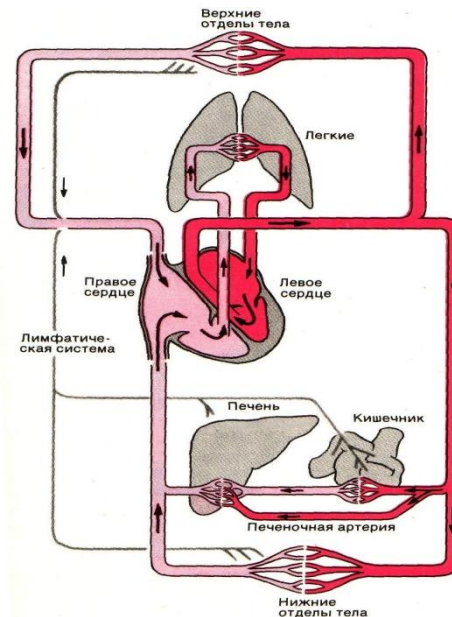
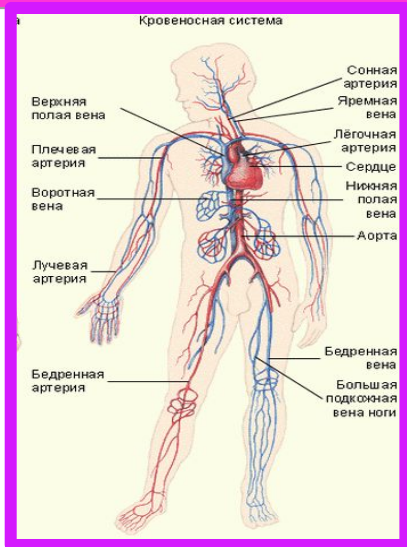




Лекция 4



Гемодинамика



Ростов-на-Дону
2012

Содержание лекции №4

- **Вязкость. Ньютоновские
неньютоновские жидкости**
- **Ламинарное и турбулентное
течение. Число Рейнольдса**
- **Формула Пуазейля**
- **Гемодинамика**
- **Механические свойства
биологических тканей**

Вязкость . Формула Ньютона

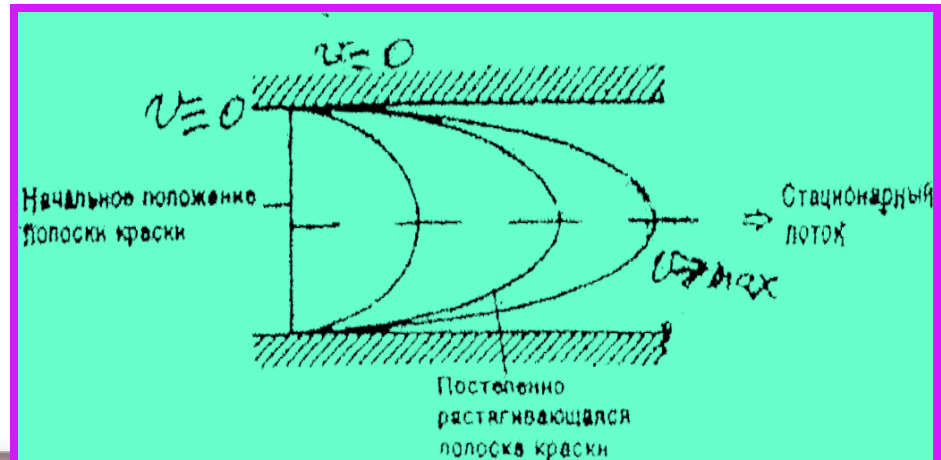
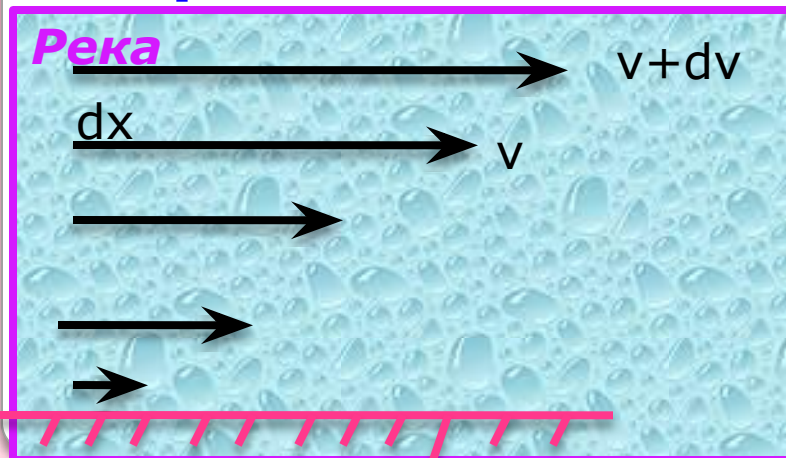
Вязкость (внутреннее трение) – это свойство текучих тел (жидкостей и газов) оказывать сопротивление перемещению слоев. Вязкость возникает из-за внутреннего трения между молекулами жидкости.

Между слоями существует

градиент скорости
= скорость сдвига

$$\text{grad}v = \frac{dv}{dx}$$

Течение жидкости по трубе





Основной закон вязкого течения был установлен **Ньютоном** (1713)

$$F = \eta \frac{dv}{dx} \cdot S$$

**Уравнение
Ньютона**

Формулировка: сила внутреннего трения F между слоями движущейся жидкости прямо пропорциональна скорости сдвига $\frac{dv}{dx}$, площади поверхности соприкасающихся слоев S . Коэффициентом пропорциональности является коэффициент **вязкости η** .

$$\sigma = \frac{F}{S}$$

-напряжение сдвига
[Па]

Реология -(rheos – течение, поток)
учение о деформации и
текучести вещества.

В реологических характеристиках
уравнение Ньютона имеет вид:

$$\sigma = \eta \cdot \text{grad} v$$

Напряжение сдвига прямо пропорционально
скорости сдвига.

η – коэффициент динамической вязкости

СИ: **[η]:** [Па•с] = паскаль•секунда

СГС: [П] = пуаз 1 Па•с = 10 П 1мПа•с = 1сП

Вязкость зависит от

температуры

$t \uparrow$

$\eta \downarrow$

Для жидкостей

Природы жидкости

Формы молекул

Кинематическая вязкость

$$\nu = \frac{\eta}{\rho}$$

$$\nu = \frac{m^2}{c}$$

[Ст] = стокс

Текучность - величина, **обратная** вязкости

Вязкость некоторых веществ

Вещество	Температура, t°, C	Вязкость, $\eta, \text{мПа}\cdot\text{с}$
Воздух	20	$1,2 \cdot 10^{-2}$
Вода	20	1
Глицерин	20	1,5
Масло	20	$1 \div 10^4$
Мыло	20	$10 \div 10^{14}$
Кровь	36	$4 \div 5$
Плазма	36	1,5

Вязкость η воды 1 мПа•с, а крови $4 \div 5$ мПа•с

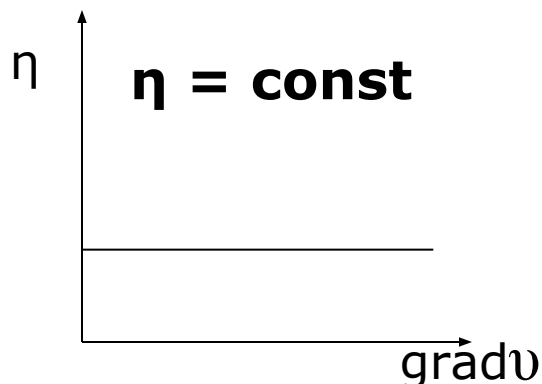
Они различаются и **количественно** и **качественно**

Ньютоновские и неньютоновские жидкости

$$\sigma = \eta \bullet \text{grad } v$$

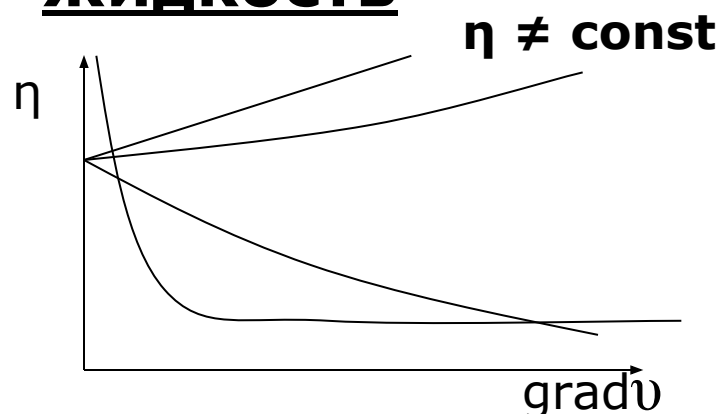
η **не зависит** от $\text{grad } v$ η **зависит** от $\text{grad } v$

Ньютоновская жидкость



Пример: однородная
жидкость, вода, ртуть,
глицерин, лимфа,
плазма крови, сыворотка

Неньютоновская жидкость



Пример: неоднородные
жидкости, суспензии, **кровь**,
эмульсии, замазка, крем.

Кровь как неньютоновская жидкость

Кровь = плазма + форменные элементы

Кровь является неньютоновской жидкостью, так как это **суспензия** форменных элементов в белковом растворе. Вязкость η крови **4÷5 мПа•с**

ВОПРОС: Каких форменных элементов?

Эритроцитов.

ПОЧЕМУ
эритроцитов?

Эритроциты составляют 93%

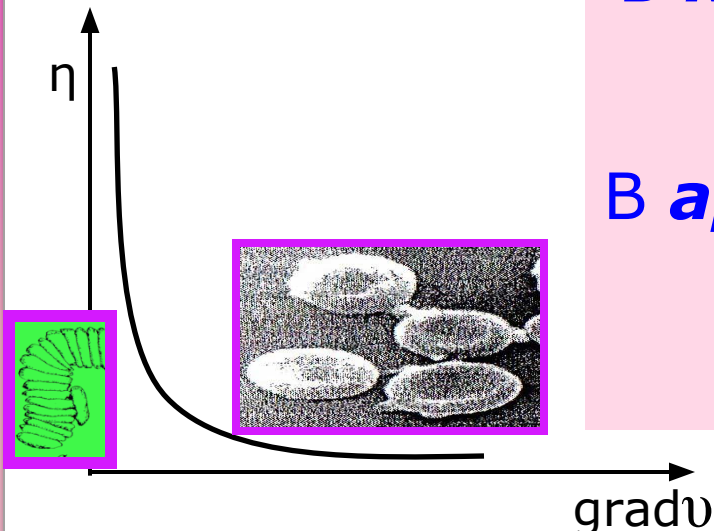
Вязкость крови зависит от режима течения.
Чем медленнее течет кровь, тем выше вязкость

В *капиллярах* $\text{grad } v \downarrow \longrightarrow \eta \uparrow$

$$\eta = 800 \text{ мПа}\cdot\text{с}$$

В *артериях* $\text{grad } v \uparrow \longrightarrow \eta \downarrow$

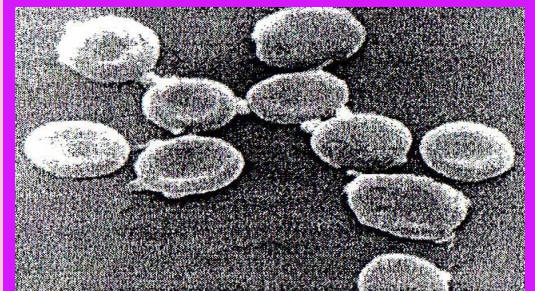
$$\eta = 4\text{-}5 \text{ мПа}\cdot\text{с}$$



Зависимость вязкости крови от режима течения

При **низких** скоростях сдвига эритроциты образуют «**монетные столбики**»

При **высоких** скоростях сдвига вязкость крови определяется
1) **Концентрацией** эритроцитов
2) Их **физическими свойствами**.



Влияние физических свойств эритроцитов на вязкость крови

1. Форма клеток

2. Эластичность

оболочки

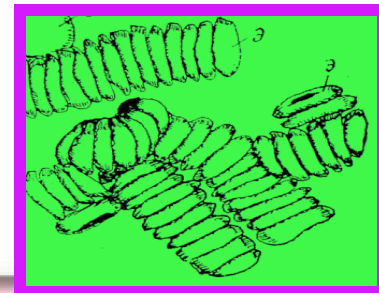
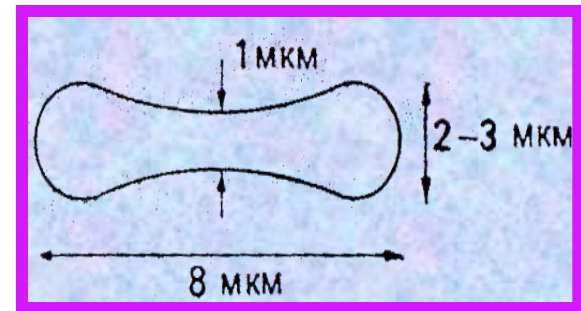
3. Способность к деформации

4. Наличие двойного электрического слоя.

