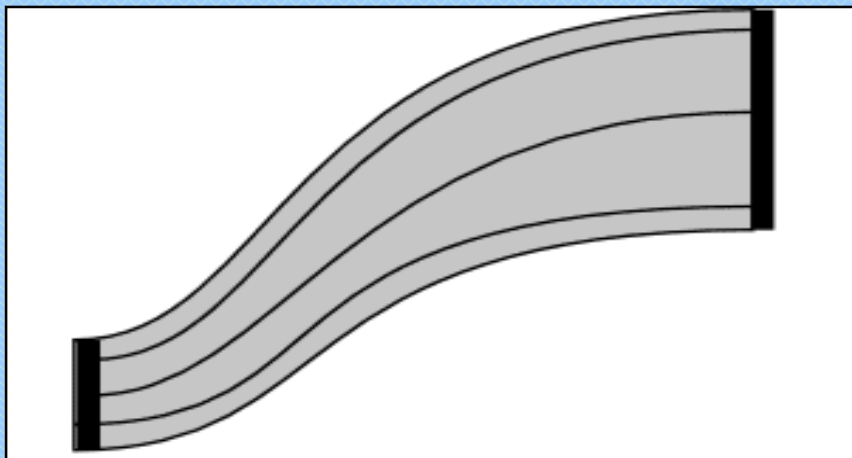


ОСНОВИ БІОРЕОЛОГІЇ ТА ГЕМОДИНАМІКИ



ОСНОВИ ГІДРОДИНАМІКИ

Гідродинаміка (від гідро... и динаміка), розділ фізики, в якому вивчається рух рідин і взаємодія їх з твердими тілами. Течія рідини характеризується **лініями потоку**.

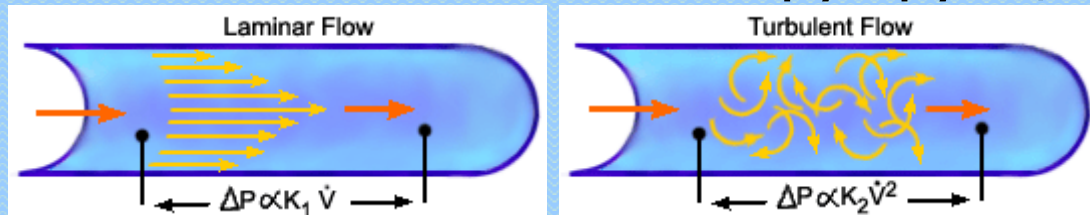


Це лінії, дотичні до яких співпадають з напрямом вектора швидкості частинки рідини в даній точці. Частина простору, обмежена лініями потоку, називається **трубкою потоку**.

Ідеальна рідина — уявна (ідеалізована) нестискувана рідина, в якій, на відміну від реальної рідини, відсутня в'язкість і теплопровідність. В ідеальній рідині відсутнє **внутрішнє тертя**, тобто, немає дотичних напружень між двома сусідніми шарами. Математичний опис течії ідеальних рідин дозволяє знайти теоретичні рішення ряду задач про рух рідин, при витіканні струменів і при обтіканні тіл.

ЛАМІНАРНА І ТУРБУЛЕНТНА ТЕЧІЯ

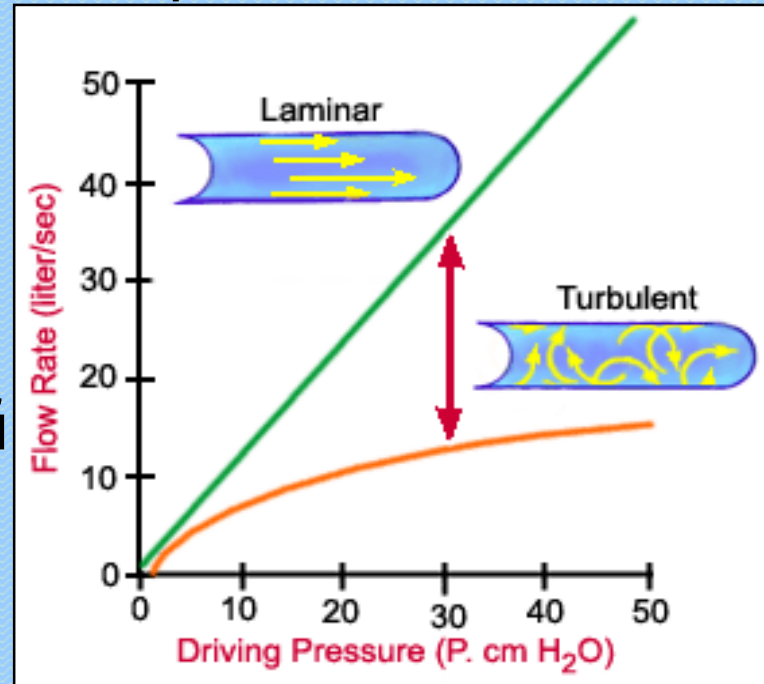
Течія в'язкої рідини по трубах в залежності від ряду умов може бути **ламінарною** (або шаруватою) і **турбулентною** (або вихровою). В випадку **ламінарної течії** всі молекули рідини рухаються паралельно вісі труби і, знаходячись на однаковій відстані від вісьового центру труби, мають рівні швидкості.



Для **турбулентного руху** характерна наявність нормальної (перпендикулярної напрямку течії рідини) складової швидкості руху молекул і різкий спад швидкості течії при наближенні до країв. Траєкторія руху молекул представляє собою складну криву лінію. Характер течії можливо встановити, використовуючи безрозмірну величину – **число Рейнольдса**:

$$Re = \frac{\rho v r}{\eta},$$

где ρ - густина рідини; v - середня швидкість потоку; η – коефіцієнт в'язкості рідини; r - радіус перерізу циліндричної труби.



УМОВА НЕРОЗРИВНОСТІ

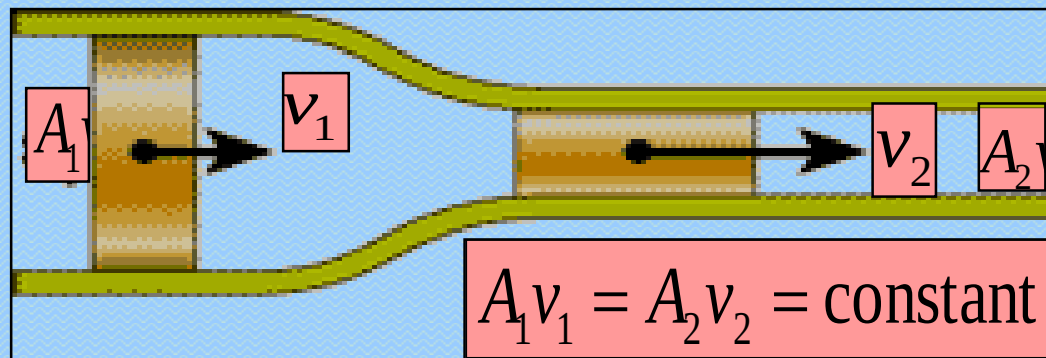
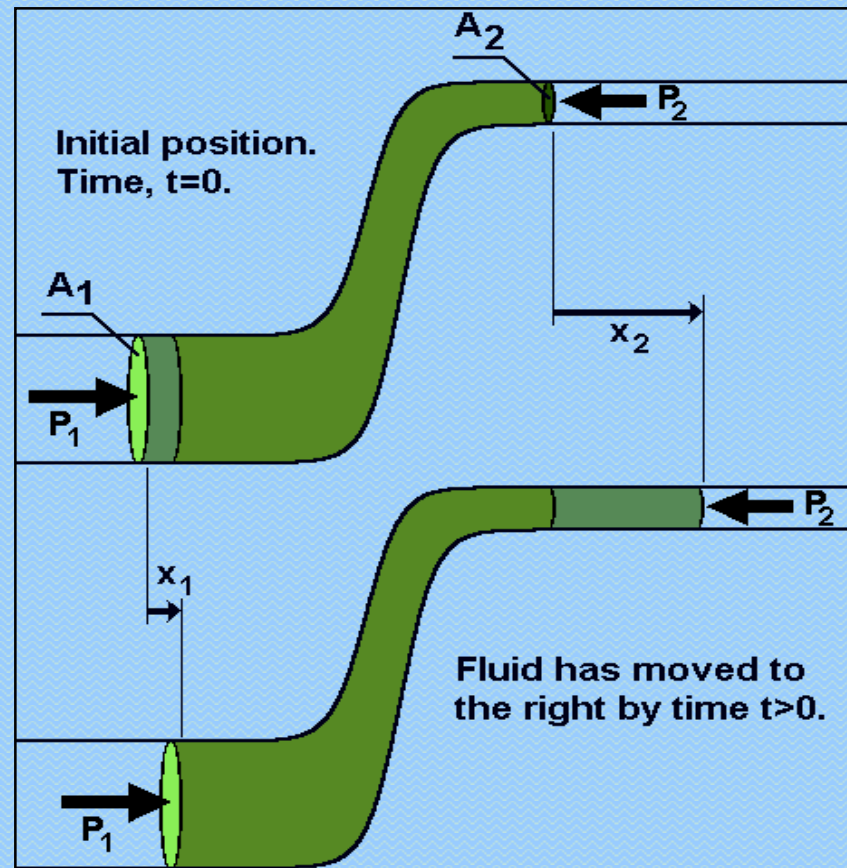
Розглянемо течію ідеальної рідини в середині деякої трубки потоку, яка має такі перерізи, що швидкість молекул рідини в абиякій точці кожного з них однакова. Так як ідеальна рідина нестислива, то її маса зосереджена між перерізами **A1** і **A2** трубки потоку, з плином часу не змінюється. Отже, об'єм рідини **dQ**, яка протекла через ці перерізи за проміжок часу **dt**, будуть рівні. Оскільки **dQ = A·v·dt**, то виконується співвідношення:

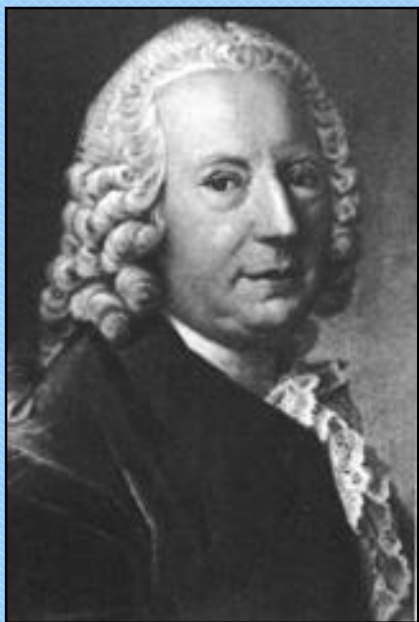
$$A \cdot v = \text{const}, \text{ або } A_1 v_1 = A_2 v_2$$

Ці вирази називаються

умовою нерозривності.

Її фізичний зміст заключається в тому, що рідина ніде не накопичується, тобто за однаковий проміжок часу в трубку потоку втікає і витікає рівна кількість рідини.



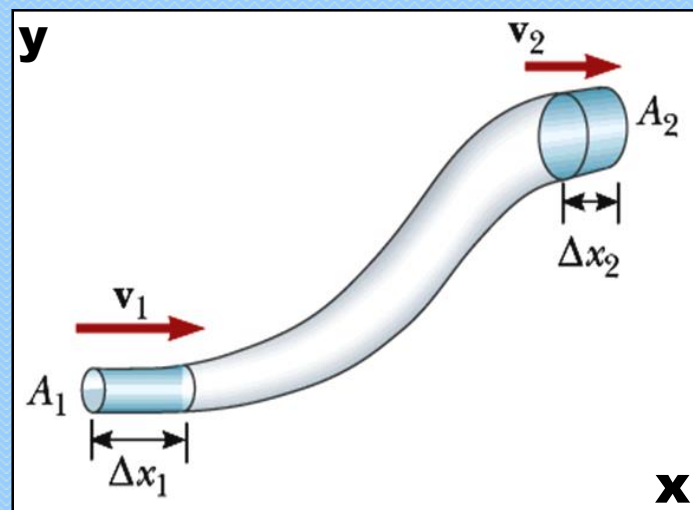


РІВНЯННЯ БЕРНУЛЛІ

Рівняння Бернуллі

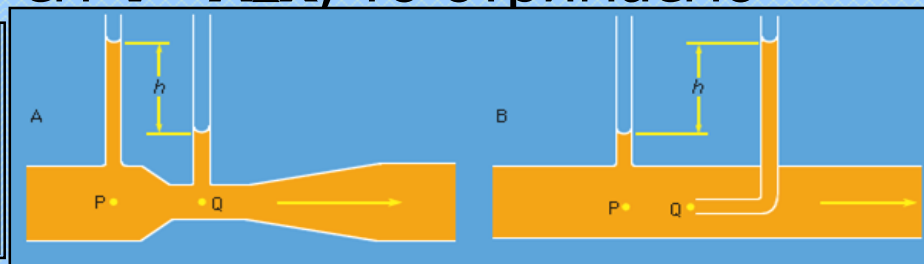
являється наслідком закону збереження енергії для стаціонарного потоку ідеальної (тобто без внутрішнього тертя) нестисливої рідини:

$$PV + mv^2/2 + mgy = \text{const}$$



Якщо поділити це рівняння на об'єм $V = A\Delta x$, то отримаємо

$$P + \frac{1}{2} \rho v^2 + \rho g y = \text{constant}$$

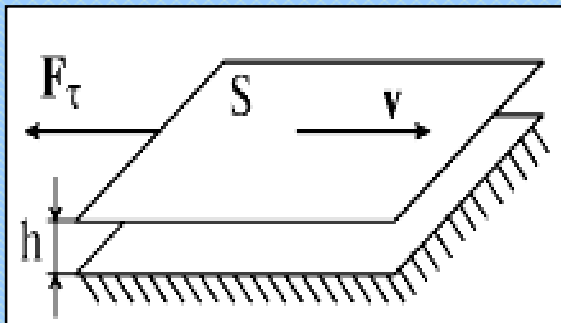


m -маса елемента рідини, V -об'єм елемента, ρ -густина рідини, v — швидкість потоку, y — висота, на якій знаходиться елемент рідини, P — тиск. Для горизонтальної трубки $y = \text{const}$, і рівняння Бернуллі приймає вигляд

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

звідки слідує, що при збільшенні поперечного перерізу, в зв'язку із зменшенням швидкості (згідно умові нерозривності), тобто динамічного тиску, статичний тиск збільшується.

