

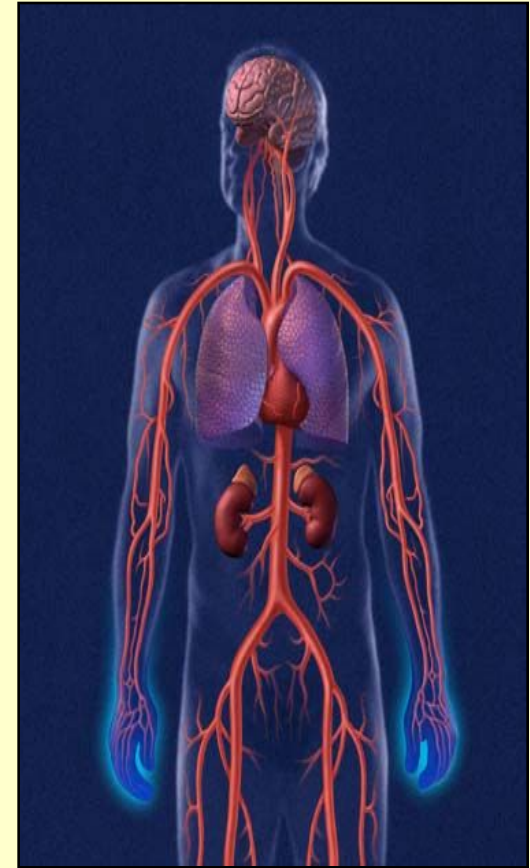
**ОСНОВЫ
ГИДРО - И
ГЕМОДИНАМИКИ**

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.

ЗАКОНЫ ДВИЖЕНИЯ ИДЕАЛЬНОЙ ЖИДКОСТИ

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

СКОРОСТЬ ЖИДКОСТИ

ОБЪЁМНАЯ

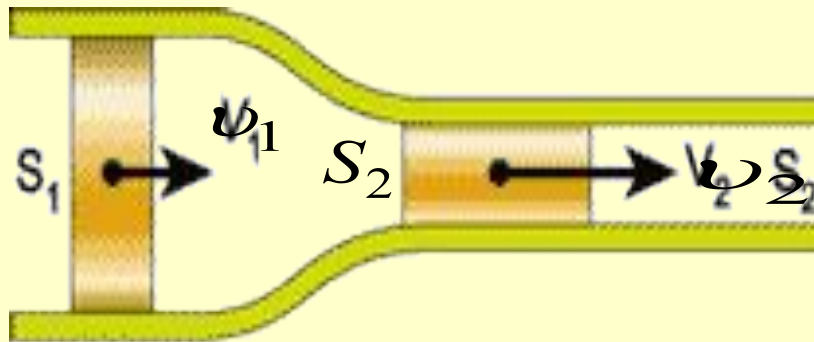
- это объём жидкости, который протекает через каждое сечение трубки за единицу времени.

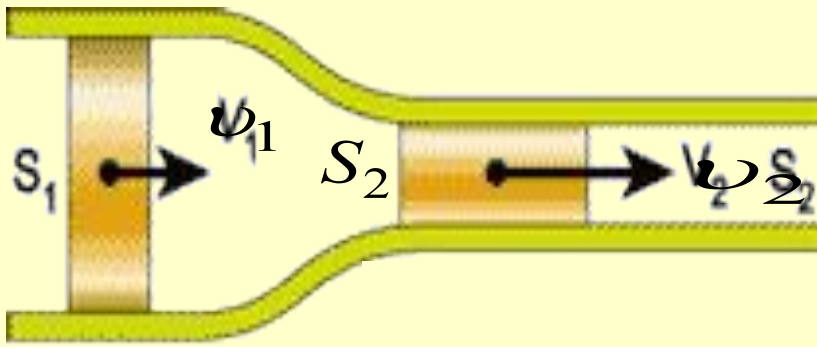
$$Q = \frac{V}{t}, \left[\frac{\text{м}^3}{\text{с}} \right]$$

ЛИНЕЙНАЯ

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

$$v = \frac{S}{t}, \left[\frac{\text{м}}{\text{с}} \right]$$





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

$$Q_1 = Q_2 = \dots Q_n$$

$$Q_1 = v_1 \cdot S_1$$

$$Q_2 = v_2 \cdot S_2$$

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

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

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



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:

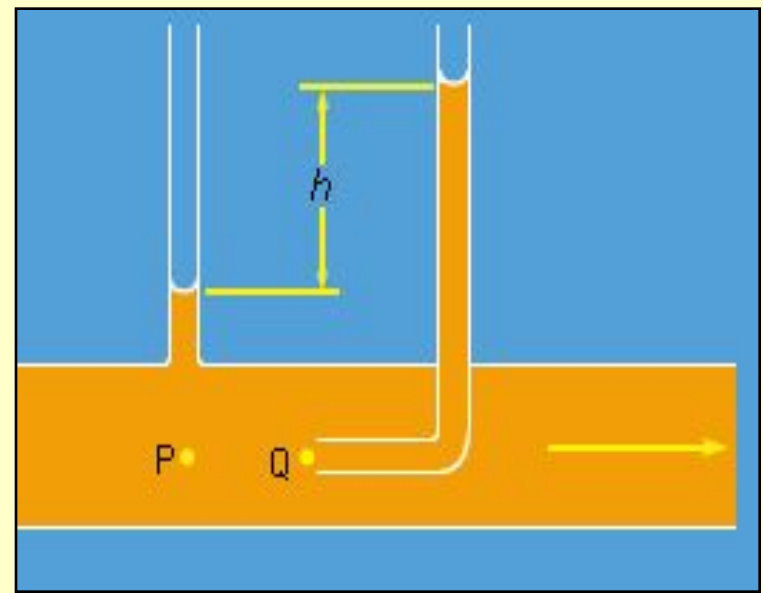
$$F = \frac{A}{l}$$

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

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

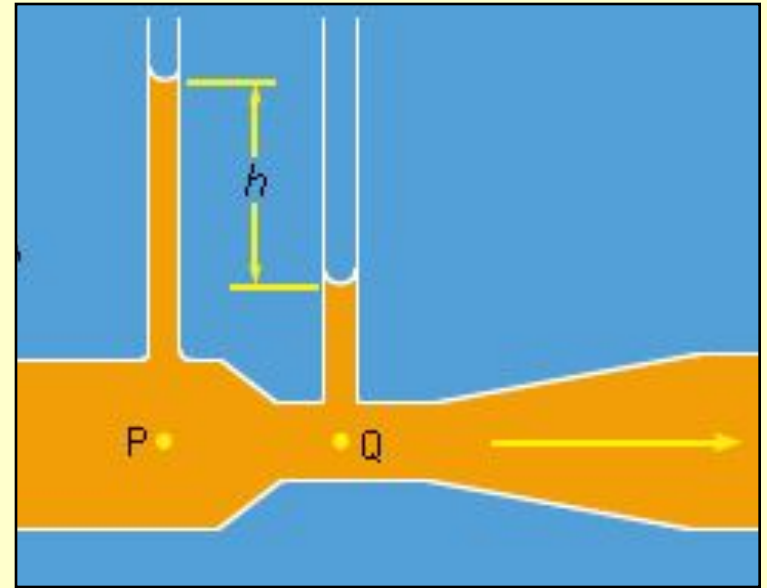
Полное давление движущейся жидкости состоит из трёх компонентов:

