

Биореология
Гидродинамика.
Биофизика мышечных
сокращений.

Реология (rheos – течение, поток)

– учение о деформации и **текучести** вещества.

Идеальная жидкость – жидкость, плотность которой не зависит от давления и постоянна в любой пространственной области, а вязкость (внутреннее трение) отсутствует.

При движении идеальной жидкости не происходит превращения механической энергии в тепловую, то есть механическая энергия жидкости сохраняется.

Закон Бернулли является следствием [закона сохранения энергии](#) для стационарного потока [идеальной](#) несжимаемой жидкости:

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

ρ — [плотность](#)

жидкости,

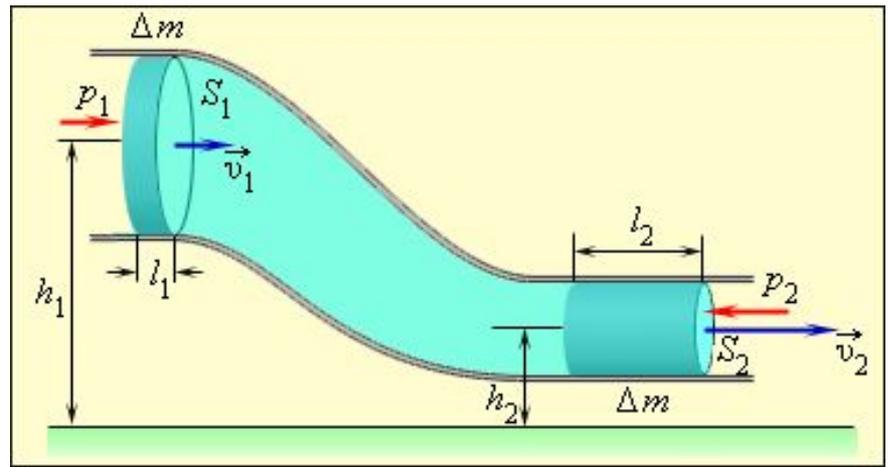
v - скорость потока,

h - высота,

p — давление,

g - ускорение

свободного падения



Из закона Бернулли следует, что при уменьшении сечения потока, из-за возрастания скорости (динамического давления) статическое давление падает.



Даниил БЕРНУЛЛИ (1700–1782)

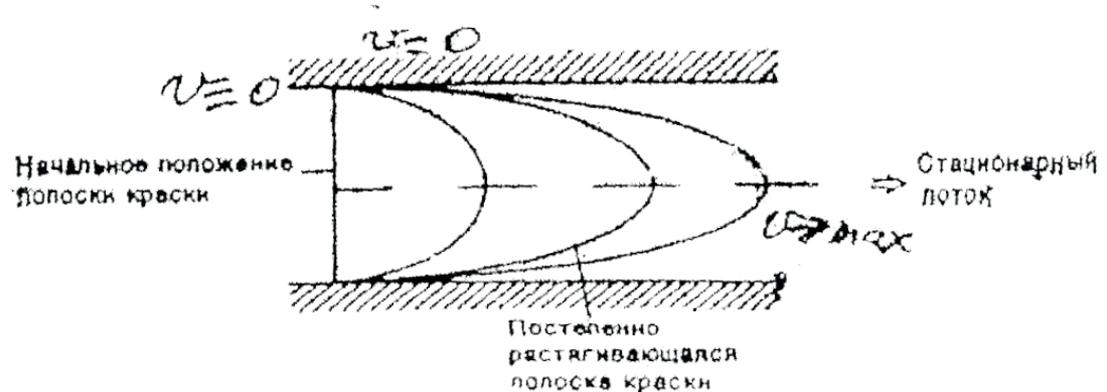
Для горизонтальной трубы $h = 0$ и уравнение Бернулли принимает вид:

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

Внутреннее трение (вязкость жидкости). Уравнение Ньютона

Вязкость (внутреннее трение) – это свойство текучих тел (жидкостей и газов) оказывать сопротивление перемещению одной их части относительно другой.

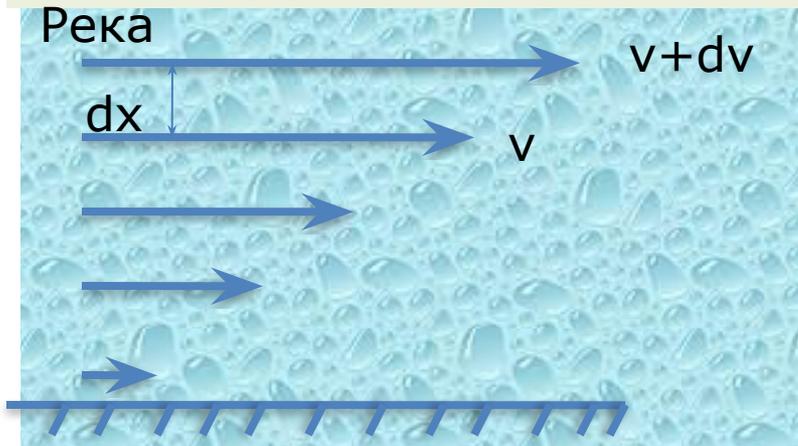
Основной закон вязкого течения был установлен **Ньютоном** (1713)
Течение жидкости по трубе



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

-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 .



Между слоями существует **градиент скорости = скорость сдвига:**

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

$$\sigma = \frac{F}{S} \quad \text{-напряжение сдвига} \quad [\text{Па}]$$

В реологических характеристиках уравнение Ньютона имеет вид:

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

Напряжение сдвига прямо пропорционально скорости сдвига.

η – коэффициент динамической вязкости

СИ: $[\eta]$: **$[\text{Па} \cdot \text{с}] = \text{паскаль} \cdot \text{секунда}$**

СГС: $[\eta] = \text{пуаз}$ $1 \text{ Па} \cdot \text{с} = 10 \text{ П}$ **$1 \text{ мПа} \cdot \text{с} = 1 \text{ сП}$**

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° , С | Вязкость, η , мПа•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 |
| Синовиальная жидкость | 36 | 6-10-60 |

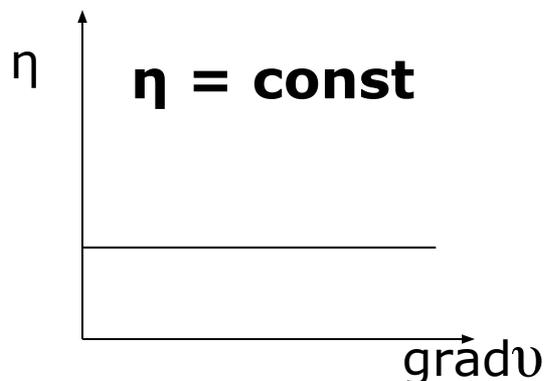
Они различаются и **количественно** и **качественно**

Ньютоновские и неньютоновские жидкости

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

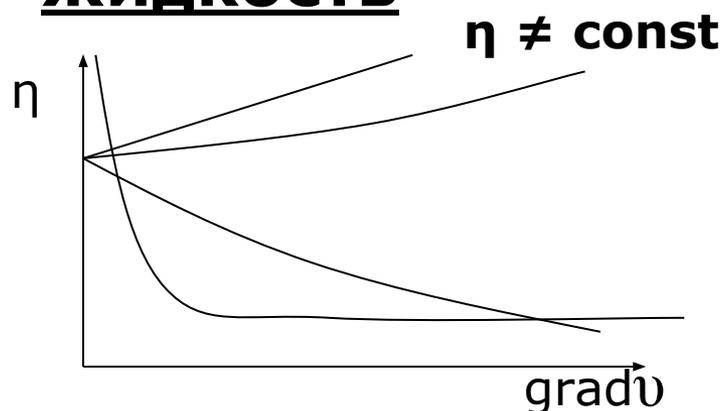
η **не зависит** от $\text{grad } v$ η **зависит** от $\text{grad } v$

Ньютоновская жидкость



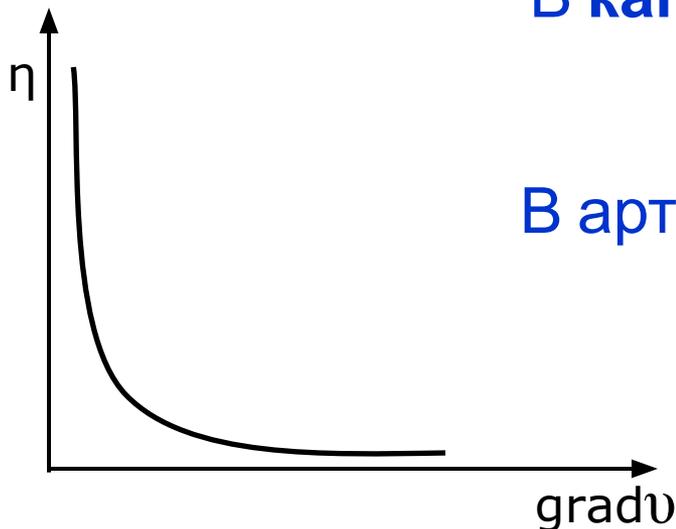
Пример: **однородная** жидкость, вода, ртуть, глицерин, лимфа, плазма крови, сыворотка

Неньютоновская жидкость



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

Кровь относится к **неньютоновским** жидкостям. Ее вязкость **зависит** от режима течения. Чем медленнее течет кровь, тем выше вязкость



Зависимость вязкости крови от режима течения

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

$\eta = 800 \text{ мПа}\cdot\text{с}$

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

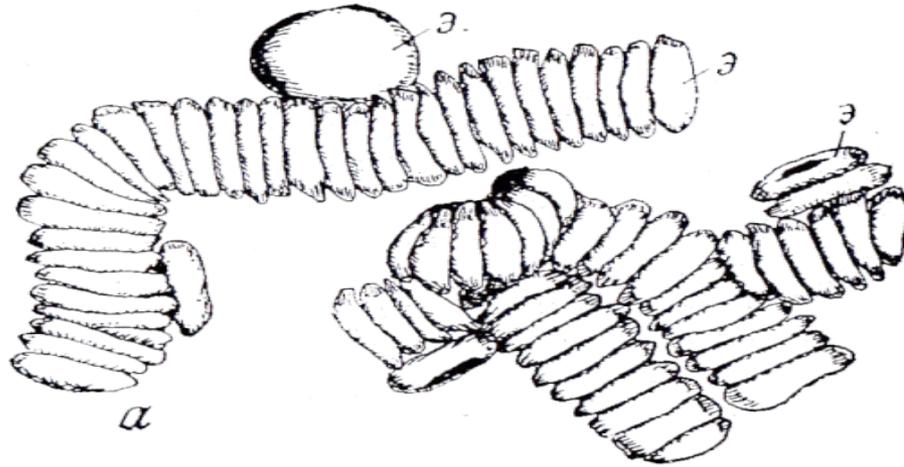
$\eta = 4\text{-}5 \text{ мПа}\cdot\text{с}$

В основном, это обусловлено агрегацией **эритроцитов**.