В'ЯЗКІСТЬ РІДИНИ

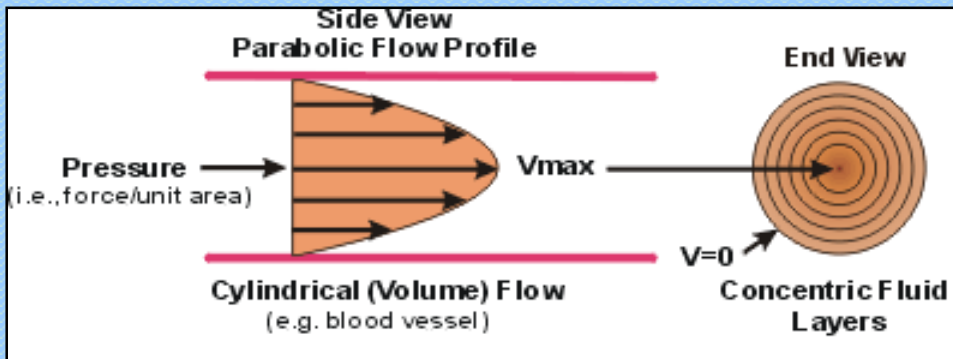
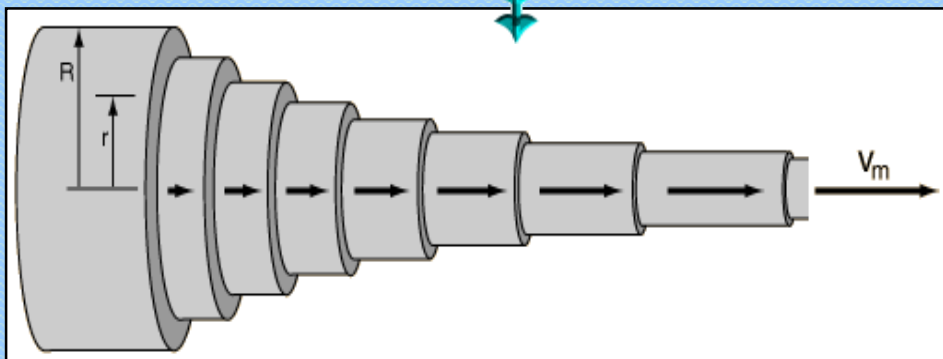


Ще Ньютон встановив дослідним шляхом, що при ковзанні однієї відносно іншої двох паралельних пластин, простір між якими заповнено рідиною, сили в'язкого тертя перешкоджають цьому ковзанню.

Так, при русі з швидкістю $\mathbf{v}$ верхньої пластини з площиною $\mathbf{S}$ відносно нижньої, виникає сила в'язкого тертя, яка направлена проти руху і рівна $\mathbf{F_t} = \eta \mathbf{S v/h}$. Ця сила пропорційна площі $\mathbf{S}$ і зміні швидкості на одиницю довжини в поперечному напрямку $\mathbf{v/h}$ (градієнту швидкості в напрямі, що є перпендикулярним до напрямку руху рідини) і залежить від в'язкості рідини η .

Шари в рідині, яка рухається 

Розподіл швидкостей при русі рідини в циліндричній трубі

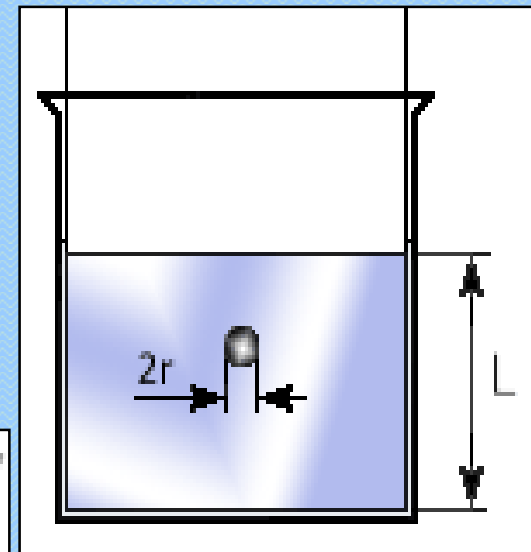


ВИМІРЮВАННЯ В'ЯЗКОСТІ РІДИНИ

МЕТОД ПАДАЮЧОЇ КУЛЬКИ

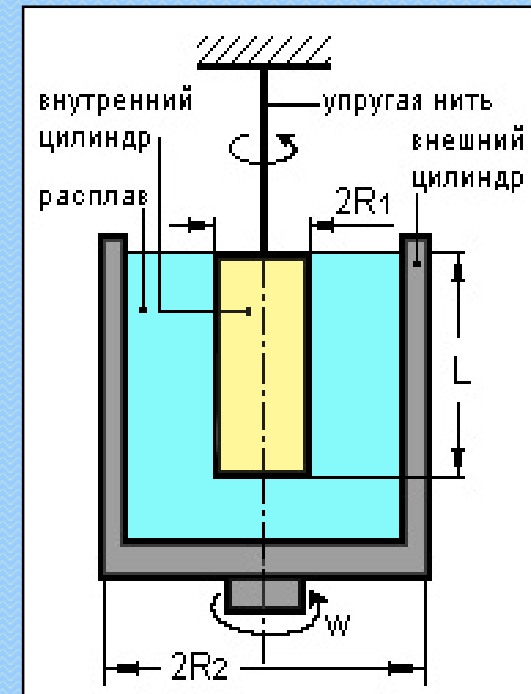
В лабораторній практиці широко розповсюджено простий метод падаючої кульки, оснований на вимірюванні швидкості рівномірного падіння кульки в досліджуваній рідині. Згідно **закону Стокса** швидкість такого падіння V можна описати рівнянням

$$V = 2(d - \rho)r^2g/9\eta \quad \text{звідки в'язкість} \quad \eta = 2/9(d_1 - d_2)gR^2/U$$

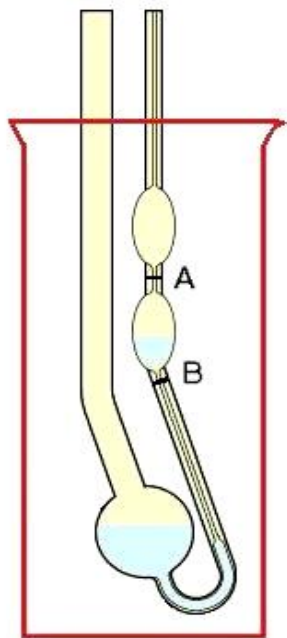


РОТАЦІЙНИЙ МЕТОД ВІСКОЗИМЕТРІЇ

В ротаційних віскозиметрах досліджувана рідина знаходиться в щілині між двома вісьовими циліндрами, причому один з циліндрів (ротор) повертається, а другий нерухомий. В'язкість визначається з крутячого моменту при заданій кутовій швидкості, або з кутової швидкості при заданому крутячому моменті.



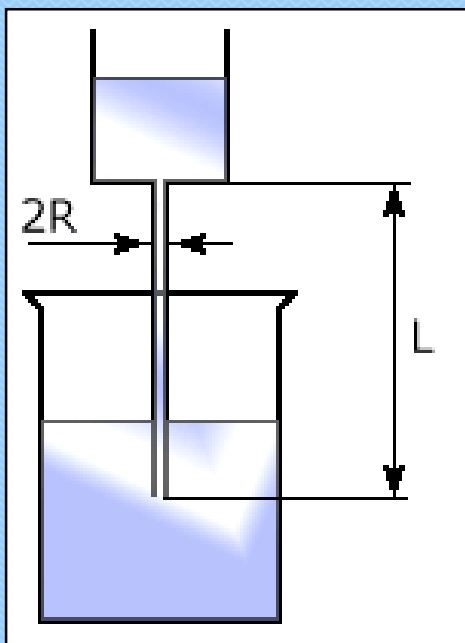
КАПІЛЯРНА ВІСКОЗИМЕТРІЯ



В капілярному віскозиметрі виміряють перепад тиску між кінцями капіляра і відповідну об'ємну швидкість витікання Q при ламінарному потоку досліджуваної рідини через капілярний канал довжиною L з відомою і постійною формою поперечного перерізу. Звичайно використовують циліндричну трубку з внутрішнім радіусом R . В'язкість розраховують згідно **закону Гагена - Пуазейля** - закону витікання рідини через тонку циліндричну трубку: **Об'єм Q рідини, яка протекла за секунду через поперечний переріз трубки, прямо пропорційний різниці тисків на вході в трубку і на виході з неї і четвертій степені радіуса трубки і обернено пропорційний довжині трубки і коефіцієнту в'язкості рідини.** Закон має місце тільки для ламінарної течії.

$$Q = \Delta P \frac{\pi r^4}{8\eta L}$$

Часто використовують варіант капілярної віскозиметрії, в якому характеристикою в'язкості являється час витікання визначеного (стандартизованого) об'єму рідини під дією власної ваги через калібрований капіляр.



ВИМІРЮВАННЯ В'ЯЗКОСТІ КРОВІ

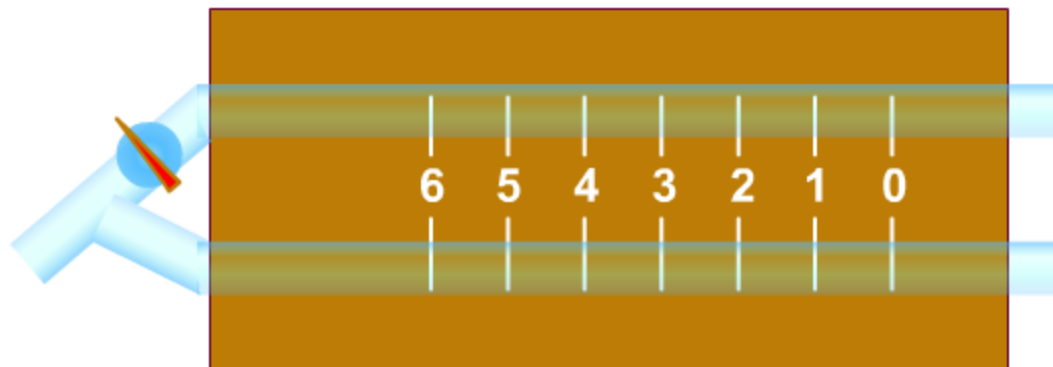
Принцип дії віскозиметра ВК-4 заснований на тому, що швидкість руху різних рідин в капілярах з однаковим перерізом при однакових температурах і тисках залежить від в'язкості цих рідин. Якщо в трубці 3 віскозиметра ВК-4 створити розрізнення, то при рівних температурах за рівні проміжки часу через капіляри рівного перерізу під дією однакової різниці тисків, рідини з рівними об'ємами, пройдуть шляхи, обернено пропорційні їх в'язкостям. Цей висновок також витікає із формули Пуазейля.

В'язкість крові істотним чином визначається її складом і, тому, чутлива до різних захворювань. Так більшість інфекційних захворювань збільшує в'язкість, інші, наприклад, брюшний тиф і туберкульоз - значно зменшує. Будь-яка зміна в'язкості крові позначається на реакції осідання еритроцитів. Визначення в'язкості крові в взаємозв'язку з рядом інших аналізів дозволяє об'єктивно оцінювати стан людського організму, тобто має діагностичне значення.

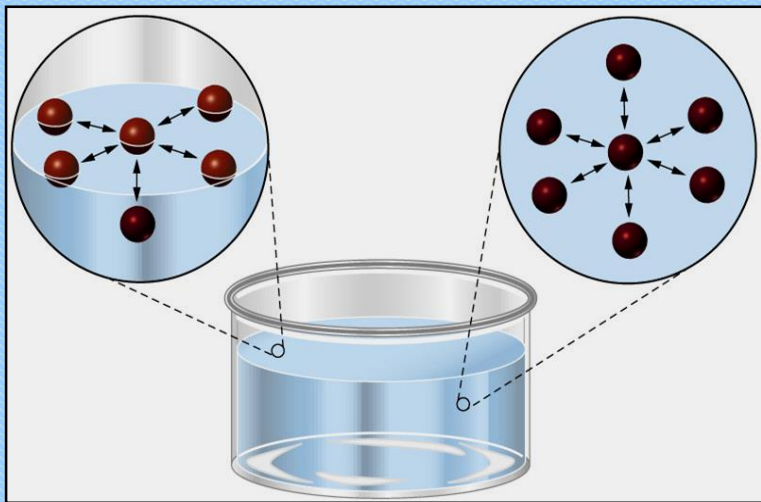
$$Q = \Delta P \frac{\pi r^4}{8\eta L}$$



ВИСКОЗИМЕТР ВК-4

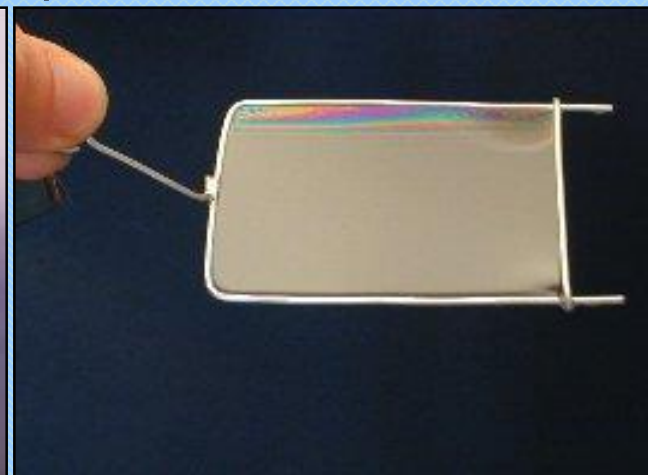


ПОВЕРХНЕВИЙ НАТЯГ



Поверхня рідини володіє рядом особливих властивостей. Якщо розглянути розташування атомів в середині рідини і на її поверхні, то видно, що атоми в середині рідини знаходяться в рівновазі, а на поверхні на них діє сумарна ненульова сила зі сторони інших атомів, яка направлена в середину рідини. Значить, для того, щоб підняти ще один атом на поверхню рідини, потрібно здійснити

роботу проти цієї сили. Але, якщо над системою здійснювати роботу, то енергія системи збільшиться. Ясно, що ця енергія пропорційна площі поверхні рідини. Ця енергія називається поверхневою. Поверхнева енергія характеризується **коефіцієнтом поверхневого натягу σ** – роботою, яка необхідна для збільшення площі поверхні на одиницю.