$$P_{\text{полн}} = \underbrace{P_{\text{ст}}}_{\text{статическое}} + \underbrace{\frac{\rho \cdot v^2}{2}}_{\text{гидродинамическое}} + \cancel{\rho \cdot g \cdot h}_{\text{гидростатическое}}$$



Полное давление движущейся идеальной жидкости при её движении по трубке переменного сечения остаётся постоянным:

$$P_{\text{ст}} + \frac{\rho \cdot v^2}{2} + \cancel{\rho \cdot g \cdot h} = \text{const}$$



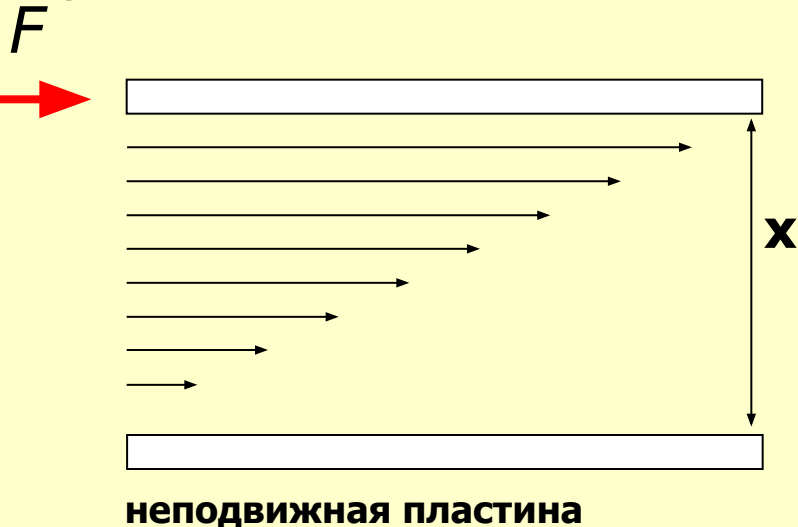
Полное давление реальной жидкости снижается по мере удаления от источника силы, обуславливающей поток жидкости из-за силы трения.

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**.



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

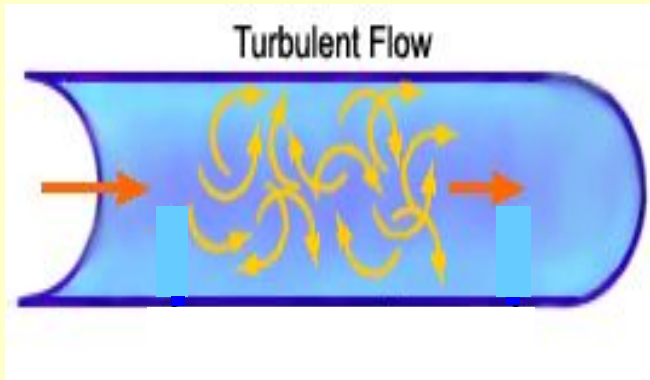
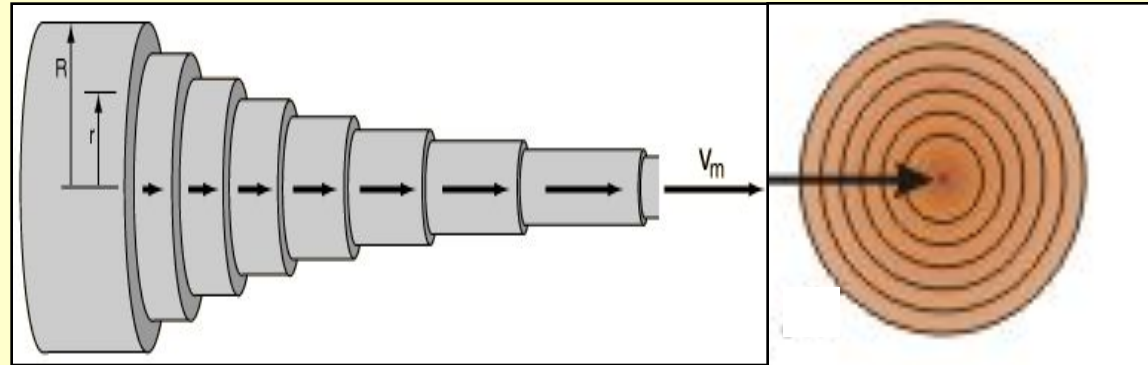
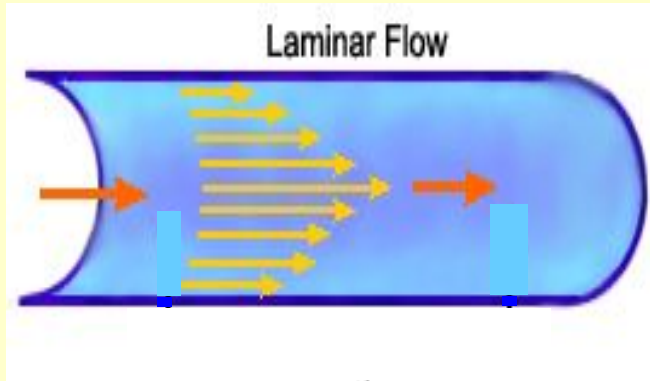
$\frac{dv}{dx}$ — градиент скорости S — площадь

Коэффициент вязкости («эта») — сила трения между слоями жидкости площадью в 1 м^2 при градиенте скорости, равном 1. $[Па \cdot с]$

Жидкости бывают **ньютоновскими** (вода, масло, спирт) и **неньютоновскими** (суспензии, эмульсии, кровь).

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 ρ - плотность жидкости; v - средняя скорость потока; η – коэффициент вязкости жидкости; d - диаметр цилиндрической трубы.

$Re < 2000$ — течение ламинарное

$Re > 2000$ — течение турбулентное

Наибольшее влияние на характер течения оказывает его скорость.