Почему эритроцитов?

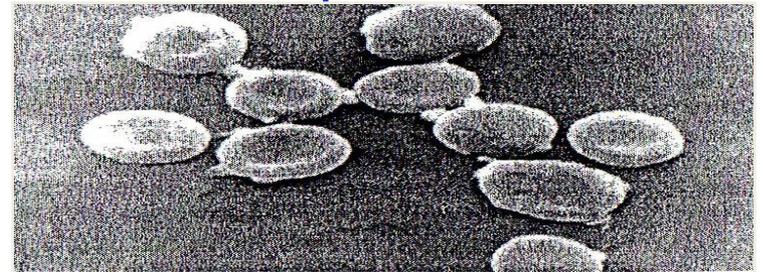
Эритроциты составляют 93%

При низких скоростях сдвига (в неподвижной крови) эритроциты образуют «**монетные столбики**» - клеточные агрегаты.

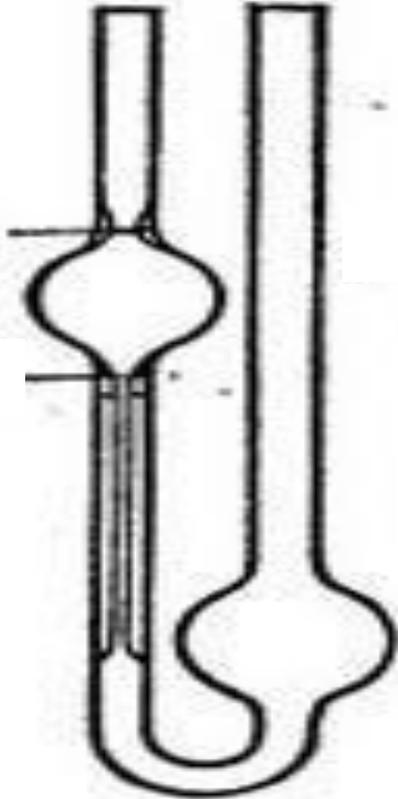


При высоких скоростях сдвига вязкость крови определяется

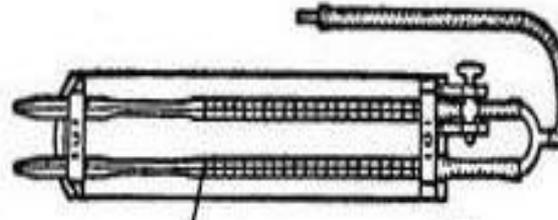
- 1) Концентрацией эритроцитов
- 2) Их физическими свойствами.



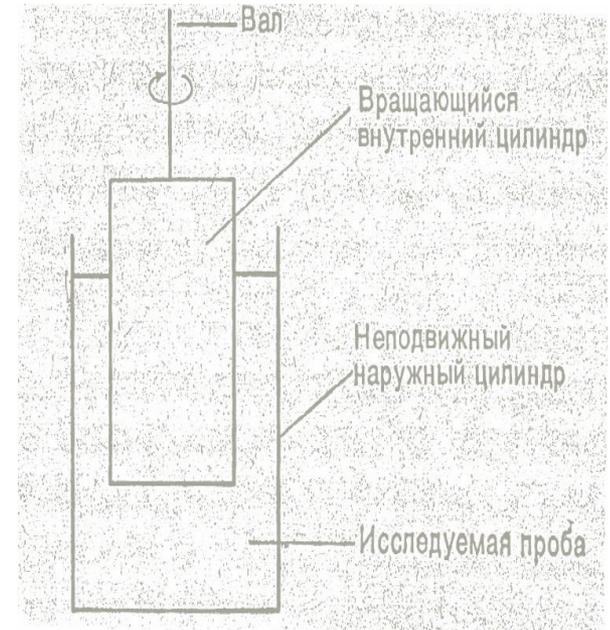
Методы измерения вязкости жидкостей



Капиллярный вискозиметр
Оствальда



Вискозиметр для
определения
относительной вязкости
крови



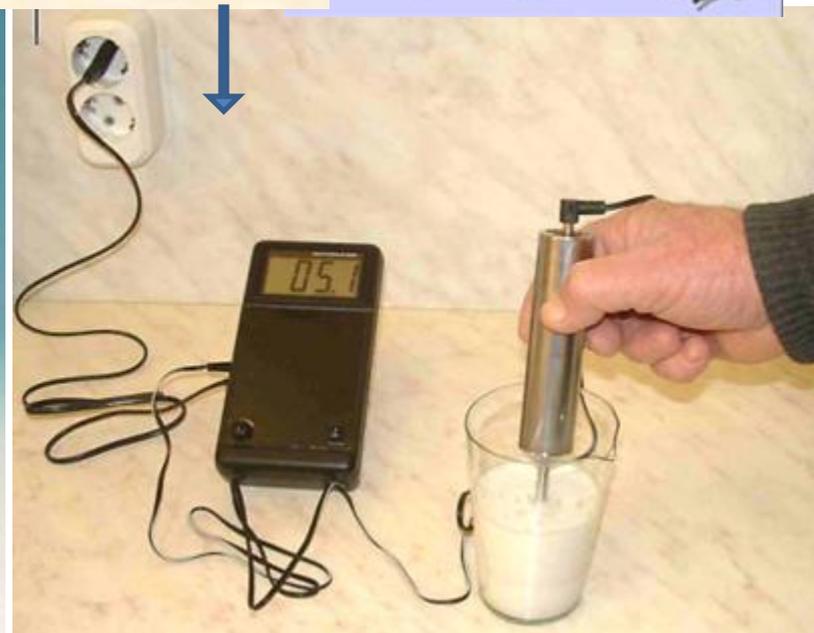
Ротационный
вискозиметр

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.**



Ламинарное и турбулентное течение

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),
английский инженер и физик.

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

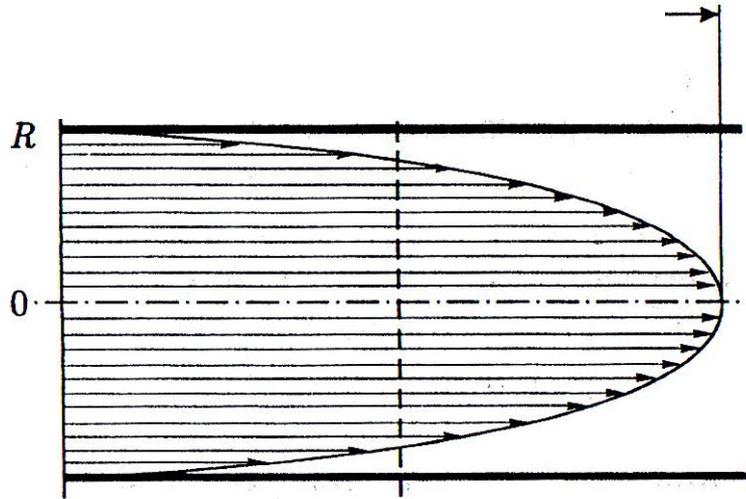
Величина
безразмерная

В 1883 Рейнольдс установил, что **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

Ламинарное течение вязкой жидкости в цилиндрических трубах



Примерное распределение скорости частиц жидкости в продольном сечении **глицерина**

Наибольшая скорость у частиц вдоль оси трубы. Профиль скорости **параболический**.

Формула Пуазейля

Пуазейль Жан Мари французский
врач + физик+ физиолог

Преподавал **медицинскую физику**



(1799-1869)
Пуазейль

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

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).

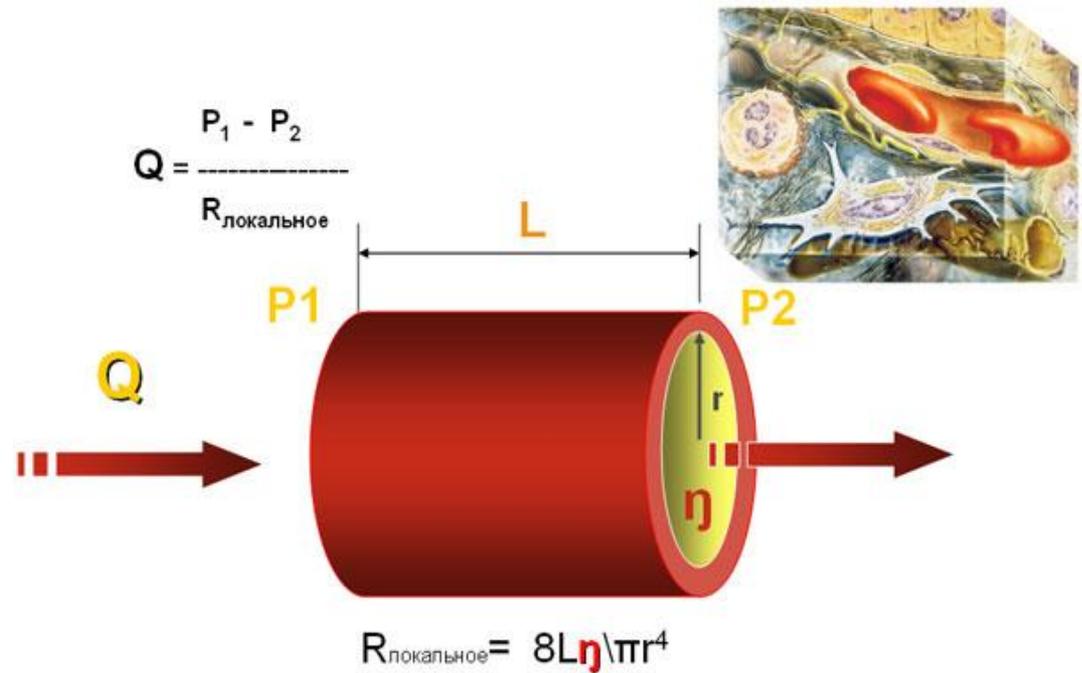
$$Q = \frac{V}{t} \quad \left[\frac{m^3}{c} \right]$$

$$Q = v \cdot S$$

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

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

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



Гидравлическое сопротивление

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

$$x = \frac{8 \eta l}{\pi R^4} \quad \left[\frac{\text{Н} \cdot \text{с}}{\text{м}^5} \right]$$