ВИЗНАЧЕННЯ КОЕФІЦІЄНТА ПОВЕРХНЕВОГО НАТЯГУ



Розглянемо експеримент, який дає можливість виміряти коефіцієнт поверхневого натягу. Візьмемо П-подібну рамку, опустимо її в досліджувану рідину і за допомогою динамометра почнемо повільно витягувати. За рамкою потягнеться плівка рідини і динамометр покаже, що для витягання рамки з рідини необхідна деяка сила. З одного боку, з визначення роботи

$$A = Fb$$

Але з визначення коефіцієнта поверхневого натягу

$$A = \sigma S = 2\sigma ab$$

(2 – так як у плівки дві поверхні).

Прирівнявши вирази, отримаємо:

$$\sigma = \frac{F}{2a}$$

де **a** – довжина контура, до якого прикладена сила поверхневого натягу.

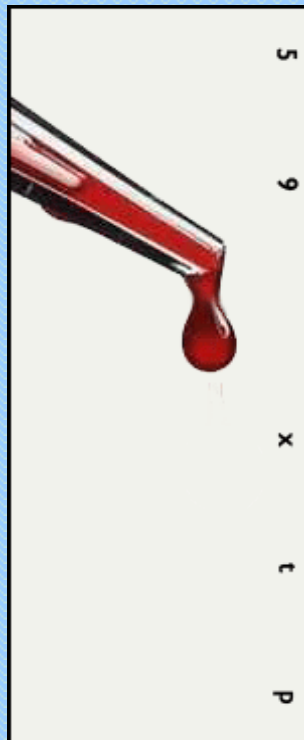
Для краплі, що відривається в момент відриву

$$F = mg$$

Так як довжина контура, по якому здійснюється відрив

$2\pi R$

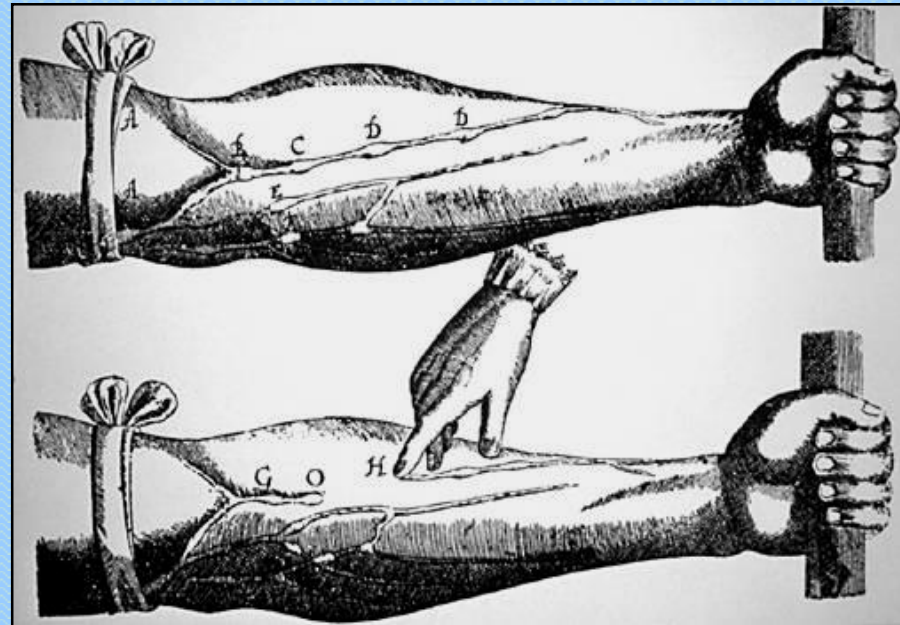
$$\sigma = \frac{mg}{2\pi R}$$



ІСТОРІЯ ГЕМОДИНАМІКИ

Ще **Гіппократ** - батько медицини, і **Арістотель** - найбільші грецькі мислителі, що жили майже 2500 років назад, інтересувалися питаннями кровообігу і вивчали його. Однак їх уявлення були в багатьох випадках помилковими. Венозні і артеріальні кровеносні судини, вони представляли як дві самостійні системи, не з'єднанні між собою. Вважалось, що кров рухається тільки по венам, в артеріях- знаходиться повітря. Це підтвержували тим, що при розтині трупів людей і тварин в венах кров була, а артерії були пусті, без крові. Це твердження було скасовано в результаті трудів римського дослідника і врача **Галена** (130—200). Він експериментально доказав, що кров рухається серцем і по артеріямі, і по венам. В 1628 році англійський фізіолог, анатом і врач **Гарвей** (1578 — 1657 г.) опублікував свій труд «Анатомічні дослідження руху серця і крові у тварин», в якому вперше в історії медицини експериментально показав, що кров рухається від шлуночків серця по артеріям і повертається до передсердь по венам.

малюнок Гарвея ➡➡

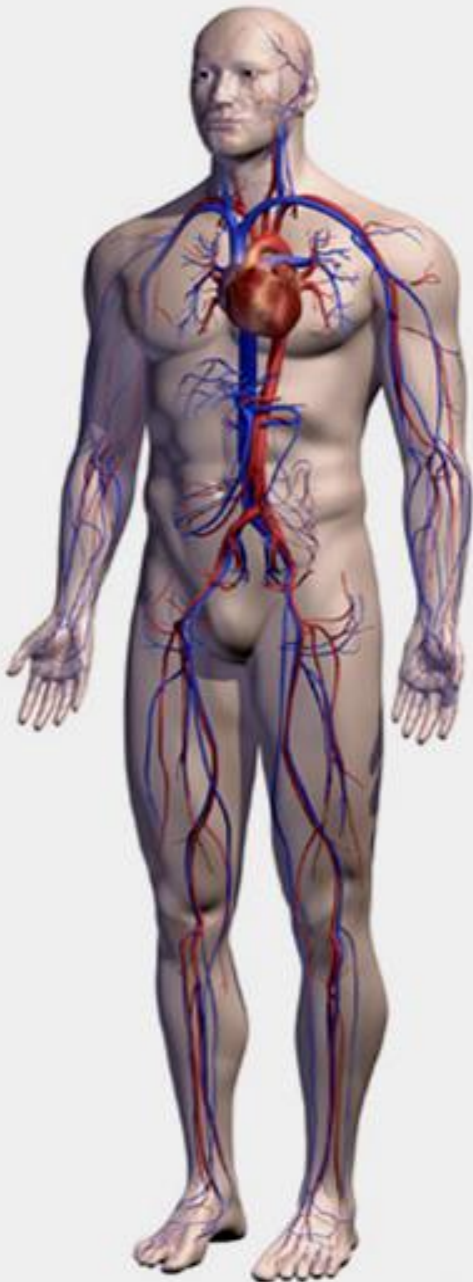


ОСНОВИ ГЕМОДИНАМІКИ

Гемодинаміка - рух крові по судинам, який виникає внаслідок різниці гідростатичного тиску в різних ділянках судинної системи. Різниця тисків забезпечується нагнітальною функцією серця, яке викидає в судинну систему при кожному скороченні у людини 60-70 мл крові, що складає в стані спокою 4,5—5 л/хв. Ця величина — хвилинний об'єм серця, або серцевий викид, - найважливіший показник функції серцево-судинної системи; під-час м'язової роботи вона може досягати 20—25 л/хв. Кров викидується в замкнуту судинну систему, яка надає опір руху крові внаслідок тертя крові об судинні стінки і в'язкості самої крові. При детальному математичному моделюванні руху крові вона розглядається як суміш формених елементів, а кровоносні судини — як в'язко-еластичні трубки, властивості яких (геометричні — розміри, галудження, і фізичні — в'язкість, пружність, проникливість) змінюються по довжині. Судинна система— серія трубок різної довжини і діаметра, з'єднаних як послідовно, так і паралельно.

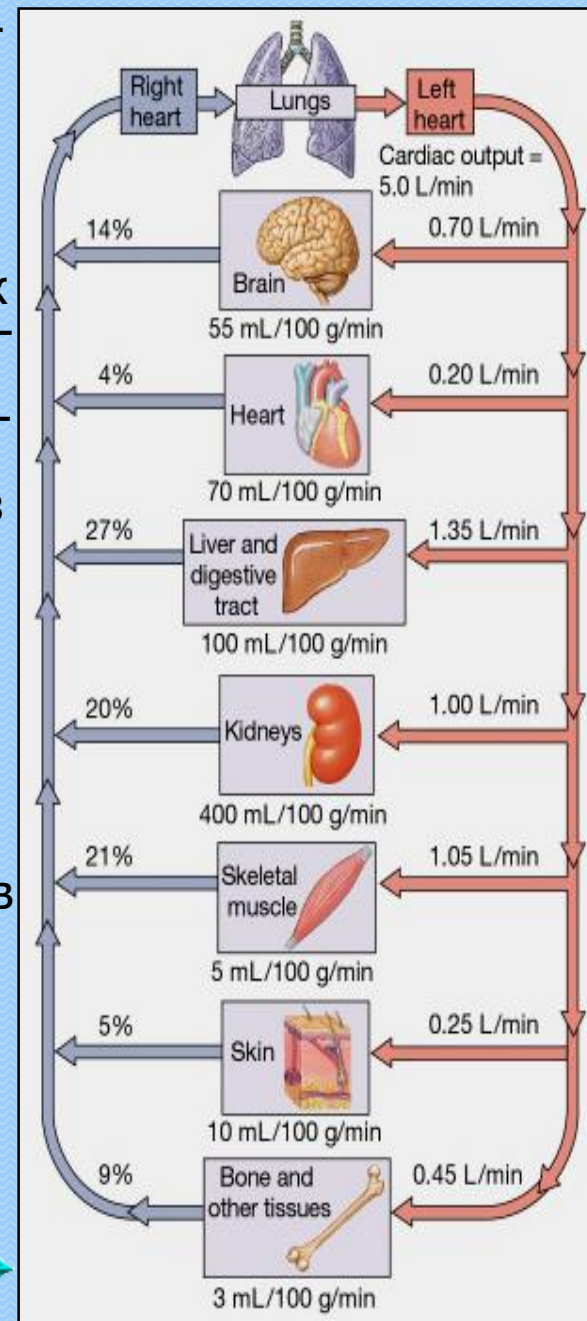


КОЛА КРОВООБІГУ

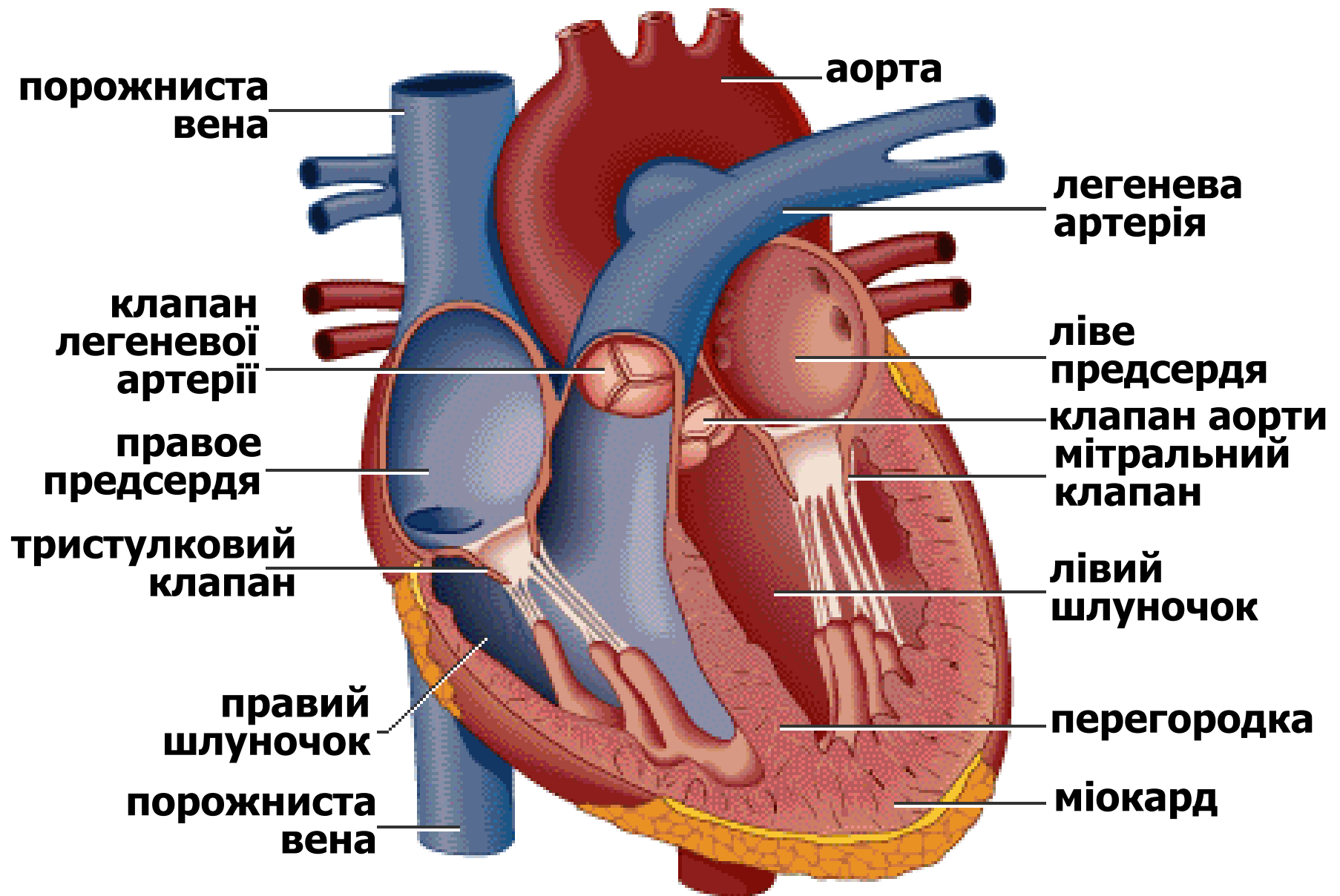


Серце, кровоносні і лімфатичні судини різного діаметру утворюють серцево-судинну систему. В кровоносній системі виділяють два послідовно з'єднаних відділа: **мале коло кровообігу** та **велике коло кровообігу**. Відмінність між ними заключається в тому, що об'єм крові, який викидається за визначений час в велике коло, повинен бути розподілений по всім органам і тканинам в залежності з їх потребами; потреби різних органів в крові різна навіть в стані спокою і постійно змінюється в залежності від діяльності органа. Легеневий кровоток виконує в основному функції газообміну і крововіддачі. Кров безперервно рухається по кровоносній системі. Час кровообігу по великому колу в нормі дорівнює 20-25 с. Час кровообігу через мале коло - 7-11 с. У здоров'ї людини в великому колі кровообігу міститься приблизно 84% загального об'єму крові, близько 9% в малому і приблизно 7% в серці.