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

ОСНОВНОЙ ЗАКОН ГИДРОДИНАМИКИ – ЗАКОН ПУАЗЕЙЛЯ

ОПИСЫВАЕТ ОБЪЁМНУЮ СКОРОСТЬ ЛАМИНАРНОГО ТЕЧЕНИЯ ВЯЗКОЙ ЖИДКОСТИ ЧЕРЕЗ ЦИЛИНДРИЧЕСКУЮ ТРУБКУ

$$Q = \frac{(P_1 - P_2) \cdot \pi \cdot r^4}{8 \cdot l \cdot \eta}$$

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

гидродинамическое
сопротивление



$$Q = \frac{(P_1 - P_2)}{R}$$

Гидродинамическое сопротивление последовательно соединённых трубок:

$$R_{общ} = R_1 + R_2 + \dots + R_n$$

Гидродинамическое сопротивление параллельно соединённых трубок:

$$R_{общ} = \frac{R_1}{n}$$

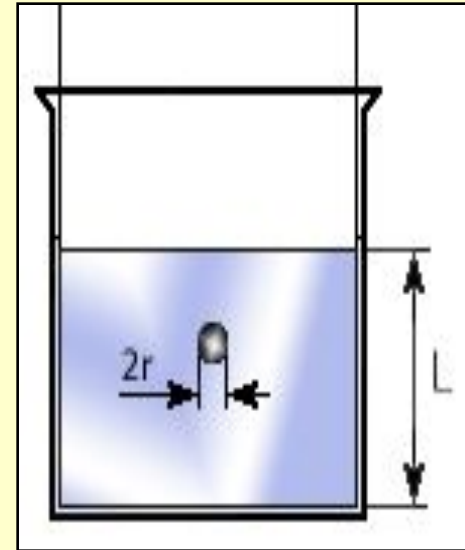
В таком виде уравнение Пуазейля может применено к системе параллельно и последовательно соединённых трубок (например к совокупности сосудов кровеносной системы).

Объёмная скорость течения жидкости через трубку прямо пропорциональна разности давлений в начале и конце трубки и обратно пропорциональна гидродинамическому сопротивлению.

ИЗМЕРЕНИЕ ВЯЗКОСТИ ЖИДКОСТИ

1. МЕТОД ПАДАЮЩЕГО ШАРИКА

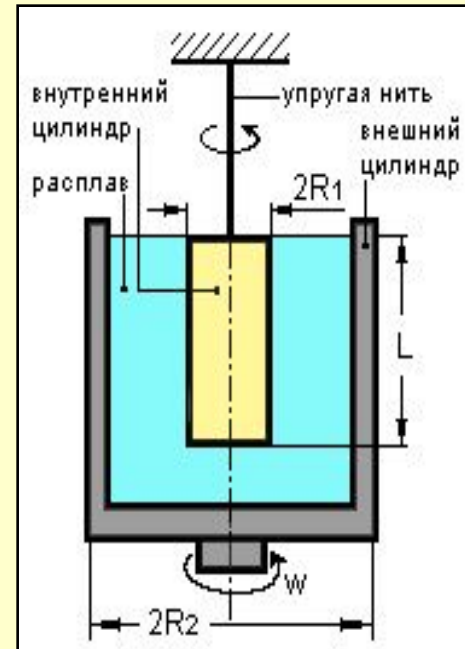
В лабораторной практике широко распространен метод падающего шарика, основанный на измерении скорости равномерного падения шарика в исследуемой жидкости. Согласно **закону Стокса** скорость такого падения связана обратно пропорциональной зависимостью с вязкостью жидкости.



2. РОТАЦИОННЫЙ МЕТОД ВИСКОЗИМЕТРИИ



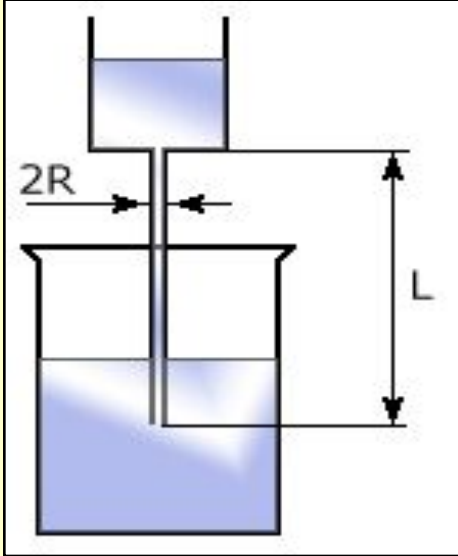
В ротационных вискозиметрах исследуемая жидкость находится в зазоре между двумя соосными цилиндрами. Один из цилиндров (ротор) вращается, а другой неподвижен. Вязкость определяется по крутящему моменту при заданной угловой скорости или по угловой скорости при заданном крутящем моменте.



3. КАПИЛЛЯРНАЯ ВИСКОЗИМЕТРИЯ

Наиболее часто используют вариант капиллярной вискозиметрии, в котором определённый (стандартный) объём жидкости заставляют перетечь через калиброванный капилляр. Характеристикой вязкости служит время истечения.

Разновидностью капиллярной вискозиметрии служит **метод определения относительной вязкости крови по воде**.



Вязкость воды принимают равной 1 (она к ней близка в ПаХс), вязкость крови - неизвестна. Все остальные условия в обоих капиллярах одинаковы. Если объём крови в капилляре довести до 1, то объём воды покажет вязкость крови.

$$\frac{V_в}{t} = \frac{\Delta P \cdot \pi \cdot r^4}{8 \cdot l \cdot \eta_в}$$

$$\frac{V_к}{t} = \frac{\Delta P \cdot \pi \cdot r^4}{8 \cdot l \cdot \eta_к}$$

$$\frac{V_в}{V_к} = \frac{\eta_к}{\eta_в}$$



$$V_в = \eta_к$$



вискозиметр ВК-4

РЕОЛОГИЧЕСКИЕ СВОЙСТВА КРОВИ

Кровь - взвесь форменных элементов (эритроцитов, лейкоцитов, тромбоцитов) в жидкой плазме. Это неньютоновская жидкость. Вязкость крови составляет 4,5-5 мПахс.

Плазма крови тоже является неньютоновской жидкостью, т.к. в ней находятся белки, и имеет вязкость около 1,8-2 мПахс.

Факторы, обуславливающие вязкость крови:

1. Гематокрит — объёмная концентрация форменных элементов крови (*объём, который они занимают относительно объёма цельной крови*). Наибольшее значение для вязкости крови имеет гематокрит эритроцитов, которых в крови больше, чем лейкоцитов и тромбоцитов.

Для определения гематокрита используют прибор гематокрит.

Эластичность мембраны эритроцитов также имеет важное значение.