Эритроциты
заряжены
отрицательно.

5. Способность образовывать агрегаты при низких скоростях сдвига.

6. Адгезность



Плазма крови – водно-солевой белковый раствор.

Плазма – ньютоновская жидкость.

$$\eta = 1,2 \text{ мПа} \cdot \text{с}$$

Вопрос:

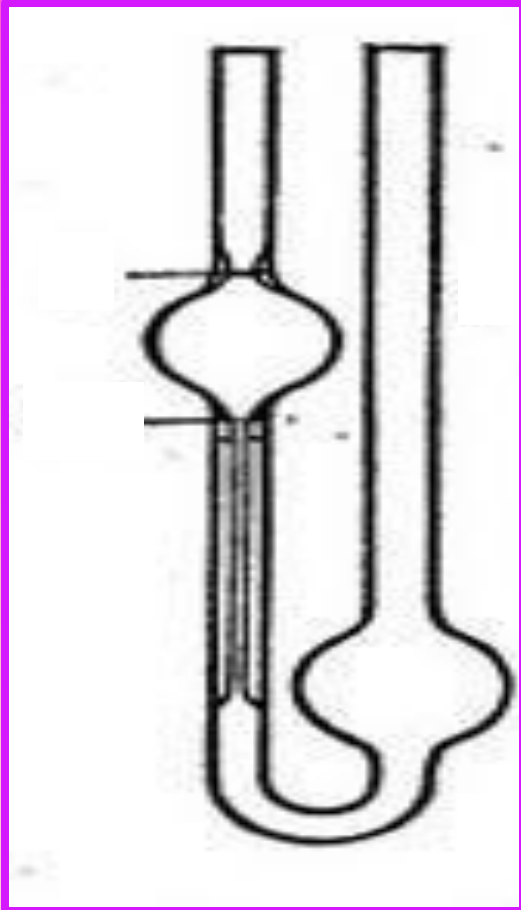
Эта цифра вязкости при **37⁰С**. Что с ней произойдет при повышении температуры до 41⁰С ?

Понизится на 10%

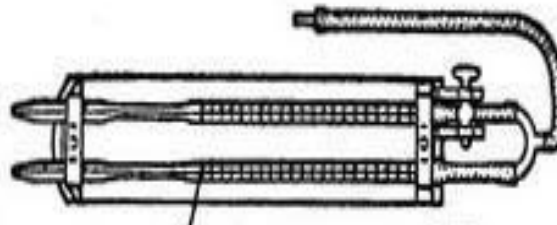
Сыворотка – это плазма без фибриногена

$$\eta = 1,1 \text{ мПа} \cdot \text{с}$$

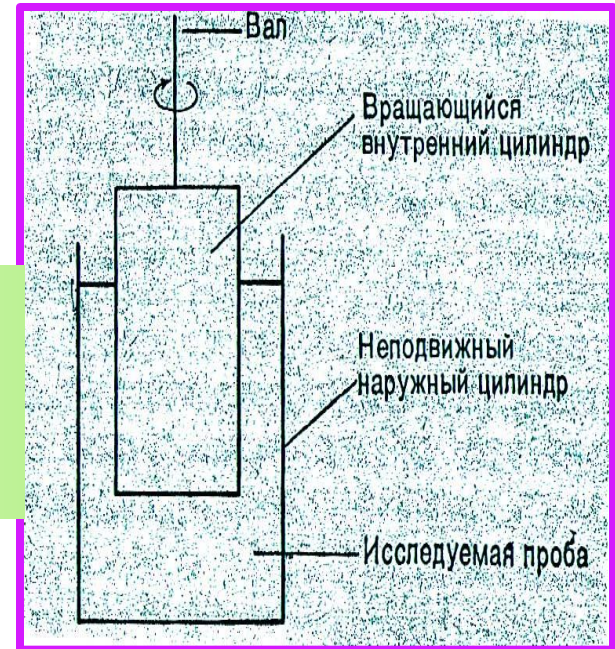
Методы определения вязкости жидкостей



Капиллярный вискозиметр
Оствальда



Вискозиметр для
определения
относительной вязкости
крови



Ротационный
вискозиметр

Ротационный вискозиметр Rheotest RV2.1
Наиболее простая модель ротационного
вискозиметра,
Устройство работает **без применения
персонального компьютера**, имеет
аналоговый дисплей и выход на самописец.



**Экспресс-
анализатор-
вискозиметр
ротационный**

**Вискозиметр
VT550** -
высокоточная
модель с
широким
диапазоном
измерения,
ручной или
автоматический
режим
**под
управлением
компьютера.**



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.

$$Q = \frac{V}{t} \quad \frac{\text{м}^3}{\text{с}}$$

$$Q = v \cdot S$$

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

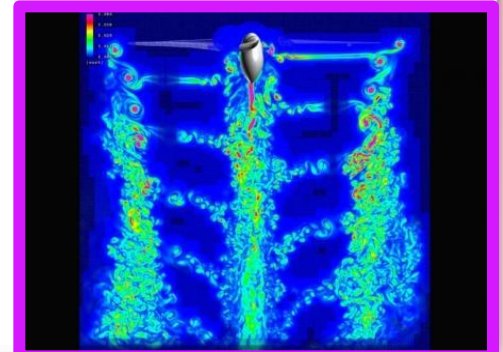
$$Q = v \cdot S = \text{const}$$

Ламинарное и турбулентное течения

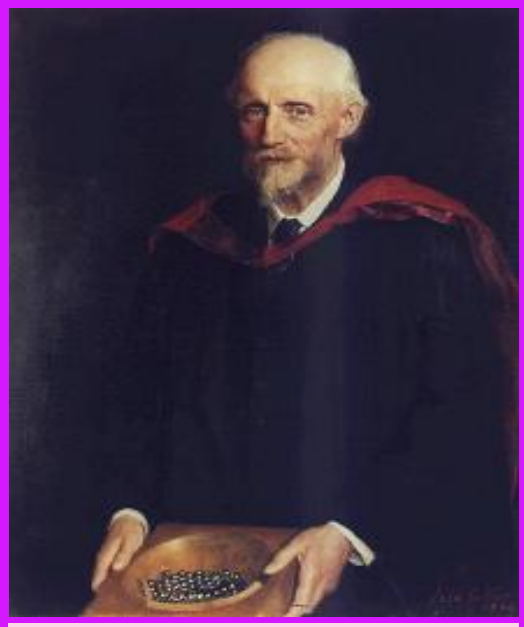
Ламинарное течение- это слоистое течение. Слои жидкости движутся параллельно, не смешиваясь между собой



Турбулентное течение – это вихревое течение- жидкости сопровождающееся перемешиванием слоев, обусловленным образованием вихрей. Скорость частиц непрерывно меняется.



Характер течения жидкости определяется числом Рейнольдса



РЕЙНОЛЬДС, ОСБОРН
(1842–1912),

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

Величина
безразмерная

ρ - плотность;
 v - скорость;
 d - диаметр сосуда;
 η - вязкость

Ламинарное течение **переходит в турбулентное**, когда введенное им число Рейнольдса **превышает** критическое значение.

Если $Re < Re_{кр}$ \Rightarrow Ламинарное течение

Если $Re > Re_{кр}$ \Rightarrow Турбулентное течение

$Re_{крит.} (H_2O) = 2300$ $Re_{крит.} (кровь) = 970 \pm 80.$

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

Физический смысл числа Рейнольдса:

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

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

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

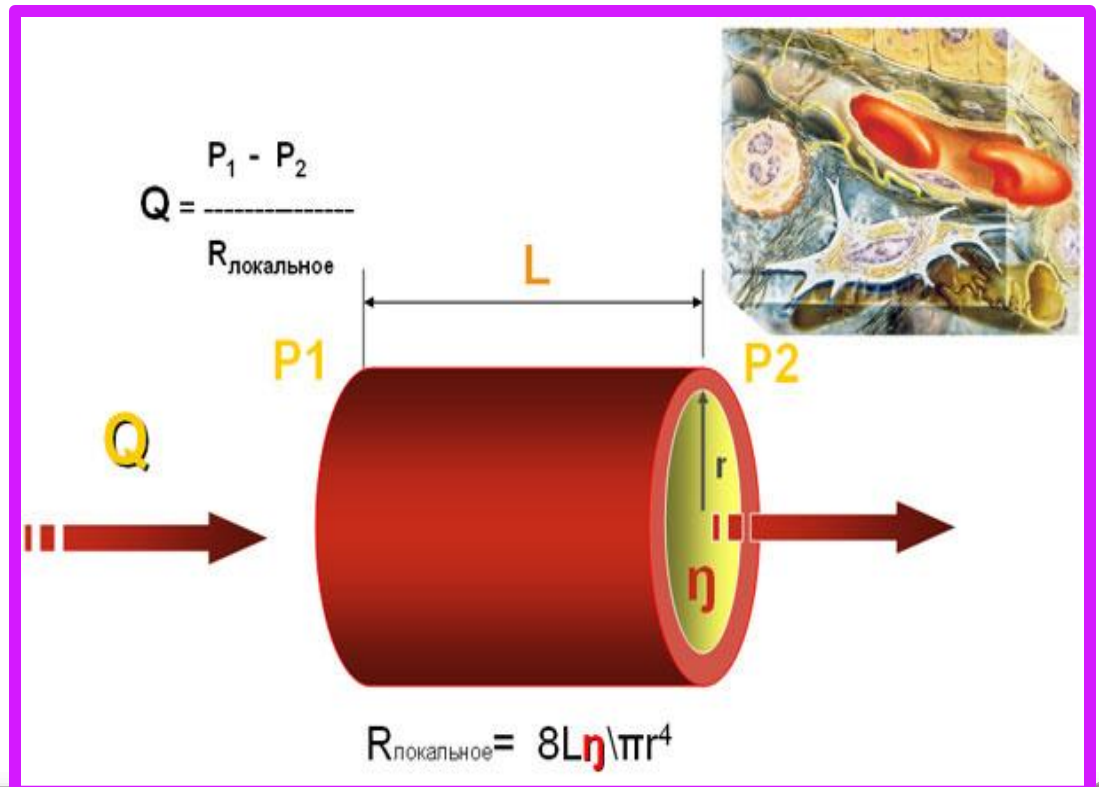
Формула Пуазейля

Пуазейль Жан Мари французский
врач + физик + физиолог

Преподавал медицинскую физику



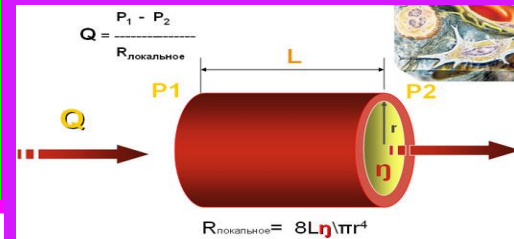
Пуазейль
1799-1869



$$Q = \frac{\pi R^4 \Delta P}{8\eta l}$$

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

$$V = \frac{\pi R^4 \Delta P t}{8\eta l}$$



Формулировка: Объём жидкости Q , протекающей по горизонтальной трубе небольшого сечения за единицу времени, прямо пропорционален радиусу трубы R в четвёртой степени, разности давлений ΔP на концах трубы, обратно пропорционален коэффициенту вязкости η и длине трубы l . Коэффициентом пропорциональности является $\pi/8$ (получен эмпирически).

