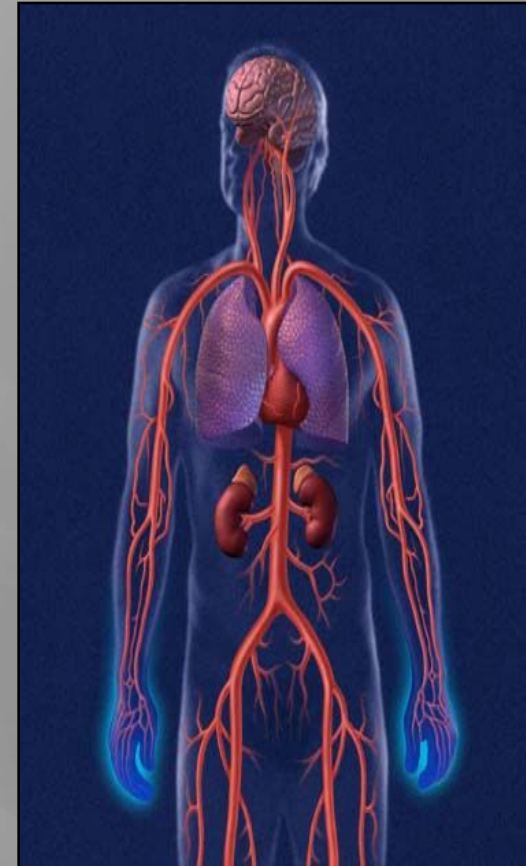
**Гидродинамика** - раздел физики, в котором изучаются движение жидкостей и взаимодействие их с твёрдыми телами.

Движение крови в сосудах сердечно-сосудистой системы является предметом **гемодинамики**, которая подчиняется законам гидродинамики.

**Реология** - раздел гидродинамики, в котором изучаются свойства жидкости (текучесть, вязкость и т. д.). Кровь также имеет определённые реологические свойства.

Для изучения законов движения жидкостей в гидродинамике вводят понятие идеальной жидкости.

**Идеальная жидкость** - это воображаемая жидкость, которая, в отличие от реальной жидкости, не имеет вязкости, а также несжимаема и не обладает теплопроводностью.



**Идеальная** жидкость – жидкость, плотность которой всюду одинакова и не меняется со временем, а также не имеющая вязкости, т.е. при течении отдельные слои жидкости не взаимодействуют между собой.

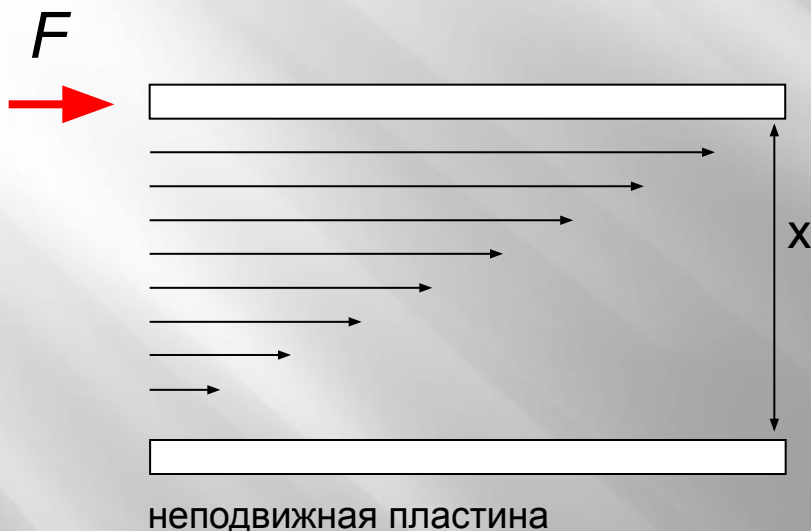
При течении **реальной** жидкости отдельные слои ее взаимодействуют между собой с силами, касательными к слоям.

Это явление называется вязкостью или **внутренним трением**.

# РЕАЛЬНЫЕ ЖИДКОСТИ. УРАВНЕНИЕ НЬЮТОНА. ВЯЗКОСТЬ ЖИДКОСТИ

Реальные жидкости обладают **вязкостью**, которую также называют силой внутреннего трения или недостаточным скольжением. Для поддержания течения реальной жидкости нужна внешняя сила (насос), которая будет обеспечивать течение жидкости энергией.

Впервые вязкость жидкости исследовал **Ньютон**.



$$F_{тр} = \eta \cdot \frac{dv}{dx} \cdot S$$

$\frac{dv}{dx}$  — градиент скорости       $S$  - площадь  
соприкосновения слоев

**Коэффициент вязкости («эта»)** – сила трения между слоями жидкости площадью в  $1 \text{ м}^2$  при градиенте скорости, равном 1.  $[Pa \cdot c]$

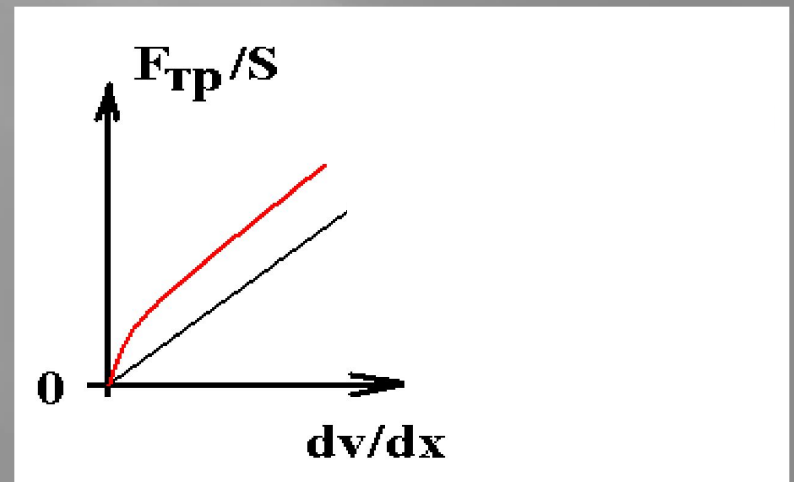
Жидкости бывают **НЬЮТОНОВСКИМИ** (вода, масло, спирт) и **НЕНЬЮТОНОВСКИМИ** (суспензии, эмульсии, кровь).

Жидкости, вязкость которых не зависит от градиента скорости — **ньютоновские жидкости.**

*Примеры: вода, этиловый спирт, ацетон.*

Жидкости, не подчиняющиеся закону Ньютона, относят к **неньютоновским жидкостям.**

*Примеры: высокомолекулярные органические соединения, кровь.*



# Вязкость веществ

Вещество	Воздух	Вода	Глицерин	Кровь	Плазма
Температура, °C	20	20	20	36	36
Вязкость, Па · с	$1,8 \cdot 10^{-5}$	$1 \cdot 10^{-3}$	0,97	$4 \cdot 10^{-3}$	$1,5 \cdot 10^{-3}$

# Относительная вязкость крови

$$\eta = \frac{\eta_{\text{жидкости}}}{\eta_{\text{воды}}}$$

НОРМА	4,2 – 6
АНЕМИЯ	2 – 3
ПОЛИЦИТАМИЯ	15 – 20
МУЖЧИНЫ	4,3 – 4,7
ЖЕНЩИНЫ	3,9 – 4,9

**Вязкость крови зависит от концентрации эритроцитов и белков плазмы, от их состава, от размеров клеток крови, эластичности мембран эритроцитов.**



# КЛАССИФИКАЦИЯ БИОЛОГИЧЕСКИХ ЖИДКОСТЕЙ

- ▣ **Ньютоновская** жидкость (вязкость не зависит от градиента скорости )
- ▣ **Псевдопластическое** вещество (вязкость уменьшается с увеличением градиента скорости)
- ▣ **Дилатантное** вещество (вязкость увеличивается с увеличением градиента скорости)
- ▣ **Тиксотропное** вещество (вязкость уменьшается при продолжительном вращении, но после остановки возвращается к исходному значению)
- ▣ **Реопексное** вещество (вязкость возрастает при продолжительном вращении, но после остановки возвращается к исходному значению )

# ЗАКОНЫ ДВИЖЕНИЯ ИДЕАЛЬНОЙ ЖИДКОСТИ

Описать движение жидкости - это значит в любой момент найти его скорость.