Диаметр капилляра может быть меньше диаметра эритроцита. Эластичная мембрана позволяет ему менять форму. При некоторых патологиях уменьшается эластичность, что приводит к нарушению капиллярного кровообращения.



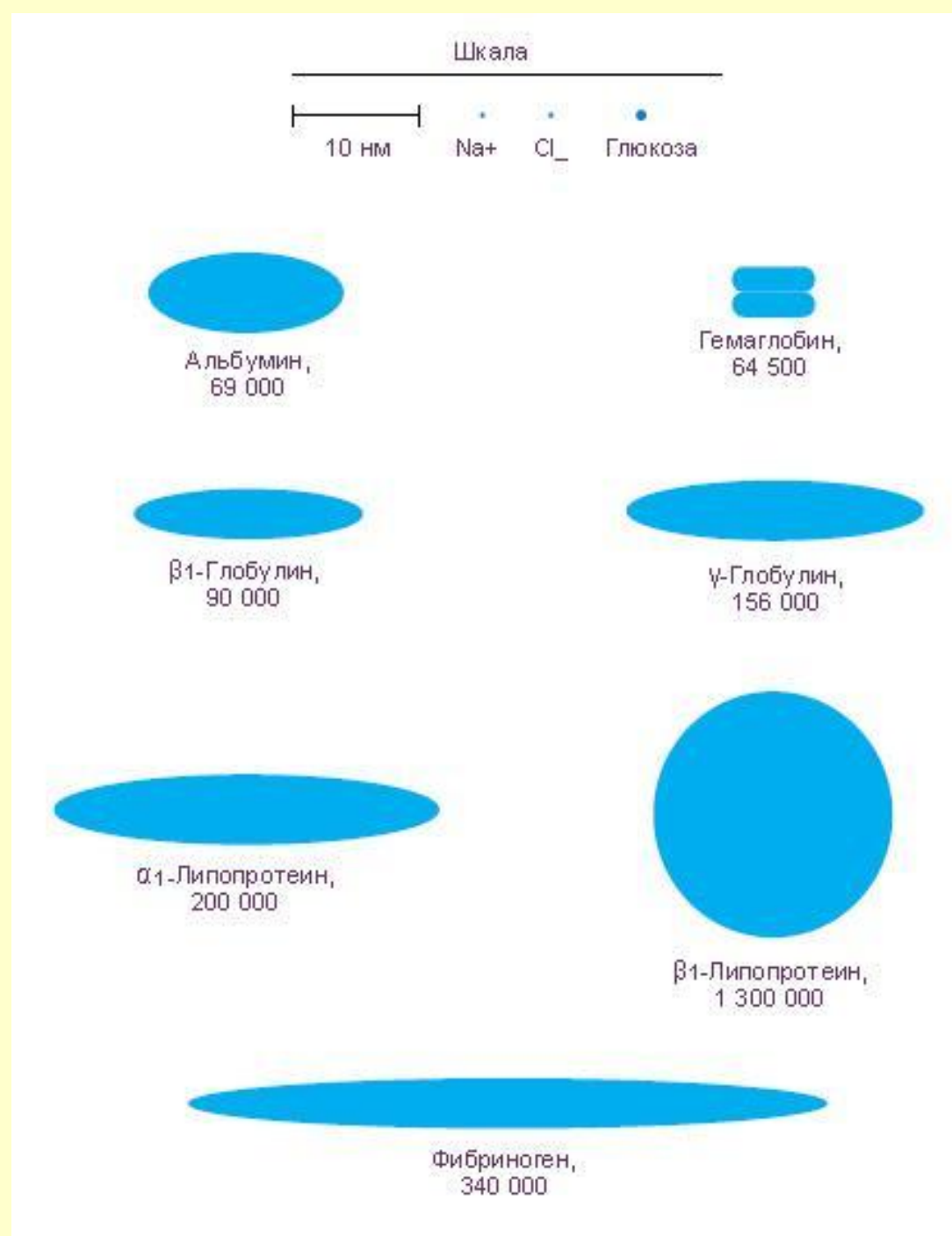
Движение эритроцита через капилляр

2. Концентрация белков – определяющий фактор для вязкости плазмы.

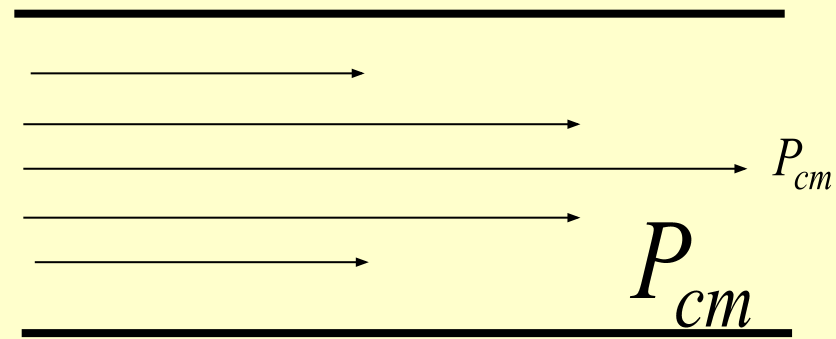
Больше всего на вязкость плазмы оказывает концентрация фибриногена, который является наиболее высокомолекулярным белком плазмы.

Важное значение для вязкости плазмы имеет альбумин-глобулиновое соотношение, которое может меняться при некоторых патологических состояниях. Показателем этих изменений будет скорость оседания эритроцитов (СОЭ).

3. Температура – чем больше температура, тем меньше вязкость.



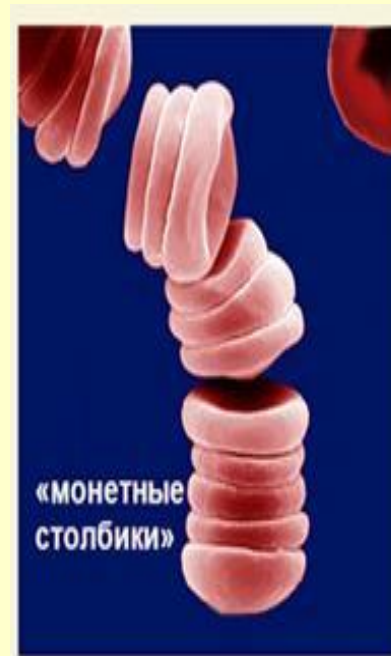
4. Скорость движения крови. Чем больше скорость, тем меньше вязкость. Связано с формированием при больших скоростях осевого тока эритроцитов, которые смещаются к центру сосуда по градиенту статического давления.



При малых скоростях могут образовываться агрегаты эритроцитов типа «монетных столбиков».

5. Диаметр сосудов. При снижении диаметра до 200 мкм по мере уменьшения скорости крови увеличивается вязкость.

