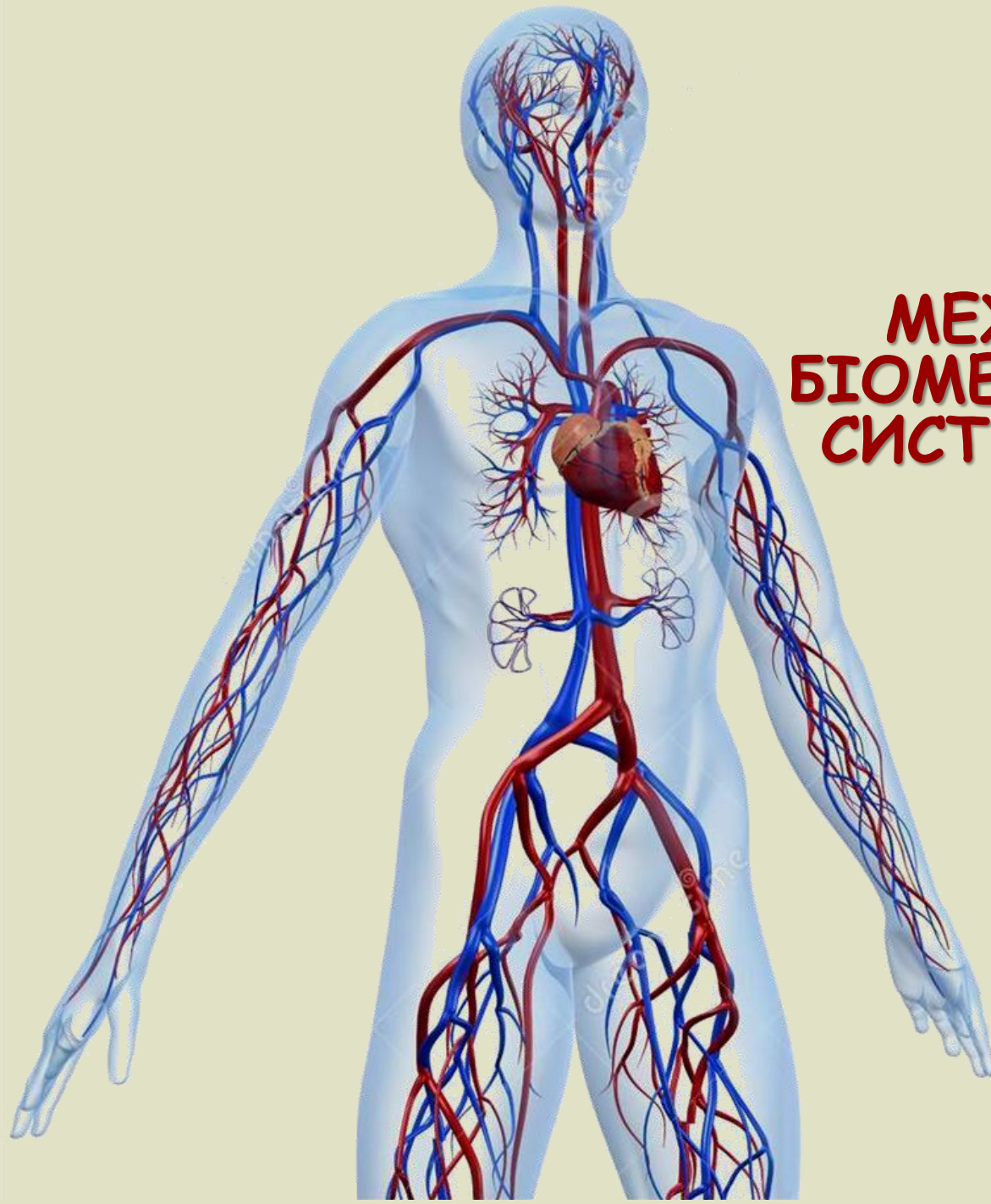
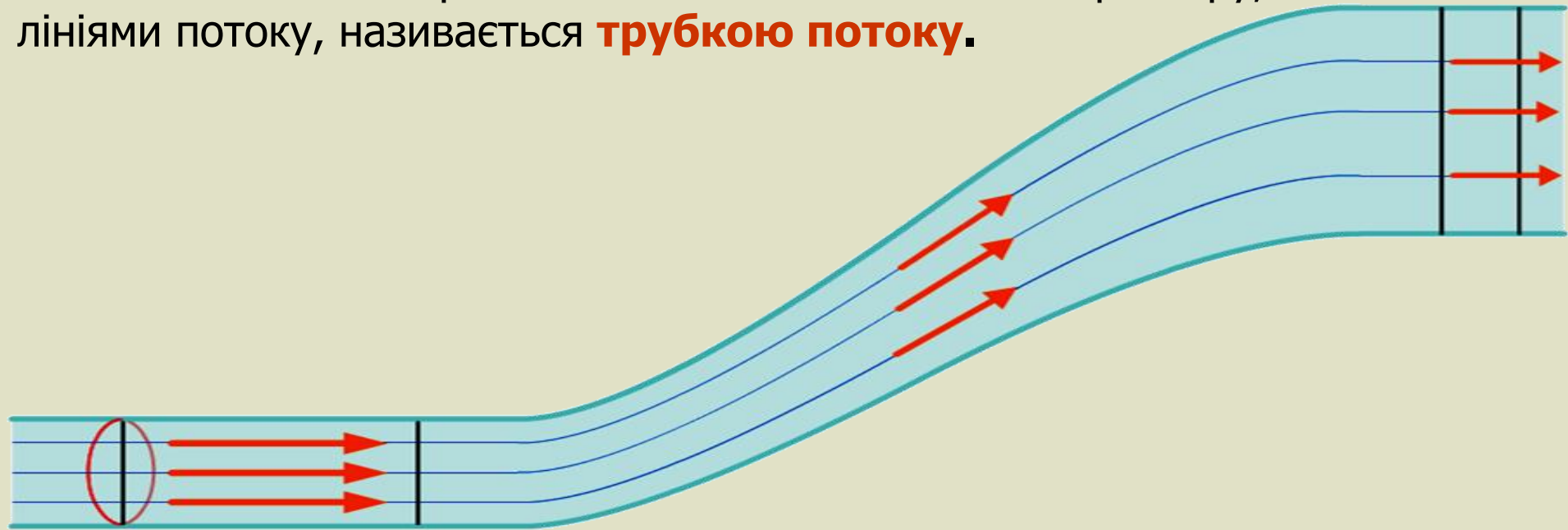


**МЕХАНІКА РІДИН.  
БІОМЕХАНІЧНІ ОСНОВИ  
СИСТЕМИ КРОВООБІГУ  
ЛЮДИНИ**



# ОСНОВИ ГІДРОДИНАМІКИ

**Гідродинаміка** (від гідро... і 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, що 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.

Laminar Flow



Turbulent Flow



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**:

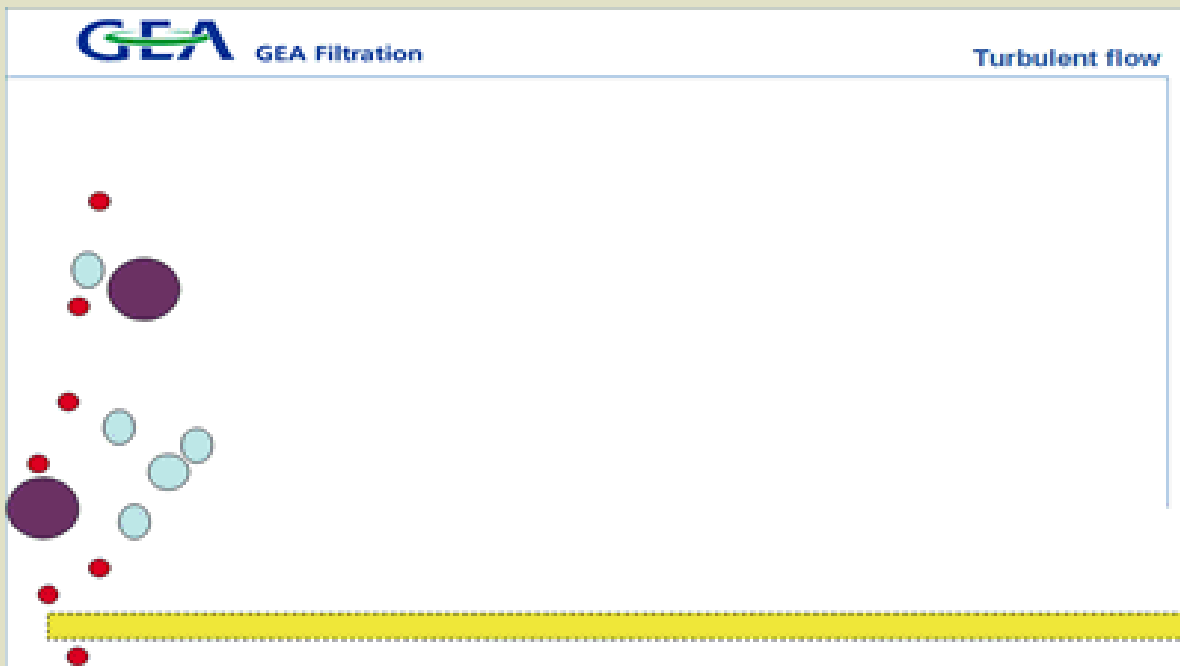
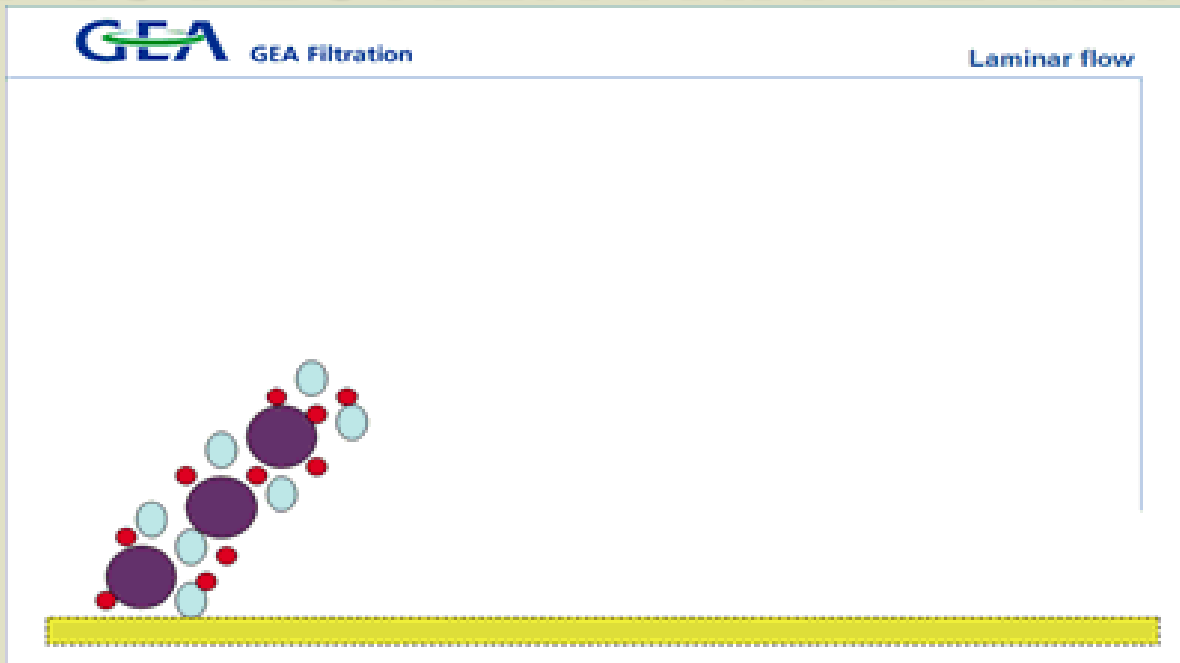
$$Re = \rho v r / \eta,$$

де  $\rho$  - густина рідини;  $v$  - середня швидкість потоку;  $\eta$  – коефіцієнт в'язкості рідини;  $r$  - радіус перерізу циліндричної труби.