## СКОРОСТЬ ЖИДКОСТИ

### ОБЪЁМНАЯ

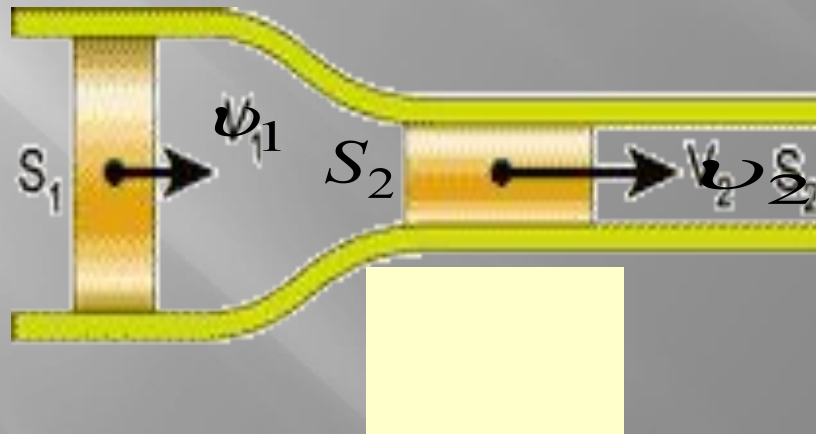
- это объём жидкости, которые протекает через каждое сечение трубки за единицу времени.

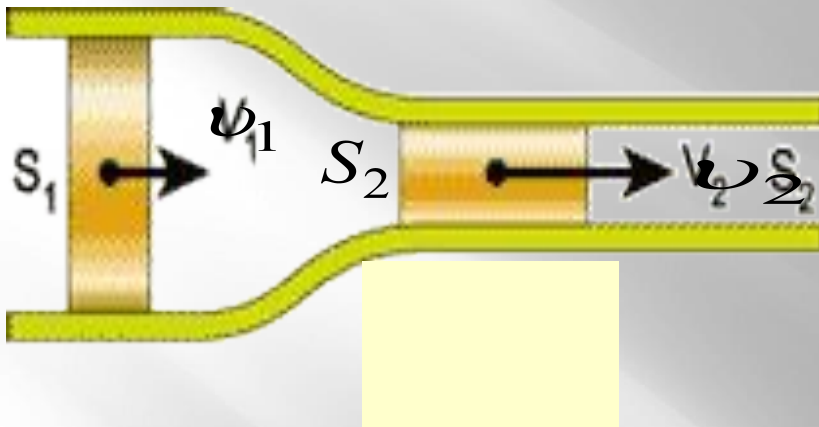
$$Q = \frac{V}{t}, \left[ \frac{m^3}{c} \right]$$

### ЛИНЕЙНАЯ

- это расстояние, которое проходит каждая частица движущейся жидкости за единицу времени, м/с.

$$v = \frac{S}{t}, \left[ \frac{m}{c} \right]$$





Рассмотрим течение идеальной жидкости через трубку переменного сечения, выделив в ней произвольно два разных сечения  $S_1$  и  $S_2$ .

При движении жидкости заданного объёма в **большем сечении** каждая частица проходит **меньший путь за единицу времени**, чем в меньшем сечении, т.е. линейная скорость движения жидкости в большом сечении меньше, чем в маленьком.

Через каждое сечение трубки за единицу времени проходит одинаковый объём жидкости, то есть

$$Q_1 = Q_2 = \dots Q_n$$

$$Q_1 = v_1 \cdot S_1$$

$$Q_2 = v_2 \cdot S_2$$

$$v_1 \cdot S_1 = v_2 \cdot S_2 = \dots = v_n \cdot S_n$$

$$\frac{v_1}{v_2} = \frac{S_2}{S_1}$$

Эти выражения называются **уравнением неразрывности потока (струи)**.

## 2. ЗАКОН БЕРНУЛЛИ

описывает давление движущейся идеальной жидкости.

**Давление** – это сила, с которой тело воздействует на единицу поверхности другого тела, перпендикулярно ей.

$$P = \frac{F}{S}, \left[ \frac{Н}{м^2} = Па \right]$$

Если жидкость движется, то эта сила совершает работу. Значение силы будет равным:

$$F = \frac{A}{l}$$

$$P = \frac{A}{S \cdot l} = \frac{A}{V}, \left[ \frac{Дж}{м^3} \right]$$

Таким образом, давление движущейся жидкости характеризует её удельную энергию (количество энергии, приходящееся на единицу объёма жидкости).

# Уравнение Даниила Бернулли

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

$$P + \rho v^2/2 + \rho gh = \text{const}$$

**$P$  - статическое  
давление**

**$\rho gh$  - гидростатическое  
давление**

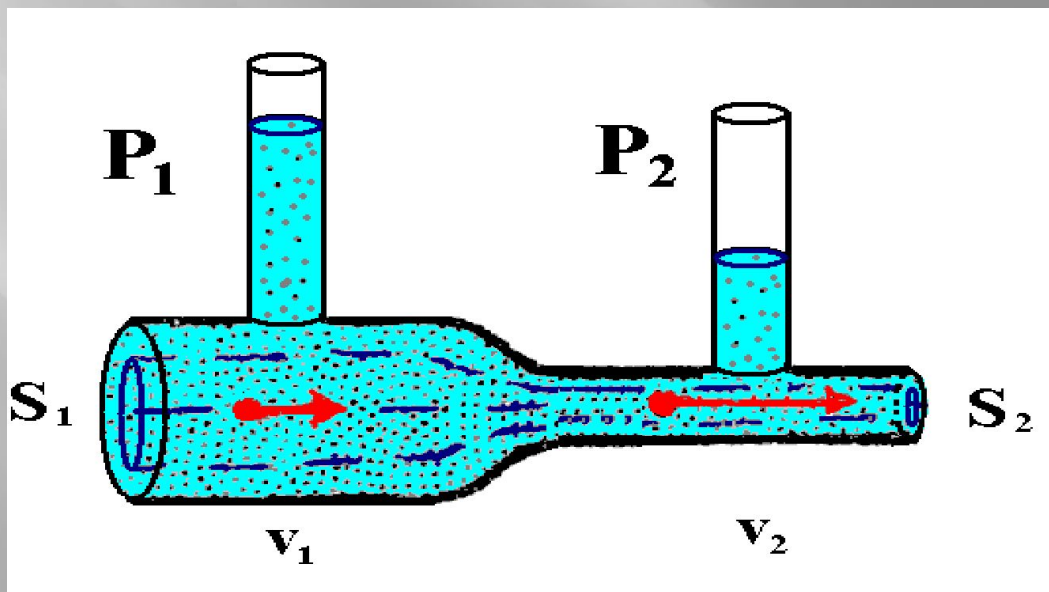
**$\rho v^2/2$  - динамическое давление,  
обусловленное движением жидкости**



# Горизонтальная трубка тока переменного сечения

Если  $h_1=h_2$ , то  $P_1 + \rho v_1^2/2 = P_2 + \rho v_2^2/2$

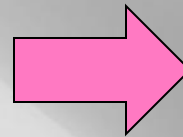
Скорость жидкости больше в местах сужения, а статическое давление – в более широких местах.