розподіл крові по органам і тканинам ➡➡



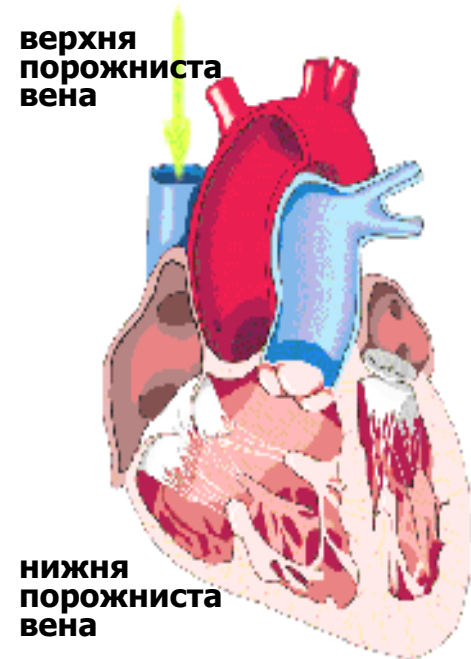
БУДОВА СЕРЦЯ



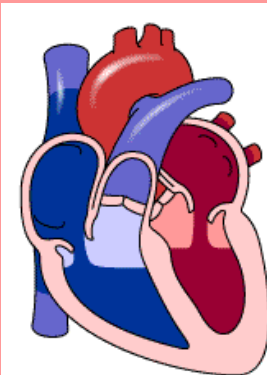
СЕРЦЕВИЙ ЦИКЛ КРОВІ

Кров в серце поступає через дві порожнисті вени. Рух крові починається з скорочення **правого предсердя**, після чого кров через **тристулковий клапан** поступає в **правий шлуночок серця**, скорочення якого штовхає кров через **клапан легеневої артерії** в **легеневу артерію**. Пройшовши через легені, кров по **легеневій вені** повертається до **лівого предсердя** серця. Ліве предсердя скорочується одночасно з правим і через **мітральний клапан** штовхає кров до **лівого шлуночка**. Звідси кров через **клапан аорти** поступає в **аорту**.

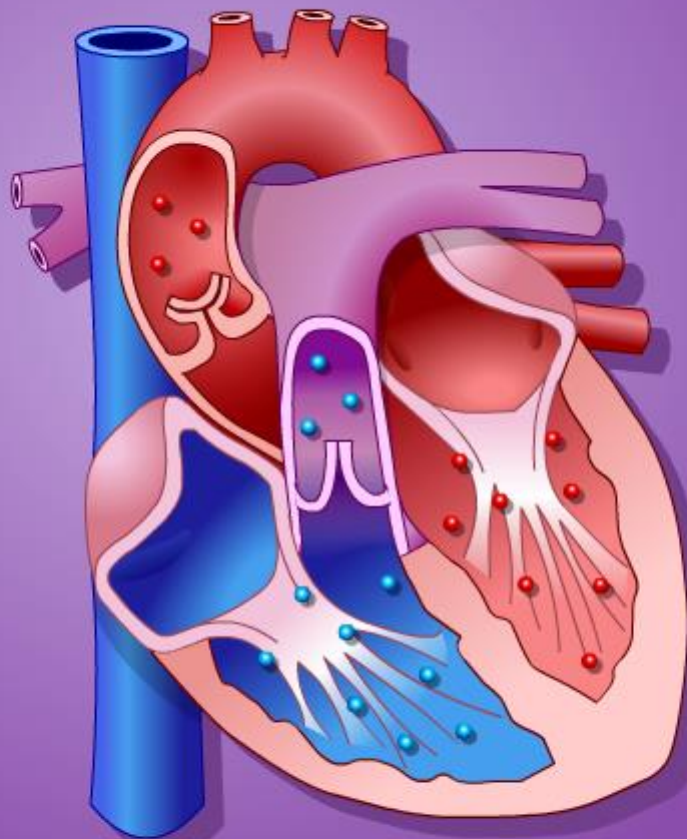
Таким чином, кров рухається по малому колу кровообігу від правого шлуночка до лівого предсердя, а потім по великому колу кровообігу від лівого шлуночка до правого предсердя.



- Right Atrium →→→→→ **праве предсердя**
- Tricuspid Valve →→→→→ **тристулковий клапан**
- Right Ventricle →→→→→ **правий шлуночок**
- Pulmonic Valve →→→→→ **клапан легеневої артерії**
- Pulmonary Arteries →→→→→ **легенева артерія**
- Pulmonic Veins →→→→→ **легенева вена**
- Left Atrium →→→→→→ **ліве предсердя**
- Mitral Valve →→→→→→ **мітральний клапан**
- Left Ventricle →→→→→→ **лівий шлуночок**
- Aortic Valve →→→→→→ **клапан аорти**
- Aorta →→→→→→→→→→ **аорта**



СЕРЦЕВИЙ ЦИКЛ КРОВІ



Play



Pause



Audio



Text

Ventricular contraction causes the atrioventricular (AV) valves to close, which signals the beginning of ventricular systole. The semilunar valves were closed during the previous diastole and remain closed during this period.

МАЛЕ КОЛО КРОВООБІГУ

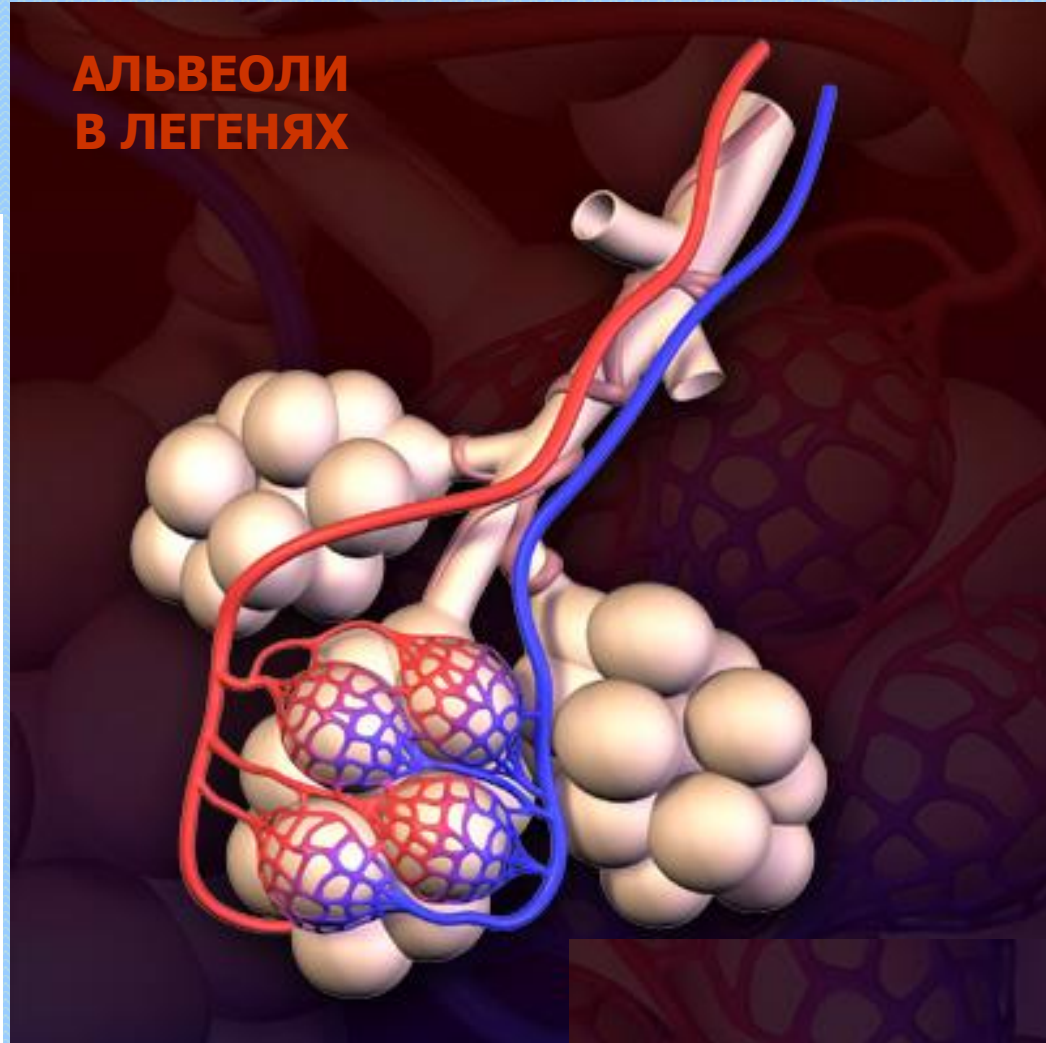
Мале коло кровообігу починається легеневим стволом, який відходить від правого шлуночка серця. По цьому колу кров доставляється в систему легеневих капілярів. Тут вона віддає вуглекислий газ і насичується киснем, перетворюючись із венозної в артеріальну. Від легень артеріальна кров віддікає по чотирьом легеневим венам, які впадають в ліве предсердя.

ГАЗООБМІН В АЛЬВЕОЛАХ



Loading:

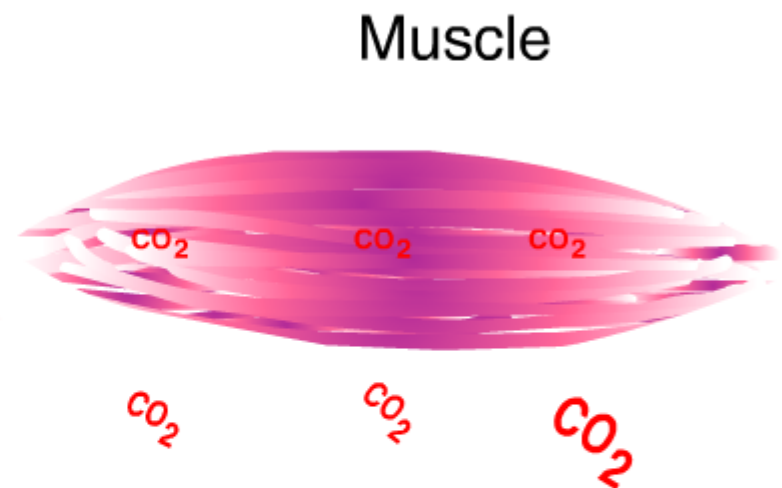
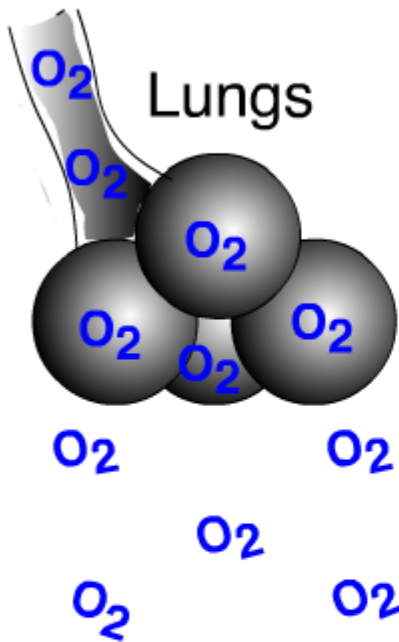
АЛЬВЕОЛИ В ЛЕГЕНЯХ