Гидравлическое сопротивление

$$Q = \frac{\pi R^4 \Delta P}{8 \eta l}$$

$$x = \frac{8 \eta l}{\pi R^4}$$

$$\left[\frac{H \cdot c}{m^5} \right]$$

$$Q = \frac{\Delta P}{x}$$

=>

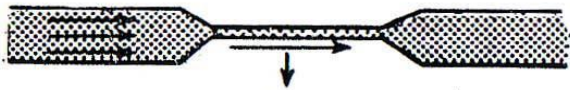
$$\Delta P = Q \cdot x$$

**Основное уравнение
гемодинамики**

Перепад давлений прямо пропорционален гидравлическому сопротивлению

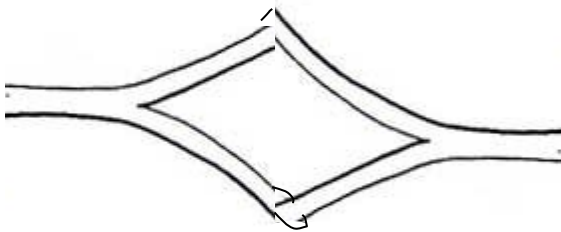
ГИДРАВЛИЧЕСКОЕ СОПРОТИВЛЕНИЕ
В ПОСЛЕДОВАТЕЛЬНЫХ, ПАРАЛЛЕЛЬНЫХ И
КОМБИНИРОВАННЫХ СИСТЕМАХ ТРУБОК.
РАЗВЕТВЛЯЮЩИЕСЯ СОСУДЫ

- **Гидравлическое сопротивление системы**
последовательно соединенных труб



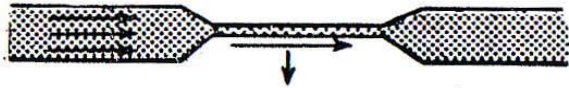
$$X = X_1 + X_2 + X_3$$

- **Гидравлическое сопротивление системы**
параллельно соединенных труб



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

Сужение сосуда



- **Скорость потока** возрастает

$$|S \cdot u| = \text{const}$$

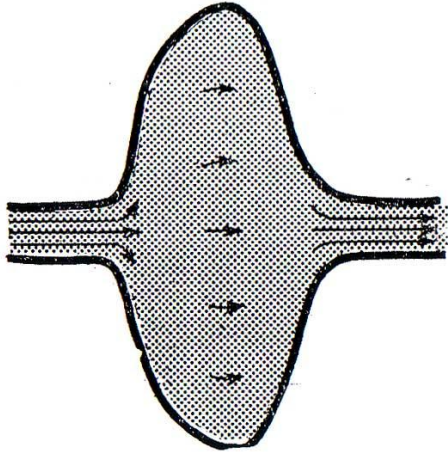
- **Сопротивление** увеличивается

$$x = \frac{8\eta l}{\pi R^4}$$

- **Перепад давлений** увеличивается

$$\Delta P = Q \cdot x$$

Расширение сосуда



- **Скорость потока** уменьшается

$$\uparrow S \cdot v \downarrow = \text{const}$$

- **Сопротивление падает**

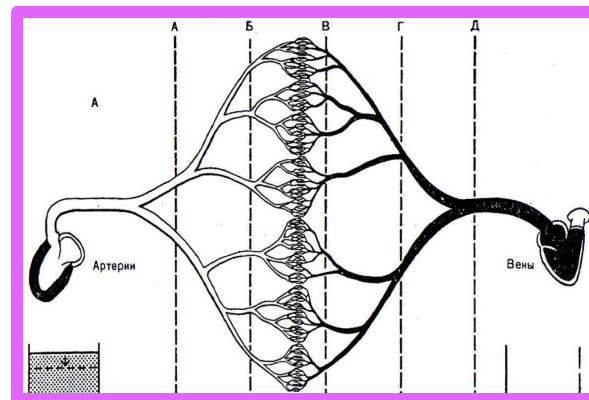
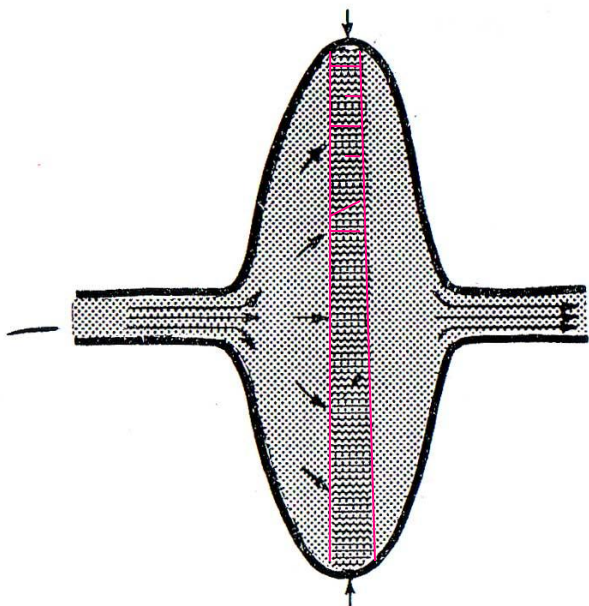
$$\downarrow x = \frac{8\eta \boxtimes}{\pi R^4} \uparrow$$

- **Перепад давлений** уменьшается

$$\downarrow \Delta P = Q \cdot x \downarrow$$

Группа суженных сосудов, соединенных параллельно при большом суммарном поперечном сечении

Капиллярная сеть



Замедление потока

- Сопротивление возрастает
- Перепад давлений увеличивается

- **Скорость** потока U ↓
уменьшается из-за трения.

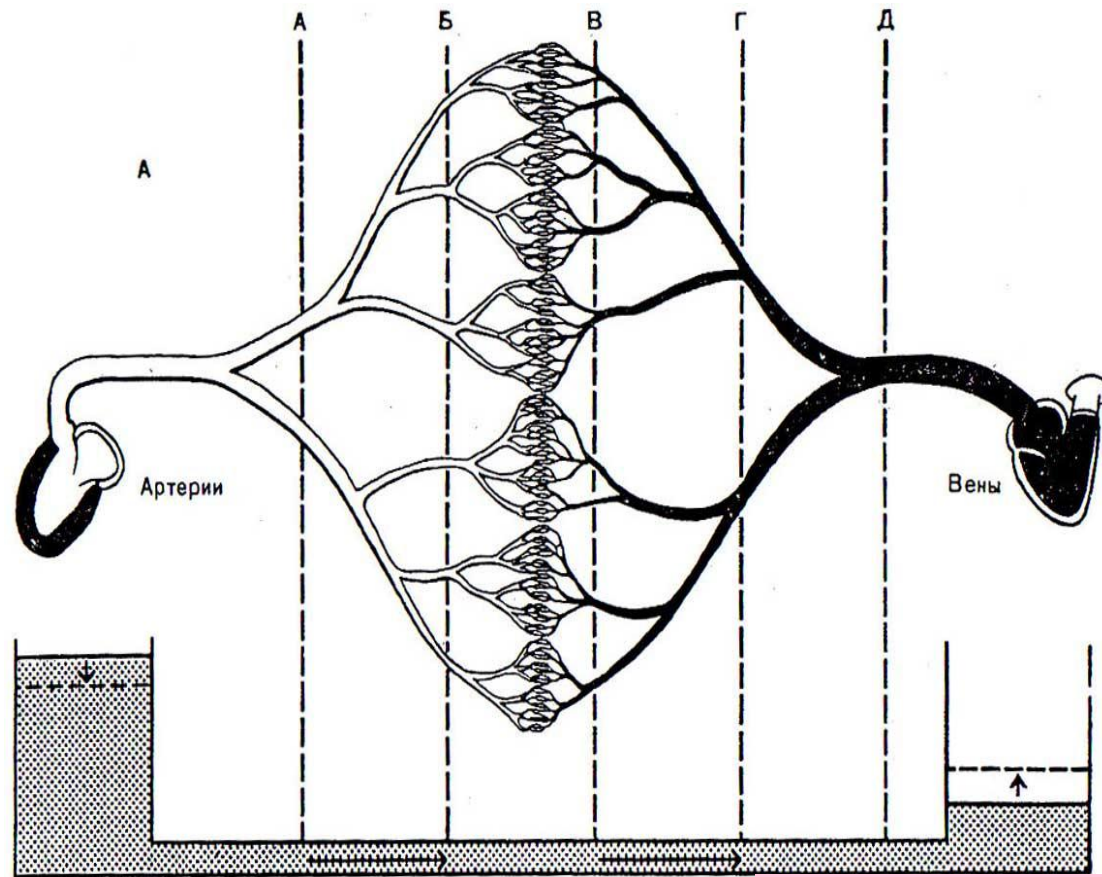
$$\uparrow x = \frac{8\eta \Delta P}{\pi R^4} \downarrow$$

$$\uparrow \Delta P = Q \cdot x \uparrow$$

ВОПРОС :

**Назовите
самое
узкое
место ССС.**

Аорта



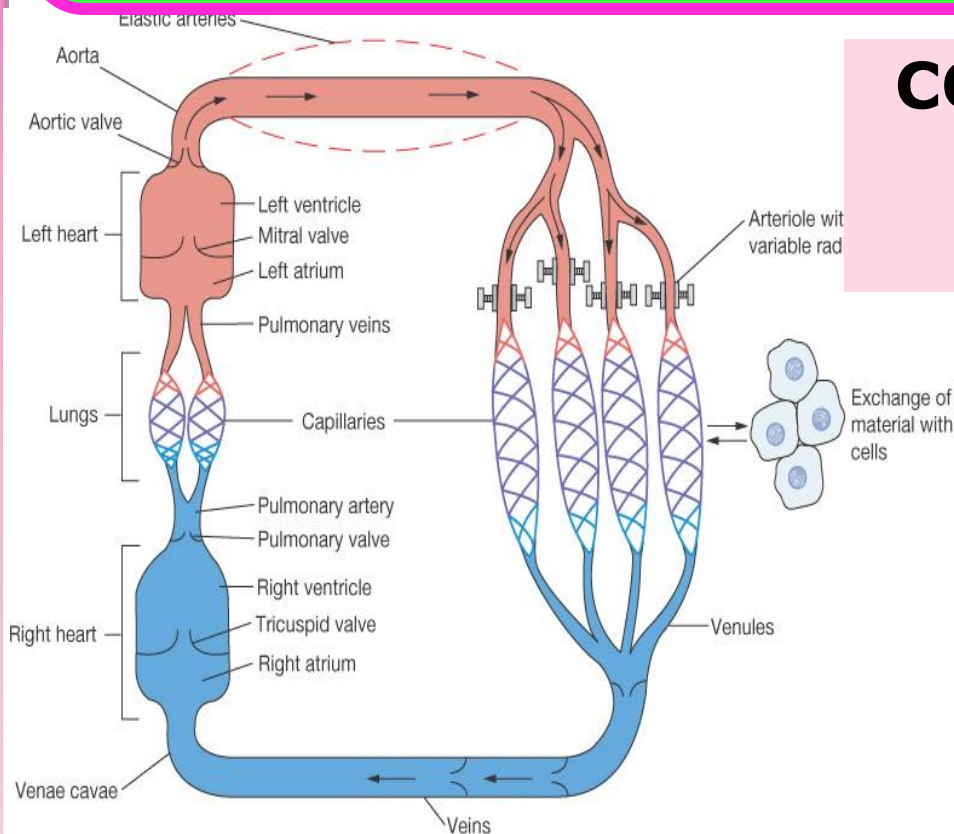
$$V_{\text{аорт.}} = 0,5 \text{ м/с}$$
$$V_{\text{капил.}} = 0,5 \text{ мм/с}$$

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

$$Q = v \cdot S = \text{const}$$

Физические основы гемодинамики

• **Гемодинамика** – раздел биофизики, в котором исследуется движение крови по сосудистой системе.



ССС состоит из сердца и сосудов: артерий, капилляров и вен.

Транспортная функция ССС:
Сердце (насос) обеспечивает продвижение крови по замкнутой цепи сосудов.