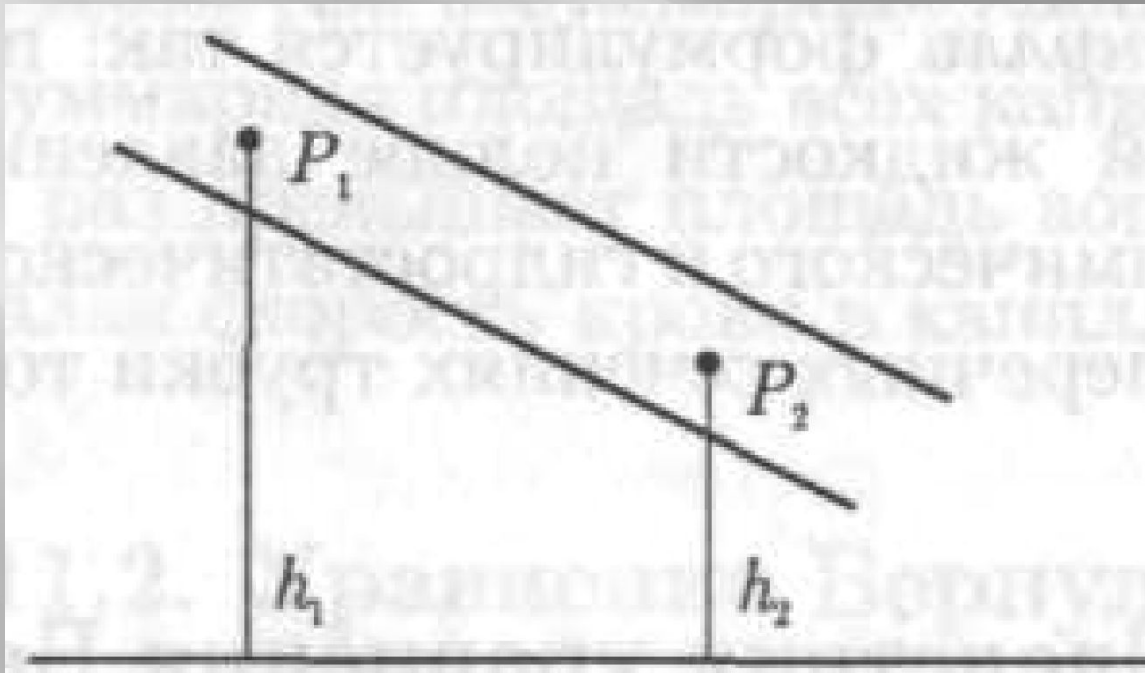
# Наклонная трубка тока постоянного сечения

$$v = \text{const}$$

$$P_1 + \rho g h_1 = P_2 + \rho g h_2$$



$$P_1 - P_2 = \rho g (h_2 - h_1)$$

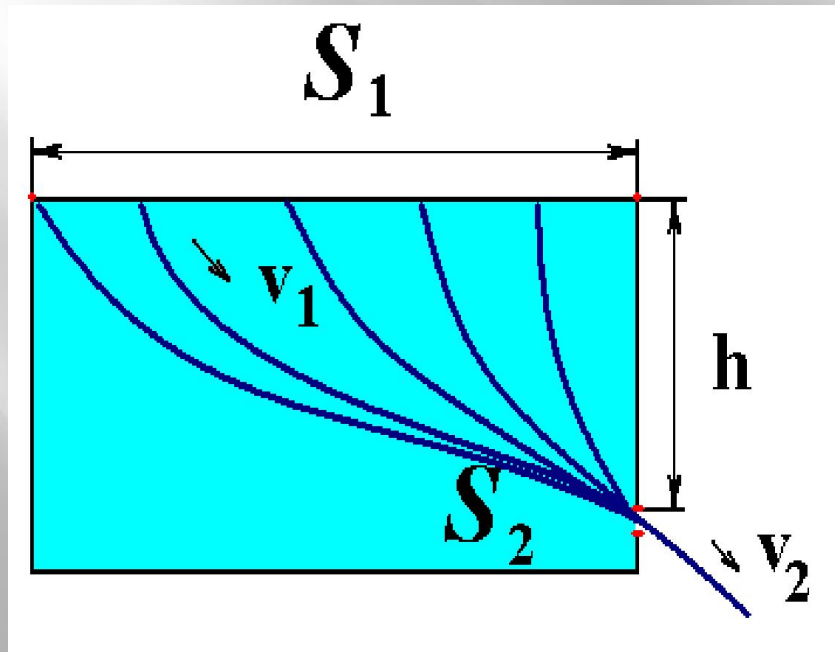




# Истечение жидкости из отверстия сосуда

$h_1 = h$ ,  $h_2 = 0$ , давление  $P_1 = P_2 = P_a$  атмосферное.  
 $v_1 \ll v_2$ , поскольку  $S_1 \gg S_2$ . Поэтому можно  
принять, что  $v_1 \approx 0$ .

$$P_a + 0 + \rho gh = P_a + \rho v_2^2 / 2 + 0$$



$$v_2 = \sqrt{2gh}$$

Уравнение Торичелли

### 3. Стационарный поток

Стационарный поток это такой поток, когда через каждый уровень поперечного сечения, протекает **одинаковый объем жидкости**