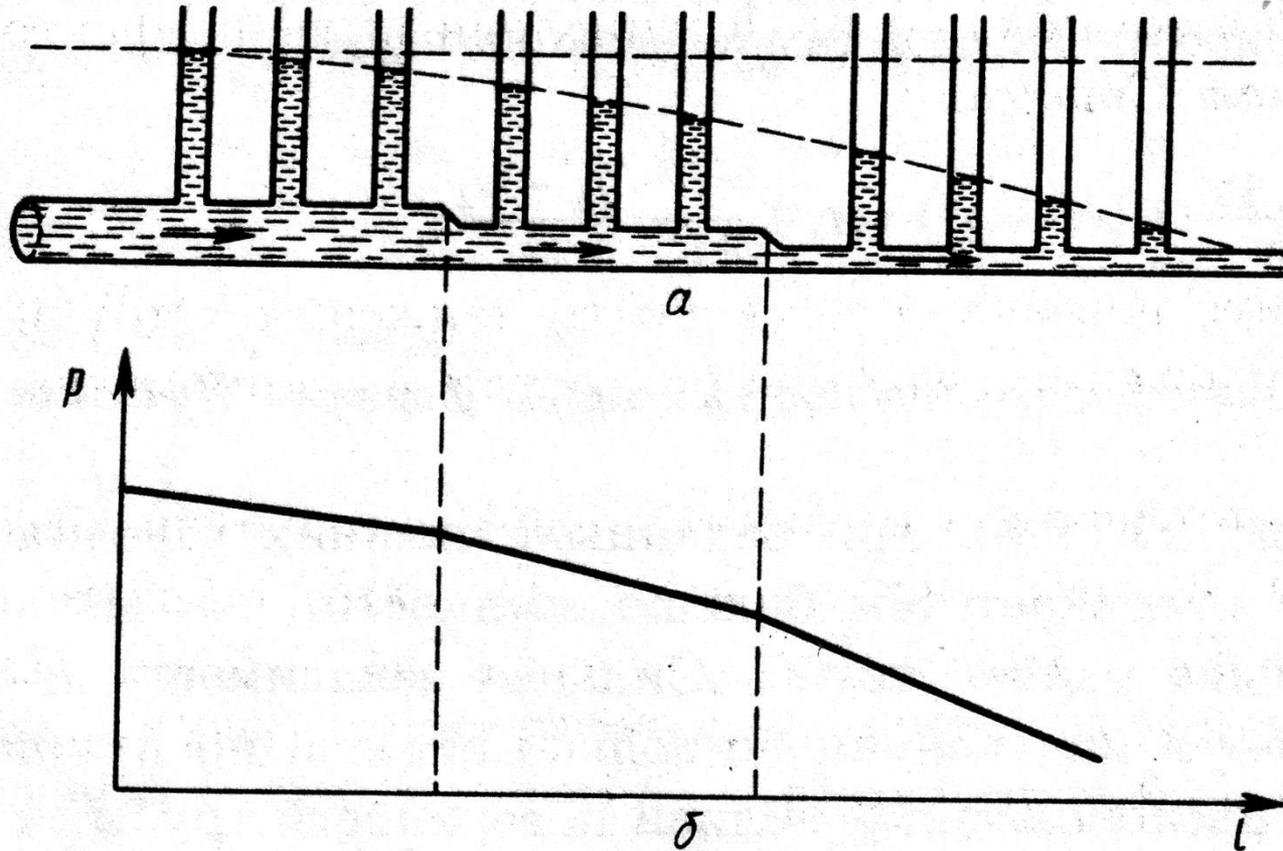
$$Q = \frac{\Delta P}{x}$$

\Rightarrow

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

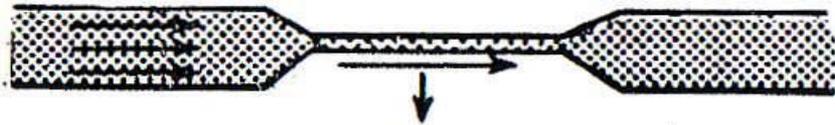
**Основное уравнение
гемодинамики**

Распределение давлениe вдоль трубы переменного сечения



ПОСЛЕДОВАТЕЛЬНО СОЕДИНЕННЫЕ ТРУБЫ РАЗЛИЧНОГО СЕЧЕНИЯ

Сужение трубы



Скорость потока возрастает

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

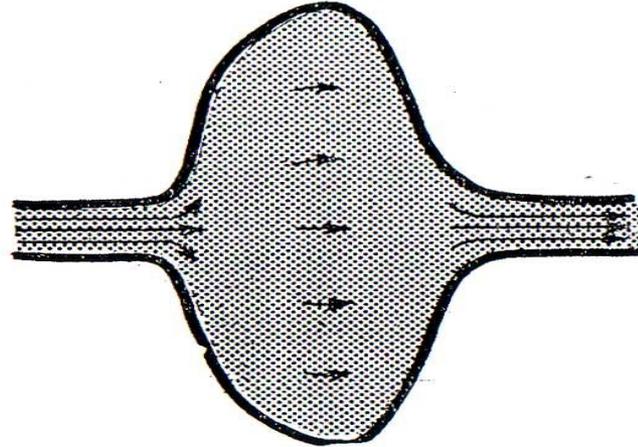
Сопротивление увеличивается

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

Перепад давлений
увеличивается

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

Расширение



Скорость потока уменьшается

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

Сопротивление падает

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

Перепад давлений уменьшается

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

Особенности движения пульсирующего потока жидкости по трубам с эластичными стенками.



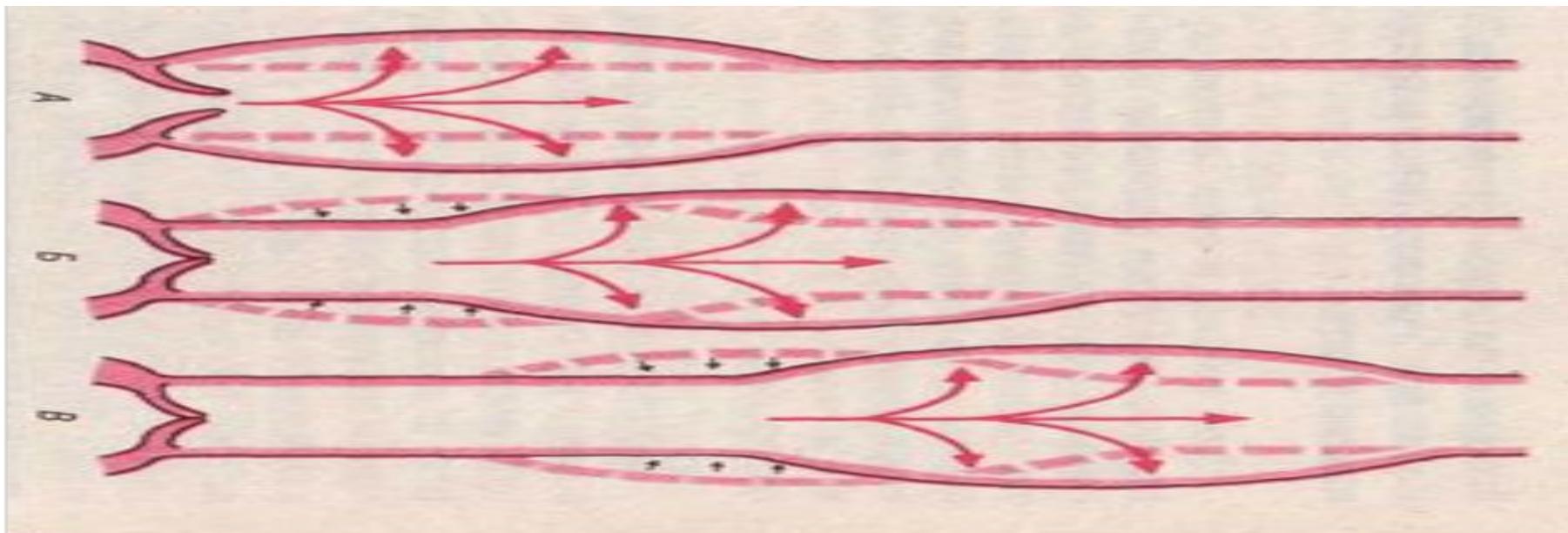
Структура сосудистой системы (продолжение)

| | Mean diameter | Mean wall thickness | Endothelium | Elastic tissue | Smooth muscle | Fibrous tissue | |
|-----------|---------------|---------------------|-------------|----------------|---------------|----------------|--|
| Artery | 4.0 mm | 1.0 mm | | | | | |
| Arteriole | 30.0 μm | 6.0 μm | | | | | |
| Capillary | 8.0 μm | 0.5 μm | | | | | |
| Venule | 20.0 μm | 1.0 μm | | | | | |
| Vein | 5.0 mm | 0.5 mm | | | | | |

• 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.

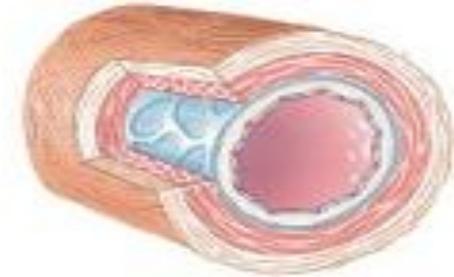
Причина: упругость аортальной стенки



Скорость распространения пульсовой волны v

СРПВ – количественный показатель упругих свойств артерии.

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



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

Формула Моенса- Кортвега

В норме 5-10 м/с.