Основное назначение циркуляции крови:

Доставка

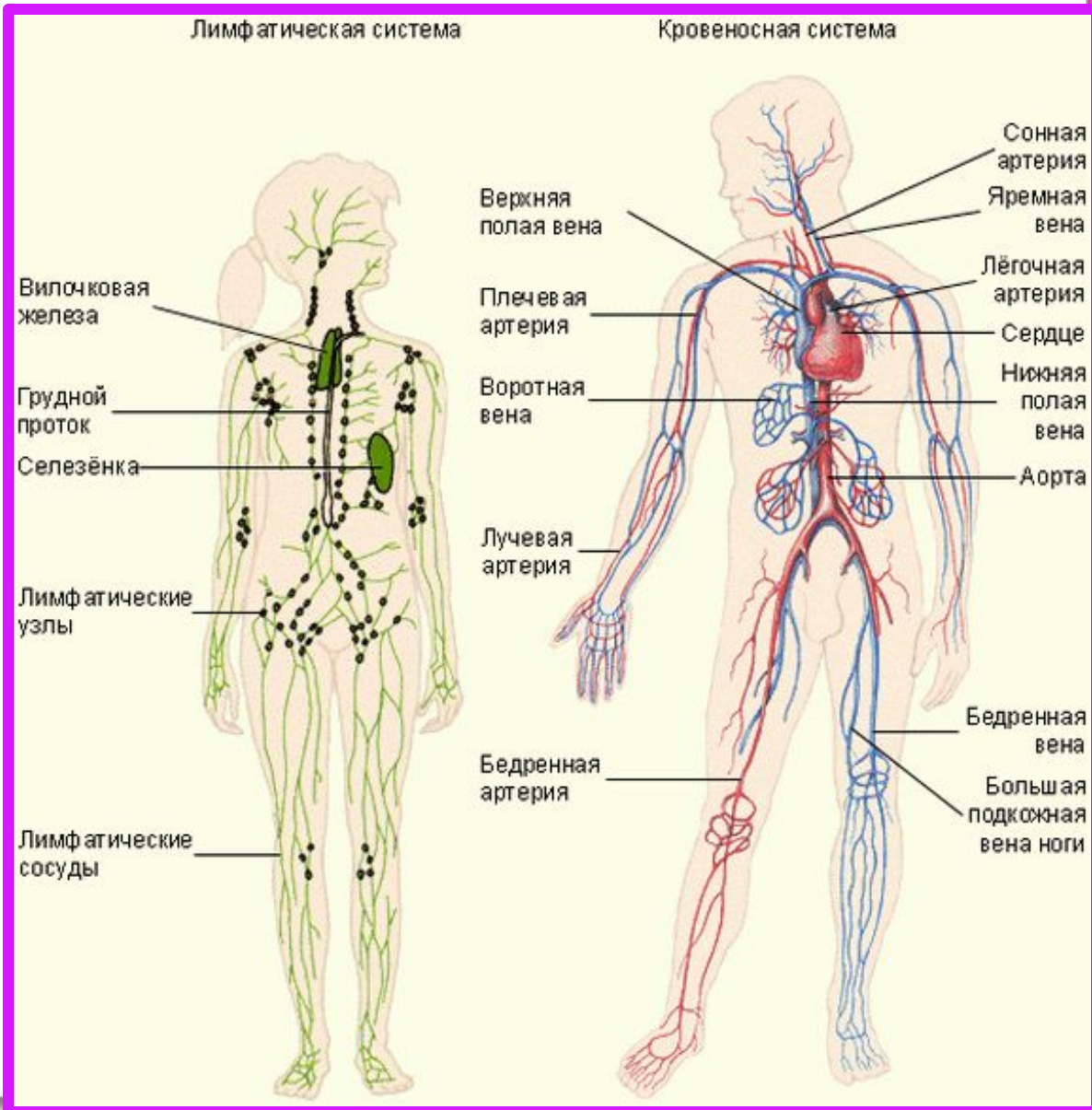
Кровь приносит всем клеткам **субстраты**, необходимые для их нормального функционирования.

Пример: кислород, питательные вещества

& Удаление

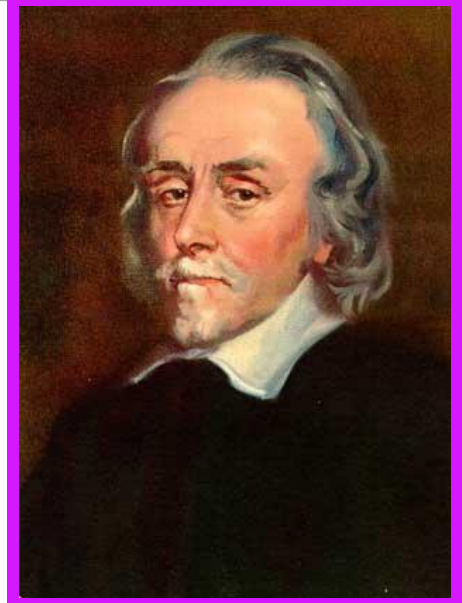
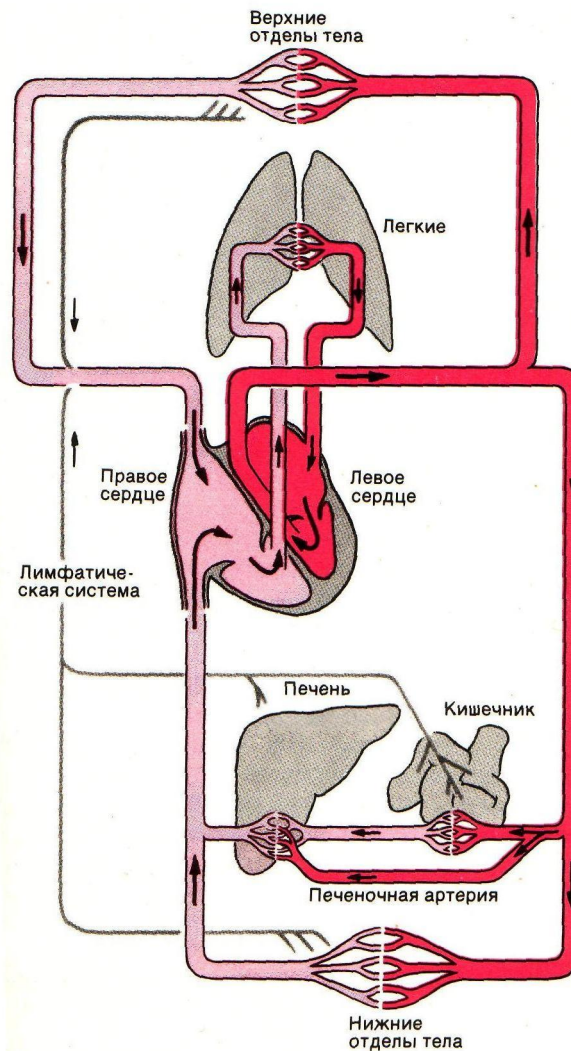
Продуктов жизнедеятельности.

Пример: углекислый газ



ССС состоит из **двух** последовательно соединенных отделов:

- 1. Большой** круг кровообращения. Насосом для этого отдела служит **левое сердце**.
- 2. Малый** (легочной) круг кровообращения. Движение в этом отделе обеспечивается **правым сердцем**



Гарвей 1628 год
Установил замкнутость
кровообращения

Большой и малый круги соединены. Следовательно, выброс левого и правого желудочков должен быть строго **одинаков**.

Ударный объем крови

Это объем крови, который выталкивается из сердца за одно сокращение

ВОПРОС:

6 мл



$V_{уд}$ равен

6 л



60 мл

Столовая ложка 15 г



600 мл



Ответ:

60 мл

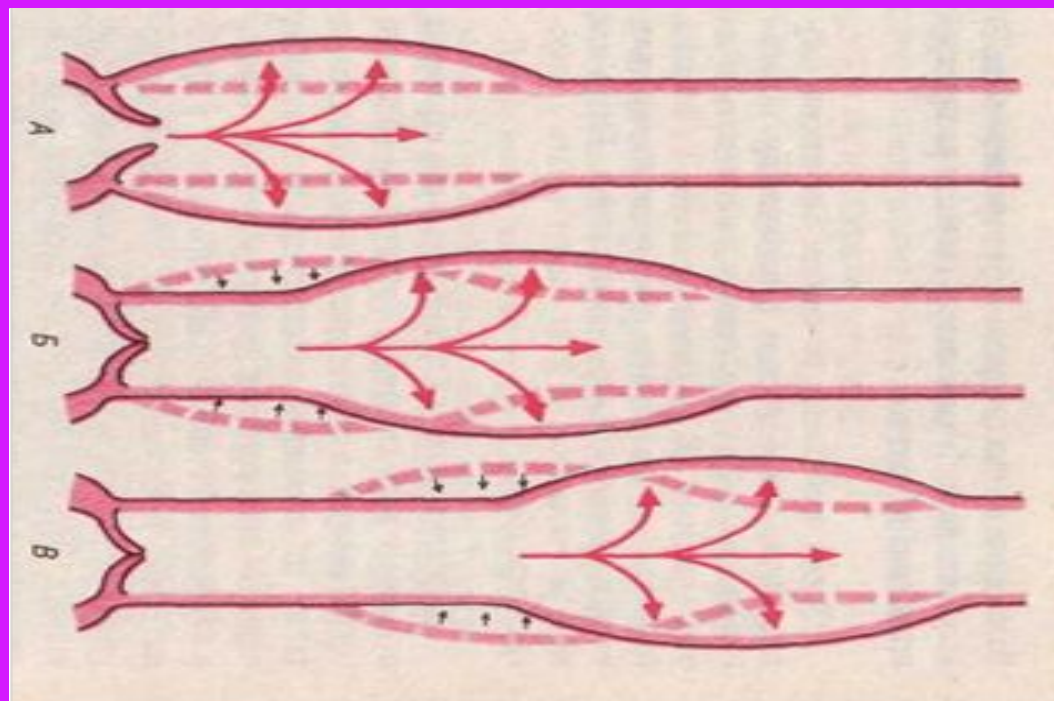
Пульсовая волна, скорость ее распространения

- Пульсовая волна - это волна деформации стенок артерии.
- Пульсовая волна – это распространяющаяся по аорте и артериям волна повышенного давления, вызванная выбросом крови из левого желудочка в аорту в период систолы.

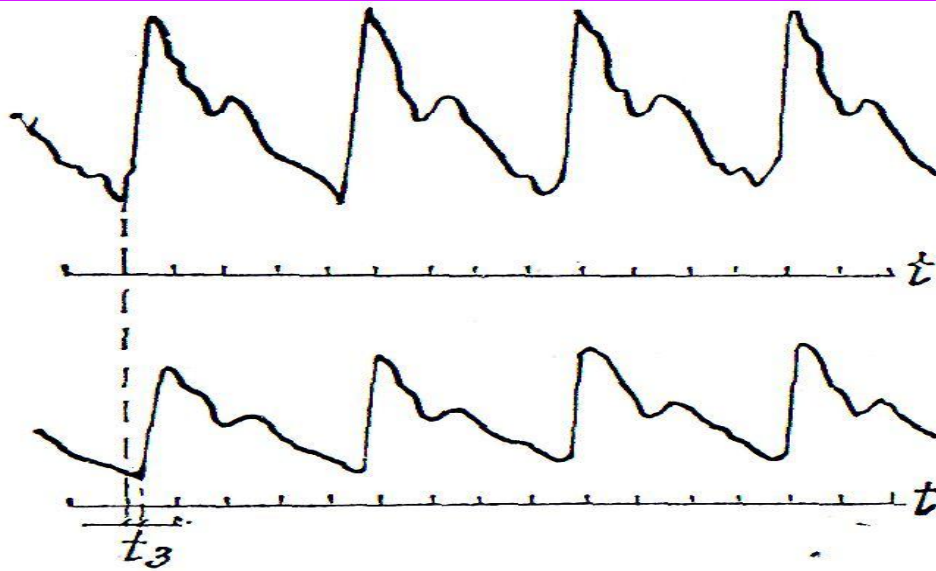
Причина: упругость аортальной стенки

В китайской литературе пульс сравнивают с плавающей по воде шелковой тканью.





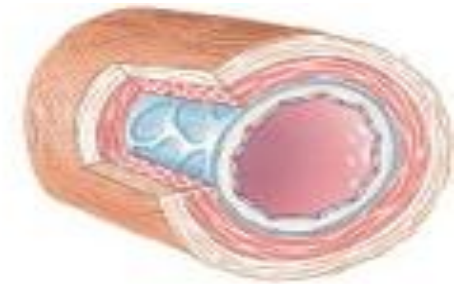
Пульсовая волна



t_3 - время
запаздывания
 пульсовой волны,
 зарегистрированной
дистальнее.
 Площадь под кривой –
 это **ударный объем.**

Скорость распространения пульсовой волны v

СРПВ – количественный показатель упругих свойств артерии.



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

$$v = \sqrt{\frac{E \cdot h}{\rho_{\text{крови}} \cdot d}}$$

Формула Моенса-Кортевега

В норме 5-10 м/с.

Что происходит с СРПВ с возрастом? Она увеличивается

Давление крови в артериях колеблется от **максимального** во время сокращения **сердца** (систола) до **минимального** во время расслабления (диастолы).

Анакрота



При **каждом** **сердцебиении** давление крови **поднимается** до систолического уровня, а между ударами **падает** до диастолического уровня

Поэтому артериальное давление определяют как **максимальное/минимальное** значения (**систолическое/диастолическое**). Обычно его измеряют в миллиметрах ртутного столба.

В норме **120/80** мм рт.ст. для здоровых взрослых людей.