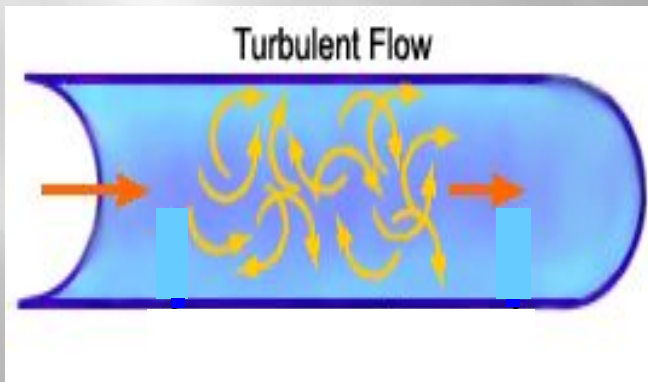
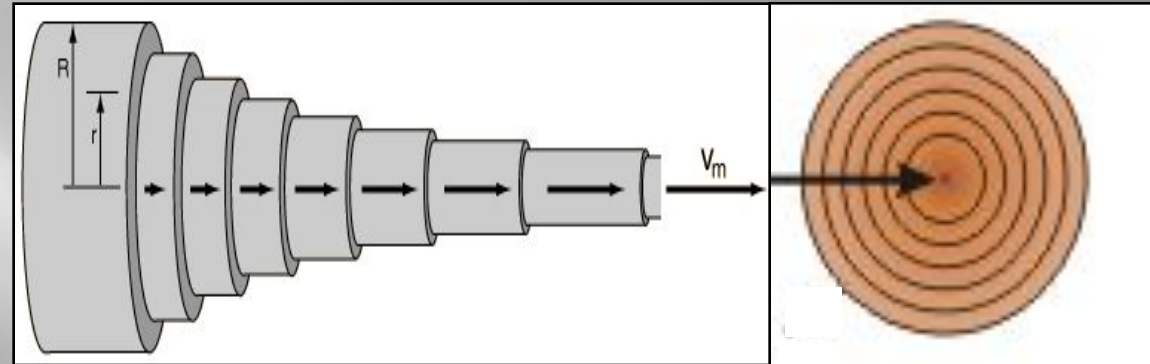
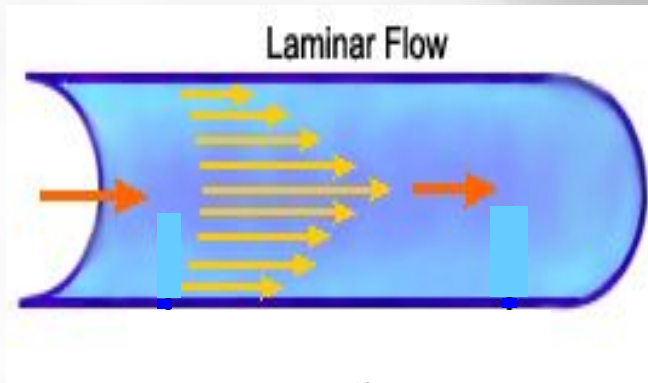
Q- объемная скорость – это объем жидкости, протекающий через поперечное сечение за единицу времени.

Условие *стационарности*  
потока  $Q = \text{const}$

$$Q = v \cdot S$$

# ЛАМИНАРНОЕ И ТУРБУЛЕНТНОЕ ТЕЧЕНИЯ

**Ламинарное течение** – это послойное течение жидкости, при котором все молекулы жидкости движутся параллельно оси трубы, а те из них, которые находятся на одинаковом расстоянии от осевого центра трубы, имеют равные скорости.



**Турбулентное течение** - это течение жидкости «с завихрениями», для которого характерно наличие нормальной (перпендикулярной направлению течения жидкости) составляющей скорости движения молекул. Его траектория представляет собой сложную кривую линию.

На турбулентное течение расходуется больше энергии.

Характер течения (ламинарное или турбулентное) можно установить, пользуясь безразмерной величиной – **числом Рейнольдса**:

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

где  $\rho$  - плотность жидкости;  $v$  - средняя скорость потока;  $\eta$  – коэффициент вязкости жидкости;  $d$  - диаметр цилиндрической трубы.

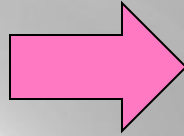
**При *турбулентном* течении происходит интенсивное вихреобразование и перемешивание слоев жидкости, т.к. частицы переходят из одного слоя в другой. Часто турбулентное течение сопровождается появлением звука.**

**Наибольшее влияние на характер течения оказывает его скорость.**

Чем больше скорость, диаметр, плотность жидкости и меньше вязкость, тем вероятнее будет турбулентное течение.

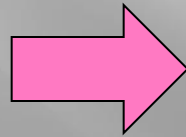
# Число Рейнольдса

$$Re > Re_{кр}$$



Движение жидкости  
турбулентное

$$Re \leq Re_{кр}$$



Движение жидкости  
ламинарное

Критическое значение числа Рейнольдса для  
гладких труб:

$$Re_{кр} = 2300$$

Re – критерий подобия двух потоков:  
Два потока считаются тождественными, если  
равны числа Рейнольдса.

Физический смысл числа Рейнольдса:

$$Re = \frac{\text{силы инерции}}{\text{силы вязкого трения}} = \frac{dV}{\nu}$$

Re (капилляры)  $\ll 1$     Re  $= 10^{-3}$  - мало (вязкость  $\uparrow$ )

Re (артерии)  $\gg 1$     Вязкость  $\downarrow$  инерция  $\uparrow$

# Цельная кровь

Кровь – неньютоновская жидкость, представляющая собой суспензию форменных элементов в белковом «растворителе» – плазме. Форменные элементы – эритроциты, лейкоциты, тромбоциты – составляют сообразно 40-50% объема крови. Поэтому если вязкость плазмы – порядка 1,7 - 2,2 мПа×с, то вязкость крови в норме – 4 - 5 мПа×с. При движении крови в спокойном (ламинарном) потоке эритроциты выстраиваются своей длинной осью вдоль потока.

- В неспокойном потоке такой строй эритроцитов нарушается, меняется и коэффициент вязкости.
- Значения коэффициента вязкости крови в норме и при патологии могут отличаться в несколько раз. Если в норме это 4 - 5 мПа×с, то при отклонениях от нормы – это диапазон от 1,5 до 24 мПа×с. Следовательно, коэффициент вязкости может быть важным диагностическим показателем ее состояния..
- Величина, обратная коэффициенту динамической вязкости, называется текучестью жидкости.



**В норме в сосудах течение крови в сосудах является ламинарным, турбулентность возникает вблизи клапанов. Критическое значение числа Рейнольдса для крови:**

$$\text{Re}_{\text{кр}} = 2000$$

**При патологии, когда вязкость меньше нормы, число Рейнольдса превышает  $\text{Re}_{\text{кр}}$  и движение крови становится турбулентным, что приводит к добавочной работе сердца.**

## 4. ОСНОВНОЙ ЗАКОН ГИДРОДИНАМИКИ – ЗАКОН ПУАЗЕЙЛЯ

### Скорость движения жидкости

Скорость протекания жидкости по трубе зависит от разности давлений ( $P_1 - P_2$ ) на концах трубы, длины трубы  $L$ , ее радиуса  $R$  и вязкости жидкости:

$$v = \frac{(P_1 - P_2)}{4\eta L} (R^2 - r^2)$$

$r$  – расстояние от слоя жидкости до оси трубы.  
Наибольшая скорость:

$$v_{\max} = \frac{(P_1 - P_2)}{4\eta L} R^2 \quad \text{- в центре трубы}$$

Объем жидкости  $Q$ , протекающий через поперечное сечение горизонтальной трубы в 1 с:

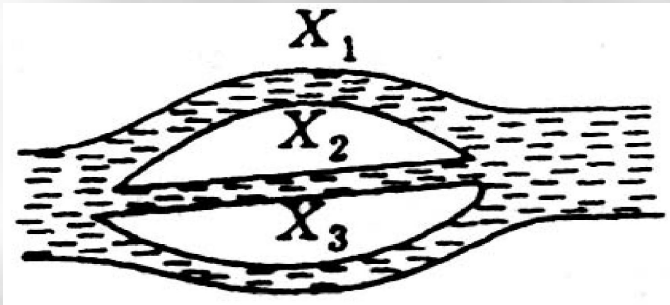
$$Q = \frac{\pi R^4 (P_1 - P_2)}{8\eta L} \quad - \text{ формула Пуазейля}$$

Величина  $X = \frac{8\eta L}{\pi R^4}$  - гидравлическое сопротивление

$$P_1 - P_2 = Q \cdot X \quad \xrightarrow{\text{Аналогично закону Ома}} \quad U = I \cdot R$$