ГАЗООБМІН В АЛЬВЕОЛАХ І ТКАНИНАХ

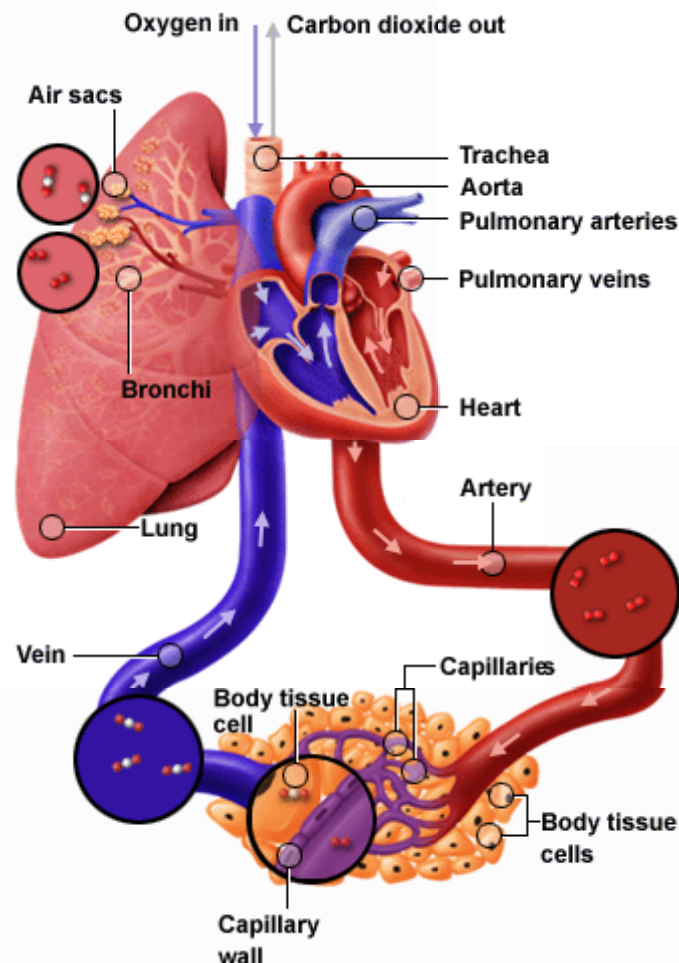


Respiration



ВЕЛИКЕ КОЛО КРОВООБІГУ

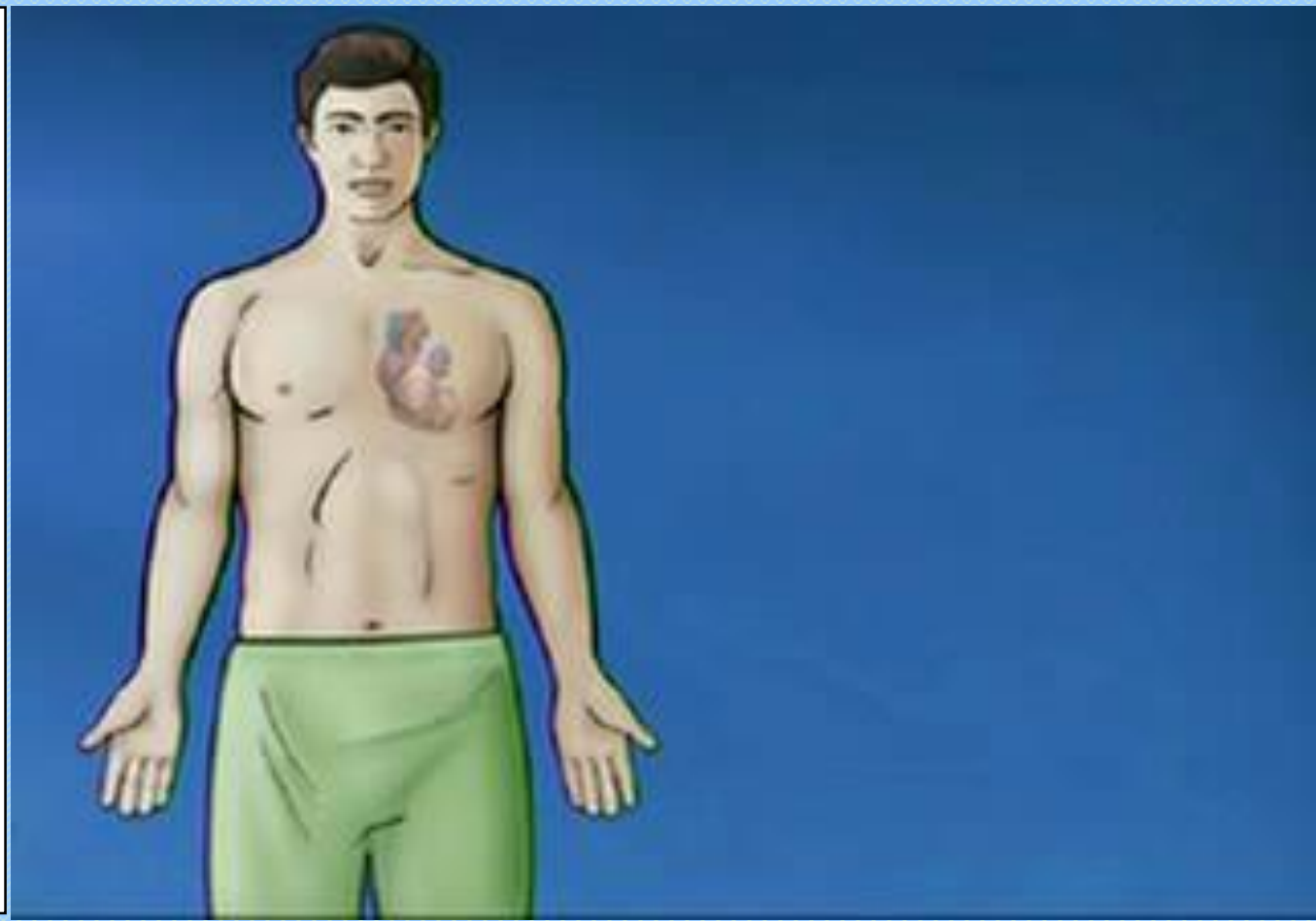
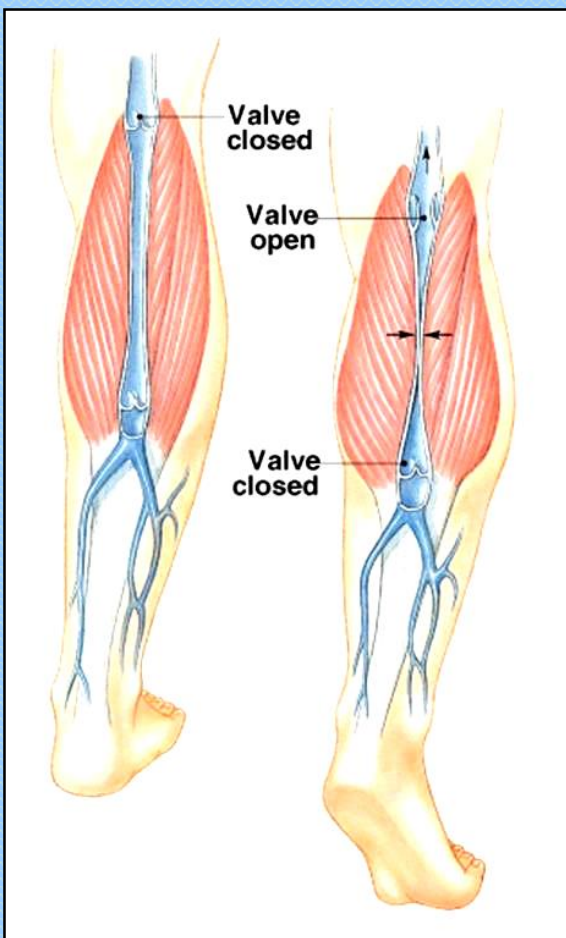
циркуляція крові



Велике коло кровообігу починається самою великою артеріальною судиною - **аортою**, в яку кров поступає з лівого шлуночка. Аорта розгалужується на велику кількість **артерій** середньої величини, артерії - на тисячі маленьких **артеріол**. Останні, в свою чергу, розгалужуються на множину **капілярів** у всіх органах і тканинах тіла, в стінках порожнин, голові і кінцівках. Стінки капілярів мають високу проникність. Відбувається обмін речовин між кров'ю і тканинами: поживні речовини і кисень переходять через стінку капілярів в тканинну рідину, а потім в клітину. Клітини віддають в тканинну рідину вуглекислий газ і інші продукти обміну, які поступають в капіляри. В крові зменшується вміст кисня і збільшується вміст вуглекислоти. Венозна кров відтікає спочатку по маленьких **венулам**, а потім по більш крупним **венам** і, на кінець, через дві самі крупні, верхню и нижню, **порожністі вени** вливається в праве предсердя.

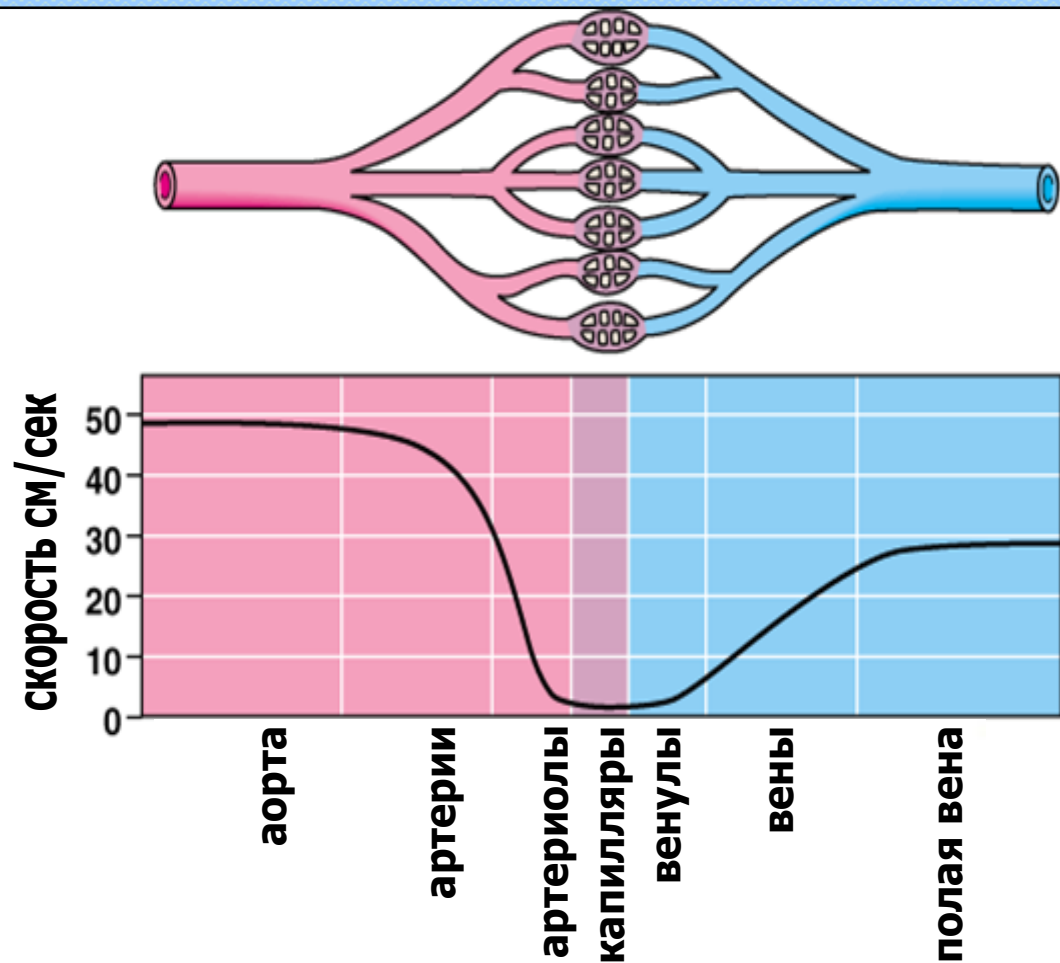
ПЕРИФЕРІЙНЕ ВЕНОЗНЕ СЕРЦЕ

Для вен скелетних м'язів важливо, що при скороченні м'язів тиск «зовні» перевищує тиск у вені, так що кров «витискується» із вен м'яза, що скоротився. Присутність венозних клапанів визначає напрям руху крові при цьому — від артеріального кінця до венозного. Цей механізм особливо важливий для вен нижніх кінцівок, оскільки тут кров по венам піднімається, долаючи гравітацію.



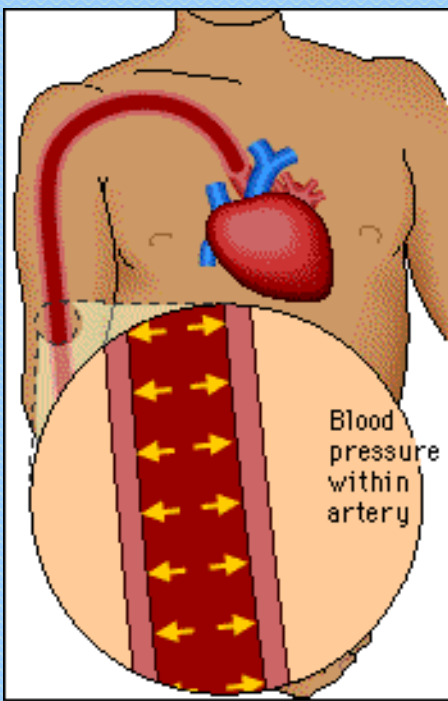
ШВИДКІСТЬ РУХУ КРОВІ

Так як кількість крові, яка протікає через всі участки судинної системи в одиницю часу, однакова, згідно умові нерозривності, лінійна швидкість руху крові обернено пропорційна величині сумарного перерізу даного відділа судинного русла. Середня лінійна швидкість кровотоку в аорті людини досягає **50 см/сек**, в капілярах вона рівна **0,5 мм/сек**, а в порожнистих венах — **30 см/сек**. Кровоток в аорті і крупних артеріях переривчастий (пульсуючий), так як збільшується при систолі (скороченні) серця і падає майже до нуля під час діастолі (розслаблення) серця. Взаємовідношення між сумарним перерізом різних ділянок судинного русла, рівнем кров'яного тиску в них і швидкістю кровотоку представлені на малюнку.



Значне пониження швидкості кровотоку в капілярах необхідне для забезпечення обміну речовин між кров'ю і тканинами. Завдяки пружності артеріальних стінок артеріоли при систолі розтягуються, вміщуючи додаткову кількість крові, а при діастолі спадаються, сприяючи проштовхуванню крові в капіляри.

ПУЛЬСОВА ХВИЛЯ



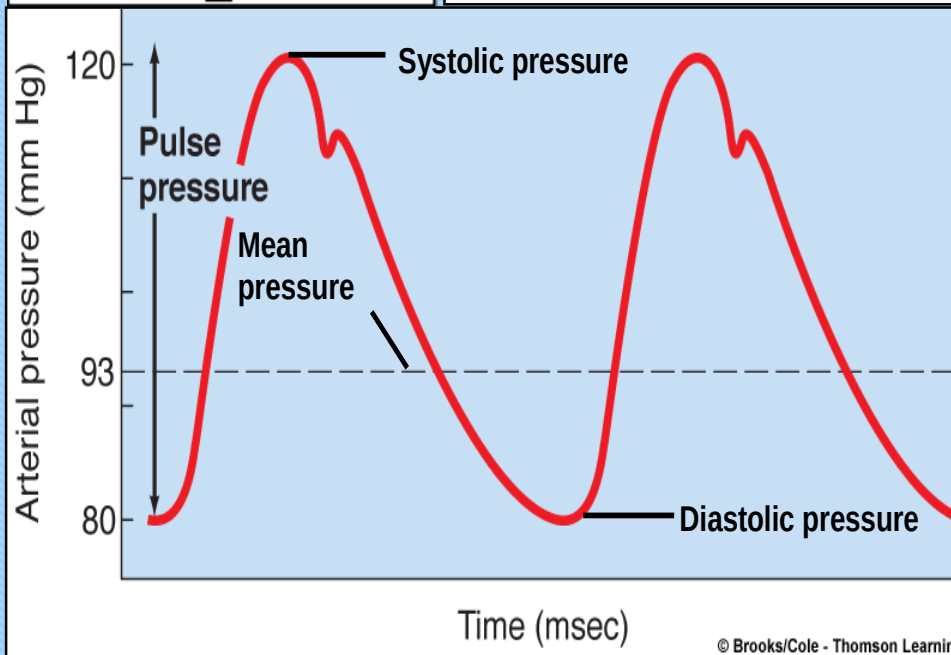
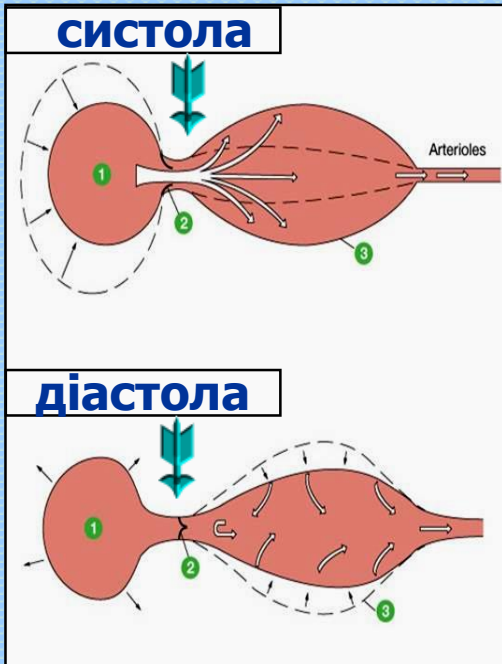
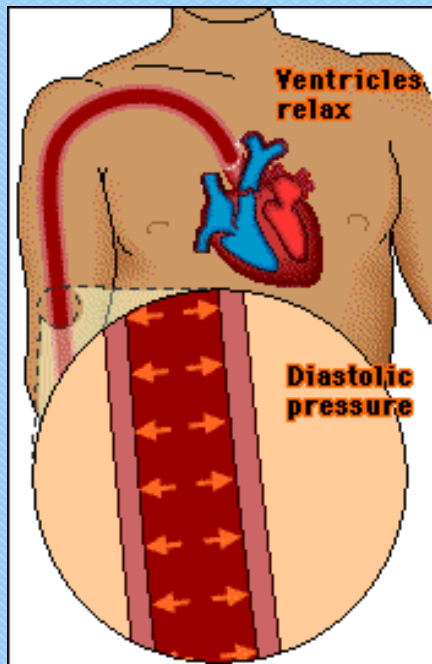
Під впливом пульсуючого тока крові в аорті і крупних судинах виникають коливання стінки судини - **пульсова хвиля**. Форма пульсових хвиль складна. Зміна їх амплітуди і швидкості розповсюдження пов'язана, крім продуктивності серця, з особливостями будови судинних стінок, конфігурацією і галудженням судин. Крім того, на формування пульсової хвилі надає вплив явище «відбивання». Хвилі, що відбиваються, накладуються на первинну хвилю, і можуть помітно змінити її форму.