ВОПРОС: А в комнате **760** мм рт.ст. – в 5 раз больше, и мы живы.

Пульсовые колебания давления:

АД: 120/80 мм рт.ст.

16/11 кПа

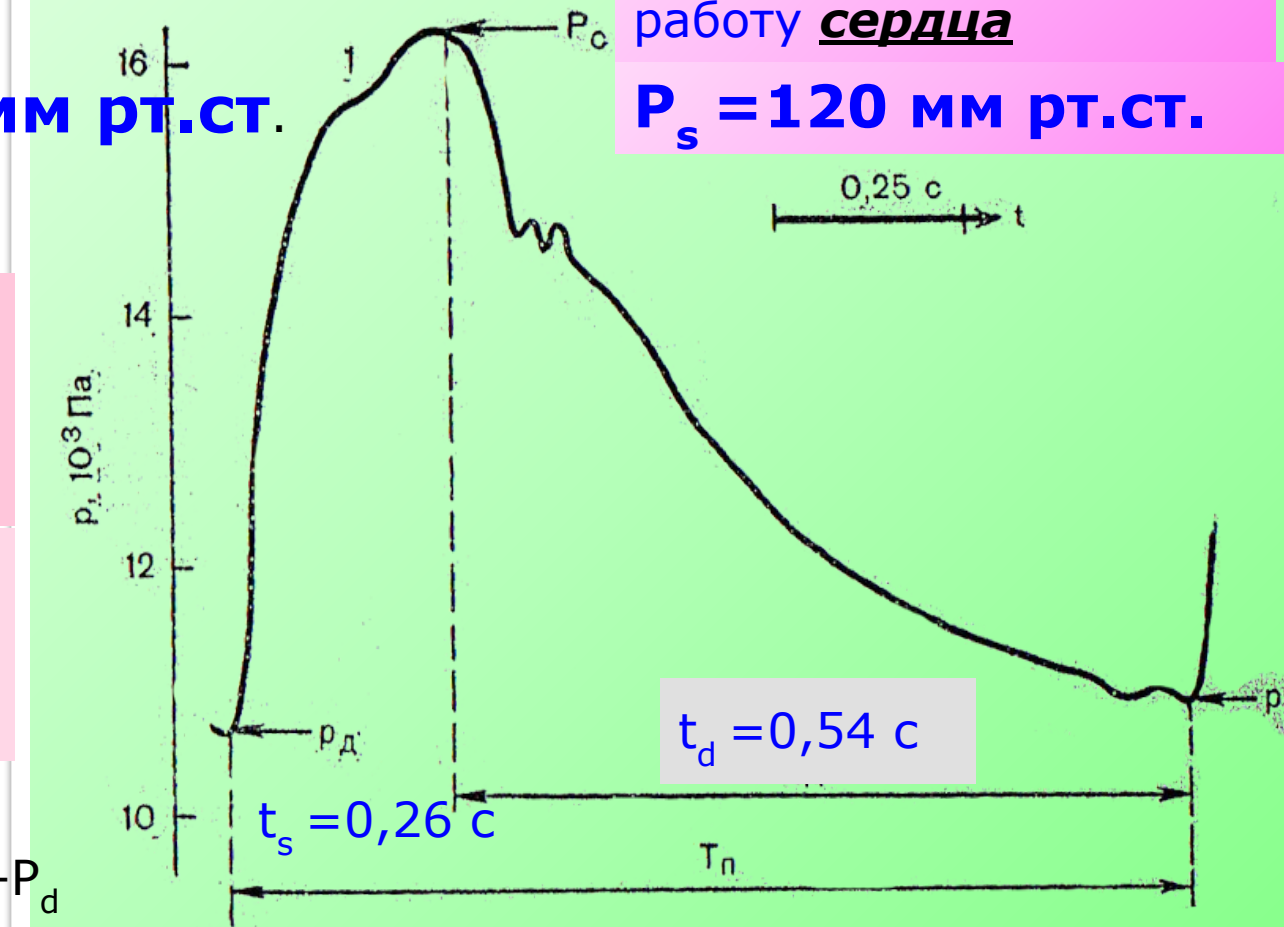
Диастолическое
давление -
сосудистое
давление

**$P_d = 80$ мм рт.
ст.**

ΔP - **пульсовое**
давление. $\Delta P = P_s - P_d$
 P_{cp} - **среднее**
динамическое
давление. 13 кПа.

Систолическое
давление характеризует
работу **сердца**

$P_s = 120$ мм рт.ст.



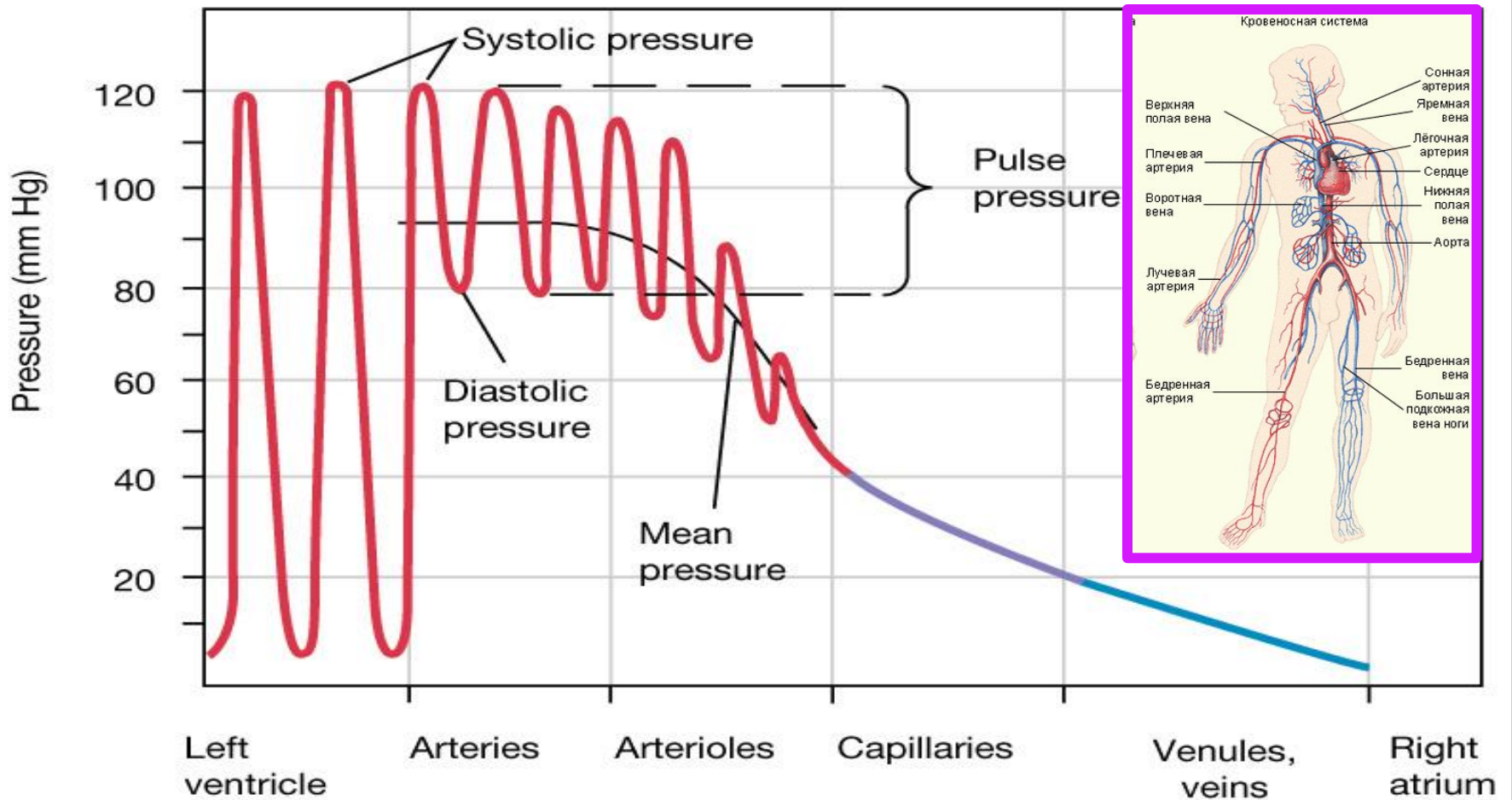
$$T = t_s + t_d$$

$$T = 0,8 \text{ c}$$

$$CB = V_{уд} \text{ ЧСС}$$

Ударный объем крови – это площадь под графиком

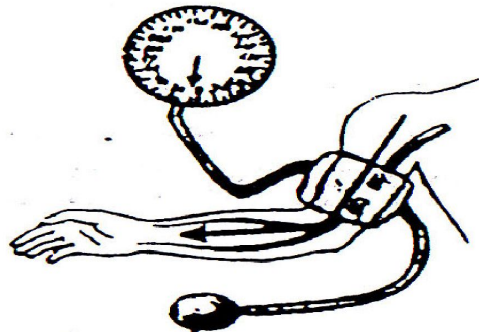
Давление крови в различных участках сосудистого русла

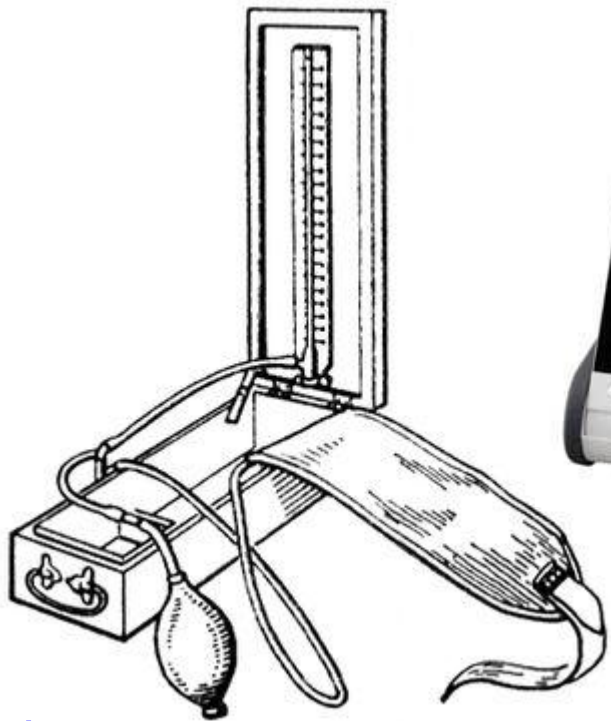


Физические основы клинического метода измерения давления крови.

Основан на измерении внешнего давления, необходимого, чтобы пережать артерию.

СФИГМОМАНОМЕТР =
= Манжета + груша + манометр

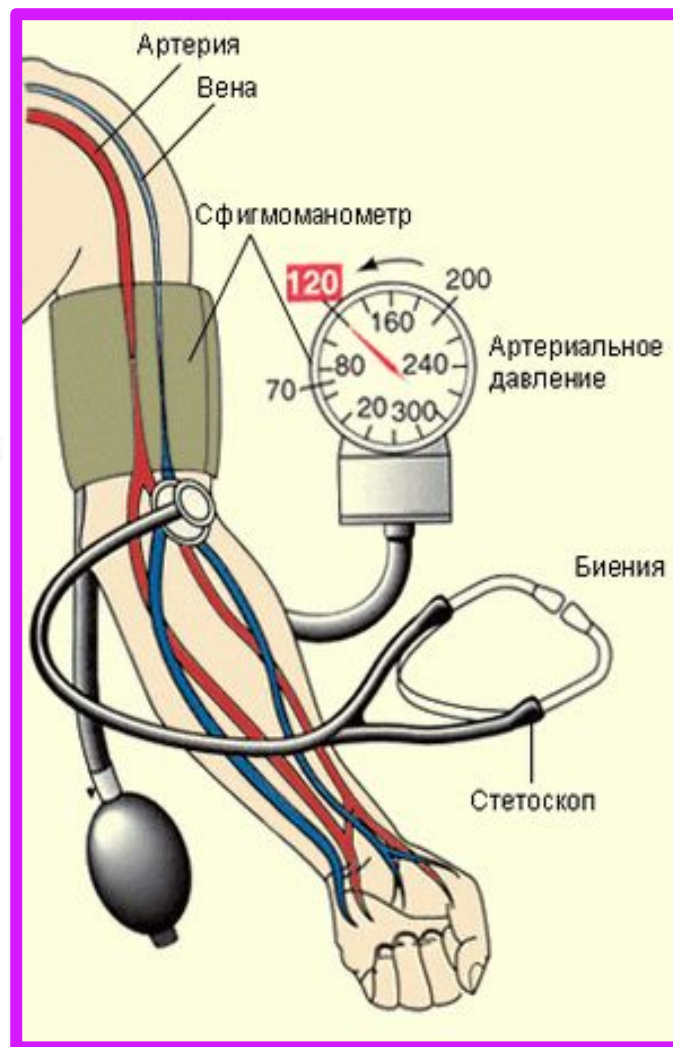




Сфигмоманометр
ртутный



Сфигмоманометр
UA-101,
имитирует
ртутный
тонометр





**105-ЛЕТИЕ НАУЧНОГО
ОТКРЫТИЯ ХИРУРГА
ВОЕННО-МЕДИЦИНСКОЙ
АКАДЕМИИ Н.С.
КОРОТКОВА,
СДЕЛАВШЕГО ЭПОХУ В
РАЗВИТИИ МИРОВОЙ
МЕДИЦИНЫ**