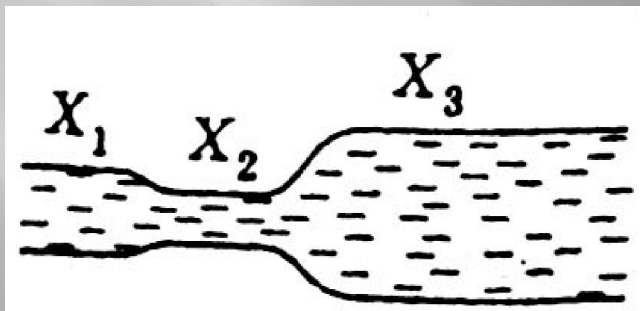
# Гидравлическое сопротивление системы

Гидравлическое сопротивление труб, соединенных параллельно:



$$\frac{1}{X} = \frac{1}{X_1} + \frac{1}{X_2} + \frac{1}{X_3}$$

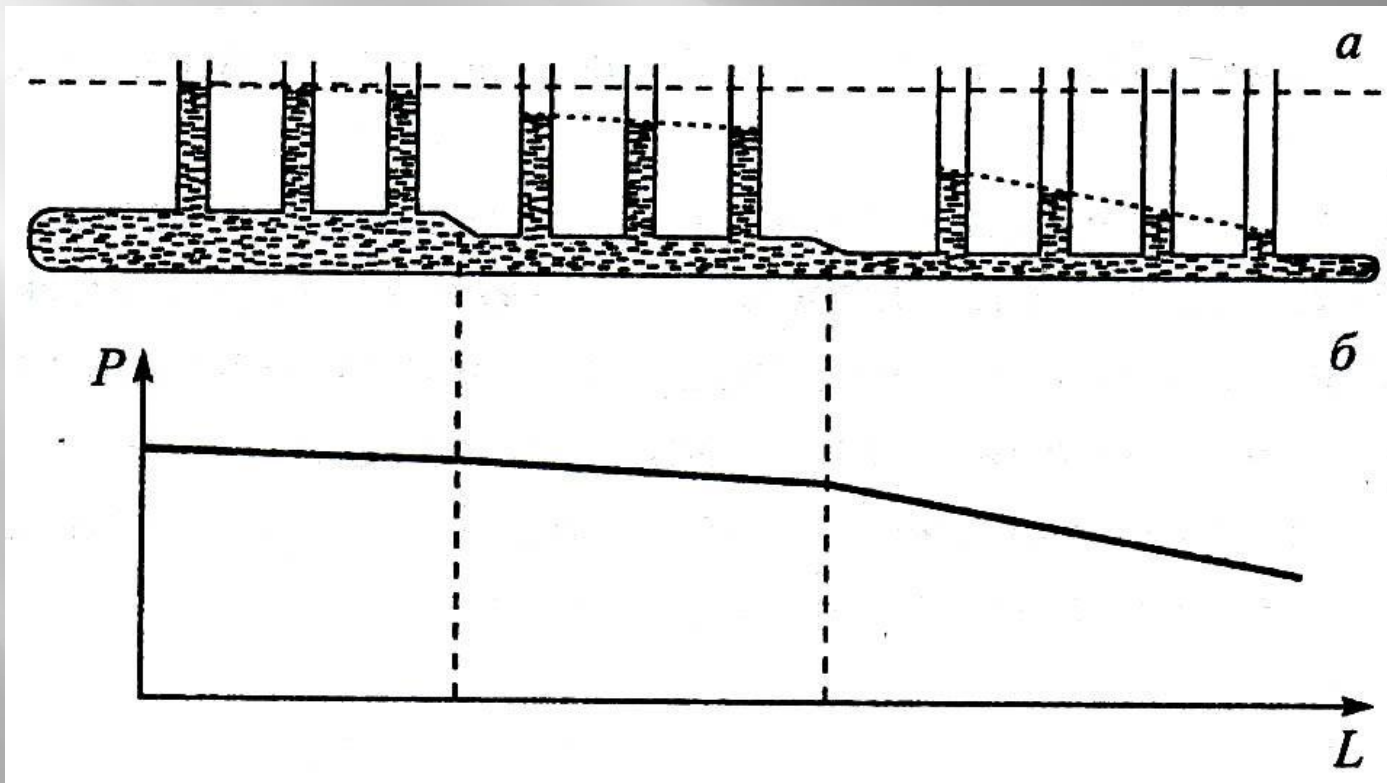
Гидравлическое сопротивление труб, соединенных последовательно:



$$X = X_1 + X_2 + X_3$$

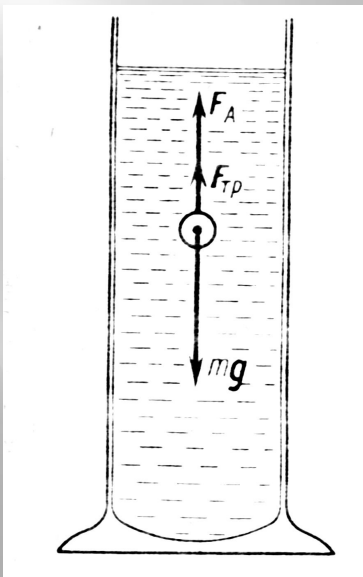
$$Q = \frac{\pi R^2}{8\eta} \cdot \frac{dP}{dL} \quad \text{т.к.} \quad \frac{dP}{dL} = \text{Const} \quad \text{и} \quad Q \text{ одинаково,}$$

то градиент давления **больше** в трубах **меньшего** сечения.



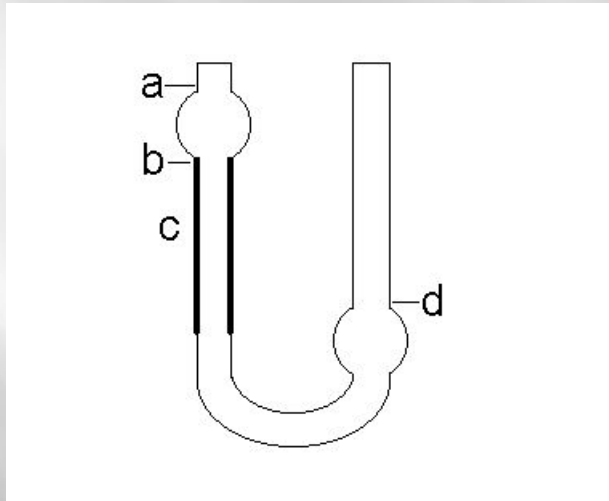
# 5. МЕТОДЫ ИЗМЕРЕНИЯ ВЯЗКОСТИ ЖИДКОСТИ

1. **Метод Стокса** – равномерное падение шарика известного размера, изготовленного из материала известной плотности. Из законов Ньютона, Архимеда и Стокса находим вязкость:



$$\eta = \frac{2}{9} g R^2 \frac{\rho - \rho_{\text{ж}}}{V}$$

2. **Метод капиллярного вискозиметра** – измерение времени протекания через капилляр эталонной и исследуемой жидкости известной массы при определенном перепаде давлений.