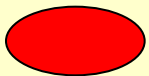
В сосудах 200мкм и меньше «феномен сигма», или эффект Фареуса-Линдквиста: вязкость уменьшается из-за скольжения эритроцитов по пристеночному слою плазмы.



низкая скорость течения



высокая скорость течения



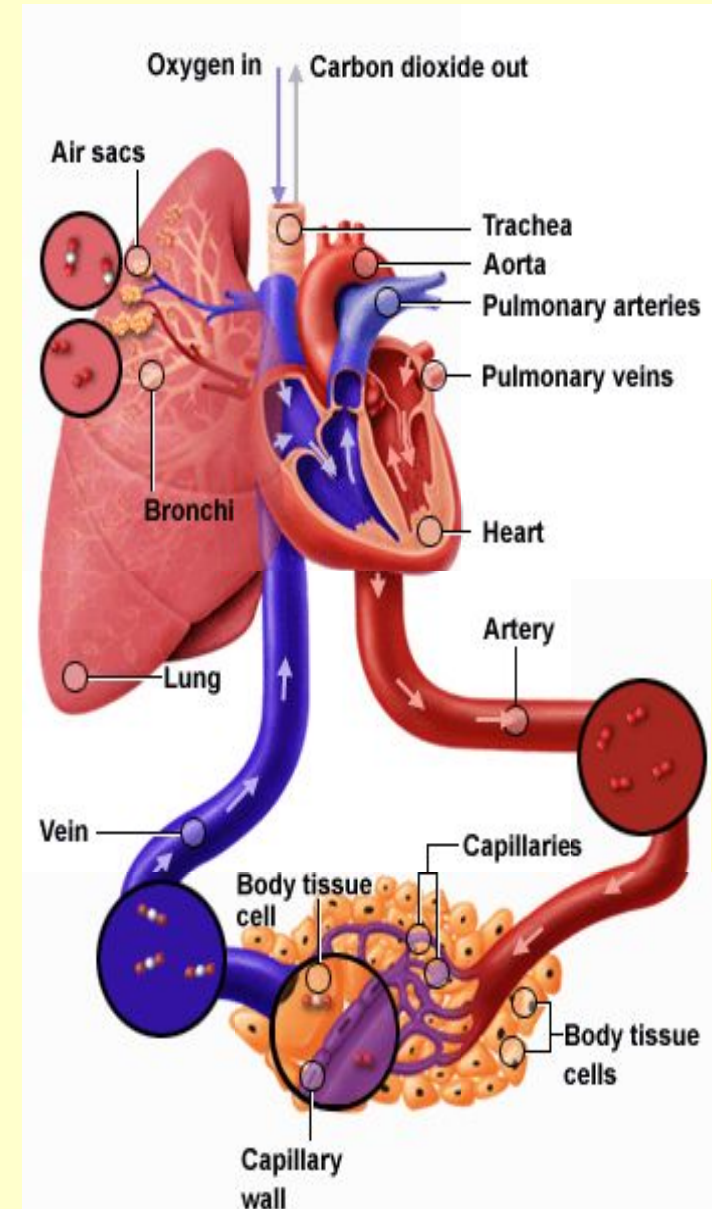
ОСНОВЫ ГЕМОДИНАМИКИ

Гемодинамика описывает движение крови по сосудам сердечно-сосудистой системы.

В кровеносной системе выделяют два отдела: **малый круг кровообращения** и **большой круг кровообращения**.

Кровь, выбрасываемая **в большой круг**, распределяется по всем органам и тканям в соответствии с их потребностями (они различны даже в состоянии покоя и меняются в зависимости от деятельности органа). **Легочный кровоток** выполняет функции газообмена.

Оба круга представляют собой сеть последовательно и параллельно соединённых сосудов разной длины и диаметра. Последовательно соединены артерии, артериолы, капилляры, вены. Параллельно соединены все артерии, и все артериолы, и все капилляры и т.д.



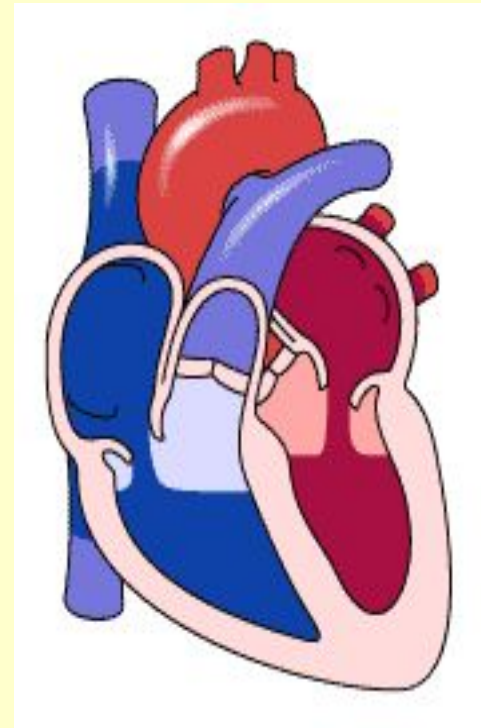
РАБОТА СЕРДЦА

Движение крови по сосудам возникает вследствие разности давления в различных участках сосудистой системы.

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

Разность давлений обеспечивается:

1. нагнетательной функцией сердца, выбрасывающего в сосудистую систему при каждом сокращении у человека 60-70 мл крови (**ударный объём**), что составляет в состоянии покоя 4,5—5 л/мин (**минутный объём сердца**).
2. падением давления от сердца к венам вследствие вязкости самой крови и гидродинамического сопротивления сосудистой системы.