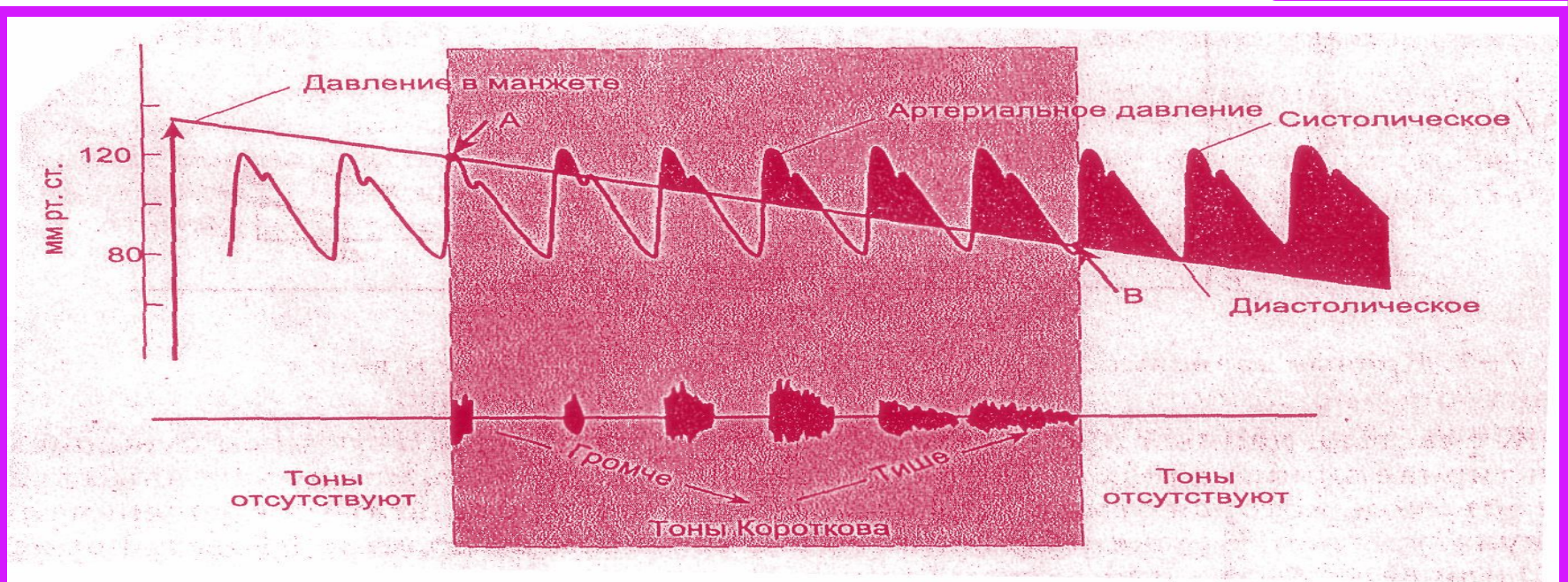
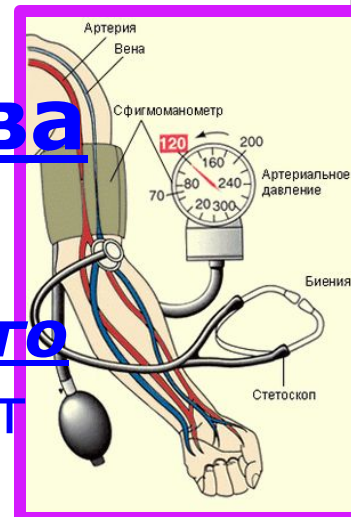
Метод Короткова по измерению АД

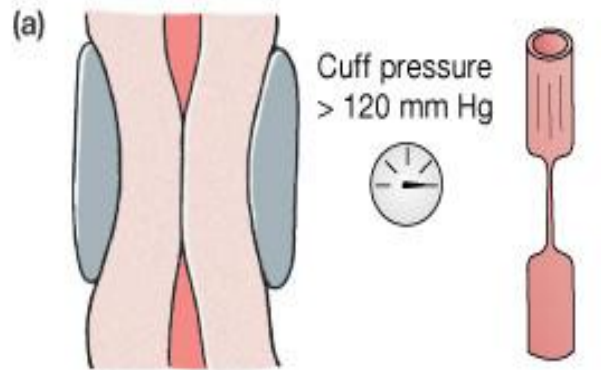
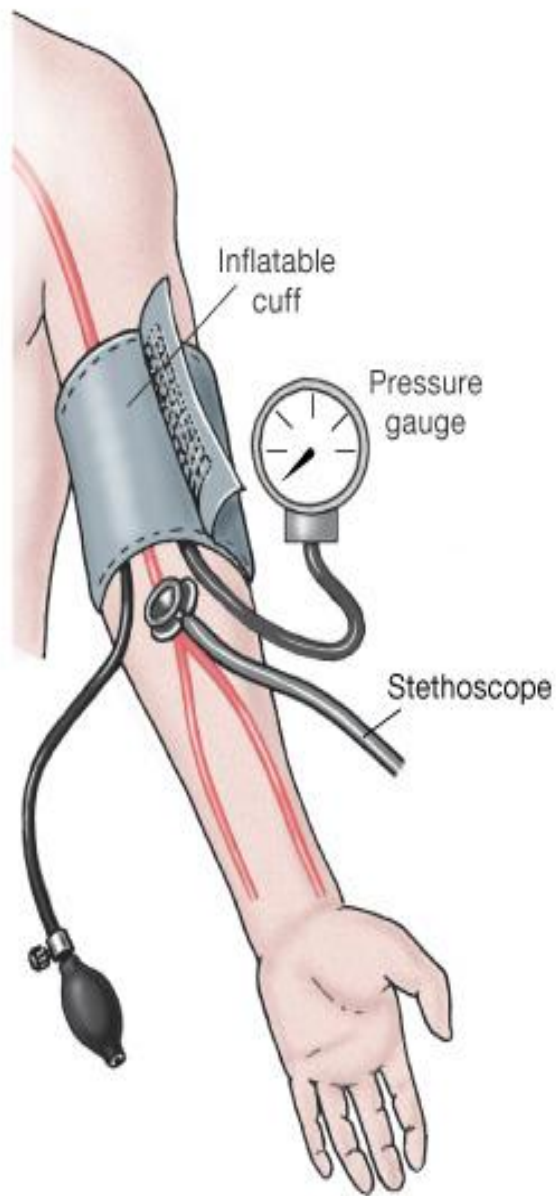
В созвездии имен великих медиков, заслуживших благодарность всего человечества за свои открытия в медицине, нашло свое место имя русского врача **Н. С. Короткова**. **8 ноября 1905 года Коротков (ему был **31 год**)** в своем докладе на «Научном Советании Клинического военного госпиталя Военно-медицинской академии» сообщил об открытом им звуковом методе бескровного определения максимального и минимального артериального давления (АД) у человека.

Korotkoff's method.

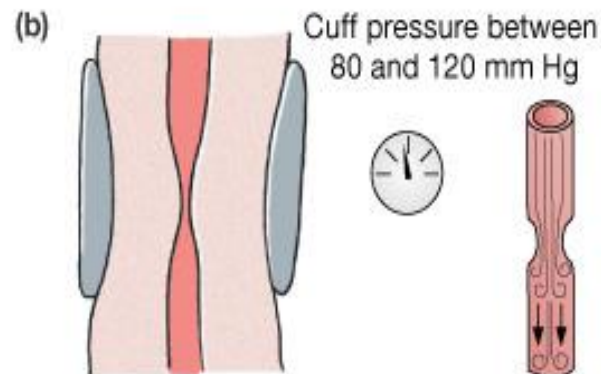
Измерение артериального давления методом Короткова (аускультативный метод)

Основан на возникновении турбулентного течения, когда давление в манжете станет равным систолическому давлению.



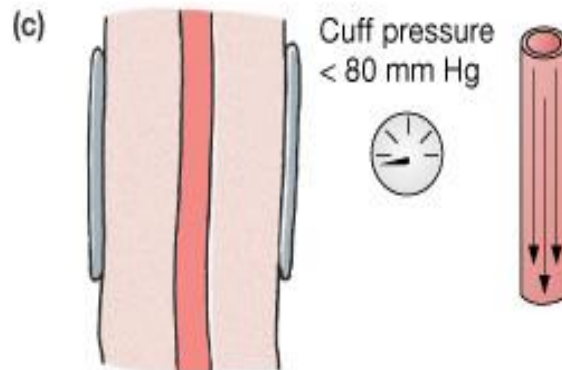


When the cuff is inflated so that it stops arterial blood flow, no sound can be heard through a stethoscope placed over the brachial artery distal to the cuff.



Korotkoff sounds are created by pulsatile blood flow through the compressed artery.

**Звуки Короткова
создаются
пульсирующим
кровотоком через
пережатую артерию**



Blood flow is silent when the artery is no longer compressed.

Работа и мощность сердца

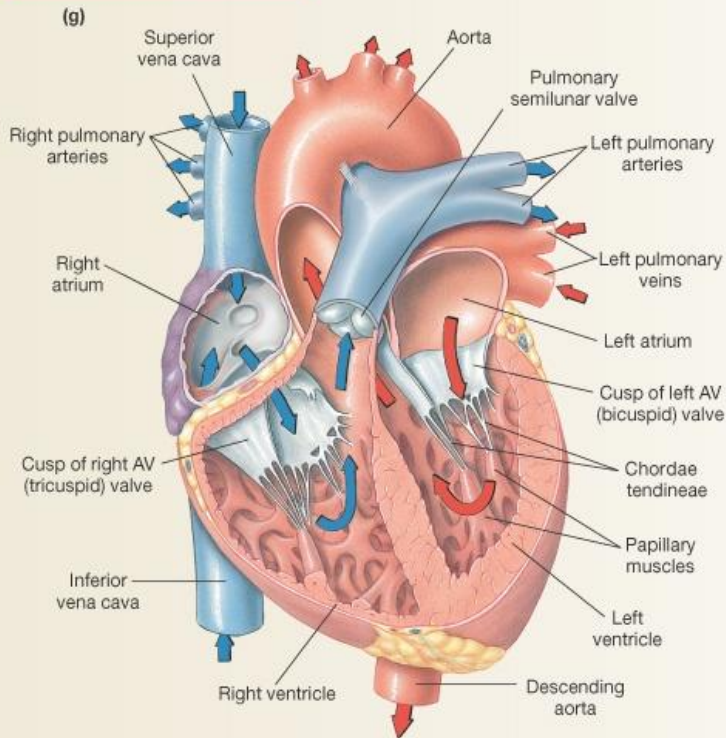
Миокард- источник энергии. Обеспечивает непрерывное движение крови по сосудистой системе.

Работа, совершаемая сердцем, затрачивается на

преодоление сил давления

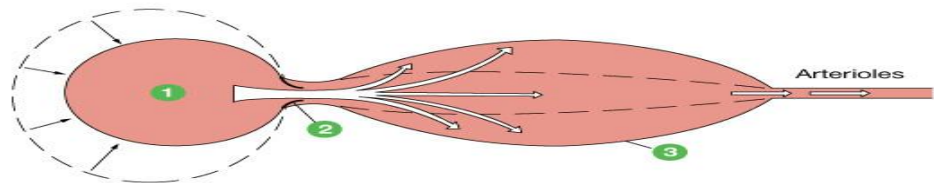
и сообщение крови кинетической энергии

STRUCTURE OF THE HEART

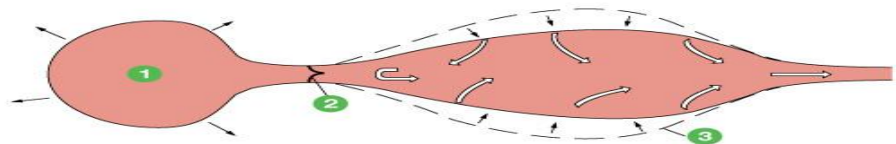


One-way flow through the heart is ensured by two sets of valves.