Для исследуемой жидкости:

$$Q = \frac{\pi R^4 \Delta P_x}{8 \eta_x L} t_x$$

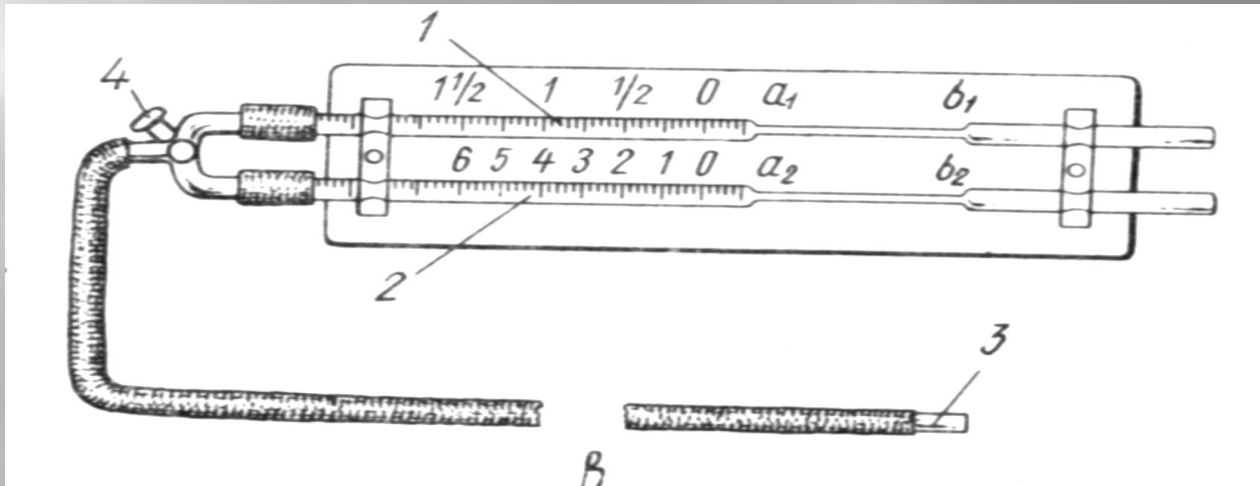
Для эталонной жидкости:

$$Q = \frac{\pi R^4 \Delta P_0}{8 \eta_0 L} t_0$$

$$\eta_x = \eta_0 \frac{\rho_x t_x}{\rho_0 t_0}$$

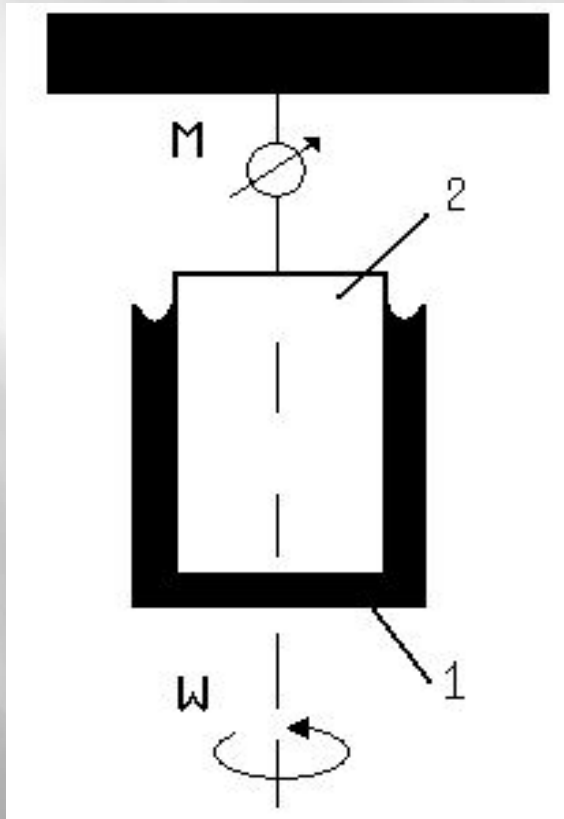
3. **Вискозиметр Гесса** (медицинский ВК-4) состоит из двух капилляров, в которых движутся две жидкости (например, дистиллированная вода и кровь). Вязкость  $\eta_3$  одной жидкости должна быть известна. Учитывая, что перемещение  $l$  жидкостей за одно и то же время обратно пропорционально их вязкости вычисляют вязкость второй жидкости.

$$\eta_{кр} = \eta_в \frac{l_в}{l_{кр}}$$





4. **Ротационный вискозиметр** – изменяя скорость вращения  $\omega$  внешнего цилиндра меняют градиент скорости жидкости, таким образом можно выяснить остается ли  $\eta$  постоянной, а это позволяет классифицировать жидкость.



$$\theta = k\eta\omega$$

$K$  – постоянная прибора

$\theta$  – угол поворота внутреннего цилиндра

# 6. РАБОТА И МОЩНОСТЬ СЕРДЦА

- ▣ Кровь в кровеносной системе непрерывно циркулирует, совершая полный оборот за 27 систол, т.е. за 20-23 секунды. Роль насоса выполняет сердце.

- Фактически сердце выполняет функции двух насосов, работающих в последовательной гидравлической сети, которая замкнута сама на себя. Последовательность прохождения полного круга любой порцией крови такова:
- правое предсердие – правый желудочек – малый круг кровообращения – левое предсердие – левый желудочек – большой круг кровообращения- правое предсердие - ... и т.д.

- Поскольку эта система последовательная, количество крови, выталкиваемое при каждом сокращении левым и правым желудочками одинаковое, и составляет, в условиях покоя, 60 – 80 мл. Этот показатель – основной показатель сократительной деятельности сердца – называется систолическим (ударным) объемом. При больших физических и эмоциональных нагрузках он может увеличиваться в 2-3 раза.

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

**Работа по продавливанию ударного объема крови по аорте сечением  $S$  на расстояние  $L$ :**

$$A_1 = FL = PSL = PV_{уд}$$

**Работа, затраченная на сообщение этому объему кинетической энергии:**

$$A_2 = mu^2/2 = \rho V_{уд} u^2/2$$

**Работа левого желудочка при сокращении равна:**

$$A_{л} = A_1 + A_2 = PV_{уд} + \rho V_{уд} u^2/2$$

**Т.к работа правого желудочка  $A_{п} = 0,2 A_{л}$ , то работа всего сердца:**

$$A = A_{л} + A_{п} = 1,2 (PV_{уд} + \rho V_{уд} u^2/2)$$

Полученная формула справедлива как для покоя, так и для активного состояния организма. Эти состояния отличаются разной скоростью кровотока.

Подставив в формулу: систолическое давление  $P=13$  кПа,  
ударный объем крови  $V_{уд}=60$  мл  $=6 \cdot 10^{-5}$  м<sup>3</sup>,  
скорость кровотока  $u=0,5$  м/с,  
плотность крови  $\rho=1,05$  кг/м<sup>3</sup>

получим работу разового сокращения сердца  
$$A_1 = 1.2 \cdot (13 \cdot 10^3 \cdot 6 \cdot 10^{-5} + 1,05 \cdot 10^3 \cdot 6 \cdot 10^{-5} \cdot \frac{0,5^2}{2}) \approx 1 \text{ Дж}$$

Продолжительность систолы  $0,3$  с, следовательно,  
мощность сердца 
$$W = \frac{A}{t} = \frac{1}{0.3} \approx 3,3 \text{ Вт}$$

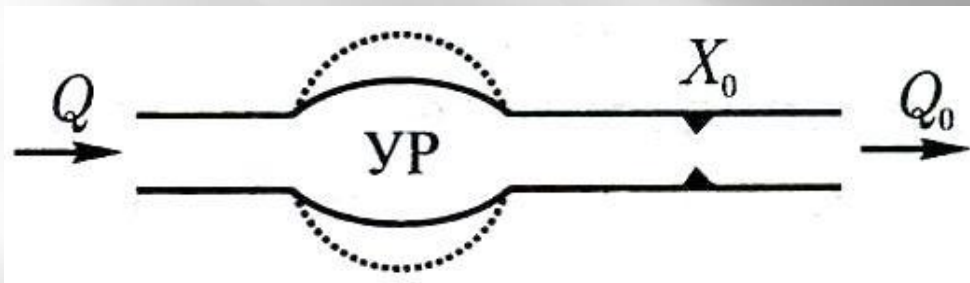
# Модели кровообращения

- ▣ **Модель Франка (упругий резервуар)**
- ▣ **Электрическая модель**
- ▣ **Модели с распределенными параметрами**

# Гидродинамическая модель Франка

Артериальная часть системы кровообращения моделируется упругим резервуаром. В него поступает кровь из сердца.