Розповсюдження пульсової хвилі відбувається з деяким коефіцієнтом затухання, який залежить від властивостей кровоносних судин. У крупних судинах швидкість пульсової хвилі визначається по **формулі Моенса – Кортвега**,

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

де **E**-модуль пружності судини, **h**-товщина його стінки, **ρ**-густина крові, **d**-діаметр судини. Із формули слідує, що із збільшенням жорсткості судини та товщини її стінки швидкість пульсової хвилі збільшується. Так в аорті вона рівна 4-6 м/с, в артеріях м'язового типу 8-12 м/с. У венах, які мають більшу еластичність, швидкість пульсової хвилі менше: наприклад, в порожнистій вені близько 1 м/с. Таким чином, швидкість розповсюдження пульсової хвилі набагато більше лінійної швидкості кровотоку, яка у спокої приблизно рівна 0,5 м/с. Оскільки з роками еластичність судин знижується (модуль пружності зростає), то швидкість пульсової хвилі зростає. Зростає вона також із збільшенням тиску, оскільки при підвищеному тиску судина дещо розтягується, стає більш "напруженою", і для її подальшого розтягнення потрібне більше зусилля.

АРТЕРІАЛЬНИЙ ТИСК

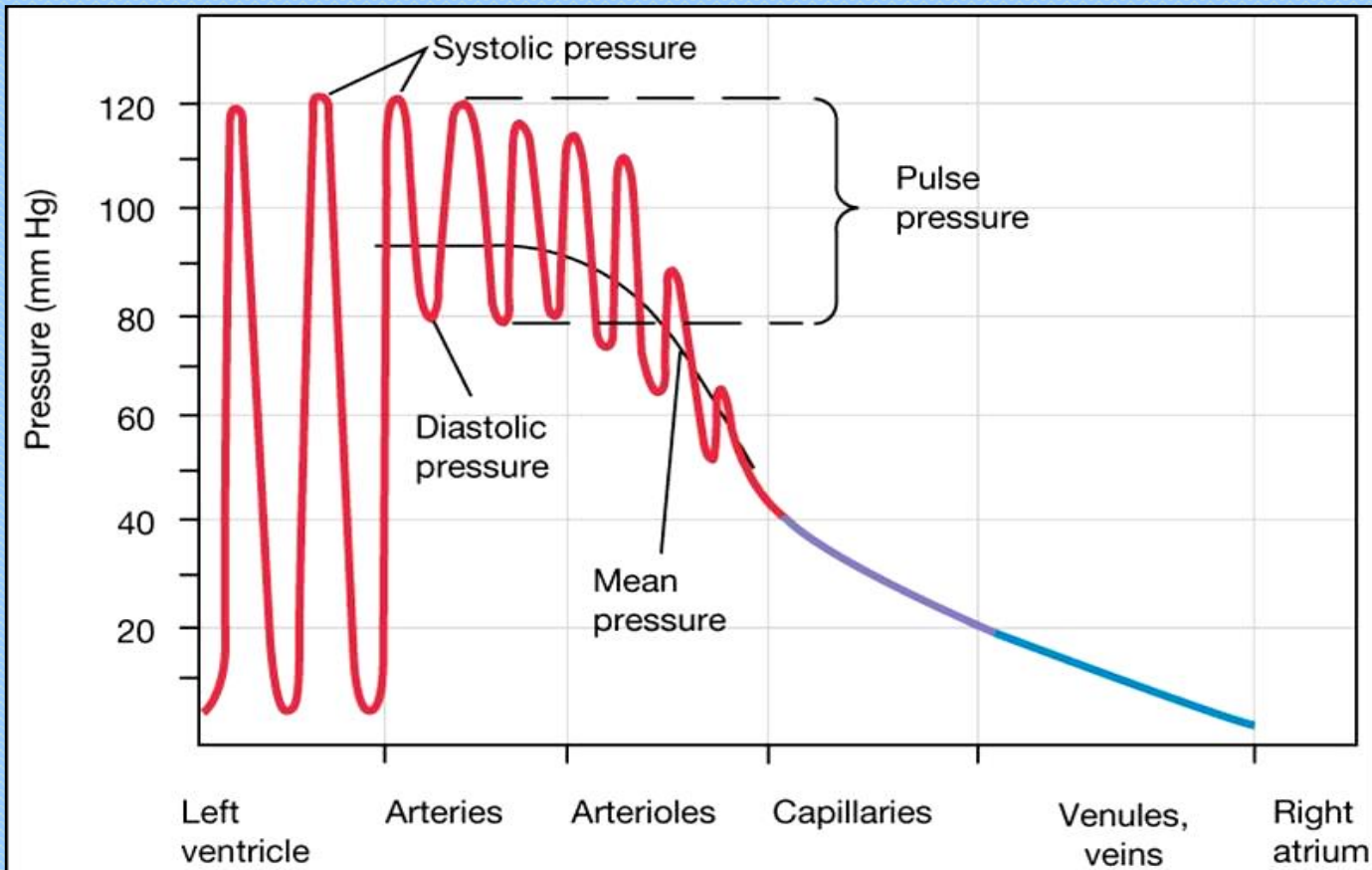


© Brooks/Cole - Thomson Learning

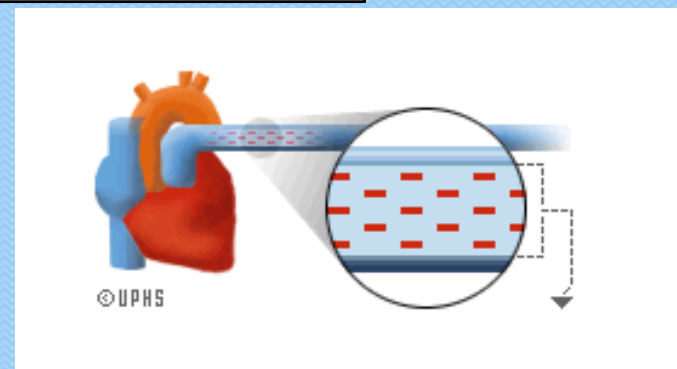
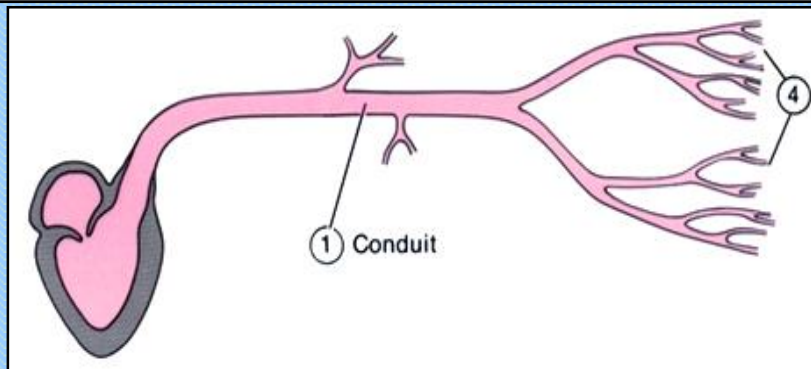
Рух крові в серцево-судинній системі визначається градієнтом тиску, який створюється нагнітальною функцією серця. Стінки аорти пружно розтягуються, що дозволяє їй прийняти додатковий об'єм крові, що викидається серцем під час **систולי**, і лише помірно підняти тиск. Під час **діастоли**, коли серце нічого не перекачує, саме пружне розтягування стінок аорти підтримує тиск, не даючи йому впасти до нуля, і тим самим забезпечує безперервність кровотоку.

В артеріальних судинах, де кров'яний тиск, як і в аорті, значно коливається в залежності від фази серцевого циклу, розрізняють **діастолічний** (мінімальний) і **систолічний** (максимальний) **артеріальний тиск**, а також **пульсовий тиск** (різниця між величинами систолічного і діастолічного АТ). Середню від змін за весь серцевий цикл величину кров'яного тиску, що визначає середню швидкість кровотоку в судинах, називають **середнім тиском**.

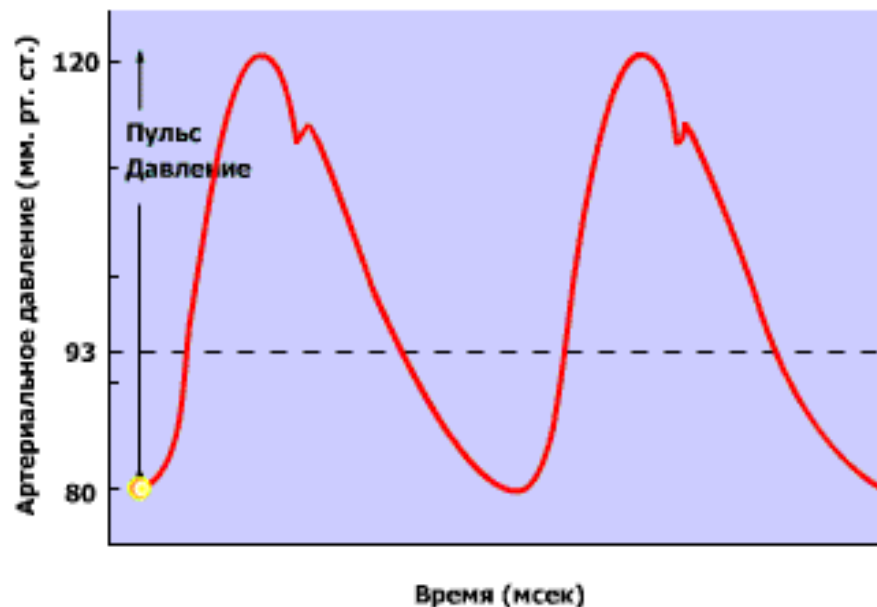
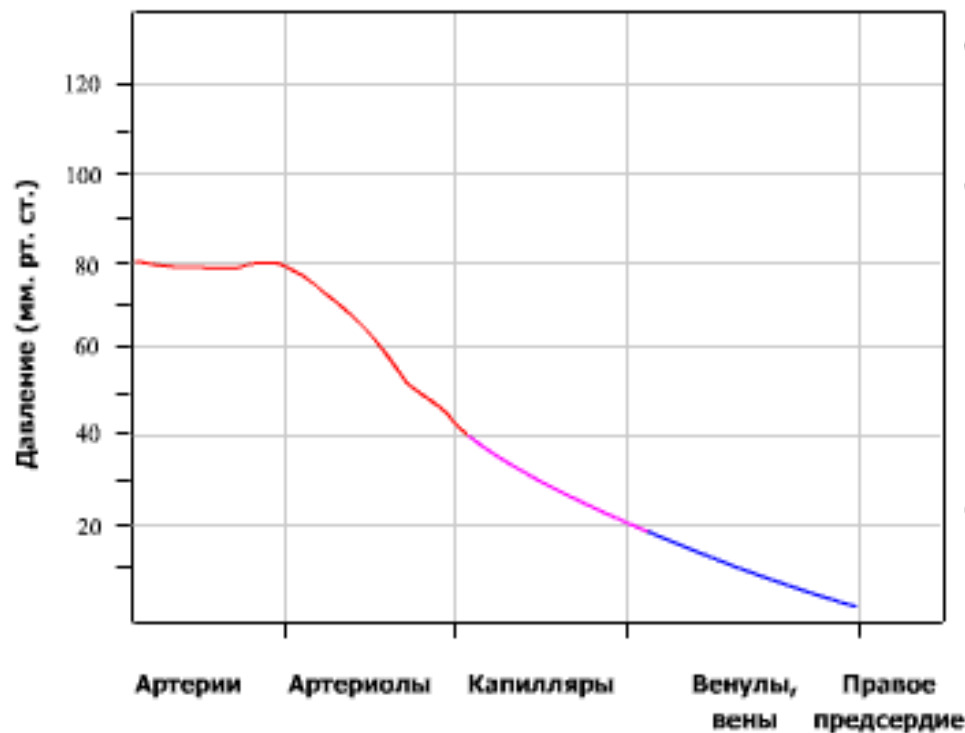
РОЗПОДІЛ ТИСКУ В СЕРЦЕВО –СУДИННІЙ СИСТЕМІ



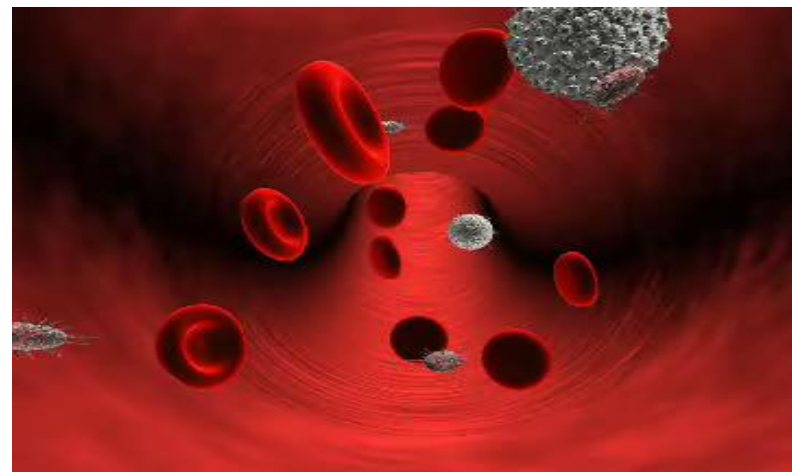
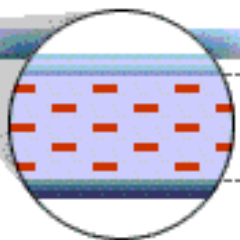
В відповідності з анатомо-фізіологічним розділенням серцево-судинної системи розрізняють **внутрішньо-серцевий, артеріальний, капілярний і венозний кров'яний тиски**