(a) Ventricular contraction



(b) Ventricular relaxation



Работа **левого** желудочка Работа **правого** желудочка

$$A = P \cdot V + \frac{mv^2}{2}$$

$$A = P \cdot V + \frac{\rho \cdot V \cdot v^2}{2}$$

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

$$A_{\text{пр}} = \mathbf{0,2} \text{ А лев.}$$

P – среднее динамическое давление. 13 кПа

V – ударный объем крови. 70 мл

ρ – Плотность крови 1050 кг/м³

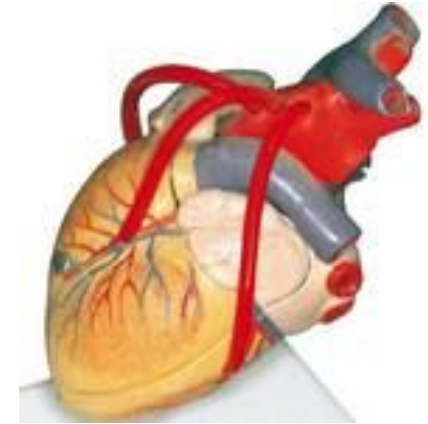
v – скорость кровотока 0,5 м/с

Всего: Работа сердца равна

Мощность сердца



$$N = \frac{A}{\tau_S}$$



- Больше или меньше мощность **сердца**, чем мощность **электробритвы**?

ОТВЕТ:

$$N = \frac{1 \text{ Дж}}{0,3 \text{ с}} = 3,3 \text{ Вт}$$



12 Вт

Закон Гука. Модуль упругости

Закон
Гука

$$F = kx$$

$$\sigma = \frac{F}{S}$$

$$\sigma = E\varepsilon$$

В пределах упругой деформации величина деформации прямо пропорциональна деформирующей силе.

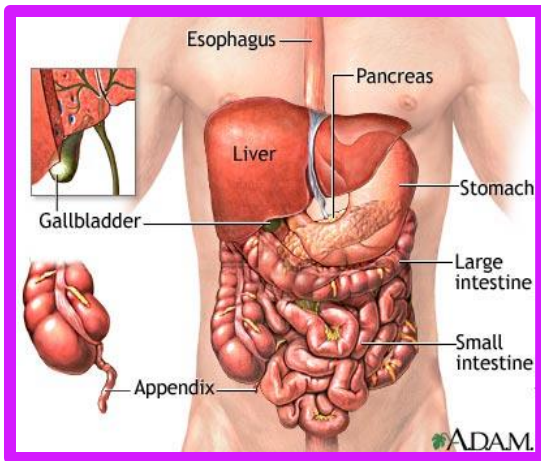
Механическое напряжение – это отношение силы к площади поперечного сечения

В области упругих деформаций величина деформации ε прямо пропорциональна механическому напряжению σ .

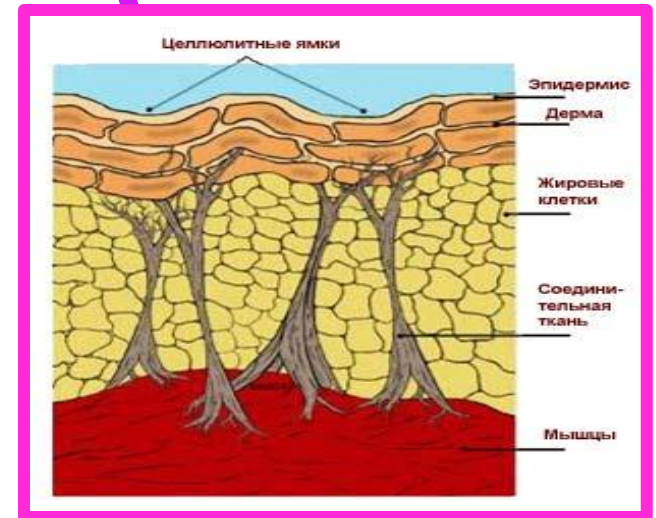
E – модуль упругости или модуль Юнга – это **напряжение**, которое нужно приложить к стержню, чтобы **удвоить** его длину.

Механические свойства биологических тканей

Биологические ткани являются **анизотропными композитами**



Свойства **различны** в **различных** направлениях



Объемное **сочетание** **разнородных** компонентов

Механические свойства биологических тканей обусловлены коллагеном

Коллаген входит во все ткани

Коллаген – трехспиральный

прочный белок.

Диаметр 4 мкм



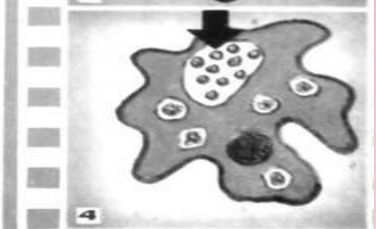
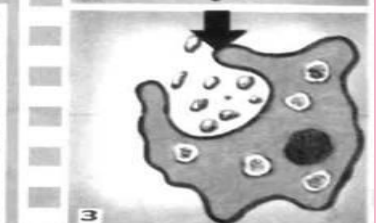
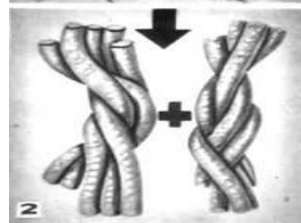
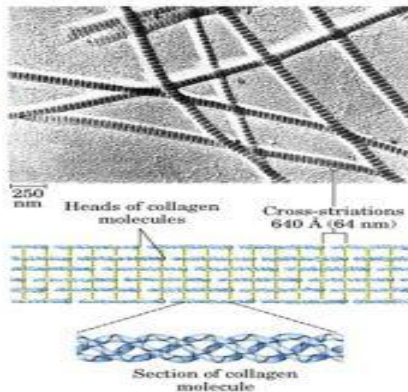
Collagen



(a)



(c)



Механические свойства биологических тканей

Это **вязко** - упругие и **упруго**-вязкие системы

Прочность

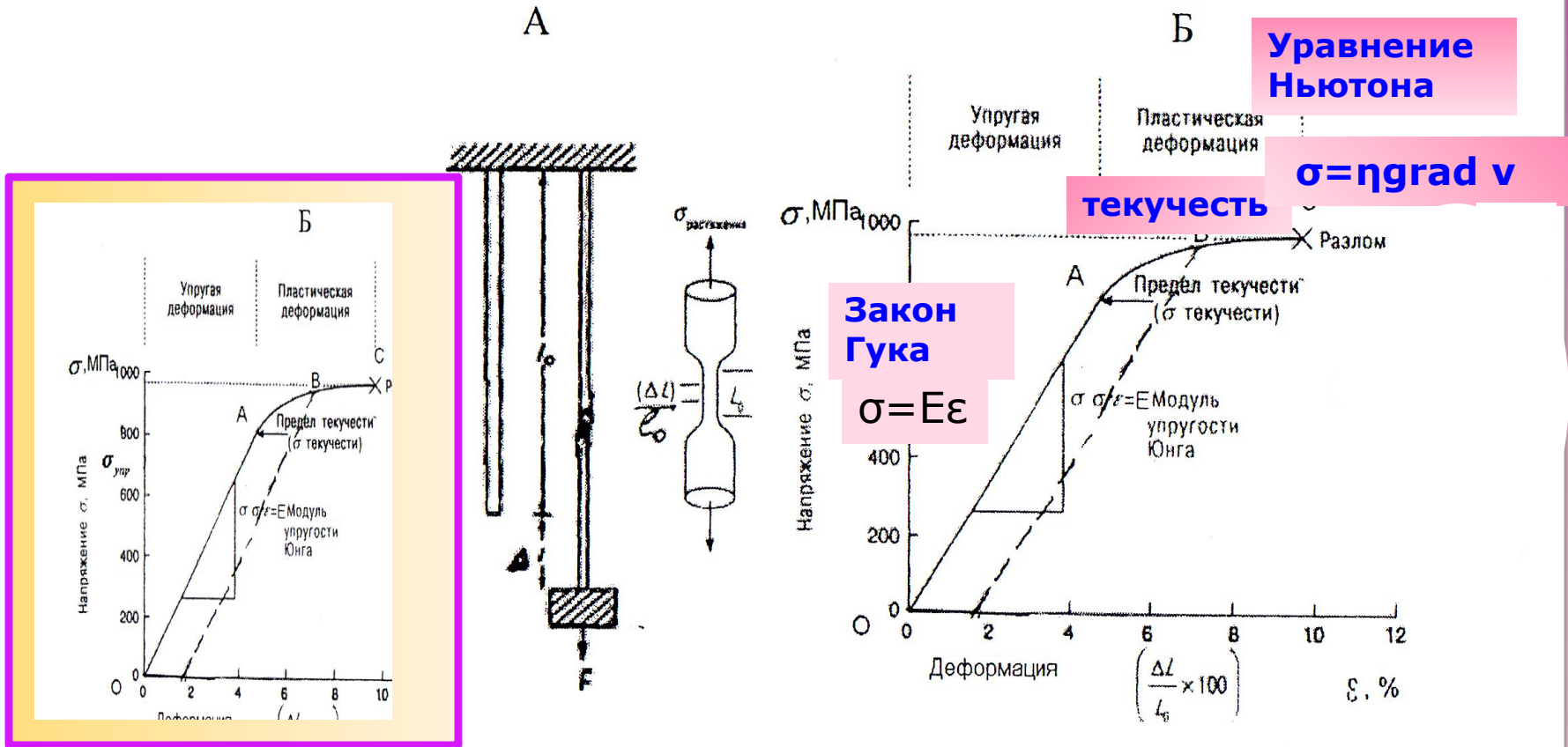
Модуль Юнга
не постоянен

Пластичность

Нелинейная
зависимость
напряжение-
деформация

Противостояние
механической
усталости

Кривая напряжение-деформация

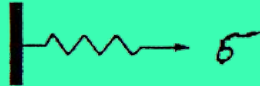


А – Эксперимент с растяжением проволоки из **ортопедического сплава** титана TiU Б – Результаты эксперимента.

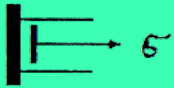
Механические модели живых тканей

Механические модели:

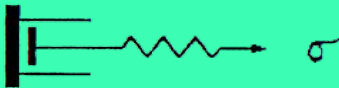
а) Упругий элемент (пружина)



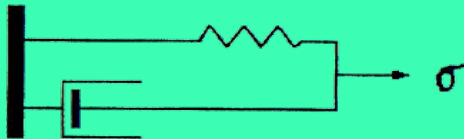
б) Вязкий элемент (поршень)



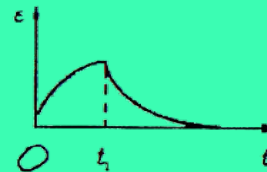
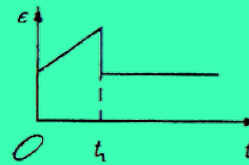
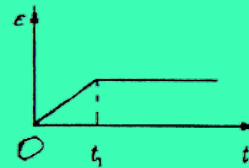
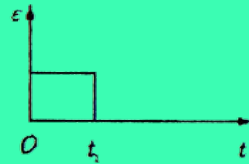
в) Модель Максвелла



г) Модель Кельвина-Фойгта



Динамика развития деформации при постоянном напряжении $\sigma = const$



Упругие и прочностные свойства костной ткани

Это твёрдое упругое тело. $\rho = 2,4 \cdot 10^3 \text{ кг/м}^3$

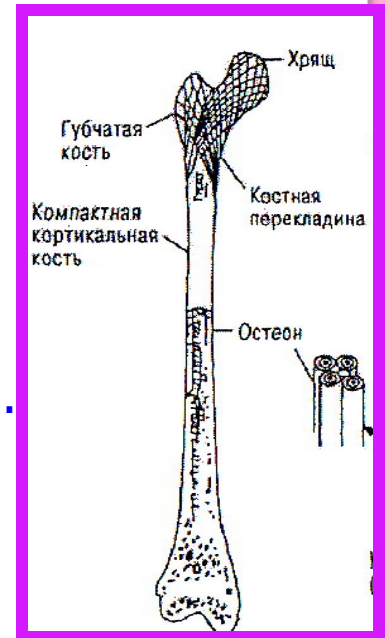
1/3 коллаген
(орг.)