# ЛАМІНАРНА І ТУРБУЛЕНТНА ТЕЧІЯ

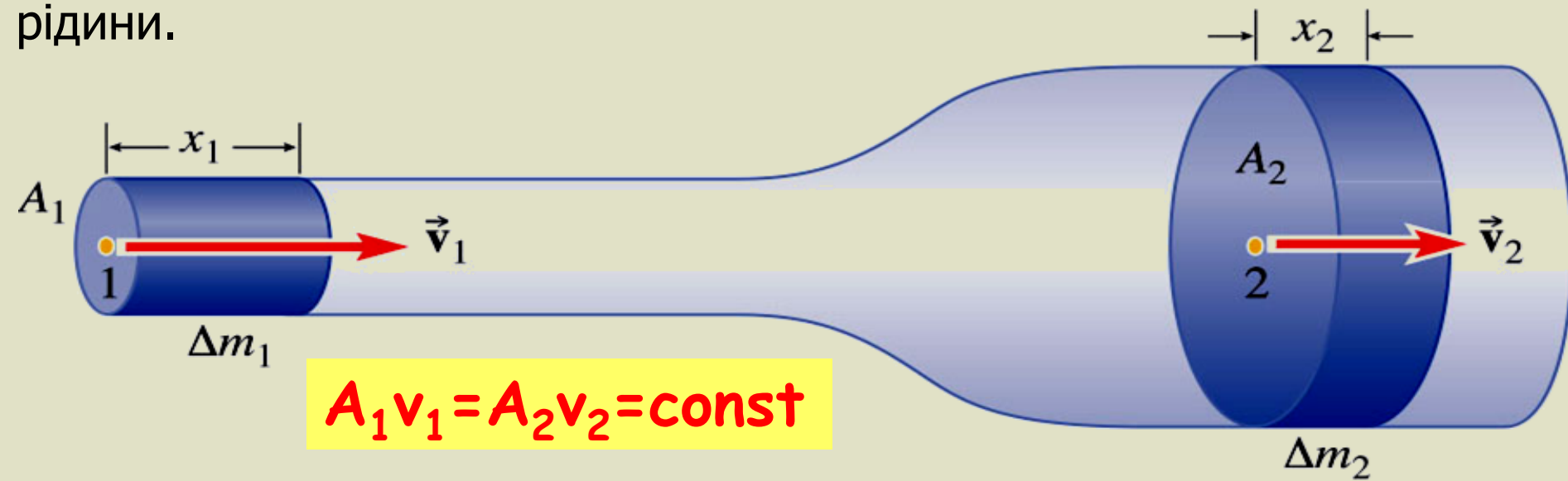
**Ламінарна течія** (lamina - пластинка, смужка) - це впорядкована плавна течія рідини, при якій рідина переміщується як би шарами, паралельними напрямку течії (наприклад - стінкам циліндричної труби), не перемішуючись.

При **турбулентній течії** (turbulentus - хаотичний, вихровий) частки рідини здійснюють несталі рухи по складних траєкторіях, що призводить до інтенсивного перемішування між шарами рідини, тобто шарувата структура течії порушується.



# УМОВА НЕРОЗРИВНОСТІ

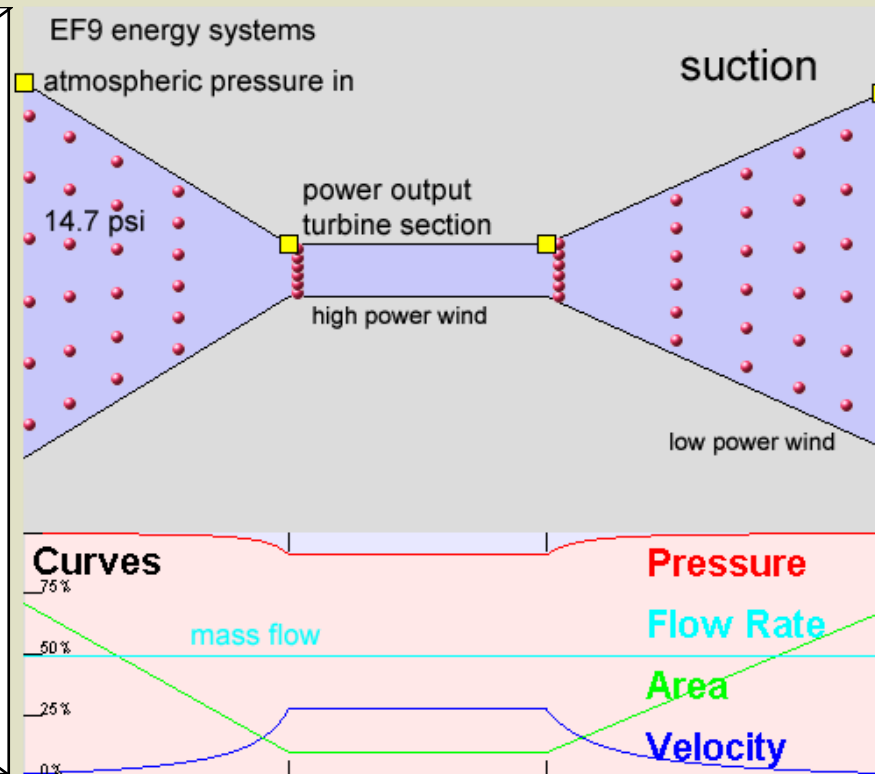
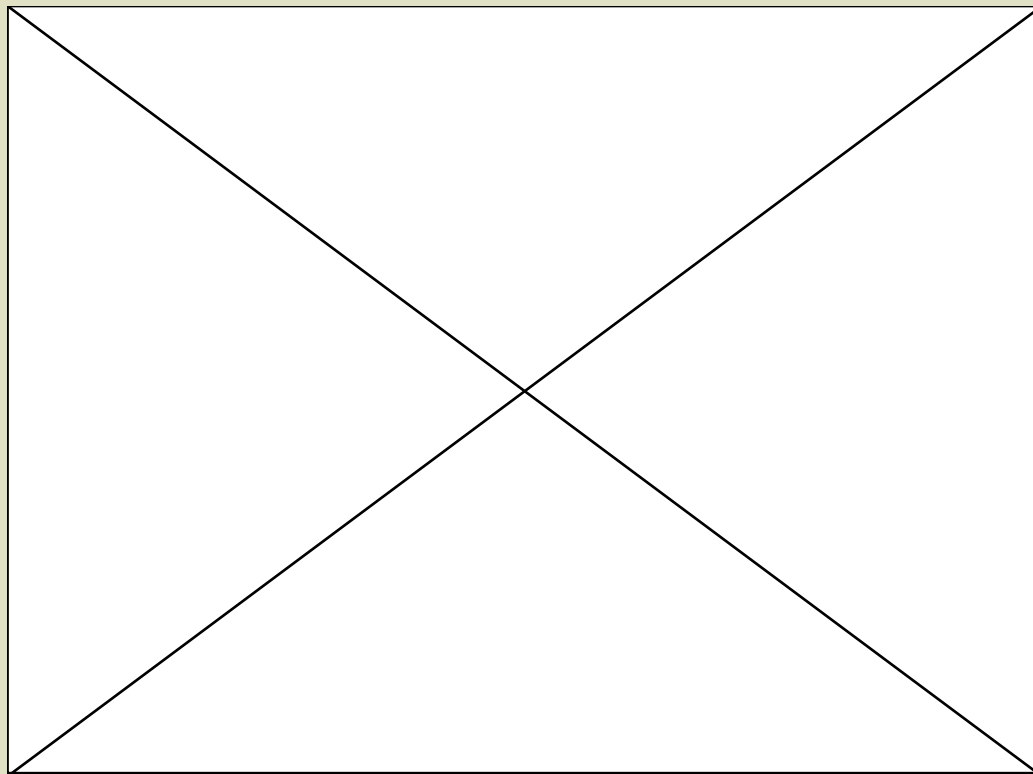
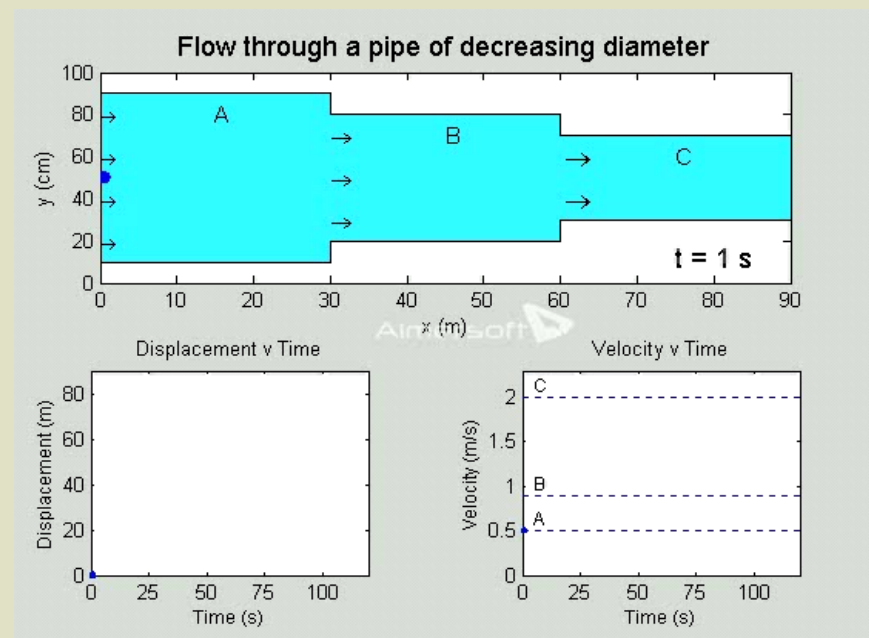
Розглянемо течію ідеальної рідини в середині деякої трубки потоку, яка має такі перерізи, що швидкість молекул рідини в аби-якій точці кожного з них однакова. Так як ідеальна рідина нестислива, то її маса зосереджена між перерізами  **$A_1$**  і  **$A_2$**  трубки потоку, з плином часу не змінюється. Отже, об'єм рідини  **$dQ$** , яка протекла через ці перерізи за проміжок часу  **$dt$** , будуть рівні. Оскільки  **$dQ = A \cdot v \cdot dt$** , то виконується співвідношення:  **$A \cdot v = \text{const}$** , або  **$A_1 v_1 = A_2 v_2$** . Цей вираз називають **умовою нерозривності**. Її фізичний зміст полягає в тому, що рідина ніде не накопичується, тобто за однаковий проміжок часу в трубку потоку втікає і витікає рівна кількість рідини.



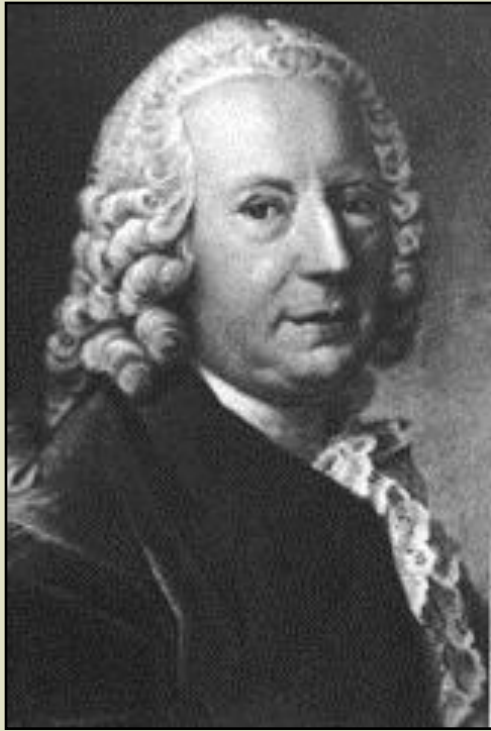
# УМОВА

# НЕРОЗРИВНОСТІ

Важливим наслідком умови нерозривності є залежність швидкості течії рідини від площі поперечного перерізу: швидкість течії обернено пропорційна площі поперечного перерізу.