Что происходит с СРПВ с возрастом? Она увеличивается

Распределение скоростей и давлений крови в различных отделах ССС

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

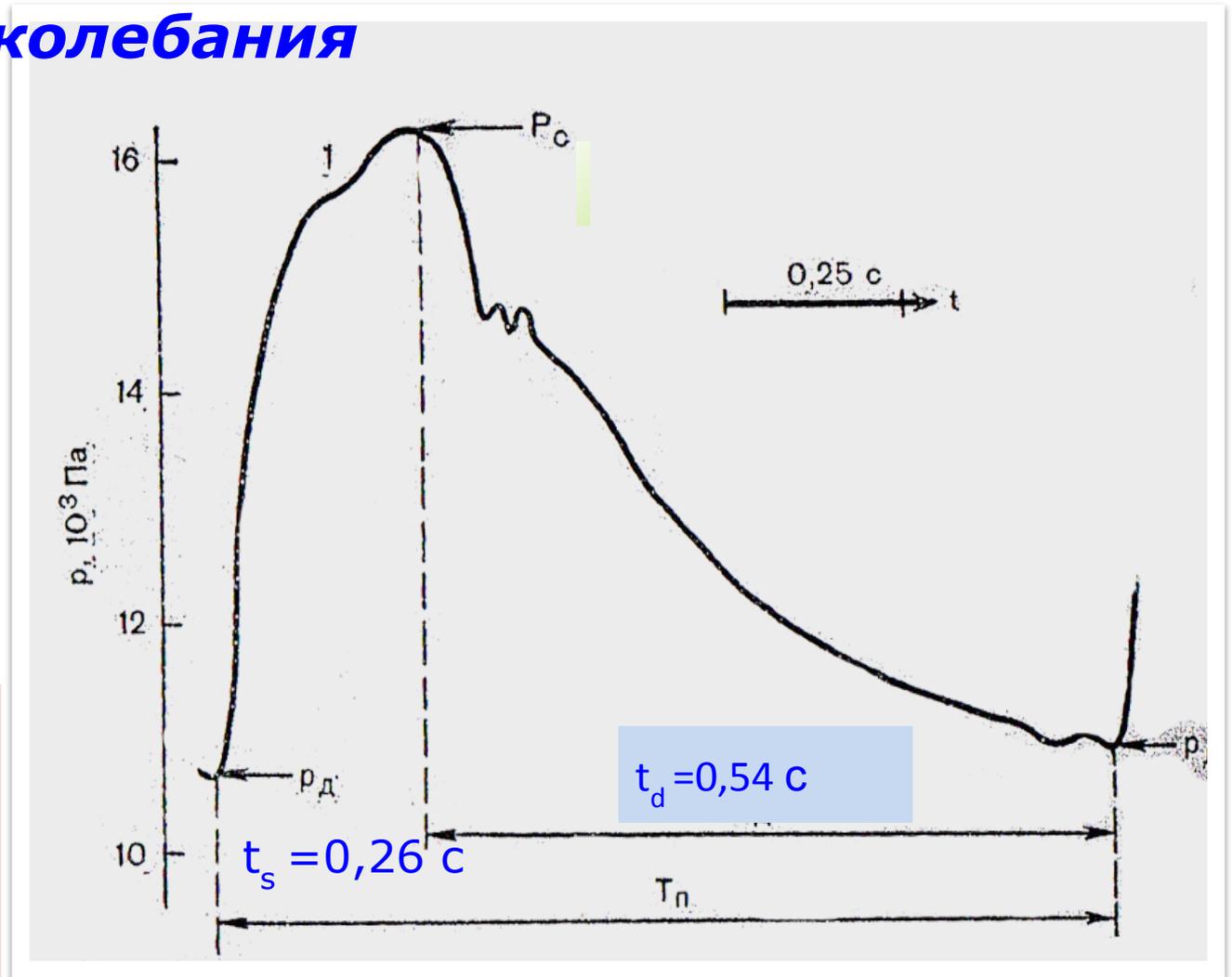
Поэтому артериальное давление (АД) определяют как **максимальное/минимальное** значения (**систолическое/диастолическое**).

АД в норме для здоровых взрослых людей
120/80 мм рт.ст.
16/11 кПа

Пульсовые колебания давления

Систолическое давление характеризует работу сердца

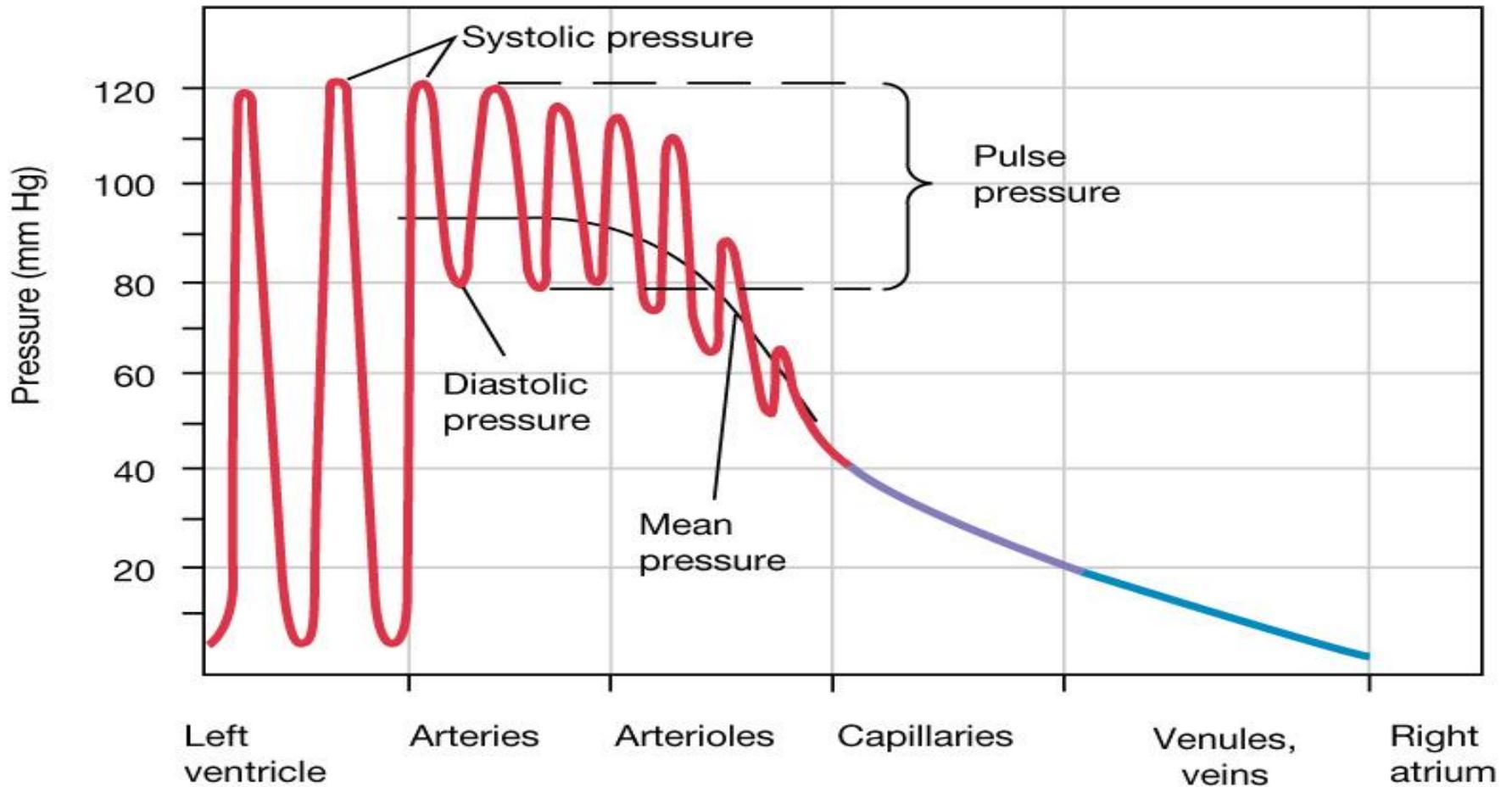
Диастолическое давление - сосудистое давление



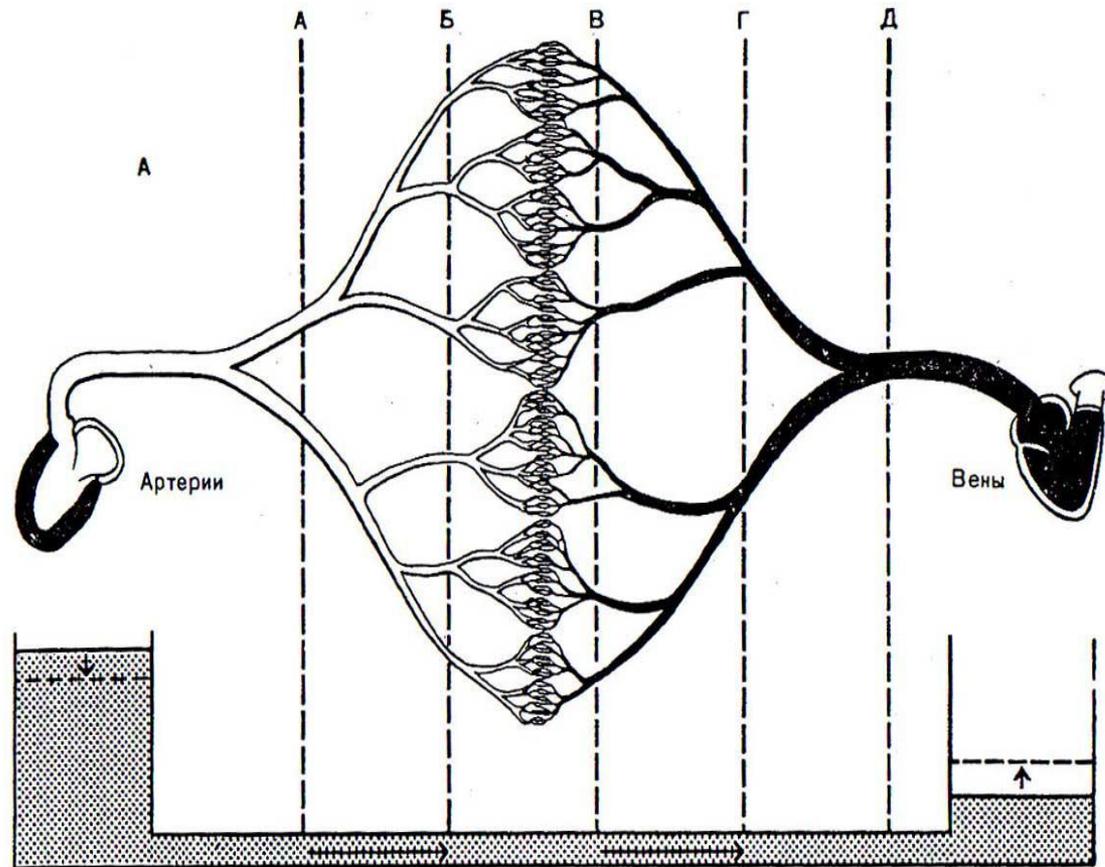
$$T = t_s + t_d \quad T = 0,8 \text{ c}$$

Ударный объем крови – это площадь под графиком

Давление крови в различных участках сосудистого русла



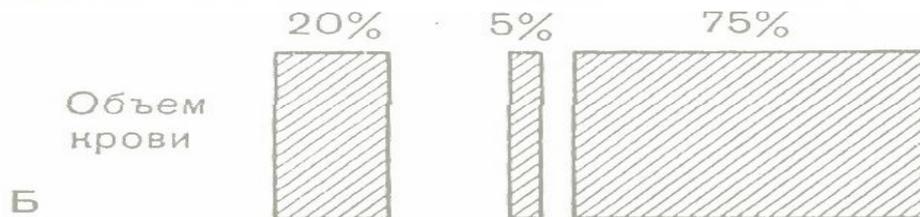
**Артерии содержат 20% объема крови.
Вены – 75%**



Через каждый уровень поперечного сечения, обозначенный вертикальными линиями, протекает **одинаковый объем крови**

Как называется такой поток?

Стационарным



Скорость течения крови также значительно различается в разных отделах кровеносной системы. Она определяется уравнением неразрывности струи.