2/3 гидроксиапатит
(неорг.)

Минеральные соли Ca, P

Волокнистая структура коллагеновой матрицы пронизана игольчатыми кристаллами гидроксиапатита. Там кальций. Он держит воду. Кость гидрофильна.

Роль коллагена: Придает **вязкость**.



Свойства костной ткани

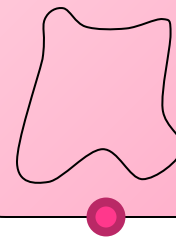
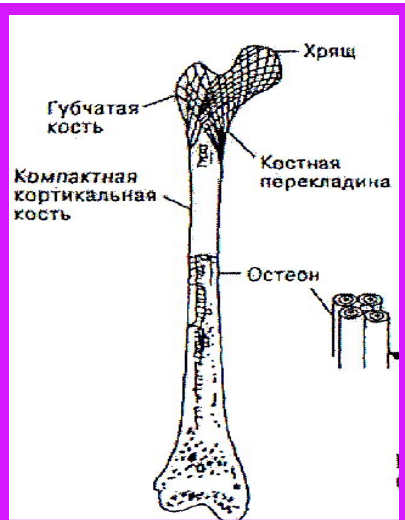
1. Твердость

2. Упругость

3. Прочность

4. Осевая анизотропия

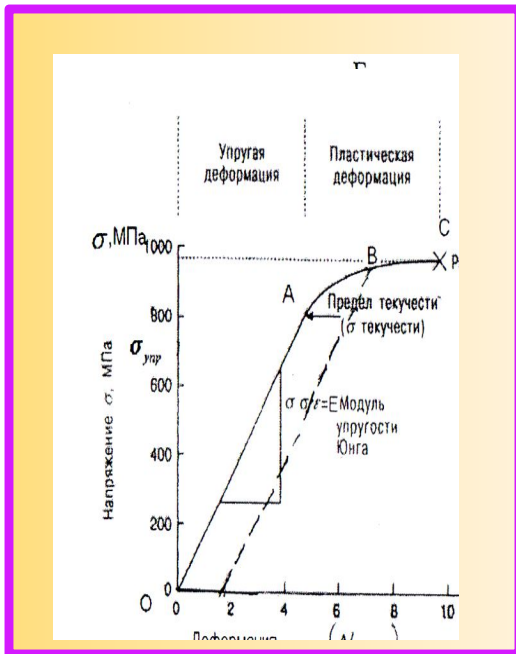
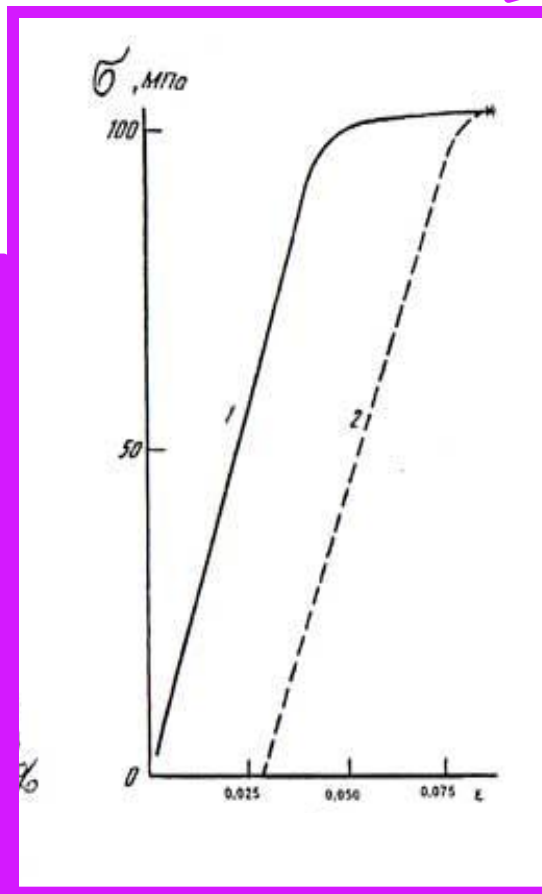
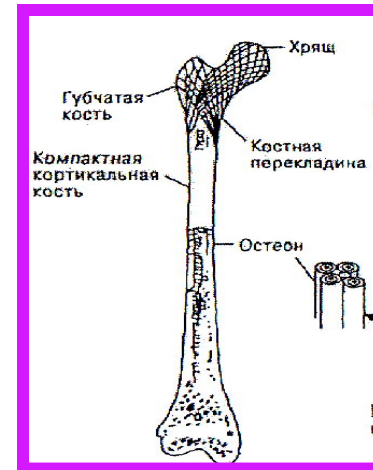
$\sigma_{\text{прочности}} = 100 \text{ МПа}$



$E \uparrow$, если кривизна \uparrow

$E_{\text{кости}} = 10^{10} \text{ Па}$

График зависимости **напряжения σ** от **деформации ϵ** для бедренной **кости** человека (кривая 2 – остаточная деформация)

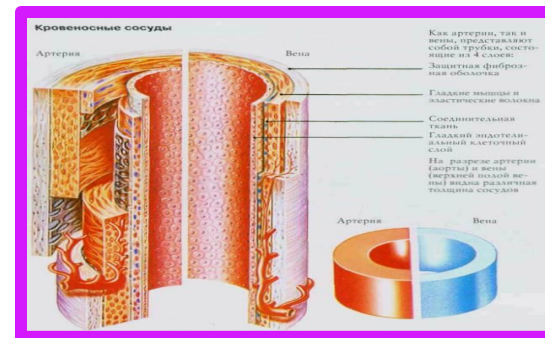


Гуковская
область **для**
кости 0,8%.

Для стали
1%

Механические свойства тканей кровеносных сосудов

Кровеносный сосуд с
холестериновой
бляшкой



Артерия и вена

Поведение стенки сосуда определяется

**Упругими свойствами
материала**

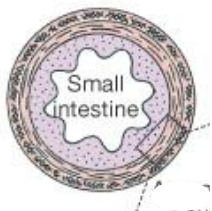
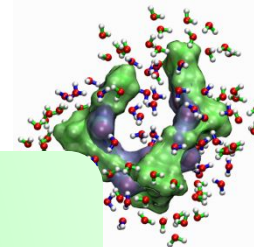
**Геометрией
сосуда**

Стенки сосудов СОСТОЯТ ИЗ



Коллаген
Н
 $E=10^8$ Па

Эластин
 $E=3 \cdot 10^5$ Па

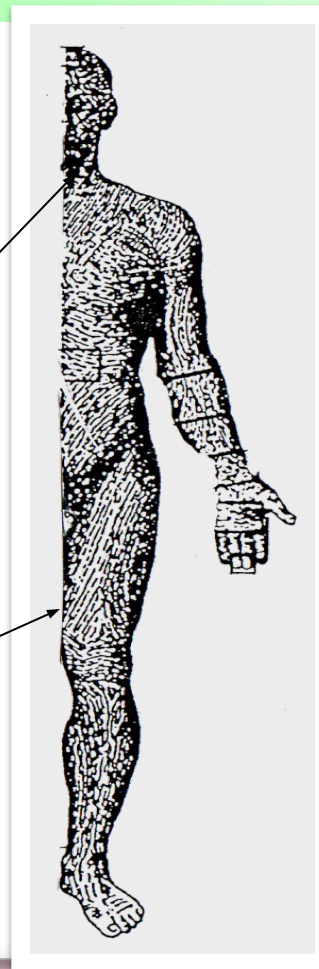


Гладкие мышцы
 $E=1 \cdot 10^5 \div 20 \cdot 10^5$ Па

Эластин : коллаген

Сонная артерия 2:1

Бедренная артерия 1:2



Стенка сосуда вязкоупругая

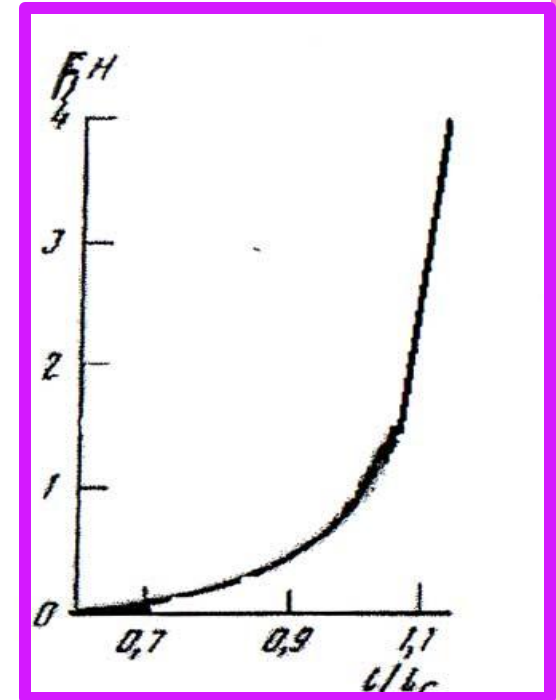
Гладкие мышцы и коллаген

эластин



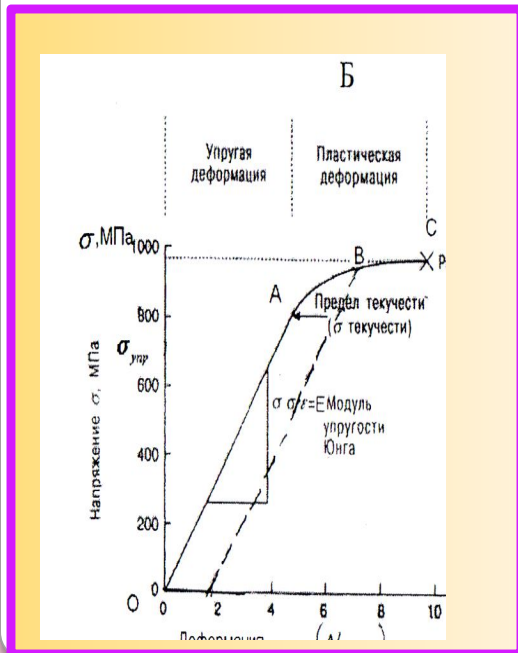
А

Поперечный разрез артерии под микроскопом (А).

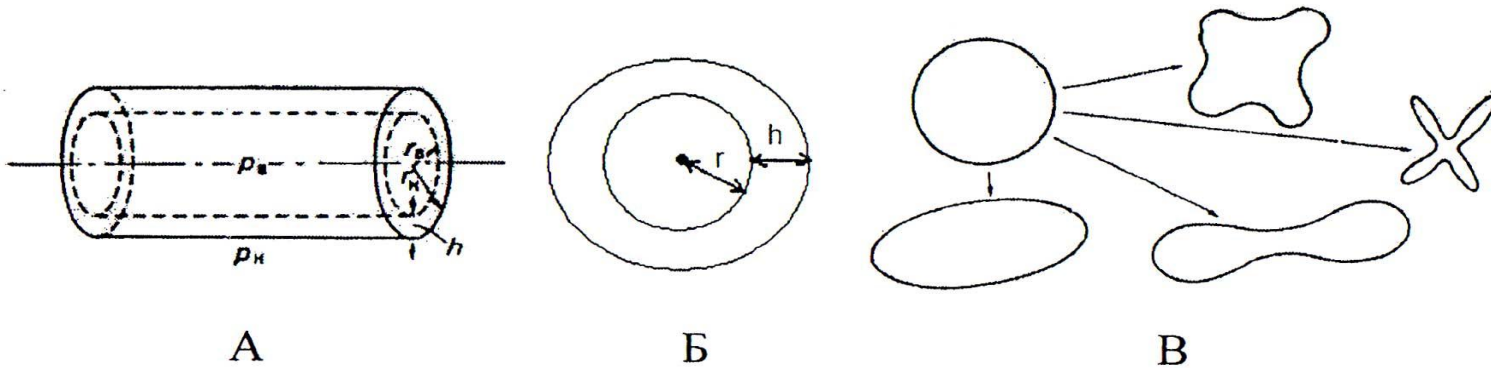


Б

Кривая растяжения образцов стенки бедренной артерии собаки (Б).



Геометрия сосуда



Фрагменты сосуда

А – Продольный; Б – вид с торца; В – формы, которые может принимать спавшийся исходно круглый сосуд

$$\sigma = \frac{P \cdot r}{h}$$

- Уравнение Ламе

P – внутрисосудистое давление; r – радиус сосуда;
 σ – механическое напряжение; h – толщина стенки.