# РІВНЯННЯ БЕРНУЛЛІ

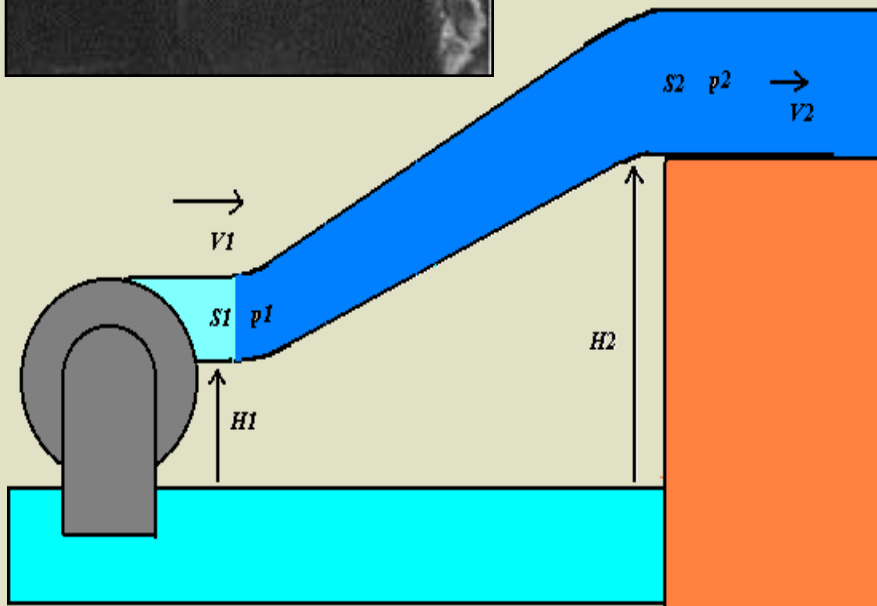


**Рівняння Бернуллі** є окремим випадком закону збереження енергії для ідеальної рідини. Це рівняння показує, що повна механічна енергія елементу рідини масою **m**, що є сумою потенційної (тиску і сили тяжіння) і кінетичної енергій, залишається постійною уздовж трубки потоку рідини в усіх її перерізах:

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

Якщо поділити це рівняння на об'єм **V**, то отримаємо

$$P + \frac{1}{2} \rho v^2 + \rho gh = \text{const}$$



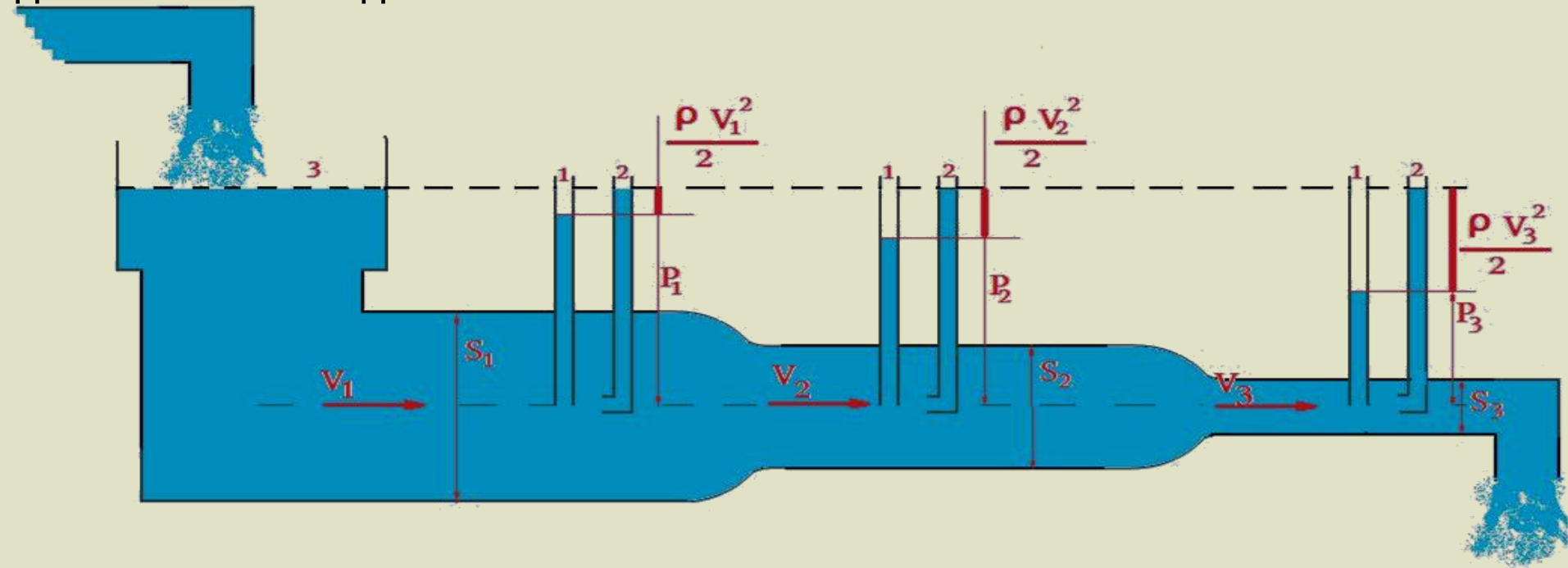
- m** - маса елементу рідини,
- V** - об'єм елементу рідини,
- ρ** - густина рідини,
- v** - швидкість потоку в конкретному перерізі,
- h** - висота, на якій знаходиться елемент рідини,
- P** - тиск

# РІВНЯННЯ БЕРНУЛЛІ

Для горизонтальної трубки  **$h = \text{const}$** , і рівняння Бернуллі приймає вигляд

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

звідки витікає, що при зменшенні перерізу потоку, із-за збільшення швидкості течії (згідно з умовою нерозривності), динамічний тиск  **$\rho v^2/2$**  росте, а статичний тиск  **$P$**  падає. Вказані тиски можна виміряти за допомогою трубок Піто, одна з яких повернена назустріч потоку і відбиває повний тиск рідини (статичний плюс динамічний). Інша розташована перпендикулярно осі потоку і відбиває тільки статичний тиск рідини. Різниця між цими двома тисками є динамічним тиском.

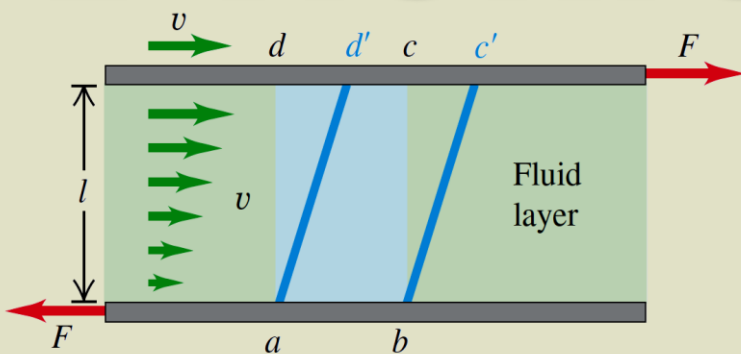


# РІВНЯННЯ БЕРНУЛЛІ

If the fluid is moving, the pressure can change in the horizontal direction. We observe the fact that the fluid is moving faster in the narrow region in a pipe. Does this imply that the pressure would be higher in the narrow region?



# В'ЯЗКІСТЬ РІДИНИ



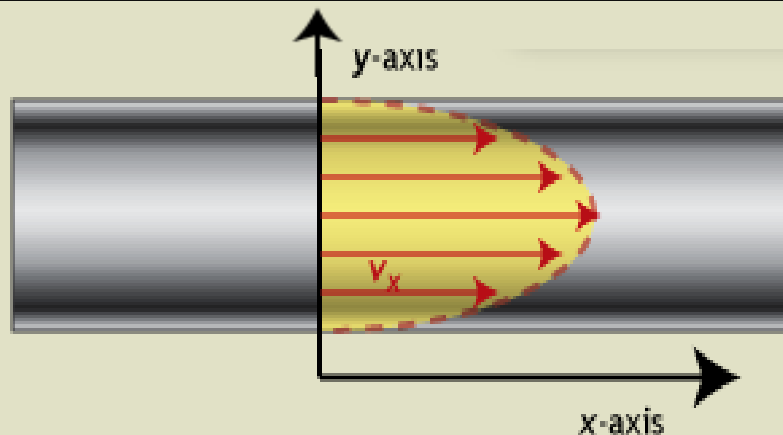
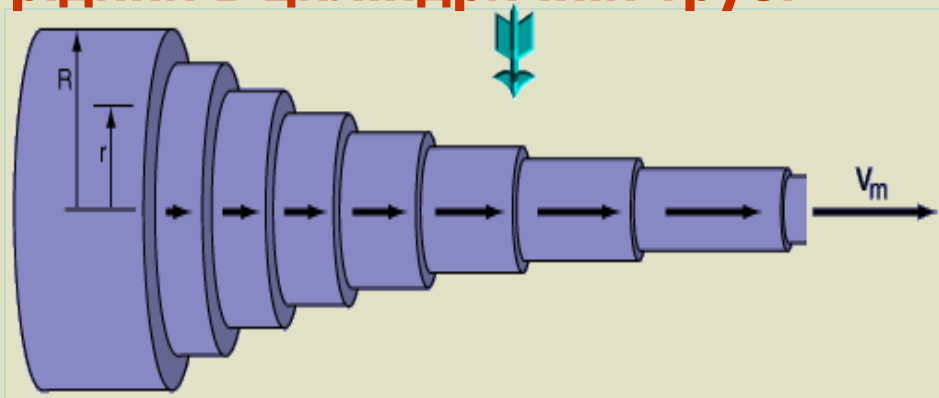
Ньютон встановив дослідним шляхом, що при ковзанні однієї відносно іншої двох паралельних пластин, простір між якими заповнено рідиною, сили в'язкого тертя перешкоджають цьому ковзанню. Так, при русі зі швидкістю  $\mathbf{v}$  верхньої пластини з площиною

$\mathbf{S}$  відносно нижньої, виникає сила в'язкого тертя, яка направлена проти руху і дорівнює  $\mathbf{F}_\tau = \eta \mathbf{S} \mathbf{v}/h$ . 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  $\eta$ .