Объемная скорость кровотока  $Q$ .



$Q_0$  – скорость оттока крови периферическую систему

$K$  – эластичность стенок

$x_0$  – сопротивление периферических сосудов.

Зависимость скорости оттока крови от времени:

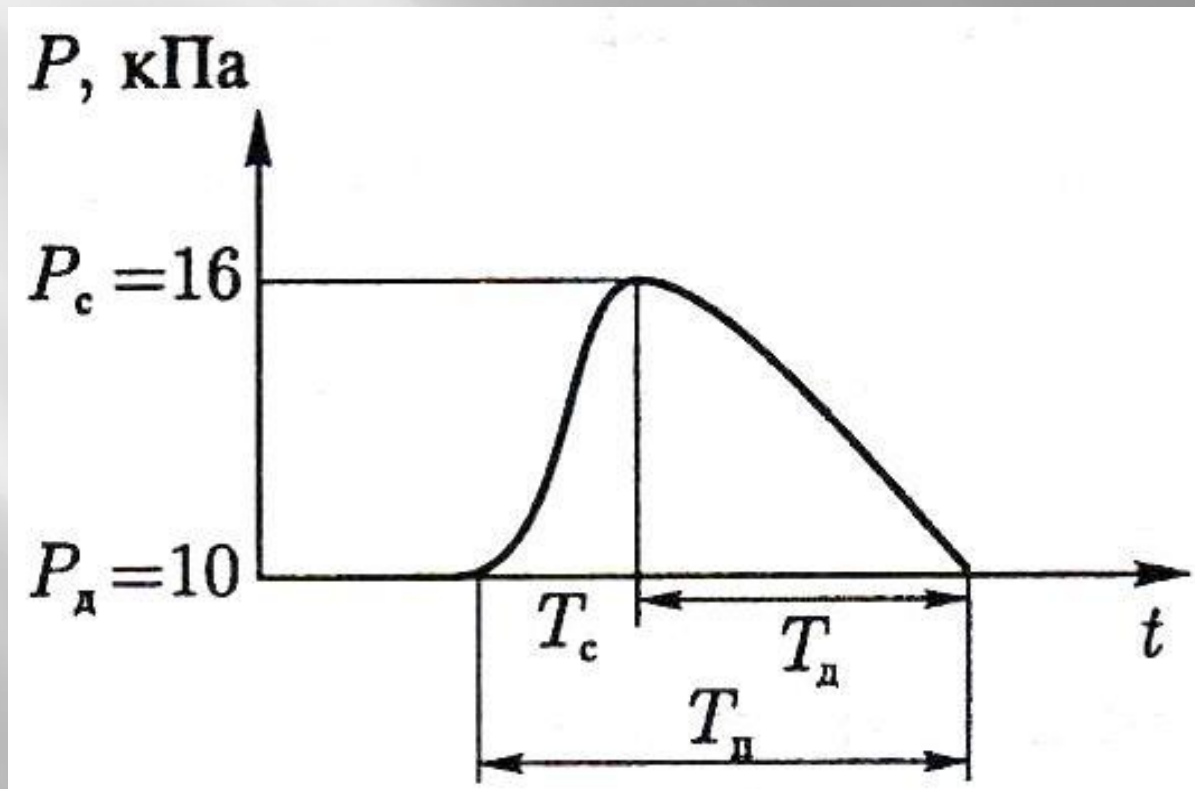
$$Q = Q_0 e^{-\frac{t}{kx_0}}$$

Зависимость давления в резервуаре после систолы:

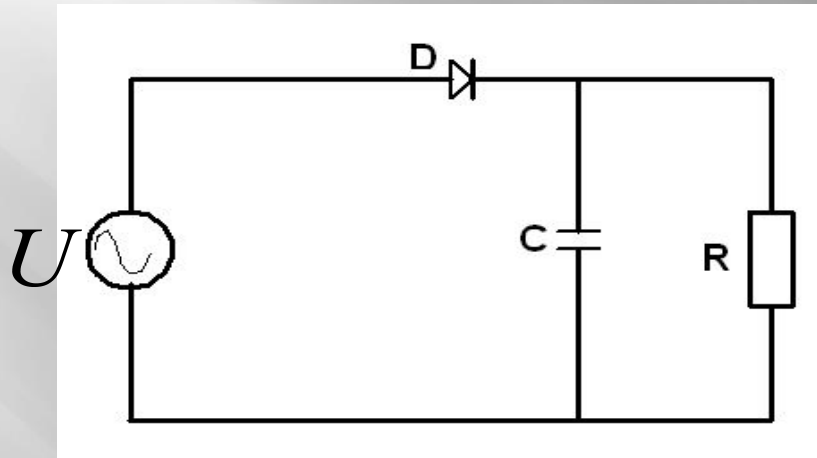
$$P = P_0 e^{-\frac{t}{kx_0}}$$



# Зависимость давления в сонной артерии от времени за период сокращения сердца

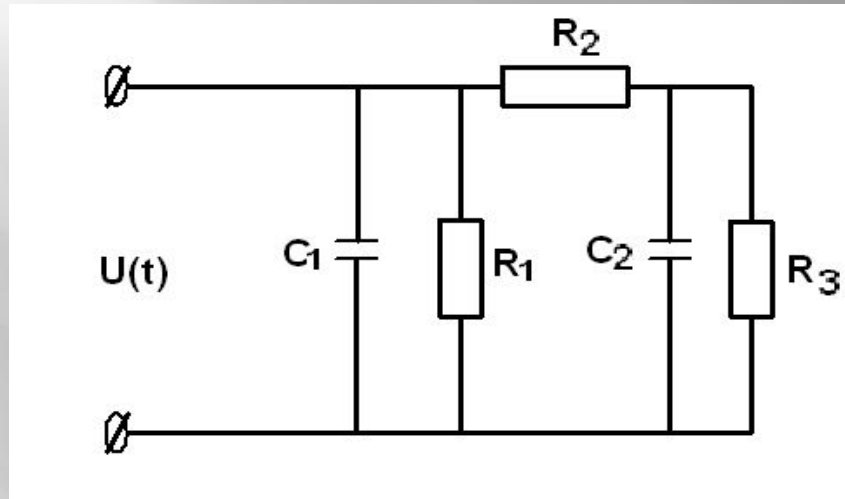


# Электрическая модель кровообращения



**Источник несинусоидального напряжения – аналог сердца,  
диод – аналог клапана,  
действие конденсатора аналогично действию упругого резервуара,  
резистор – аналог периферической сосудистой системы.**

## Электрическая схема, соответствующая модели Ростона



В более точной модели Ростона использовалось большее количество резервуаров для учета того, что сосудистое русло является системой распределенной в пространстве.