ЗАЛЕЖНІСТЬ ВІД ЧАСУ РОЗПОДІЛУ ТИСКІВ В СЕРЦЕВО – СУДИННІЙ СИСТЕМІ

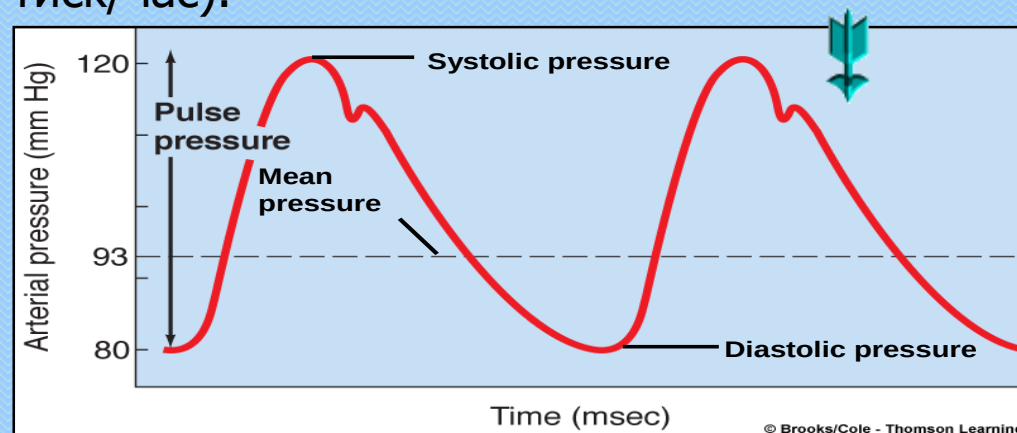


©UPHS

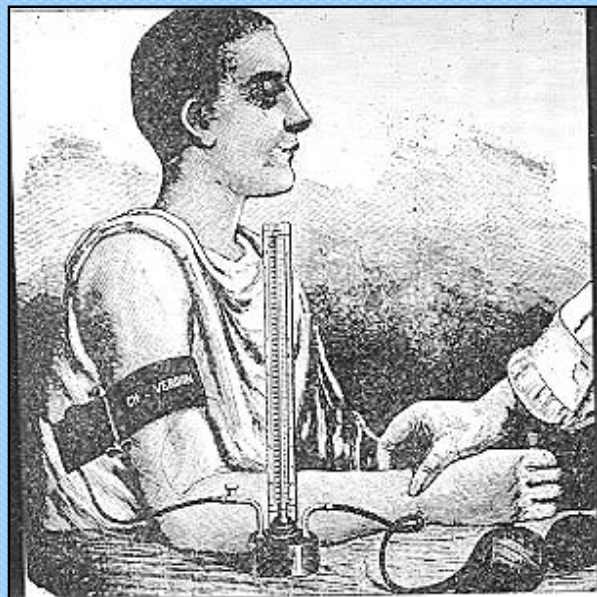


ІНВАЗИВНЕ ВИМІРЮВАННЯ АРТЕРІАЛЬНОГО ТИСКУ

Ця техніка базується на прямому вимірюванні артеріального тиску шляхом установки катетера в артерію (найчастіше в променеву, стегнову, тилу стопи, плечову). Катетер повинен бути сполучений із стерильною магістраллю, заповненою стерильним фізіологічним розчином, яка підключена до монітора. Пацієнти з інвазивним моніторингом вимагають більш уважного нагляду через небезпеку розвитку важкої кровотечі у разі від'єднання магістралі. Цей метод використовується у критичних хворих. Перевагою цієї системи є те, що тиск вимірюється постійно, відображається форма хвилі (графік тиск/час).



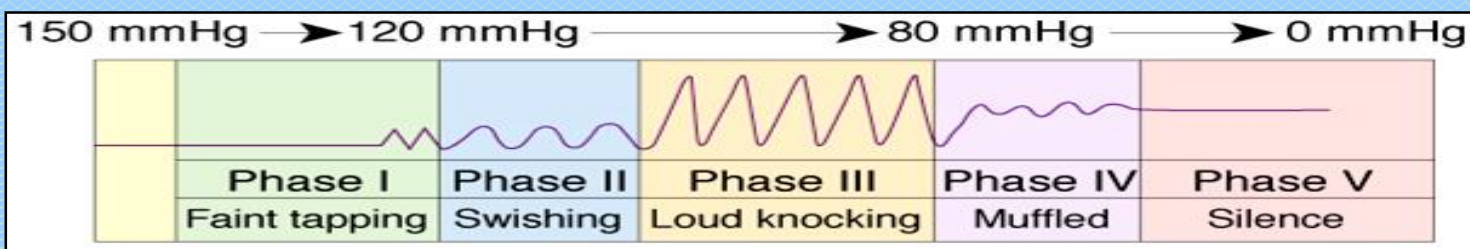
НЕІНВАЗИВНЕ ВИМІРЮВАННЯ АРТЕРІАЛЬНОГО ТИСКУ



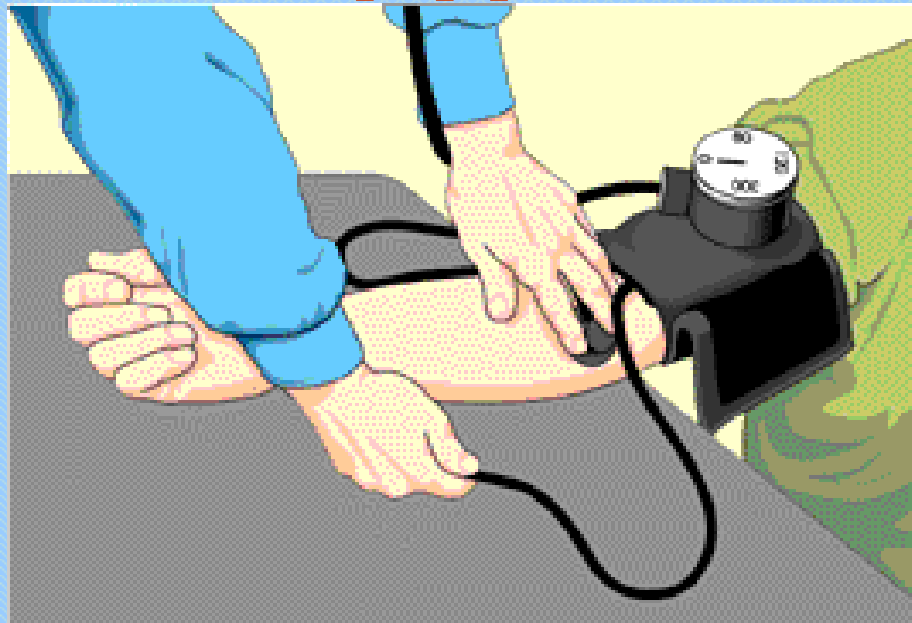
У 1896 р. італієць **Сципіоне Ріва-Роччи** запропонував методику вимірювання АТ за допомогою ртутного сфігмометра. В манжету нагнітається повітря до зникнення пульсу, про величину ж АТ судять по появі пульсу при декомпресії манжети. Дана методика дозволяє вимірювати тільки систолічний АТ. Всі існуючі до початку ХХ століття неінвазивні способи вимірювання АТ не давали можливості точно вимірювати його у людини. Новий етап в історії вимірювання АТ у людини пов'язаний з ім'ям російського хірурга **Н.С.Короткова** (1874–1920). Н.С.Коротков встановив, що якщо накласти на плече манжету Ріва-Роччи і швидко підняти в ній тиск до зникнення пульсу на променевій артерії, то ніякі звуки у дис-



тальному відрізку плечової артерії не вислуховуються; але потім, якщо поступово знижувати тиск в манжеті, в тому ж місці спочатку вислуховуються тони, потім шуми, потім гучні тони, інтенсивність яких поступово зменшується, і, нарешті, всі звуки в плечовій артерії повністю зникають. Саме таке закономірне чергування звуків, лягло в основу відкритого ним звукового методу вимірювання систолічного (максимального) і діастолічного (мінімального) артеріального тиску у людини.



ПРОЦЕДУРА ВИМІРЮВАННЯ ТИСКУ



Обмотати манжету навкруги плеча і накачати її до тиску, що перевищує систолічний. Потім поволі знижувати тиск в манжеті, одночасно за допомогою стетоскопа прослуховуючи шуми над плечовою артерією. При деякому тиску з'явиться звук ударів, співпадаючий з ритмом серця. При подальшому зменшенні тиску в манжеті звуки ударів стають спочатку голоснішими, а потім тихішими і, нарешті, при деякому тиску зникають. Звуки, чутні при вимірюванні АТ, називаються **тонами Короткова** і проходять 5 фаз.

Вимірювання АТ звичайно проводять в області плеча (тобто на рівні серця) тому, що гідростатична складова тиску в плечовій артерії дорівнює нулю.



← 20mmHg

← 0mmHg

← 80mmHg

20mmHg

0mmHg

20mmHg



5 ФАЗ ТОНІВ КОРОТКОВА

Korotkoff Sounds

Learning the nature of these Korotkoff sounds allows us to identify the systolic and diastolic pressure. Once the stethoscope is in place, inflate the bladder to 20–30 mmHg above the reading noted in the palpation technique. Then slowly unscrew the valve to deflate the bladder 2mm/s while listening for the appearance of the Korotkoff sounds. They are as follows:



Phase 5

The point at which the sound disappears. This is the diastolic blood pressure reading.



Note: The phase I and phase V readings should be rounded up to the nearest 2 mmHg and recorded.

If another recording is needed, be sure the bladder has been completely deflated and wait a minimum of 30 seconds.



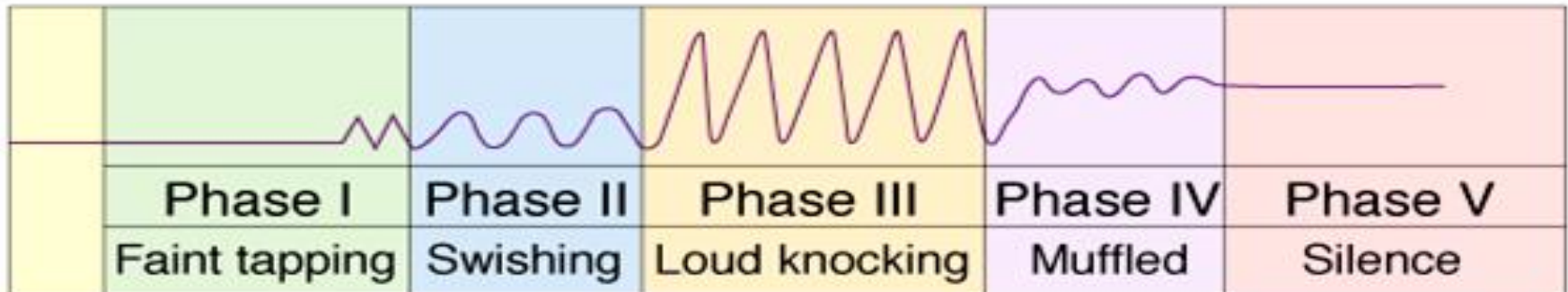
1.початковий «стук» (тиск в манжетці ⇒ систоличний тиск)