Шари в рідині, яка рухається



Розподіл швидкостей при русі рідини в циліндричній трубі



# ВИМІРЮВАННЯ В'ЯЗКОСТІ РІДИНИ

## МЕТОД ПАДАЮЧОЇ КУЛЬКИ

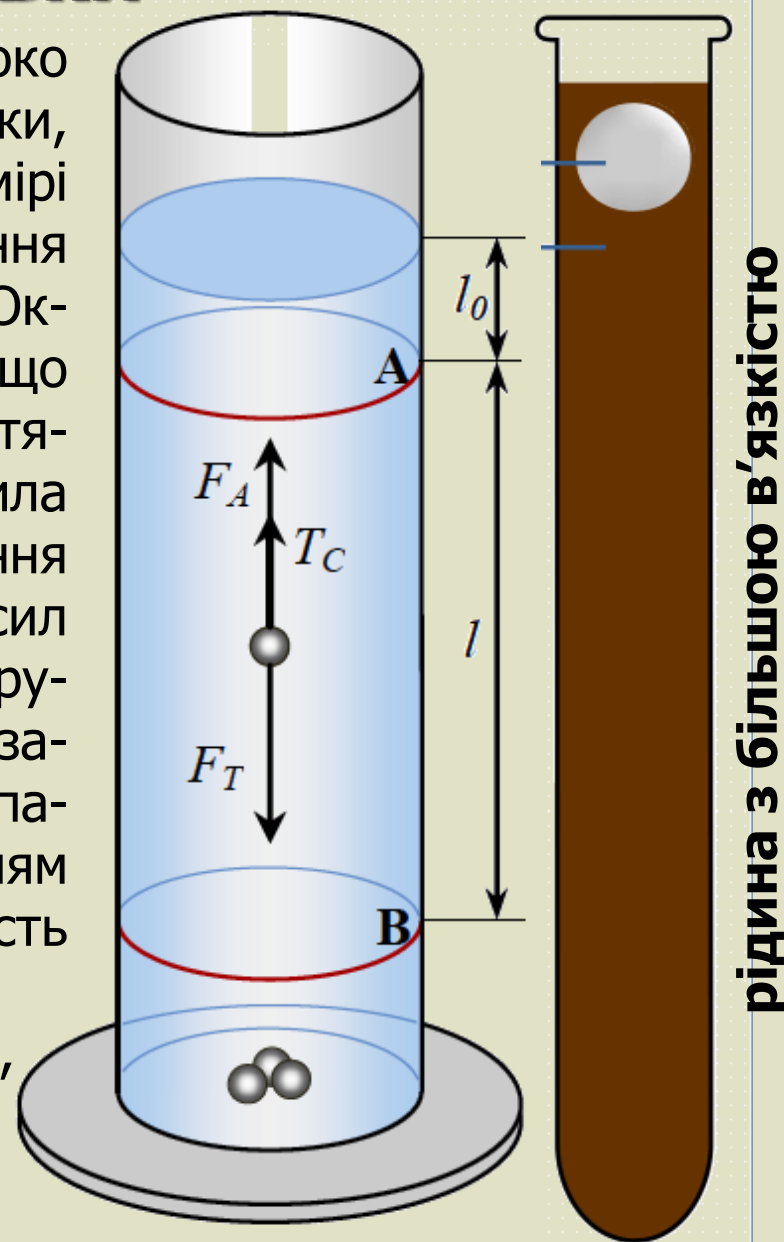
У лабораторній практиці широко поширений простий метод кульки, що падає, ґрунтований на вимірі швидкості рівномірного падіння кульки в досліджуваній рідині. Окрім сили опору  $T_c$ , на кульку, що знаходиться в рідині, діють сила тяжіння  $F_T$  і сила Архімеда  $F_A$ . Сила опору зростає у міру збільшення швидкості кульки. Коли сума сил стане рівною нулю, кулька далі рухатиметься рівномірно. Згідно із законом Стоксу швидкість такого падіння  $V$  можна описати рівнянням  $v = 2gr^2(\rho - \sigma)/9\eta$ , звідки в'язкість  $\eta = 2gr^2(\rho - \sigma)/9v$ . Тут

$g$  - прискорення вільного падіння,

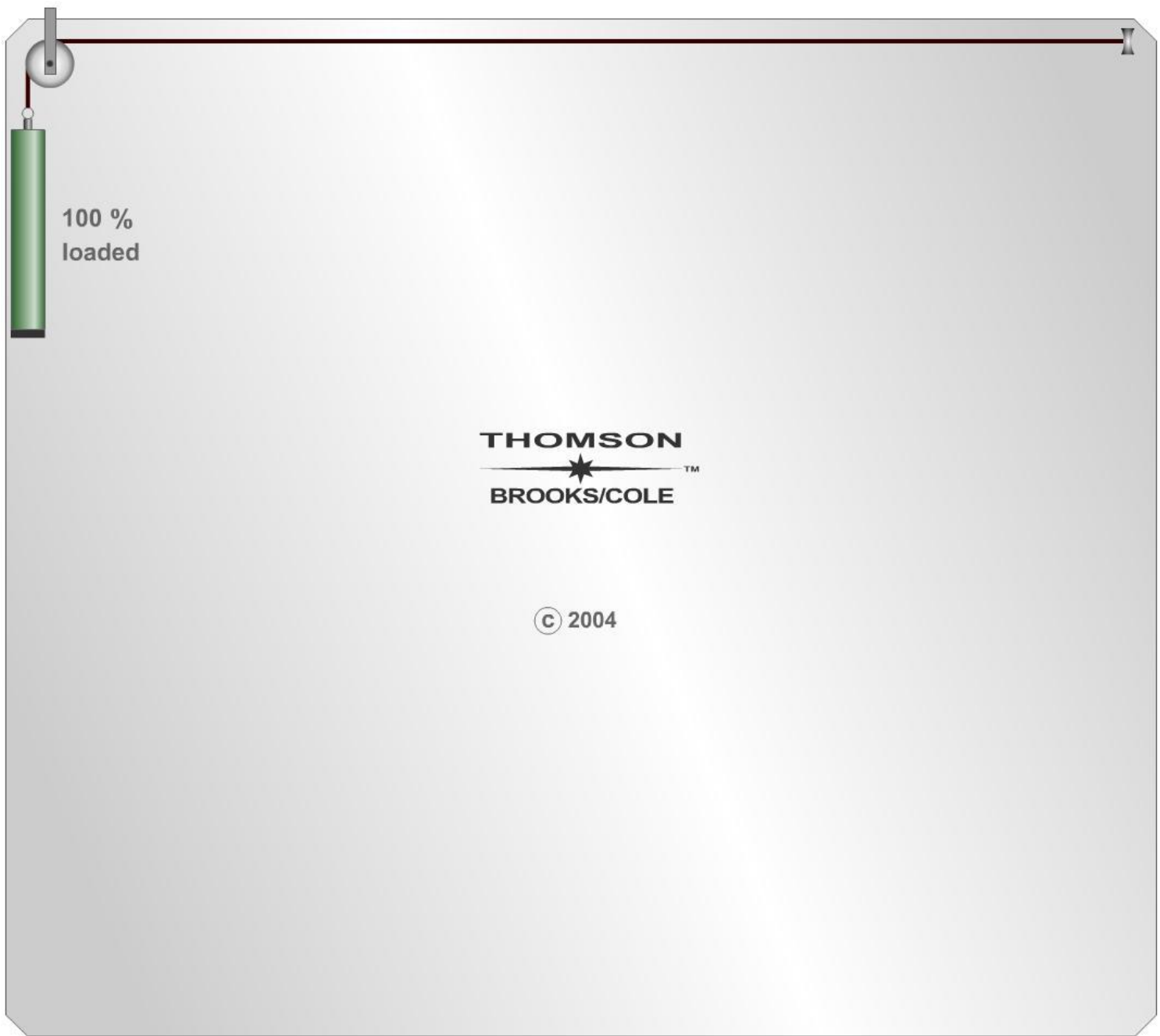
$r$  - радіус кульки

$\rho$  - густина матеріалу кульки,

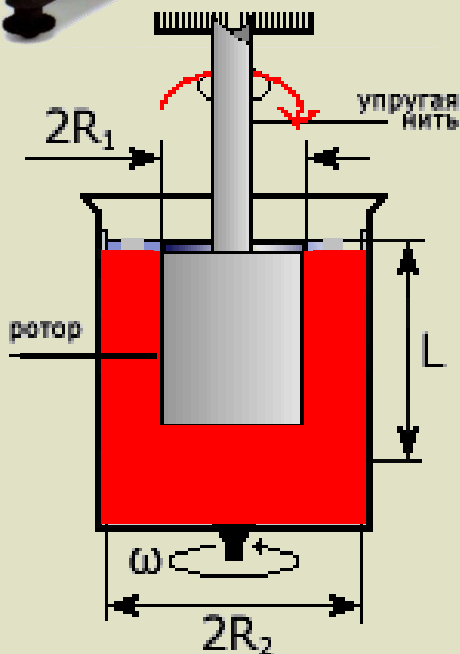
$\sigma$  - густина рідини.



# МЕТОД ПАДАЮЧОЇ КУЛЬКИ

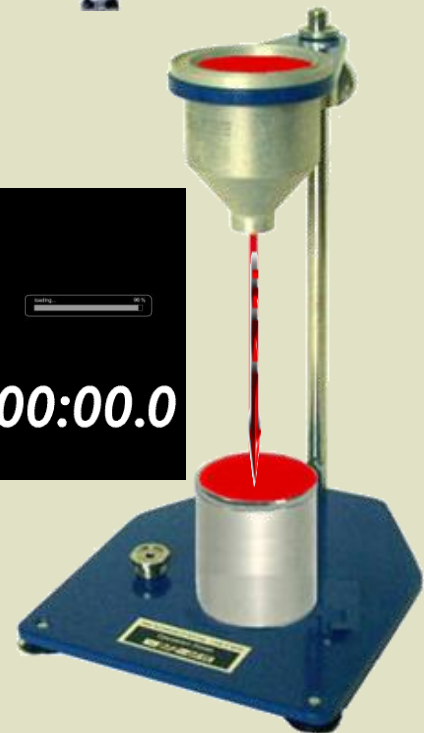


# ВИМІРЮВАННЯ В'ЯЗКОСТІ РІДИНИ РОТАЦІЙНИЙ МЕТОД ВІСКОЗИМЕТРІЇ



В ротаційних віскозиметрах досліджувана рідина знаходиться в щілині між двома вісьовими циліндрами, причому один з циліндрів (ротор) повертається, а другий нерухомий. Очевидно, що обертальний рух ротора віскозиметра передається до іншої поверхні за допомогою руху в'язкого середовища (передбачається відсутність прослизання середовища у поверхонь тіла). В'язкість визначається з крутячого моменту при заданій кутовій швидкості, або з кутової швидкості при заданому крутячому моменті.

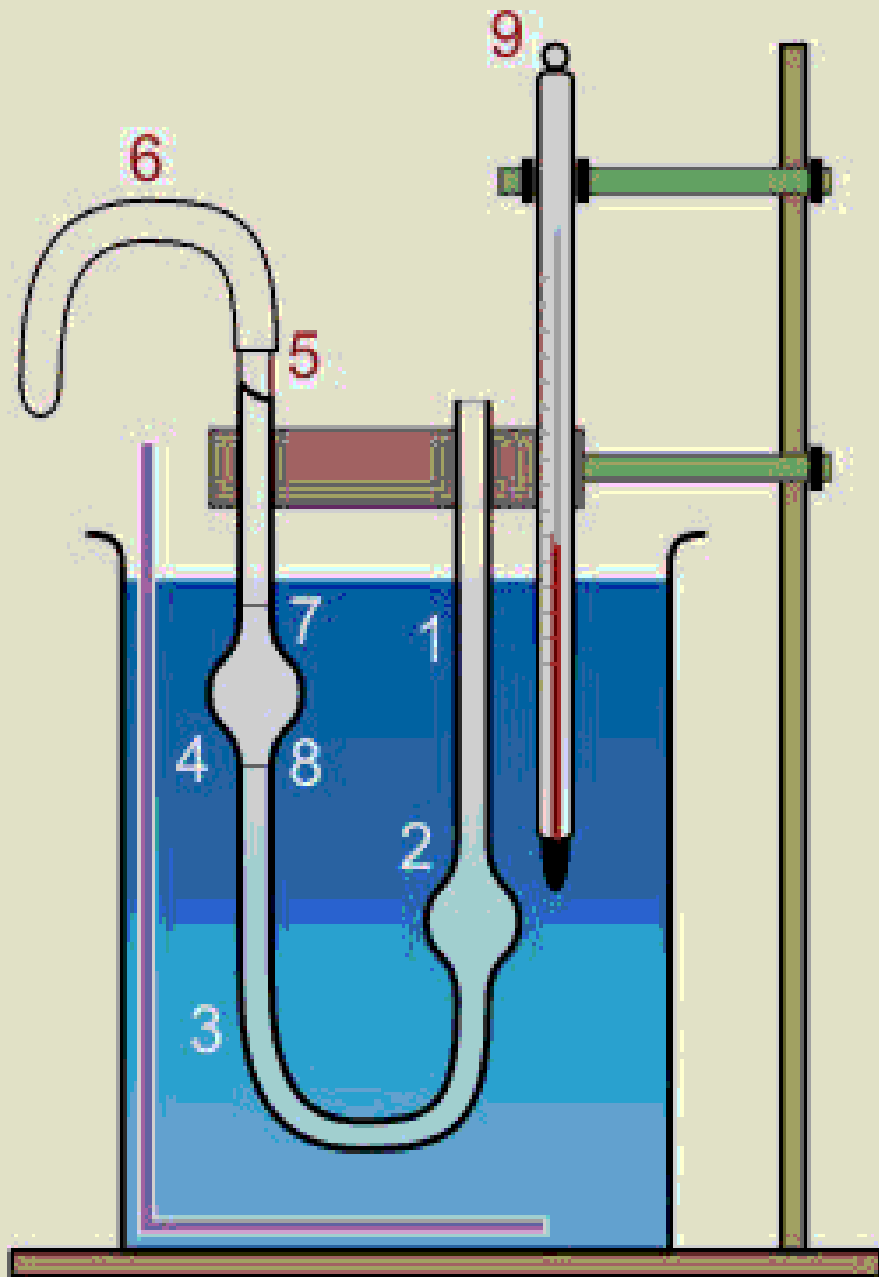
# КАПІЛЯРНА ВІСКОЗИМЕТРІЯ



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. 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.