Модели, содержащие несколько сот элементов, называют модели с распределенными параметрами.

# Пульсовая волна

**Пульсовая волна** – волна повышенного давления, вызванная выбросом крови из левого желудочка в период систолы, распространяющаяся по аорте и артериям.

$$P = P_0 e^{-\chi x} \cos \omega \left( t - \frac{x}{v} \right)$$

– уравнение гармонической пульсовой волны  
 $\chi$  – некоторая константа, определяющая затухание волны

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

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

**E** – модуль упругости;  
 **$\rho$**  – плотность вещества;  
**h** – толщина стенки сосуда;  
**d** – диаметр сосуда.

- Кровеносные сосуды по своим свойствам и функциям подразделяются на четыре типа: артерии эластичного типа, артерии мышечного типа, капилляры и вены.
- Артерии эластичного типа можно назвать аккумуляторами давления крови: благодаря им поддерживается непрерывный ток крови во время диастолы, когда сердце отдыхает. Стенки таких сосудов содержат значительное количество эластических волокон, благодаря чему в ходе функционирования артерий этого типа их радиус способен при упругих деформациях увеличиваться в 1,1 раза (на 10%), что соответствует увеличению площади сечения на 20%.

В ходе нарастания давления крови в процессе сокращения желудочков, информация об этом передается вдоль системы сосудов со скоростью звука (это порядка 1000 м/с). Вследствие этого все артерии эластического типа слегка увеличиваются в диаметре; их стенки слегка напрягаются (закон Гука); создается некоторый запас крови повышенного давления.

Помимо этого, начиная с аорты, вдоль всей системы артерий начинает распространяться пульсовая волна, расходясь по разветвлениям и постепенно затухая. В возникновении и распространении этой волны, помимо эластичности сосудов, играет роль инерционность жидкости. Благодаря инерционности, для жидкости легче образовать вздутие сосуда (благо он это позволяет), чем устремляться вдоль сосуда. Вздутие развивается до той поры, пока возрастающие силы упругости не уравновесят внутренние силы статического давления. Далее – кровь выдавливается из зоны вздутия упругими силами стенок, с тем, чтобы образовать вздутие в соседних сечениях; и т.д.

Упругие и инерционные свойства системы «кровь – аорта» определяют скорость распространения пульсовой волны:

$$V_n = \sqrt{\frac{Eb}{2\rho r}} \quad (8)$$

Здесь  $E$  – модуль упругости стенки;  $\rho$  – плотность крови;  $r$  – внутренний радиус сосуда;  $b$  – толщина его стенки.

С возрастом, по мере уменьшения эластичности сосудов, растет модуль упругости  $E$ , что отслеживается ростом скорости распространения пульсовой волны.

Измерить скорость пульсовой волны можно следующим образом. Можно установить два датчика пульсовых колебаний на некотором расстоянии  $\Delta l$  друг от друга, и записать две кривые артериального пульса. Такие записи называются санограммами. По двум таким записям легко определяется временной сдвиг  $\Delta t$  одной из них по отношению к другой.

Скорость пульсовой волны:  $V_n = \frac{\Delta l}{\Delta t}$

Зная  $V_n$ , можно с помощью формулы (8) вычислить модуль упругости  $E$  как показатель состояния сосудистой стенки. А можно обойтись и без вычислений, сравнивая измеренные значения  $V_n$  со значениями, характерными для нормы.



Артерии мышечного типа, меняя тонус, меняют распределение давления крови по органам и тканям. В системе кровообращения нет кранов и задвижек, но есть артерии мышечного типа – артериолы. Их численность – несколько сот тысяч; суммарная площадь сосудистого русла получается весьма внушительной, а потому перепад давлений на системе артериол достаточно велик, несмотря на параллельную работу их ветвей. Так, если давление в аорте во время систолы достигает 115-130 мм рт.ст., то у начала артериол оно составляет 70-80 мм, а у начала капилляров – 20-40 мм рт.ст. Природная логика здесь примерно такова: артериола должна иметь заметное гидравлическое сопротивление, и тогда она может своим мышечным тонусом менять его в обе стороны: как в сторону понижения, так и в сторону повышения. Будь у нее очень малое сопротивление, она могла бы работать, регулируя систему только на повышение давления, что было бы гораздо менее эффективно.

Изменения тонуса в отдельных звеньях системы артериол обеспечивают повышенный кровоток в тех органах, которые в данный момент в этом нуждаются, как в связи с физическими нагрузками, так и в ходе регулирования теплообмена организма с окружающей средой.

Помимо изложенного, система артериол передает пульсовую волну, которая окончательно затухает лишь на входе в капилляры.

Примеры системных нарушений в работе этого участка кровеносной системы – гипертония и гипотония.

Капилляры – та часть системы кровообращения, ради которой эта система существует.

Гидравлическое сопротивление всей системы капилляров невелико: если на входе в капилляры давление крови 20-40 мм рт.ст., то на выходе – 8-15 мм рт.ст., и это несмотря на впечатляющую суммарную их протяженность. Объяснение тому – очень малая скорость движения крови в этих сосудах: порядка 0,5 мм/с.

## **Заключение.**

При описании работы системы кровообращения понятие «скорость» применялось по поводу процессов различной природы. При этом численные значения скорости оказывались существенно различны. Во избежание недоразумений отметим, что и с какой скоростью происходит в этой системе.

1. Скорость кровотока – величина порядка 1 м/с в артериях и порядка 1 мм/с в капиллярах.
2. Скорость пульсовой волны – величина порядка 10 м/с, и это вовсе не скорость движения частиц крови или стенок сосудов.
3. Скорость звука в жидкостях – величина порядка 1000 м/с.

*Нами рассмотрены:*

1. Течение и свойства жидкостей.
2. Реологические свойства крови.
3. Методы измерения вязкости жидкостей.
4. Работа сердца и модели кровообращения.

# РЕКОМЕНДУЕМАЯ ЛИТЕРАТУРА

## Обязательная:

- ▣ Ремизов А.Н. Медицинская и биологическая физика: учебник. -М.: Дрофа, 2007.-

## Дополнительная:

- ▣ Федорова В.Н. Краткий курс медицинской и биологической физики с элементами реабилитологии: учебное пособие. -М.: Физматлит, 2005.-
- ▣ Антонов В.Ф. Физика и биофизика. Курс лекций: учебное пособие.-М.: ГЭОТАР-Медиа, 2006.-
- ▣ Богомоллов В.М. Общая физиотерапия: учебник. -М.: Медицина, 2003.-
- ▣ Самойлов В.О. Медицинская биофизика: учебник. -СПб.: Спецлит, 2004.-
- ▣ Руководство к лабораторным работам по медицинской и биологической физике для самостоятельной работы студентов /сост. О.Д. Барцева и др. Красноярск: Литера-принт, 2009.-
- ▣ Сборник задач по медицинской и биологической физике: учебное пособие для самостоятельной работы студентов / сост. О.П.Квашнина и др. -Красноярск: тип.КрасГМА, 2007.-
- ▣ Физика. Физические методы исследования в биологии и медицине: метод. указания к внеаудиторной работе студентов по спец. – педиатрия / сост. О.П.Квашнина и др. -Красноярск: тип.КрасГМУ, 2009.-

## Электронные ресурсы:

- ▣ ЭБС КрасГМУ
- ▣ Ресурсы интернет
- ▣ Электронная медицинская библиотека. Т.4. Физика и биофизика.- М.: Русский врач, 2004.