2.інтенсивність звуків збільшується

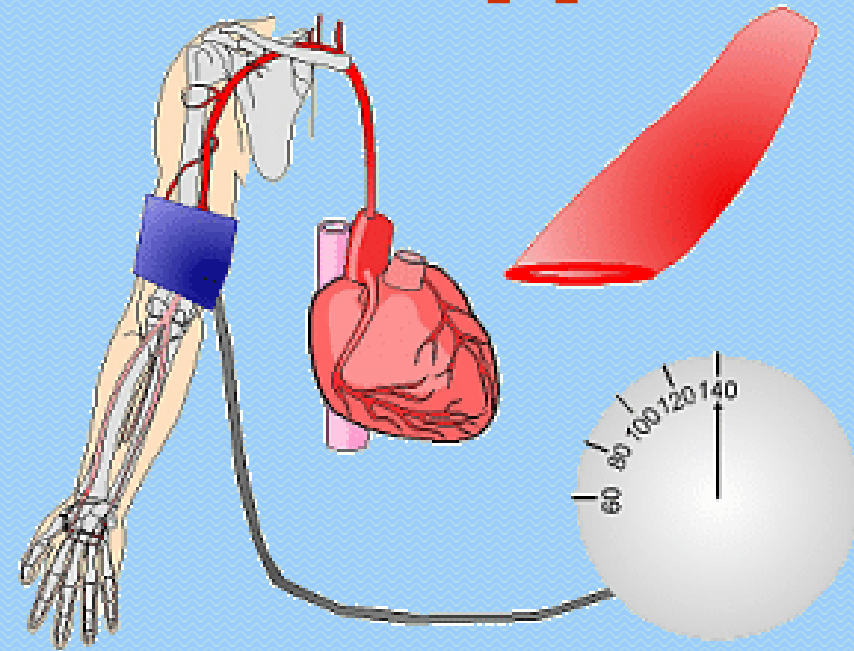
3. звук досягає максимальної сили

4. звук послаблюється

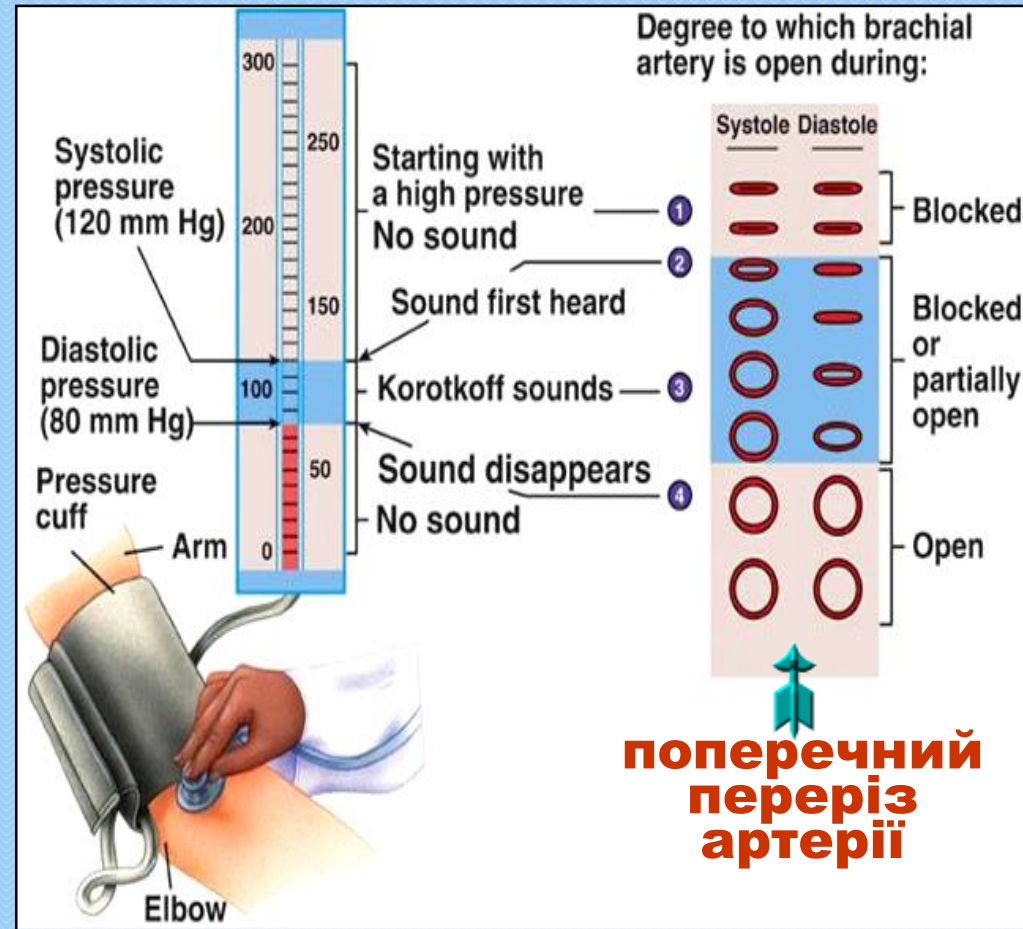
5. тони зникають (тиск в манжетці $\Rightarrow$ діастолічний тиск)



ПРИРОДА ТОНІВ КОРОТКОВА



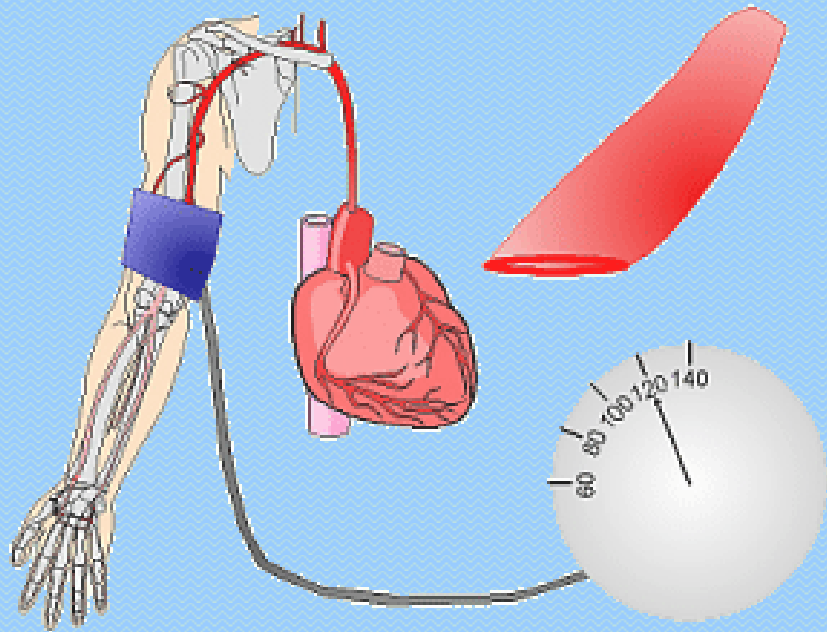
**тиск в манжетці вище
систолического тиску
(кров не рухається)**



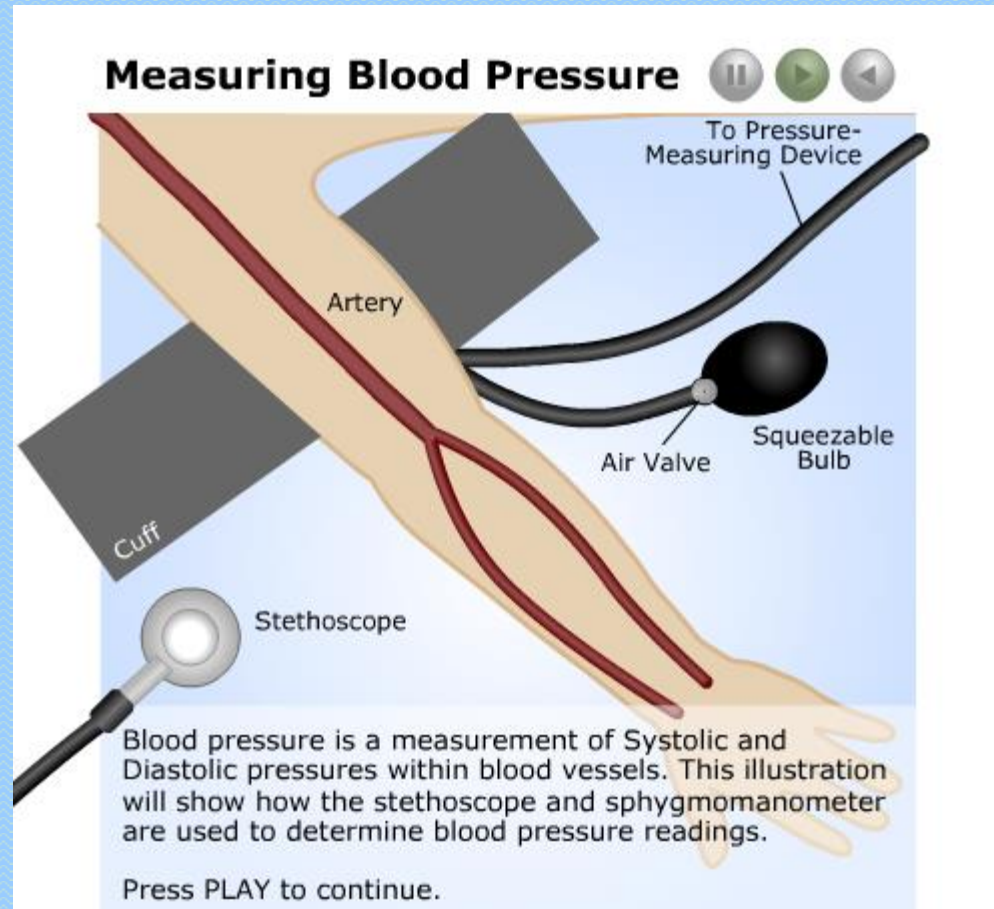
**поперечний
переріз
артерії**

Наявність фаз тонів Короткова пов'язана з наступними причинами. При тиску в манжеті, що перевищує систолічний тиск крові, артерія повністю перетиснута, кров не рухається і звуки, нижче області перетиску не прослуховуються. При тиску між систолічним і діастолічним під час систоли тиск крові перевищує зовнішній тиск (тобто артерія періодично відкривається), порція крові долає область перетиску і порушує коливання стінок артерії, що призводить до появи звуку. При тиску в манжеті нижче діастолічного артерія постійно відкрита, кров рухається безперервним потоком і звуки відсутні.

ПРИРОДА ТОНІВ КОРОТКОВА

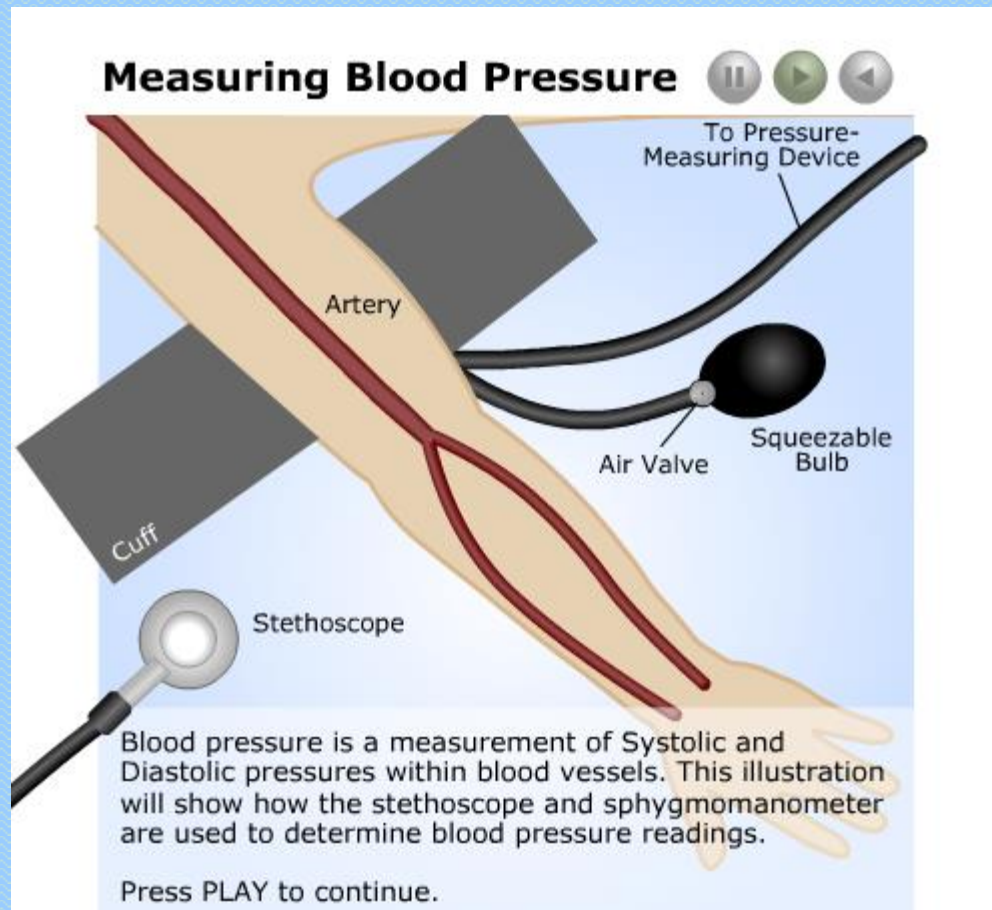
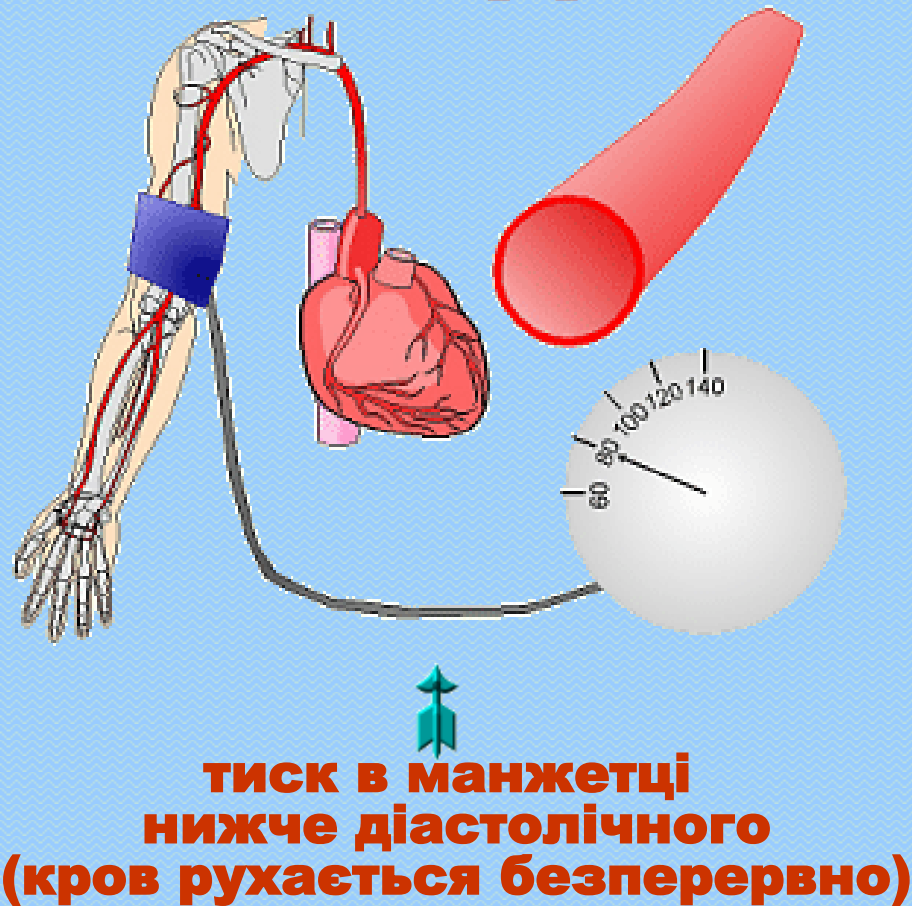


↑
**Тиск в манжетці між
систоличним і діастолічним
(кров рухається порціями)**



Наявність фаз тонів Короткова пов'язана з наступними причинами. При тиску в манжеті, що перевищує систолічний тиск крові, артерія повністю перетиснута, кров не рухається і звуки, нижче області перетиску не прослуховуються. При тиску між систолічним і діастолічним під час систоли тиск крові перевищує зовнішній тиск (тобто артерія періодично відкривається), порція крові долає область перетиску і порушує коливання стінок артерії, що призводить до появи звуку. При тиску в манжеті нижче діастолічного артерія постійно відкрита, кров рухається безперервним потоком і звуки відсутні.

ПРИРОДА ТОНІВ КОРОТКОВА



Наявність фаз тонів Короткова пов'язана з наступними причинами. При тиску в манжеті, що перевищує систолічний тиск крові, артерія повністю перетиснута, кров не рухається і звуки, нижче області перетиску не прослуховуються. При тиску між систолічним і діастолічним під час систоли тиск крові перевищує зовнішній тиск (тобто артерія періодично відкривається), порція крові долає область перетиску і порушує коливання стінок артерії, що призводить до появи звуку. При тиску в манжеті нижче діастолічного артерія постійно відкрита, кров рухається безперервним потоком і звуки відсутні.