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

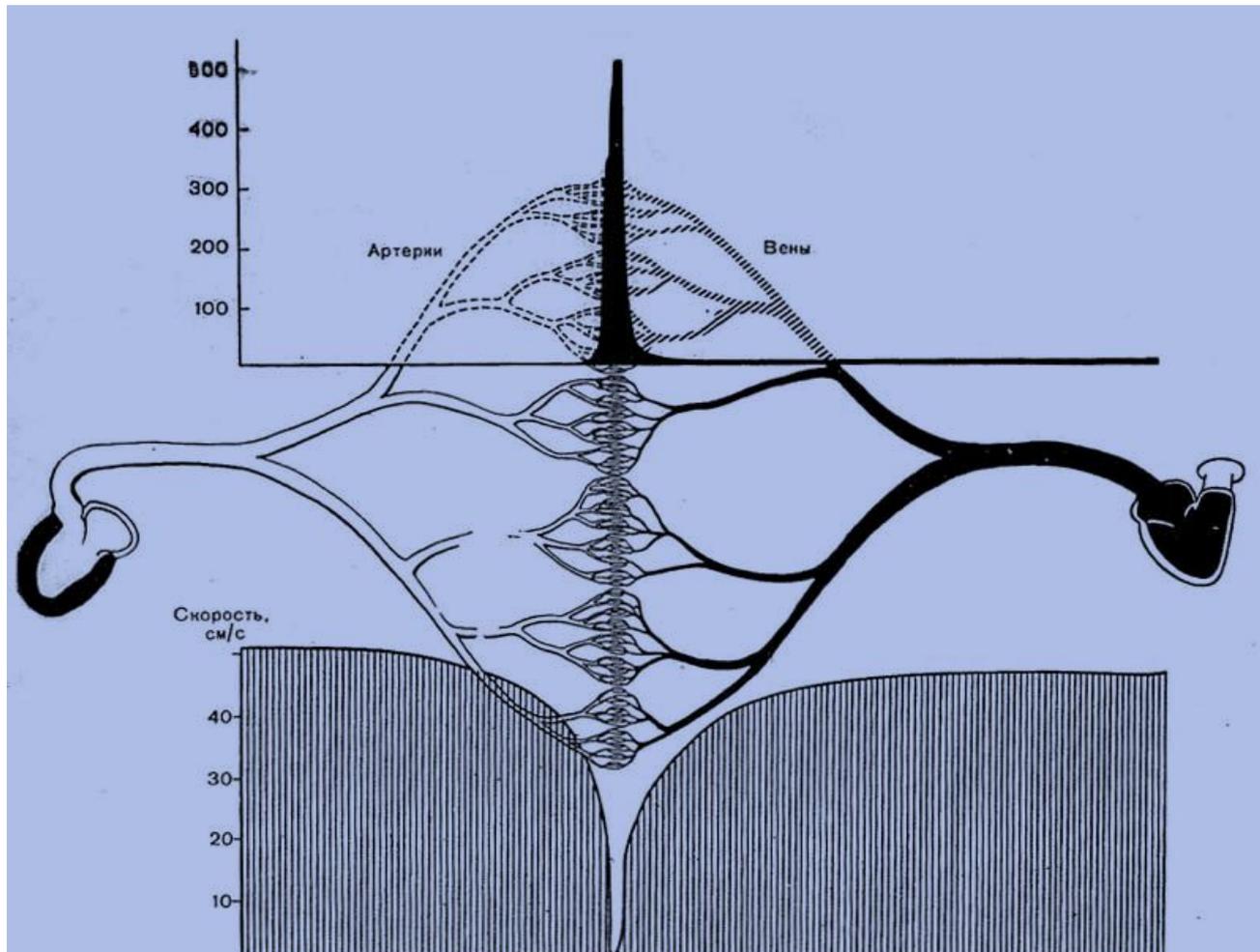
НАПРИМЕР:

Площадь поперечного сечения аорты в 600 раз меньше, чем капилляров. Поэтому в **капиллярах** скорость кровотока **низкая**.

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

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

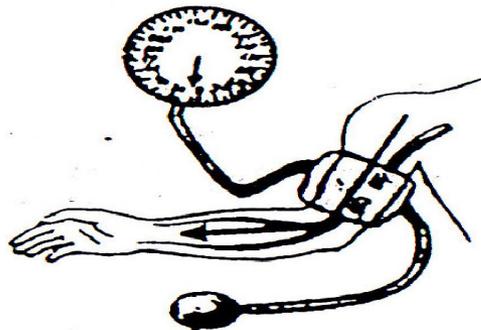
Связь между поперечным сечением и скоростью кровотока

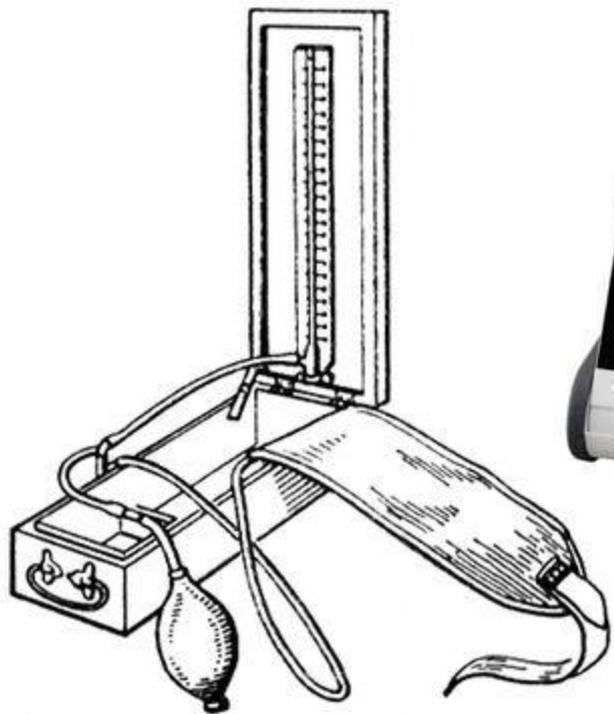


Физические основы клинического метода измерения давления крови. Прибор для измерения давления крови

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

СФИГМОМАНОМЕТР =
= Манжета + груша + манометр



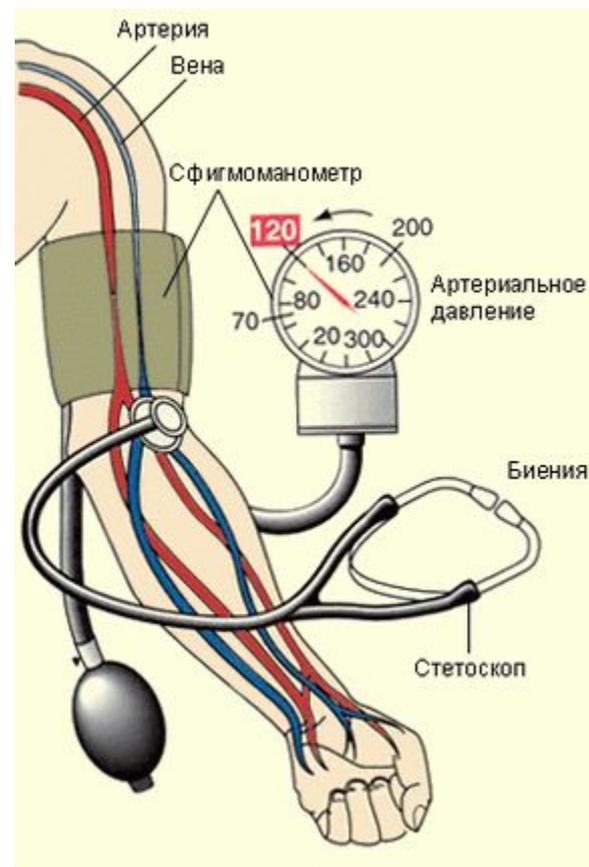


Сфигмоманометр ртутный

На плечо накладывают манжету и накачивают воздух, пережимая артерию. Ток крови прекращается. Давление воздуха внутри манжеты равно давлению в мягких тканях предплечья. Выпуская воздух, уменьшают давление в манжете. Когда давление в манжете станет равным систолическому, то кровь будет способна пробиться через сдавленную артерию. Турбулентное течение. Диастолическое давление соответствует восстановлению ламинарного течения.