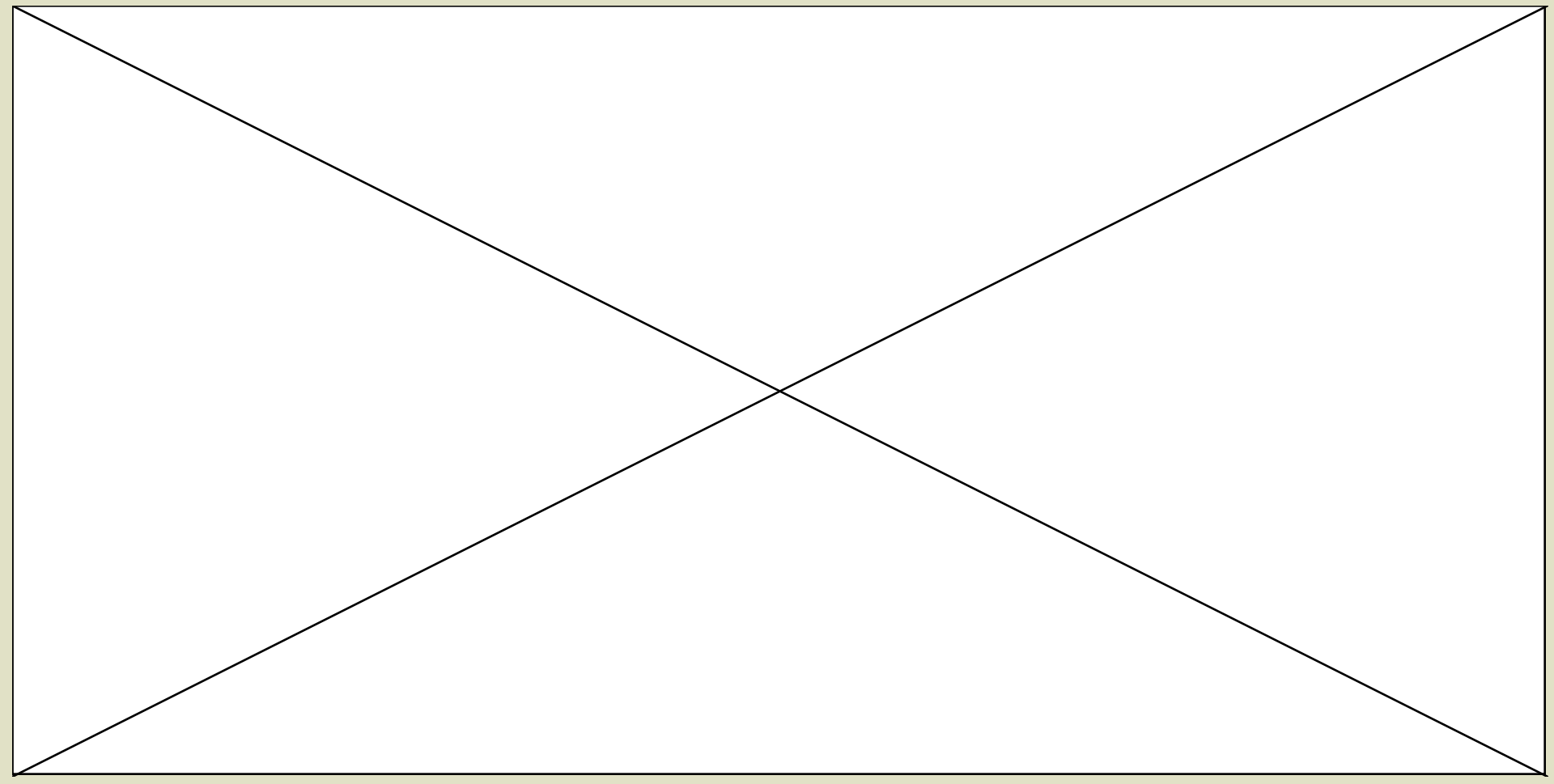
$$Q = \frac{\pi P r^4}{8 \eta l}$$

# КАПІЛЯРНА ВІСКОЗИМЕТРІЯ



Прилад являє собою U - подібну скляну трубку, широке коліно 1, якої закінчується внизу розширенням 2, а інше коліно складається з капіляра 3, що закінчується нагорі кулькою 4, який переходить у більш широку трубку 5. Під кулькою і над ним на трубках 5 і 6 нанесені дві мітки 7 і 8, що обмежують певний обсяг рідини, час витікання якого вимірюється при досліді. Прилад закріплюють у затисках на штативі і опускають у склянку з водою так, щоб рівень води був вище верхньої мітки 7. У склянку опускають також термометр 9. При цьому спостерігають витікання рідини, що міститься в кульці 4.

# КАПІЛЯРНА ВІСКОЗИМЕТРІЯ



# ВИМІРЮВАННЯ В'ЯЗКОСТІ КРОВІ

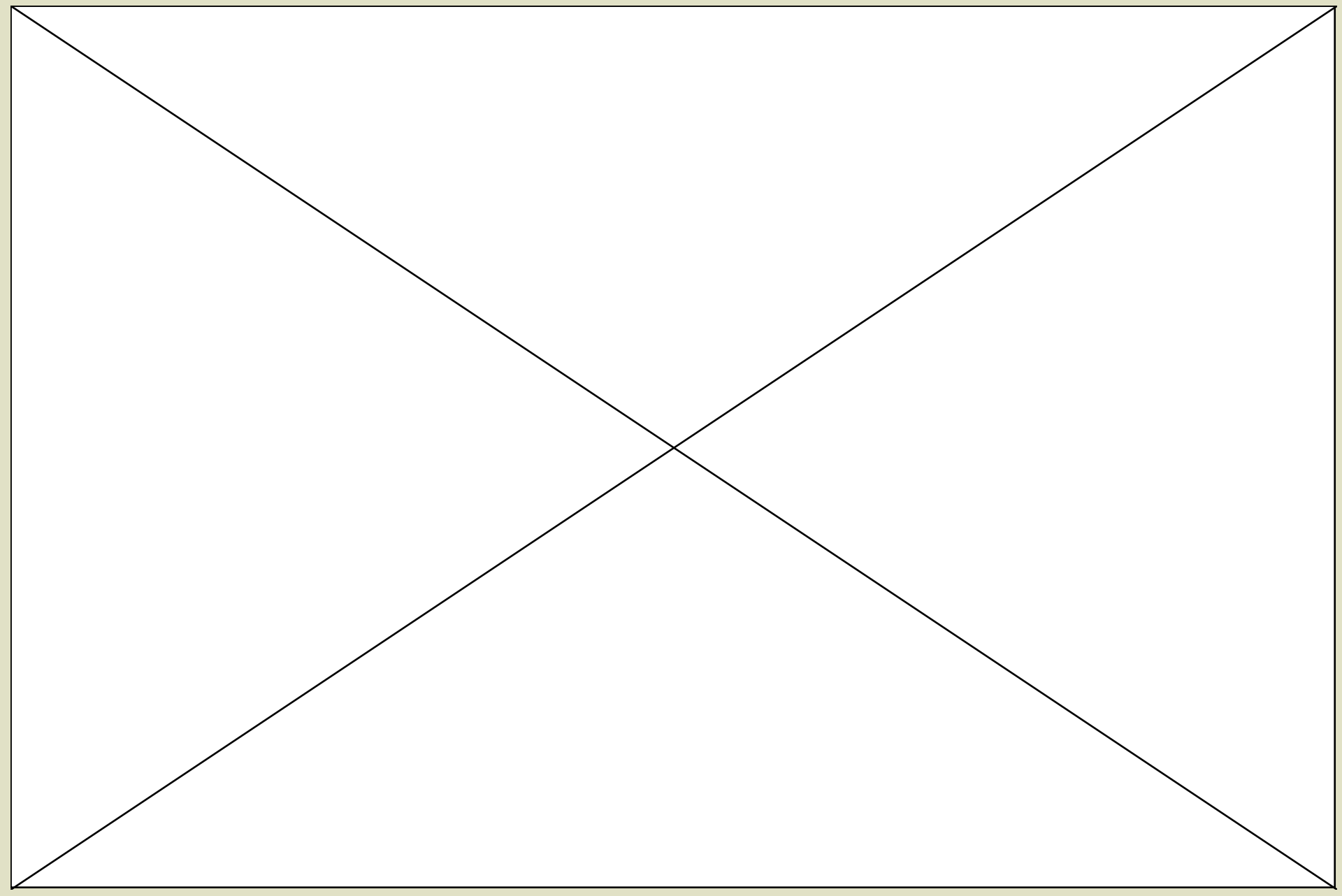
Принцип дії віскозиметра ВК-4 заснований на тому, що швидкість руху різних рідин в капілярах з однаковим перерізом при однакових температурах і тисках залежить від в'язкості цих рідин. Якщо в трубці 3 віскозиметра ВК-4 створити розрідження, то при рівних температурах за рівні проміжки часу через капіляри рівного перерізу 1 та 2 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 збільшують в'язкість, інші, наприклад, брюшний тиф і туберкульоз - значно зменшують. 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.

$$Q = \frac{\pi Pr^4}{8\eta l}$$

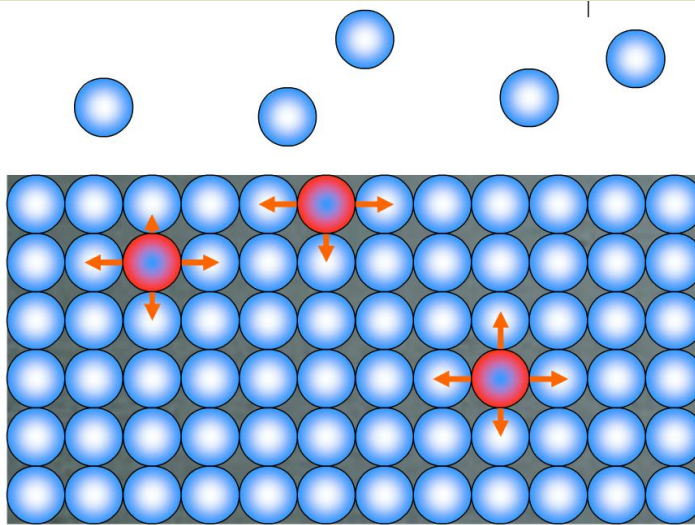
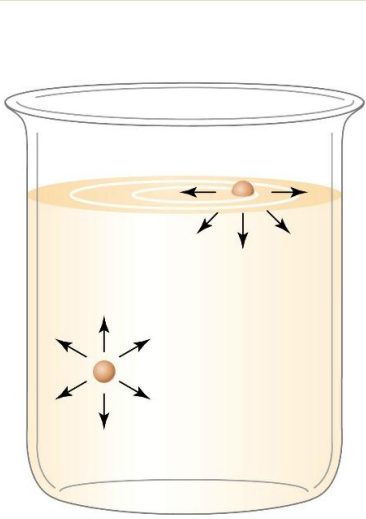