**Работа
сердца**

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

$\uparrow$ $\uparrow$
1% **99%**

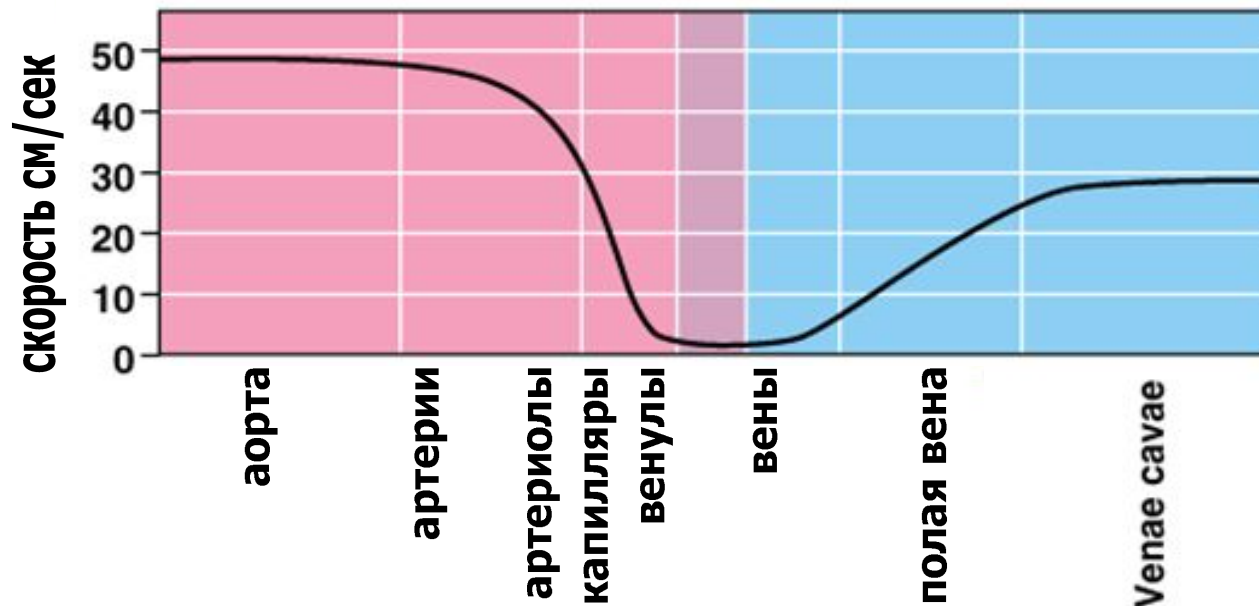
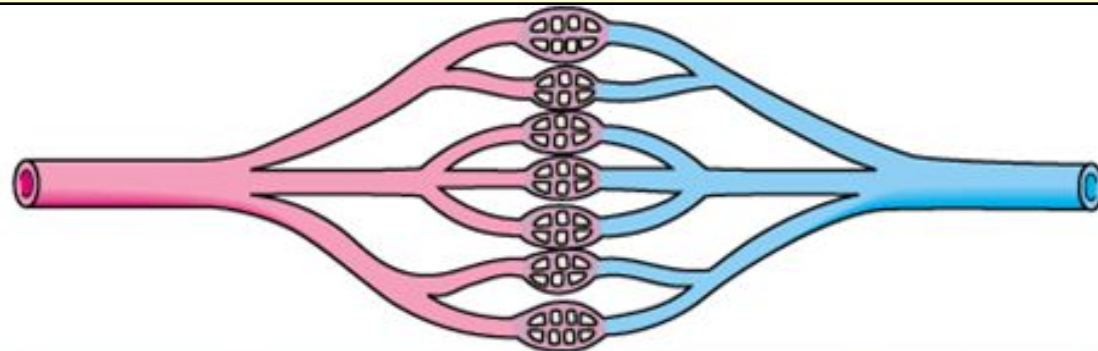
Основная часть работы сердца – сообщение крови потенциальной энергии, преобразующуюся в кинетическую энергию её движения по сосудам.

СКОРОСТЬ ДВИЖЕНИЯ КРОВИ

$$Q_{\text{аорта}} = Q_{\text{артерии}} = Q_{\text{артериолы}} = Q_{\text{капилляры}} = Q_{\text{вены}}$$

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

Линейная скорость кровотока уменьшается по мере увеличения суммарного сечения параллельно соединённых сосудов.



В аорте средняя скорость крови составляет **50 см/сек**, в капиллярах – **0,5 мм/сек.**, в полых венах – **30 см/сек.**

Причина – увеличение суммарного сечения сосудов от аорты до капилляров, и снижение сечения вен относительно сечения капилляров.

ЭХОДОПЛЕРОГРАФИЯ

- метод измерения линейной скорости кровотока с помощью ультразвука, основанный на эффекте Доплера.

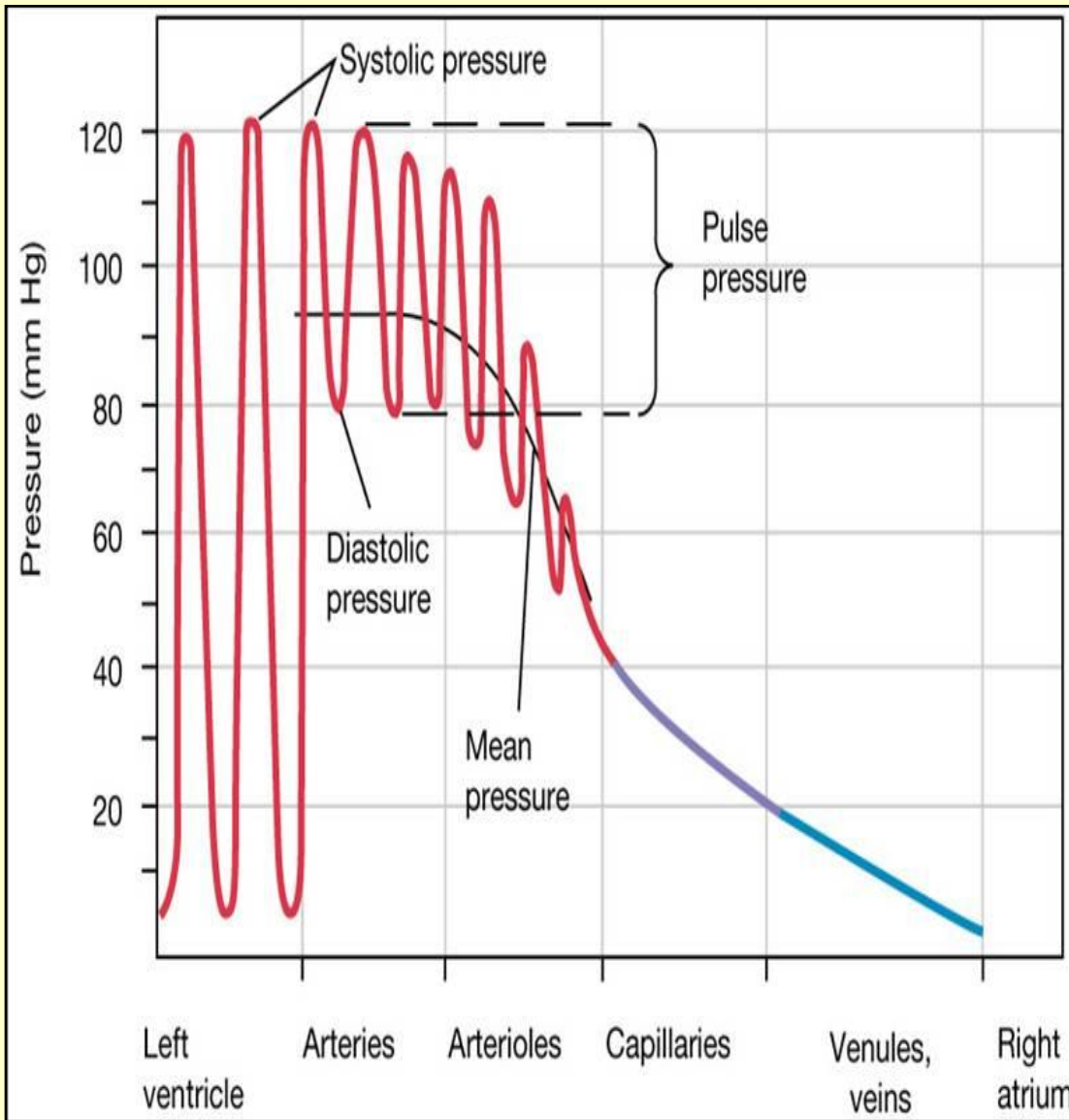
Эффект Доплера – изменение частоты звуковых волн (кажущееся) при движении относительно друг друга их источника и приёмника.