Сфигмоманометр UA-101, имитирует ртутный тонометр





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

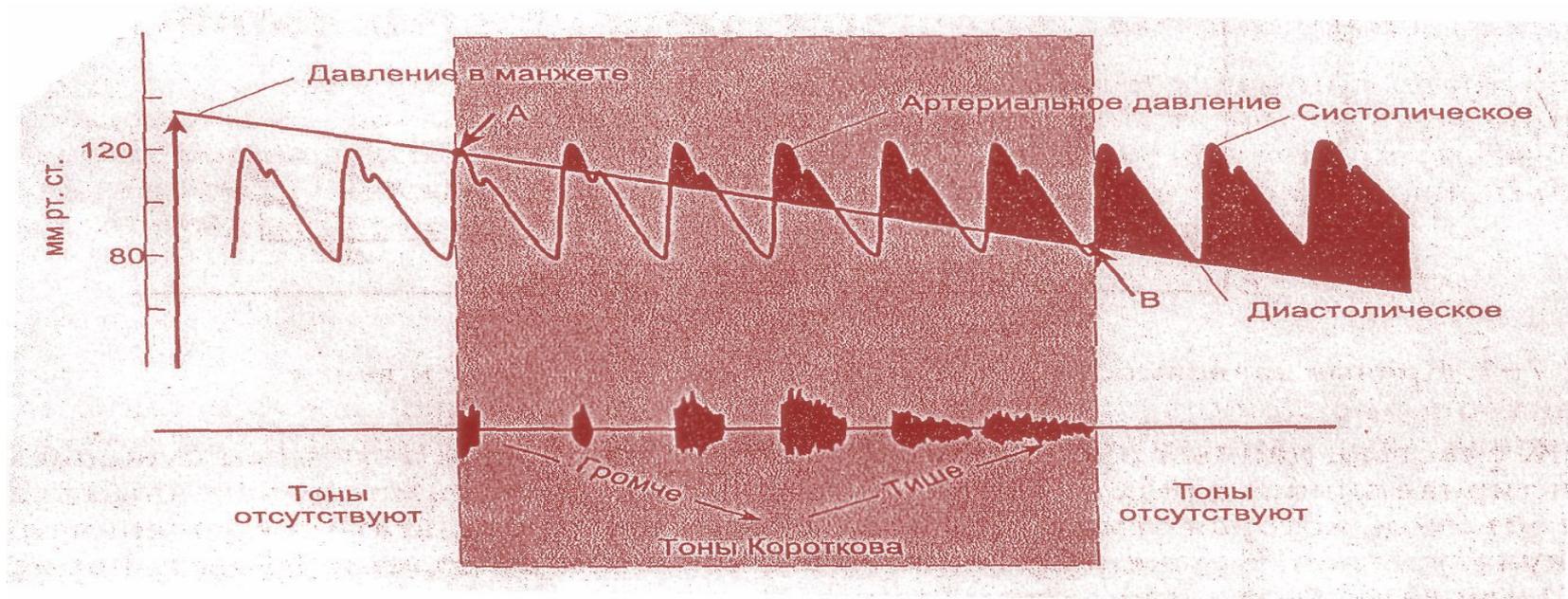
Метод Короткова по измерению АД

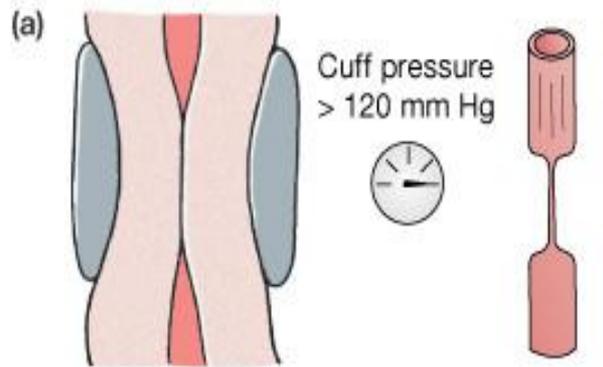
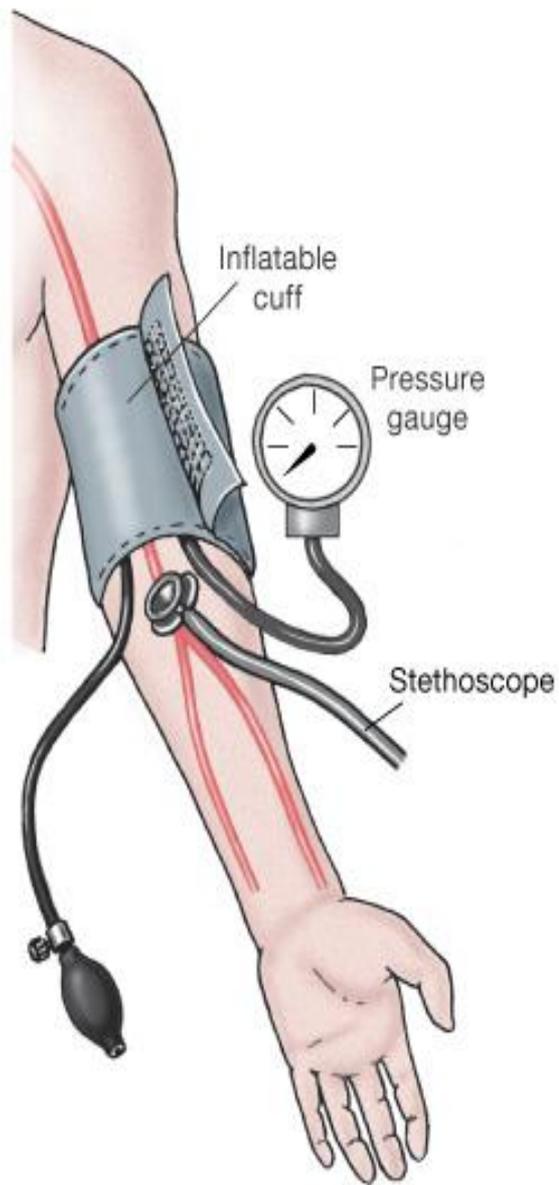
В созвездии имен великих медиков, заслуживших благодарность всего человечества за свои открытия в медицине, нашло свое место имя русского врача Николая Сергеевича Короткова.

8 ноября 1905 года Н.С. 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

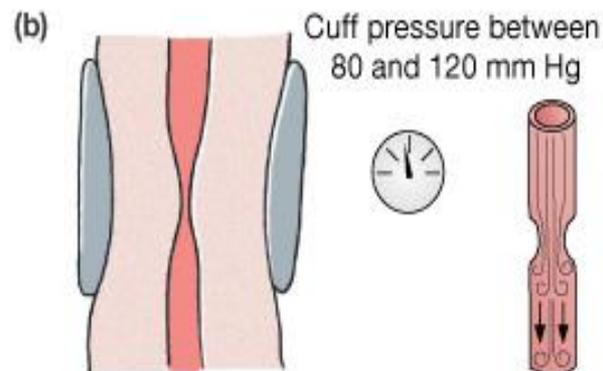
Измерение артериального давления методом Короткова (аускультативный метод)

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

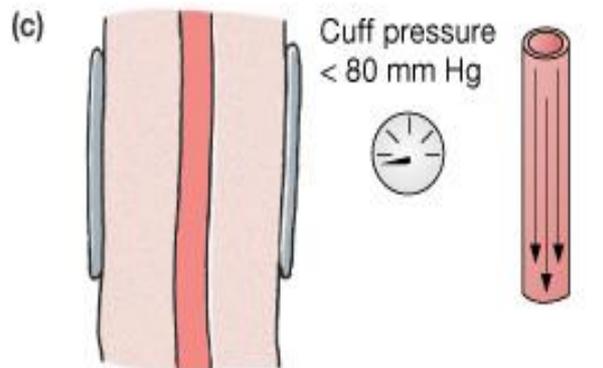




When the cuff is inflated so that it stops arterial blood flow, no sound can be heard through a stethoscope placed over the brachial artery distal to the cuff.



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



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

Мышечные сокращения

Мышца – это биологическая система, способная преобразовывать **химическую** энергию (АТФ) в тепловую и механическую.

КПД
МЫШЦЫ =
45-80%.

Если бы мышца работала как тепловая машина, то ее температура была **215° С !**

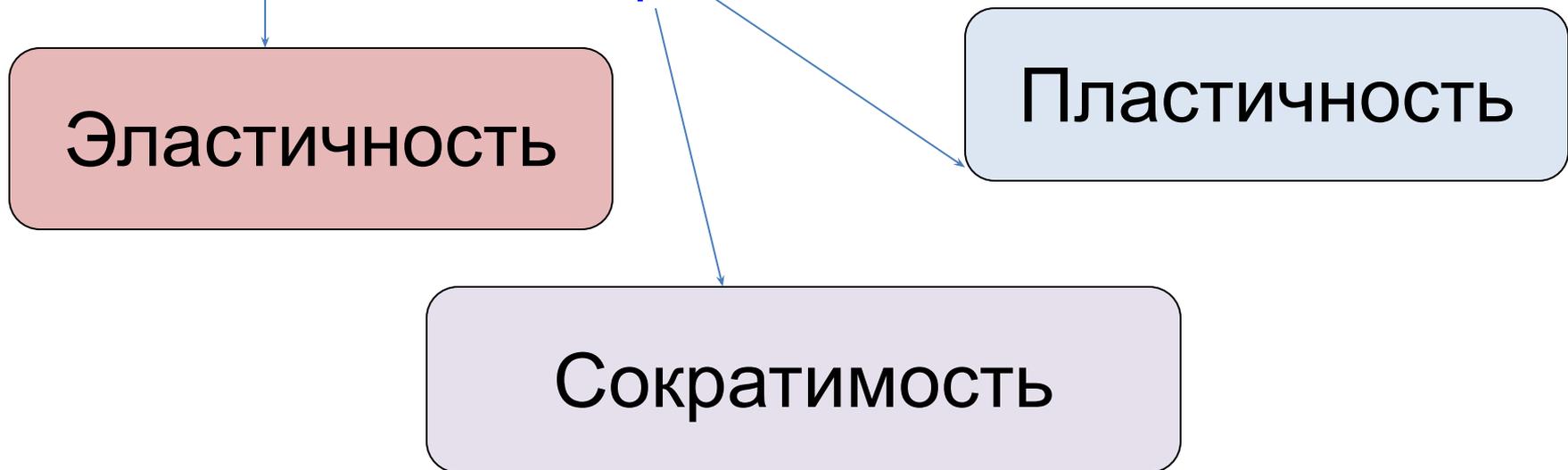
Если учесть, что процессы синтеза АТФ имеют КПД $\approx 50\%$, то полная эффективность превращения энергии питательных веществ в механическую энергию $\approx 20\%$.

Мышцы относятся к классу **эластомеров**.

Эластомеры – это полимеры, которые при нормальной температуре способны к **огромным обратимым** деформациям.

Пример: каучук, резина.

Свойства эластомеров:



Мышцы содержат

эластин +

коллаген

Какова роль коллагена?

Придает армирующие свойства

Мышца – это **вязкоупругий** элемент.

актин & миозин - сократительные белки

Сокращение

Укорочение

Активные процессы в мышце, генерирующие силу F .

Генерация

СИЛЫ

ДВИЖЕНИЯ

тепла

Два искусственных режима

Изометрический

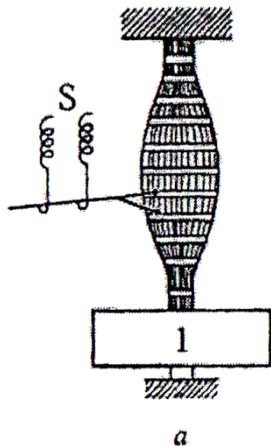
Постоянна

Длина $l = \text{const}$

Нет движения

Примеры:

Жевательные мышцы при сомкнутых челюстях



Регистрируется

Развиваемая сила F

Изотонический

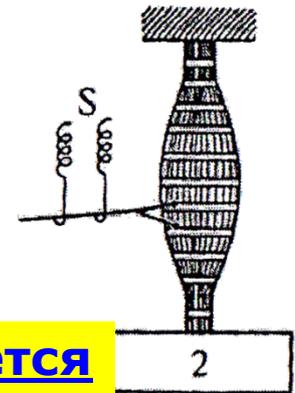
Постоянно

Напряжение $\sigma = \text{const}$

Движение есть

Примеры

Бицепс плеча



Регистрируется

изменяемая длина $\Delta l(t)$

Уравнения Хилла

I уравнение Хилла

$$q_x = ax$$

q_x – предельное значение
выделившейся теплоты
 x – укорочение.