віскозиметр ВК-4

# ВІСКОЗИМЕТР ВК-4



# ПОВЕРХНЕВИЙ НАТЯГ



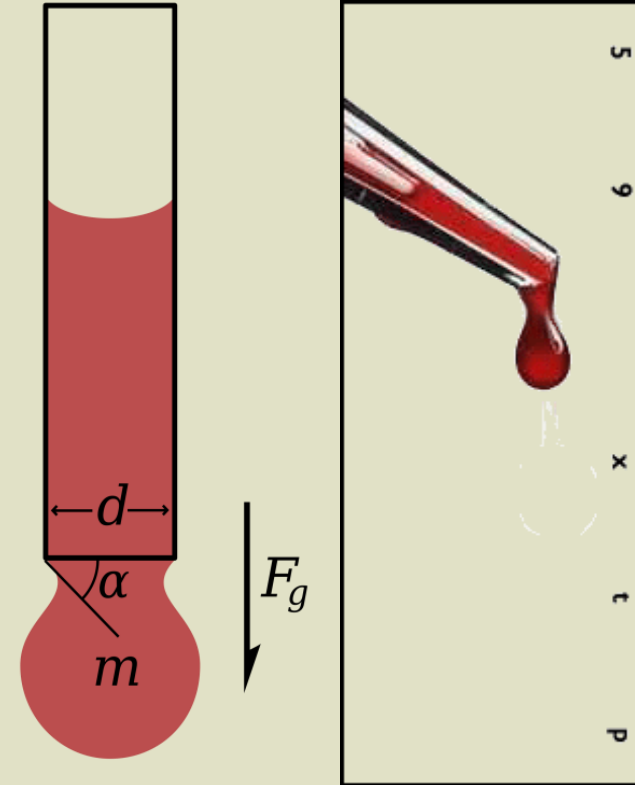
Поверхня рідини володіє рядом особливих властивостей. Якщо розглянути розташування атомів в середині рідини і на її поверхні, то видно, що атоми в середині рідини знаходяться в рівновазі, а на поверхні на них діє сумарна ненульова сила зі сторони інших атомів, яка направлена в середину рідини. Для того, 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**  $\sigma$  — роботою, яка необхідна для збільшення площі поверхні на одиницю.



# ВИЗНАЧЕННЯ КОЕФІЦІЄНТА ПОВЕРХНЕВОГО НАТЯГУ

## МЕТОД ВІДРИВУ КРАПЕЛЬ

Рідина, що повільно витікає з вузького кінчика бюретки, утворює у нижнього отвору краплю, яка набуває грушовидної форми. Перед відривом краплі утворюється шийка, діаметром **d**. По колу шийки краплі діють сили поверхневого натягу, що утримують краплю. У міру збільшення розміру краплі росте сила тяжіння **mg**, яка прагне відірвати її. У момент відриву краплі вона дорівнює результуючій силі поверхневого натягу **F<sub>н</sub> = πdσ**: **πdσ = mg**. Звідси витікає, що, вимірюючи масу **m** краплі і знаючи діаметр **d** шийки краплі, можна вичислити коефіцієнт поверхневого натягу: **σ = mg/(πd)**. Масу однієї краплі визначають зважуванням певної кількості крапель і подальшого обчислення середньої маси однієї краплі.



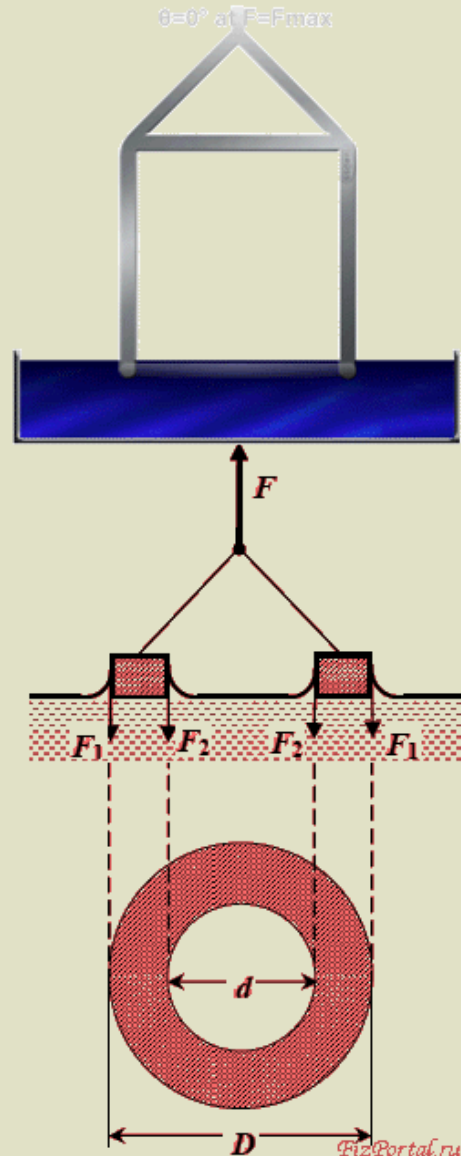
$$\sigma = \frac{mg}{\pi d}$$

# ВИЗНАЧЕННЯ КОЕФІЦІЄНТА ПОВЕРХНЕВОГО НАТЯГУ

## МЕТОД ВІДРИВУ КІЛЬЦЯ

На поверхню рідини, що досліджується, поміщають невелике кільце. Якщо рідина змочує кільце, то сили поверхневого натягу  $F_1$  і  $F_2$ , що діють на його зовнішню і внутрішню поверхні діаметрами  $D$  і  $d$ , спрямовані всередину рідини і створюють сумарну силу поверхневого натягу, яка дорівнює  $F_n = \sigma\pi(D + d)$ . Щоб відірвати кільце від поверхні рідини, потрібно прикласти силу  $F$ , яка компенсуватиме силу тяжіння  $mg$  кільця і силу поверхневого натягу  $F_n$ :  $F = F_n + mg$ . Вимірявши силу  $F$  відриву кільця і знаючи його масу і розміри, з приведених співвідношень отримують вираз для коефіцієнта поверхневого натягу рідини:

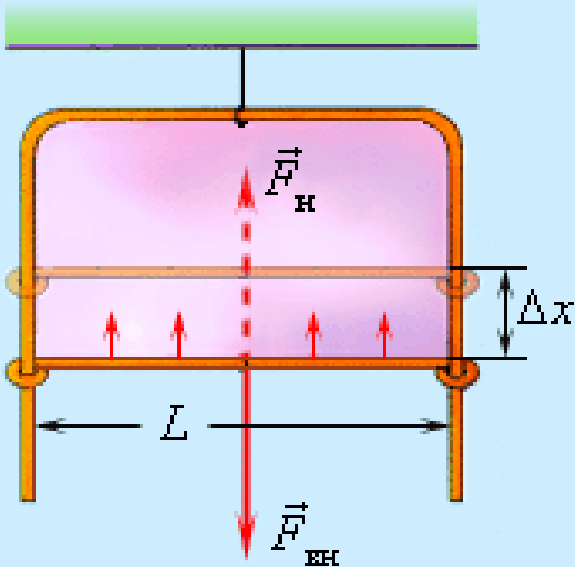
$$\sigma = (F - mg) / (\pi(D + d)).$$



# ВИЗНАЧЕННЯ КОЕФІЦІЄНТА ПОВЕРХНЕВОГО НАТЯГУ

## МЕТОД ДРОТЯНОЇ РАМКИ

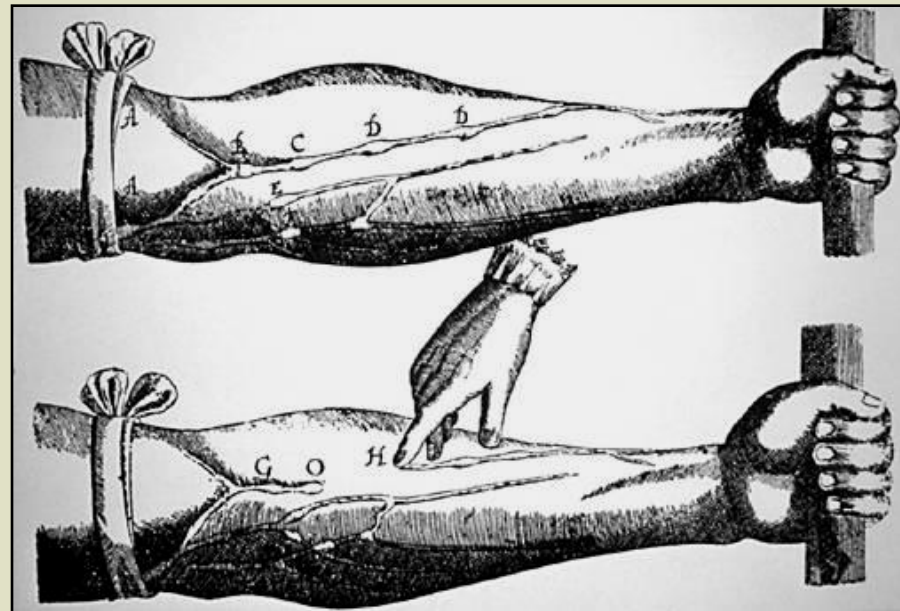
Цей метод застосовують в двох варіантах. У першому П - подібну рамку, опускають в досліджувану рідину і починають плавно витягувати. За рамкою потягнеться плівка рідини і динамометр покаже, що для витягування рамки з рідини потрібна сила  $F_{BH}$ . У другому на П - подібній рамці з однією рухливою стороною створюють плівку рідини, для приросту площі якої також потрібна сила  $F_{BH}$ . У обох випадках здійснюється робота  $A = F_{BH} \Delta x$ . З іншого боку, за визначенням коефіцієнта поверхневого натягу  $A = \sigma \Delta S = 2\sigma L \Delta x$ , (2 - оскільки у плівки дві поверхні). Прирівнюючи ці вирази, отримаємо:  $\sigma = F_{BH} / 2L$ . Тут  $L$  - довжина контура, до якого прикладена сила поверхневого натягу  $F_H$ , яка урівноважується силою  $F_{BH}$ .