$$V_{\text{приемн}} = \frac{v_0 \pm v_{\text{приемн}}}{v_0 \mp v_{\text{источн}}} \cdot v_{\text{источн}}$$



В кровеносных сосудах основными отражающими ультразвук элементами являются эритроциты, которые являются подвижными приёмниками и источниками УЗ волны. Анализируют доплеровский сдвиг частот, то есть разность частоты генерируемого ультразвука и воспринимаемой приёмником частоты отражённого ультразвука. Эта разность в зависимости от скорости крови составляет от 2000 до 4000Гц.

РАСПРЕДЕЛЕНИЕ ДАВЛЕНИЯ В СЕРДЕЧНО – СОСУДИСТОЙ СИСТЕМЕ



Различают

внутрисердечное, артериальное, капиллярное и венозное кровяное давление

В сердце и в артериях давление значительно колеблется в зависимости от фазы сердечного цикла. Различают **систолическое** (максимальное) и **диастолическое** (минимальное) **артериальное давление**, а также **пульсовое давление** (разница между величинами систолического и диастолического АД).

АРТЕРИАЛЬНОЕ ДАВЛЕНИЕ

Давление крови падает по мере удаления сосудов от сердца: энергия крови, сообщённая ей сердцем расходуется на преодоление гидродинамического сопротивления.

Наибольшее падение наблюдается – в артериолах, так как они обладают **максимальным гидродинамическим сопротивлением.**

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



АРТЕРИАЛЬНОЕ ДАВЛЕНИЕ

Согласно закону Пуазейля:

$$Q = \frac{\Delta P}{R} = \frac{P_{\text{артер}} - P_{\text{вен}}}{R} = \frac{P_{\text{артер}}}{R}$$

$$P_{\text{артер}} = Q \cdot R$$

Показатель объёмной скорости в организме человека – **минутный объём крови (МОК)** – объём крови, выбрасываемый сердцем за минуту. Он связан с ударным объёмом (УО) и частотой сердечных сокращений в минуту:

$$МОК = УО \cdot \nu$$

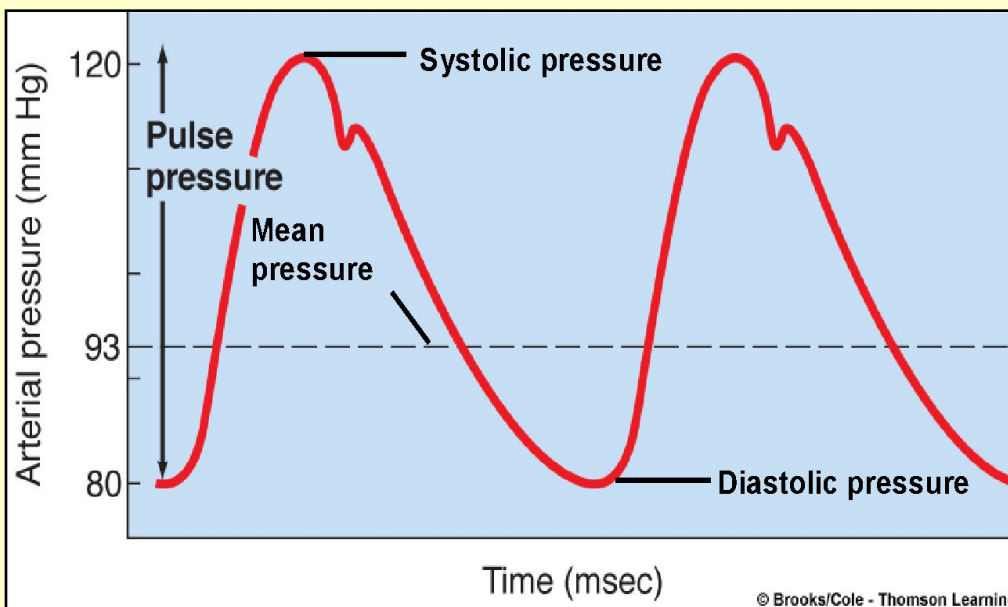
Показатель гидродинамического сопротивления большого круга кровообращения – **общее периферическое сопротивление (ОПС)**.

$$P_{\text{артер}} = МОК \cdot ОПС$$

ИНВАЗИВНОЕ ИЗМЕРЕНИЕ АРТЕРИАЛЬНОГО ДАВЛЕНИЯ

Этот метод позволяет проводить прямое измерение артериального давления путем установки катетера в артерию (обычно в лучевую, бедренную, тыла стопы, плечевую). Катетер должен быть соединен со стерильной магистралью, заполненной стерильным физиологическим раствором, которая подключена к монитору.

Преимущество - давление измеряется постоянно, отображается форма волны (график давление/время).



ИЗМЕРЕНИЕ АРТЕРИАЛЬНОГО ДАВЛЕНИЯ



1. Обмотать манжету вокруг плеча и накачать её воздухом до давления, превышающего систолическое давление крови.
2. Медленно понижать давление в манжете, одновременно с помощью стетоскопа прослушивая шумы над плечевой артерией. Звуки, слышимые при измерении АД, называются **тонами Короткова**.

Измерение АД проводят в области плеча (на уровне сердца) потому, что гидростатическая составляющая давления в плечевой артерии равна нулю.