Уравнения Хилла
для изотонического
режима



Хилл Арчибальд
Англ. Физиолог
1886-1977

Нобелевская
премия в 36 лет

II уравнение Хилла

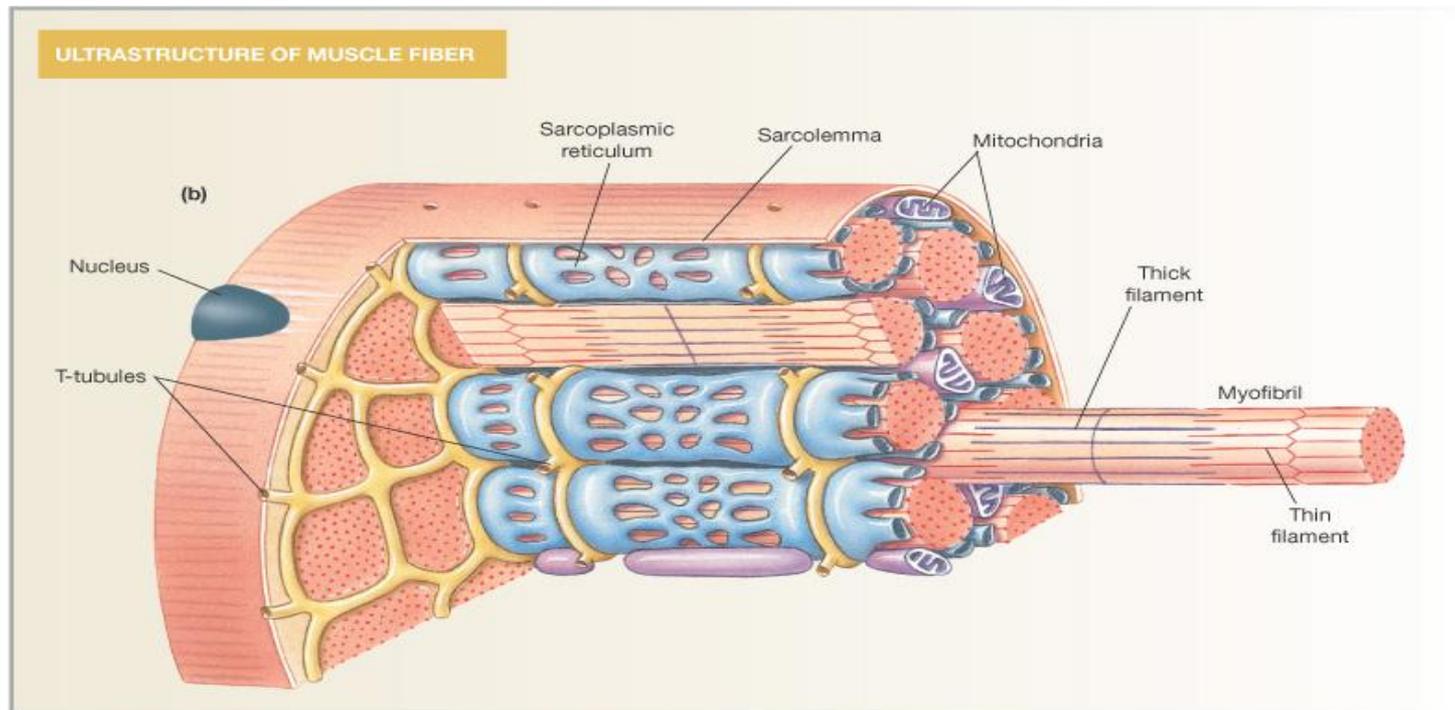
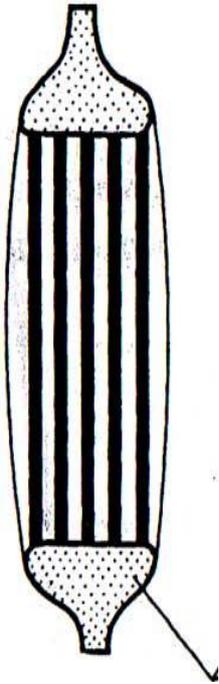
$$(P + a)v = b \cdot (P_0 - P)$$

P – нагрузка
 v – скорость сокращения
 P_0 – максимальная нагрузка



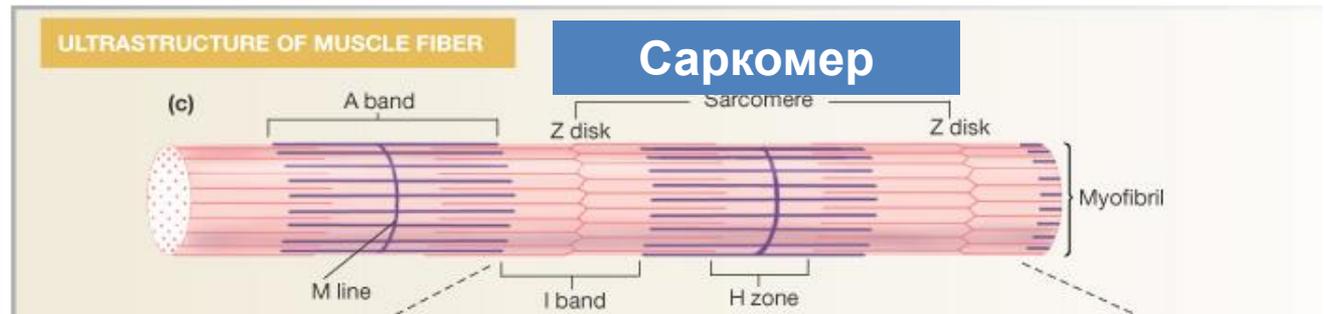
Модель скользящих нитей

Мышечное волокно – это сильно вытянутая клетка, состоящая из параллельно расположенных **миофибрилл**, саркоплазматического ретикулума, системы поперечных трубочек и известных органелл (ядра, митохондрии и т.п.)



Миофибриллы состоят из **саркомеров** – элементарных сократительных единиц

Ультраструктура миофибриллы:

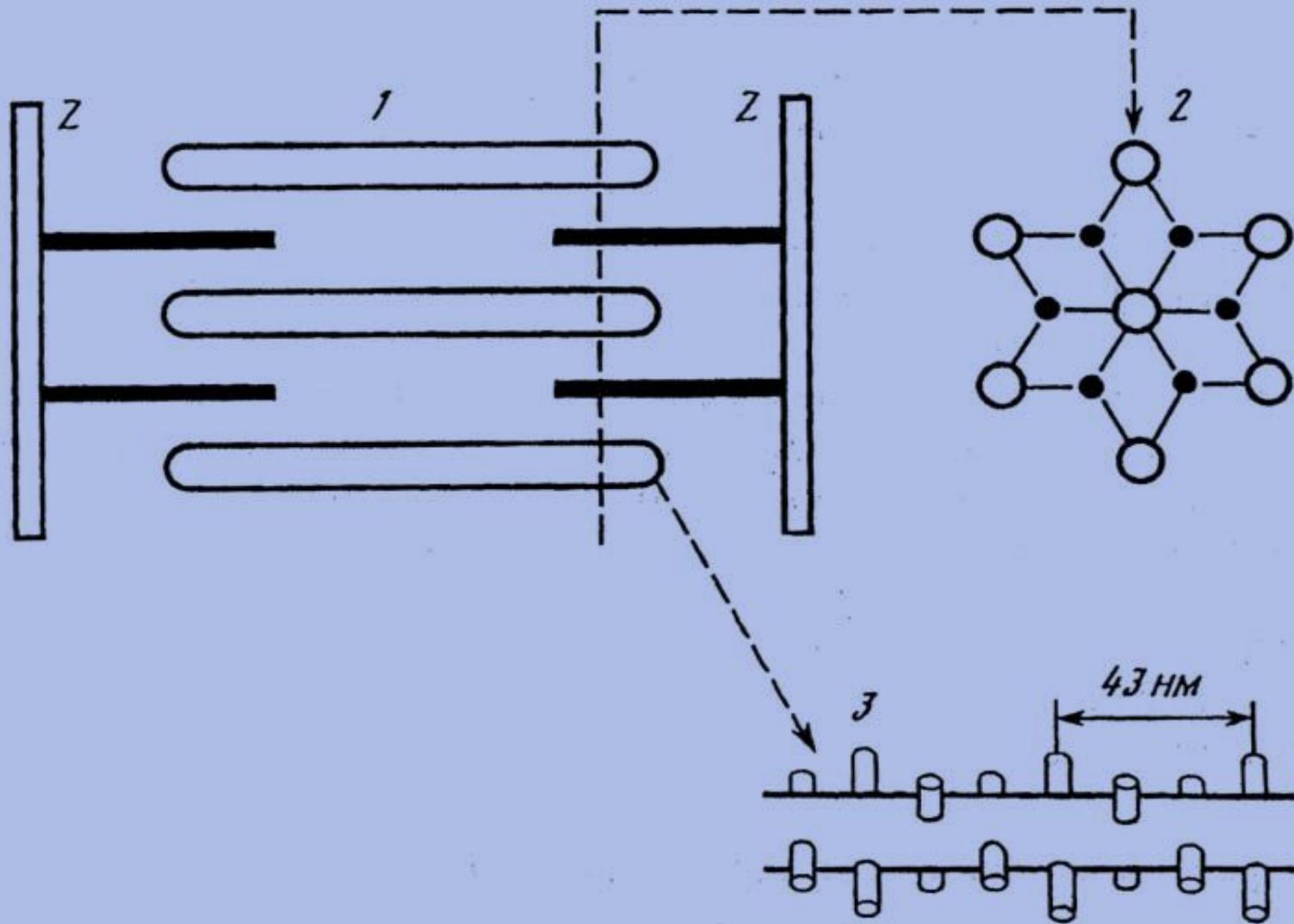


Саркомер –элементарная сократительная единица мышечной клетки. Его длина 3,5 мкм.

Содержит параллельные нити двух типов: **толстые** нити и **тонкие** нити.

Толстые нити состоят из **миозина** - очень длинный белок.

Тонкая нить состоит из **актина**, прикрепленного одним концом к Z – диску.

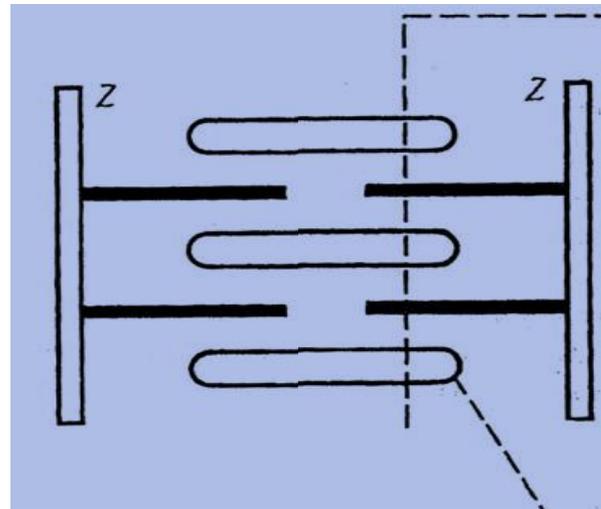
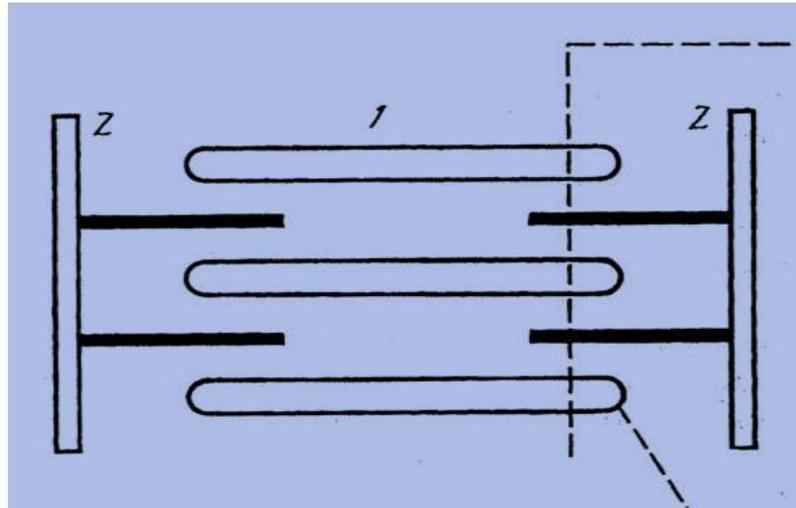