# 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** ➡➡



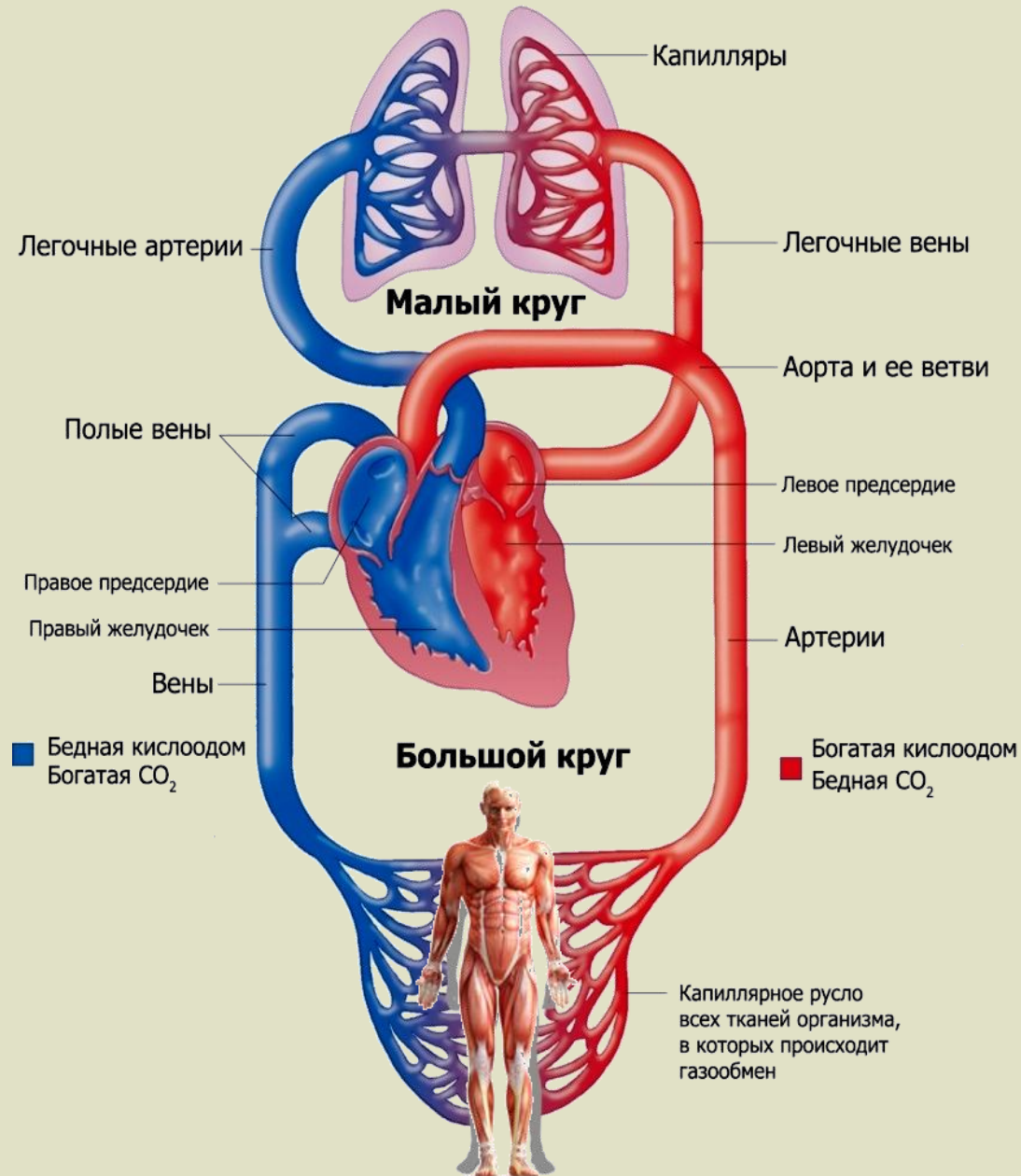
# ОСНОВИ ГЕМОДИНАМІКИ

**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 кож-ному 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, - най-важливіший показник функції серцево-судинної системи; під час м'язової роботи вона може досягати 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.



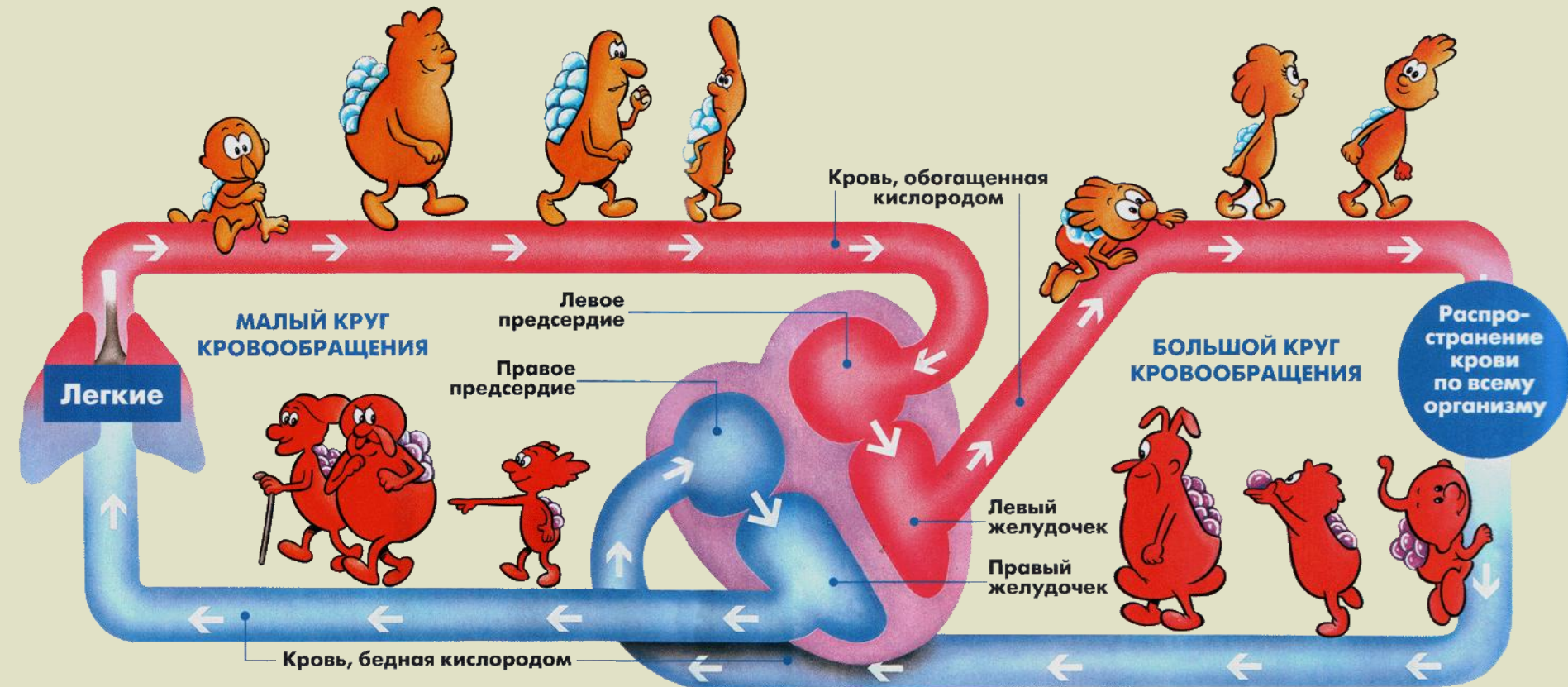
# КОЛА КРОВООБІГУ

Серце, кровоносні і лімфатичні судини різного діаметру утворюють серцево-судинну систему. В серцево-судинній системі виділяють два послідовно з'єднаних відділа: **мале коло кровообігу** (або легеневе) та **велике коло кровообігу** (або системне). Велике і мале кола кровообігу утворюються судинами, що виходять з серця, і є замкнутими кругами. Загальна довжина кровоносних судин людського тіла, складає близько 100 тисяч кілометрів. Це більш ніж в два рази перевищує довжину екватора Землі.