← 20mmHg

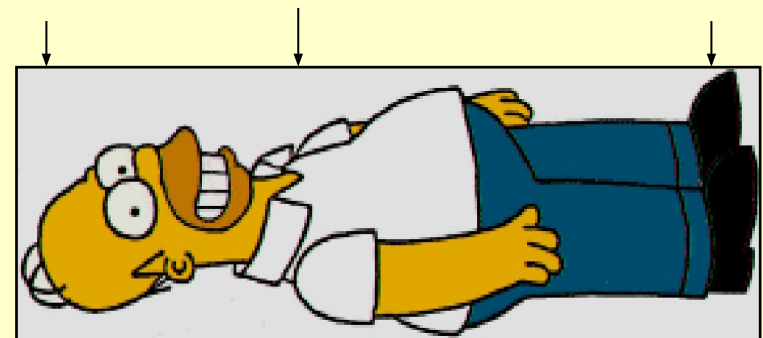
← 0mmHg

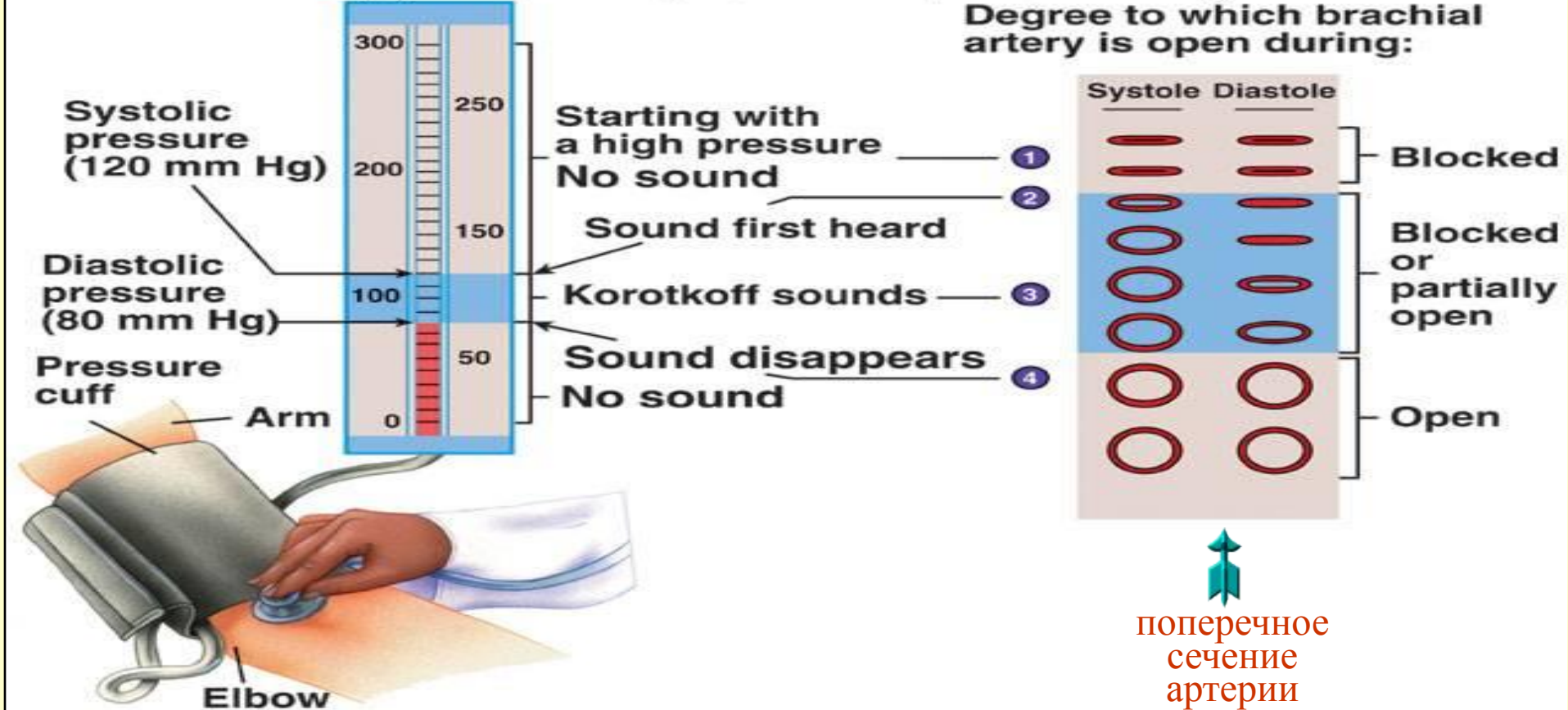
← 80mmHg

20mmHg

0mmHg

20mmHg





1. При давлении в манжете, превышающем систолическое давление крови, артерия полностью пережата, кровь не движется и звуки ниже области пережатия не прослушиваются.
2. При давлении между систолическим и диастолическим во время систолы давление крови превышает давление манжеты. Артерия периодически открывается, порция крови преодолевает область пережатия, и, двигаясь турбулентно, возбуждает колебания стенок артерии, что приводит к появлению звука.
3. Усиление тонов, так как кровь движется турбулентно и во время диастолы.
4. При давлении в манжетке ниже диастолического артерия постоянно открыта, кровь движется непрерывным потоком и звуки отсутствуют.

ПУЛЬСОВАЯ ВОЛНА

Под влиянием пульсирующего тока крови в аорте и крупных сосудах возникают колебания стенки сосуда - **пульсовая волна**.

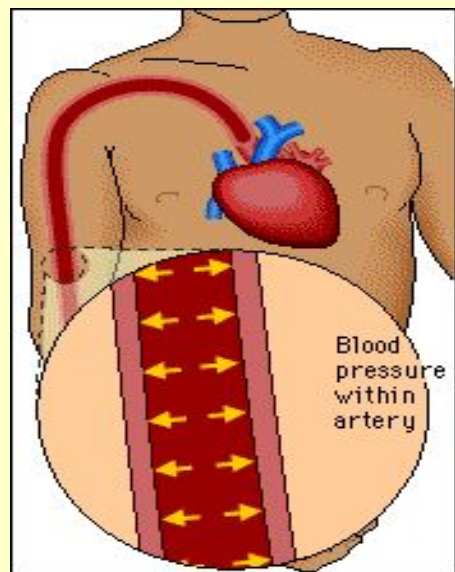
В крупных сосудах скорость пульсовой волны определяется по **формуле Моенса–Кортевега**:

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

где **E**-модуль упругости сосуда, **h**-толщина его стенки, **ρ**-плотность крови, **d**-диаметр сосуда.

В аорте скорость пульсовой волны равна 4-6 м/с, в артериях - 8-12 м/с, в венах, которые обладают большей эластичностью, - около 1 м/с.

С возрастом эластичность сосудов снижается (модуль упругости растёт), а скорость пульсовой волны возрастает. Растёт она и с увеличением давления, т.к. при повышенном давлении сосуд несколько растягивается, становится более "напряжённым".



***СПАСИБО ЗА
ВНИМАНИЕ!***