Модель скользящих нитей

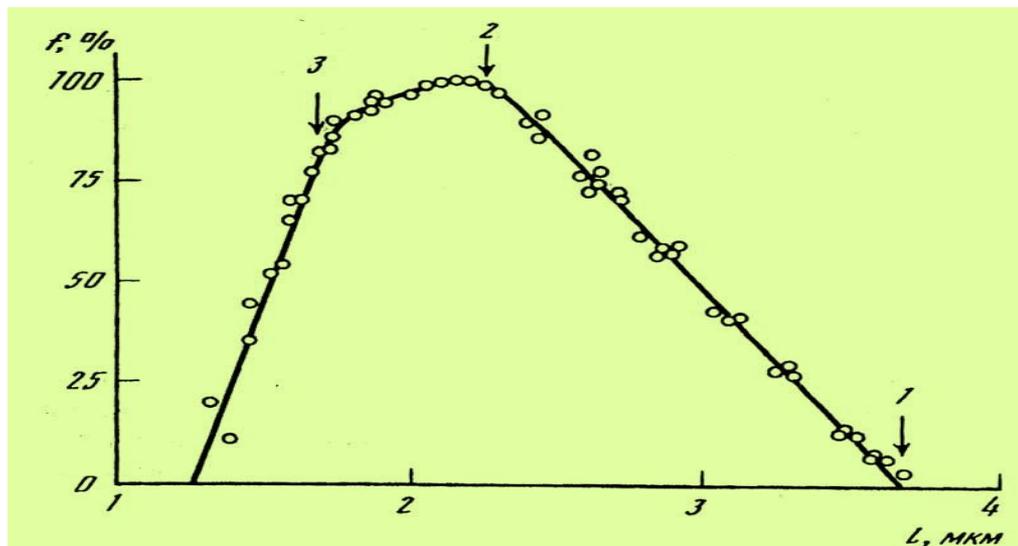
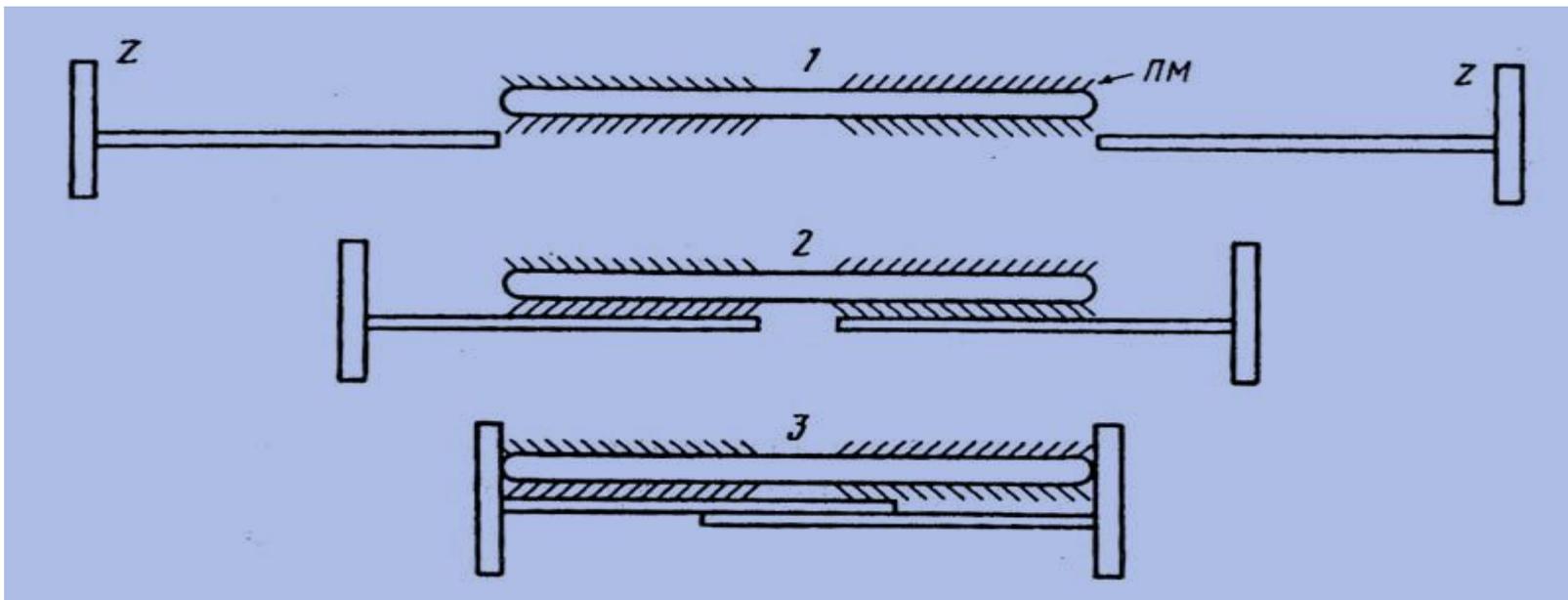
При умеренной деформации длина миозиновых и актиновых нитей постоянна, а **длина саркомера уменьшается**, так как нити скользят друг относительно друга при помощи поперечных мостиков.

Схема сокращения саркомера

Тонкие нити актина скользят вдоль толстых миозина и Z-диски приближаются друг к другу, и саркомер укорачивается.



Координация нитей и сила сокращения



Гидролиз АТФ и энергетика сокращения

АТФ – непосредственный источник энергии для сокращения

При гидролизе АТФ выделяется 10 ккал/кг свободной энергии

Без АТФ поперечные мостики лишены энергии и актиновые нити не могут скользить вдоль миозиновых, **сокращения мышцы не происходит.**

При активизации мышцы происходит усиленный гидролиз АТФ и энергетический обмен возрастает в 100-1000 раз по сравнению с покоем.

Запасы АТФ в мышцах ничтожны (их хватает на 2-3 секунды работы). Поэтому должен происходить постоянный **ресинтез АТФ** с той же скоростью, с какой он расходуется.

В качестве источников энергии при этом используются **углеводы, жиры и белки.**

Прямые и непрямые источники энергии в скелетных мышцах

| Источники энергии | Количество, мкмоль/г мышцы | Реакции, дающие энергию |
|---|----------------------------|--|
| Аденозинтрифосфат (АТФ) | 5 | $ATP \rightarrow ADP + P_i$ |
| Креатинфосфат (КФ) | 11 | $KF + ADP \rightleftharpoons ATP + K$ |
| Глюкоза(мономеры в составе гликогена) АДФ – аденозиндифосфат, К–креатин. P _i – неорганический фосфат. | 84 | Анаэробное расщепление через пируват до лактата (гликолиз) Аэробное расщепление через пируват до CO ₂ и H ₂ O |

Другие высвобождающие энергию реакции (например, аэробное и анаэробное расщепление углеводов и распад КФ) служат только для непрерывного воспроизводства главного «топлива» – АТФ.

Электрохимическое сопряжение в мышцах

- это цикл последовательных процессов, начинающийся с возникновения ПД на клеточной мембране и заканчивающийся сократительным ответом мышцы.

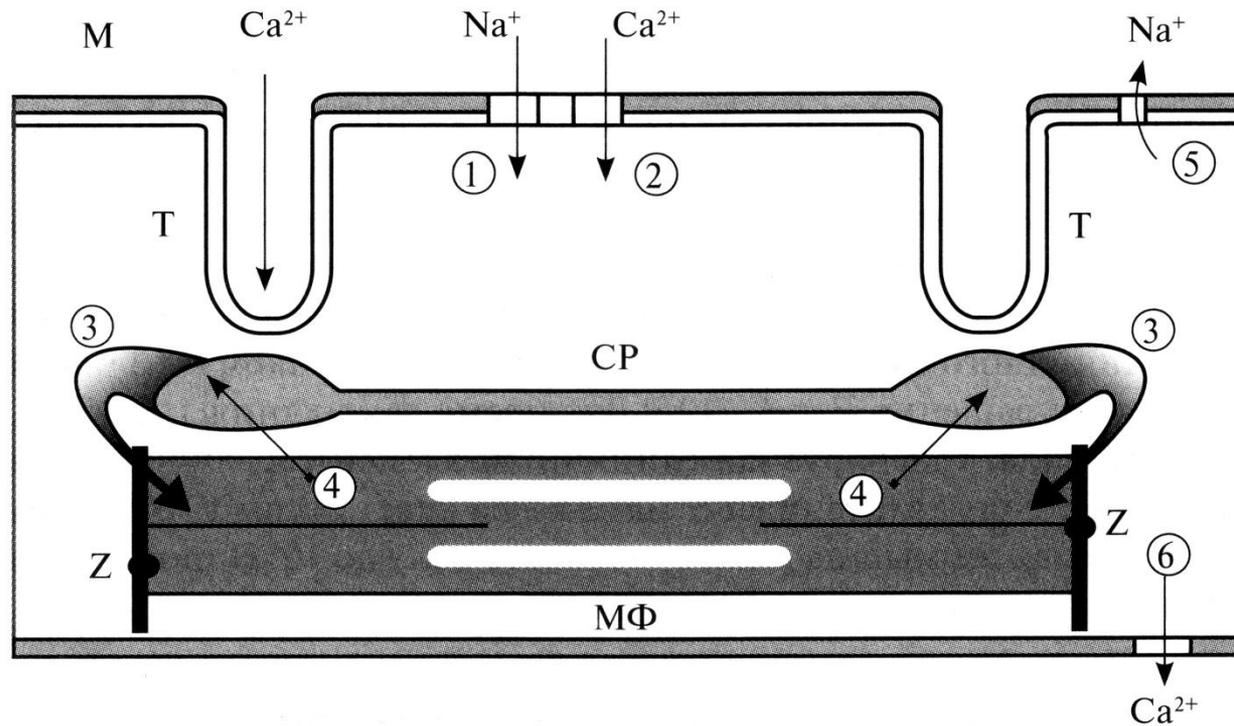
Способность актомиозинового комплекса к сокращению зависит от присутствия в среде ионов Ca^{2+}

Наличие ионов Ca^{2+}
=> расщепление АТФ
=> сокращение миофибрилл

Удаление ионов Ca^{2+}
=> поступление АТФ
=> расслабление миофибрилл

Поступление и удаление ионов Ca^{2+} осуществляет система активного транспорта - Ca^{2+} - насос.

Электромеханическое сопряжение в кардиомиоците



М – клеточная мембрана;
СР – саркоплазматический ретикулум;
З – z- диски ;
Т – система поперечных трубочек;

1 – пассивное поступление Na^+ и
2 – Ca^{2+} в клетку при возбуждении мембраны;
3 – «кальциевый залп»;
4 – активное закачивание Ca^{2+} в СР;
5 и 6 – активный выход Na^+ и Ca^{2+} из клетки