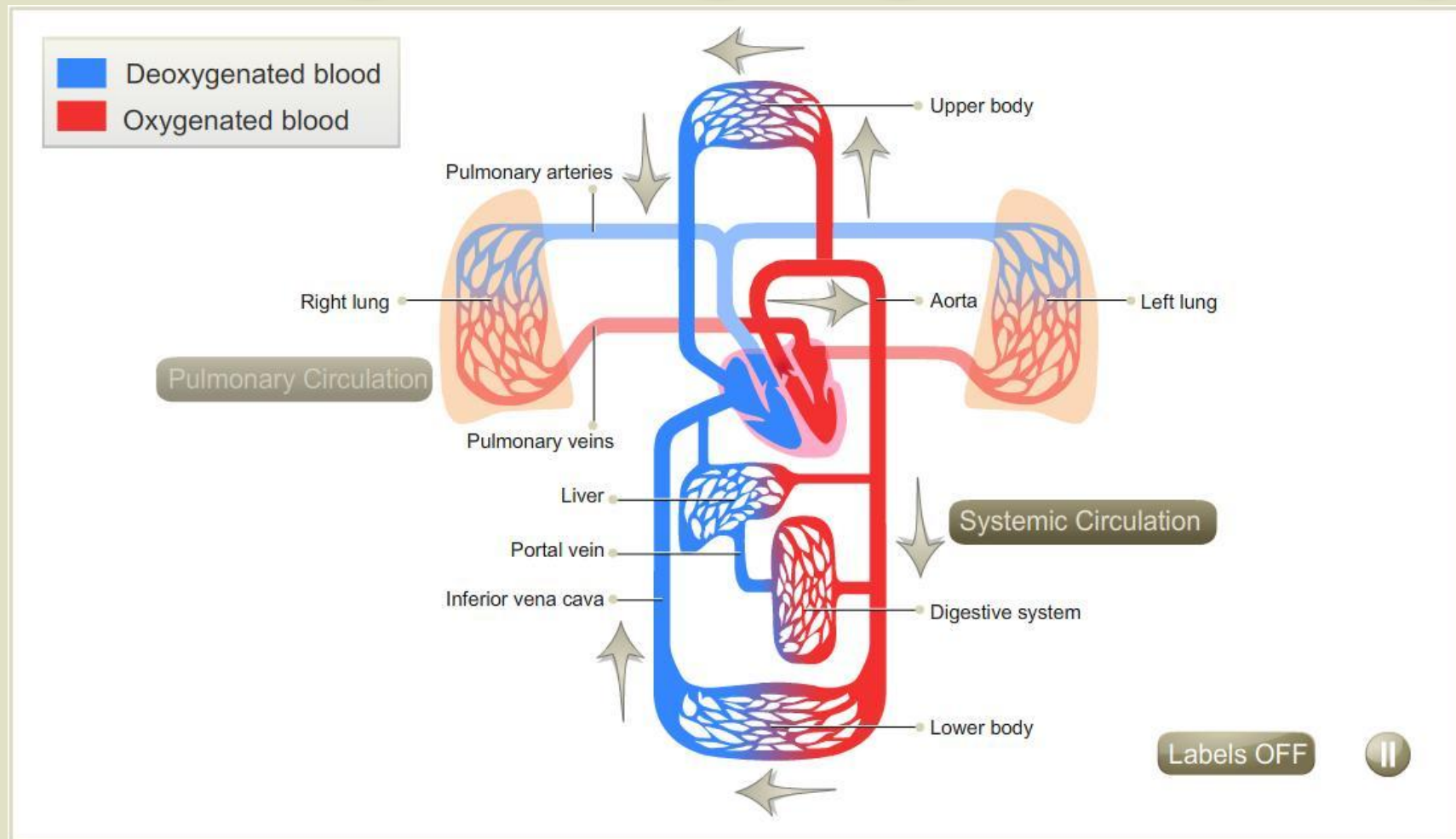


# КОЛА КРОВООБІГУ

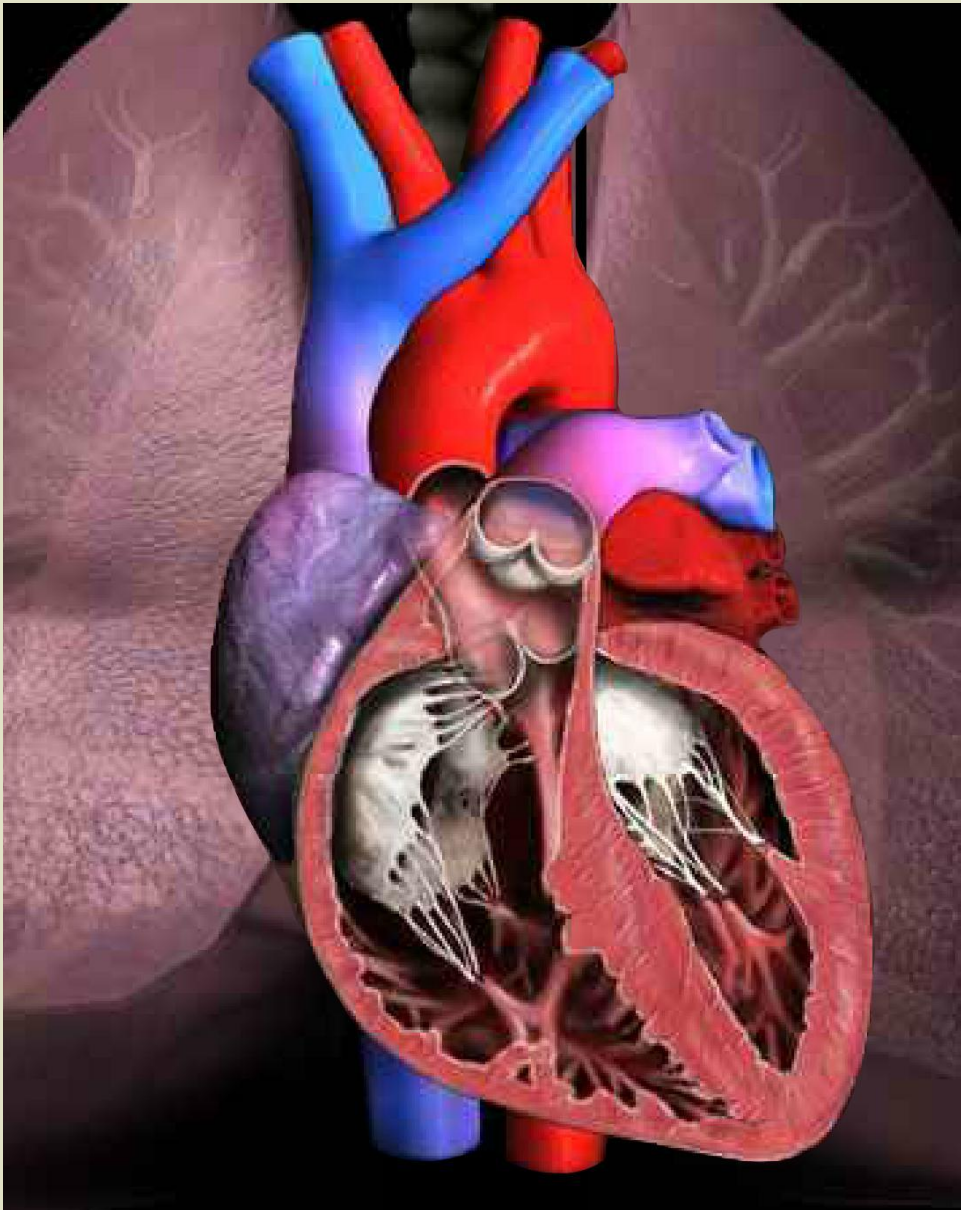
Час кровообігу по великому колу в нормі дорівнює 20-25 с. Час кровообігу через мале коло - 7-11 с. У здорової людини в великому колі кровообігу міститься приблизно 84% загального об'єму крові, близько 9% в малому і приблизно 7% в серці.



# КОЛА КРОВООБИГУ



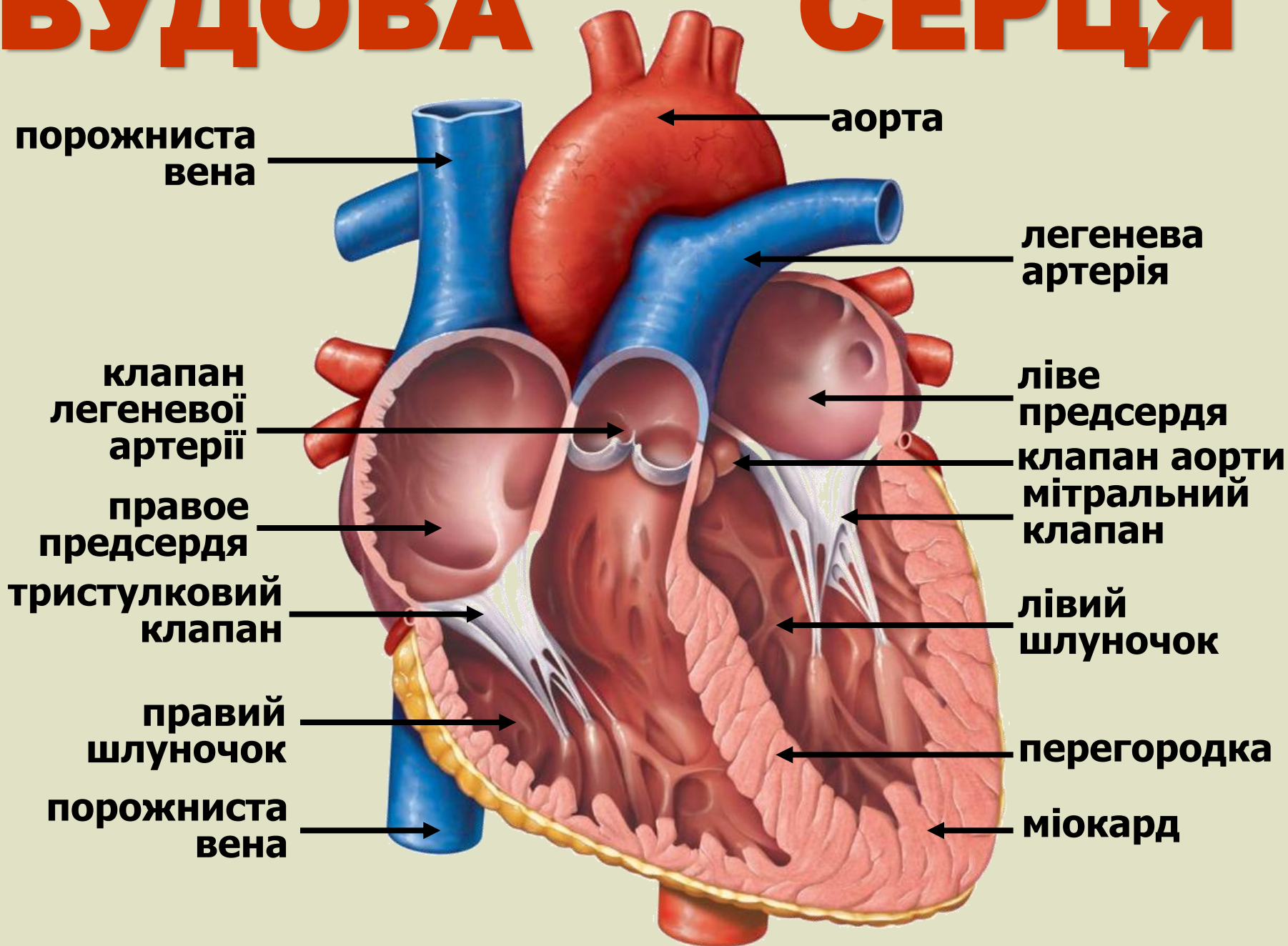
# БУДОВА СЕРЦЯ



Серце - центральний орган системи кровообігу, що забезпечує рух крові по судинах. Це порожнистий чотирикамерний м'язовий орган, що має форму конуса, розташований в грудній порожнині, в середостінні. Він ділиться на праву і ліву половини суцільною перегородкою. Кожна з половин складається з двох відділів: передсердя і шлуночку, що з'єднуються між собою отвором, який закривається предсердно-шлуночковим клапаном. Клапани відкриваються у бік шлуночків. Цьому сприяють сухожильні нитки, які одним кінцем прикріплюються до стулок клапанів, а іншим - до стінок шлуночків.

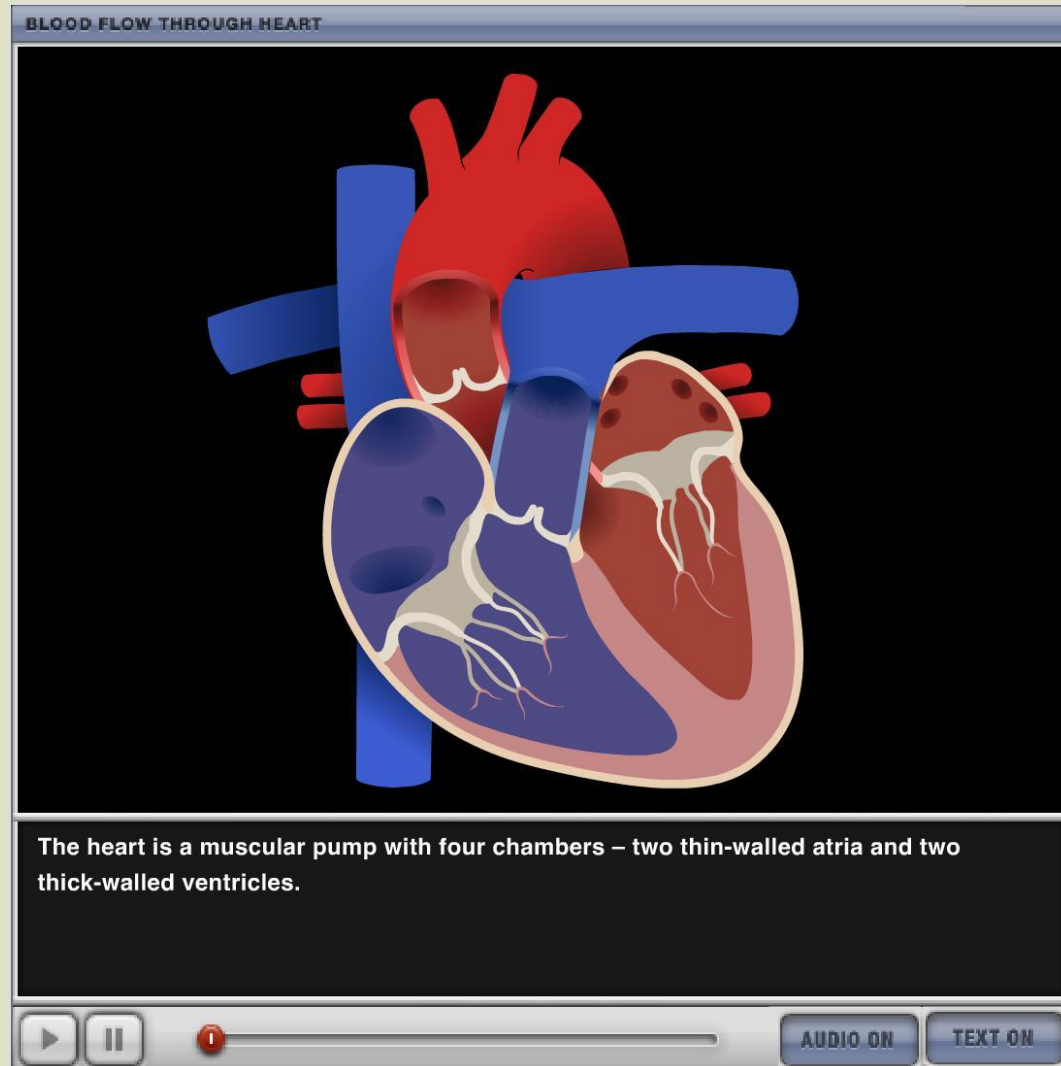
# БУДОВА

# СЕРЦЯ



# СЕРЦЕВИЙ ЦИКЛ КРОВІ

Кров в серце поступає через дві порожнисті вени. Рух крові починається з скорочення **правого передсердя**, 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 передсердя**. Ліве передсердя 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 передсердя, а потім по великому колу кровообігу від лівого шлуночка до правого передсердя.



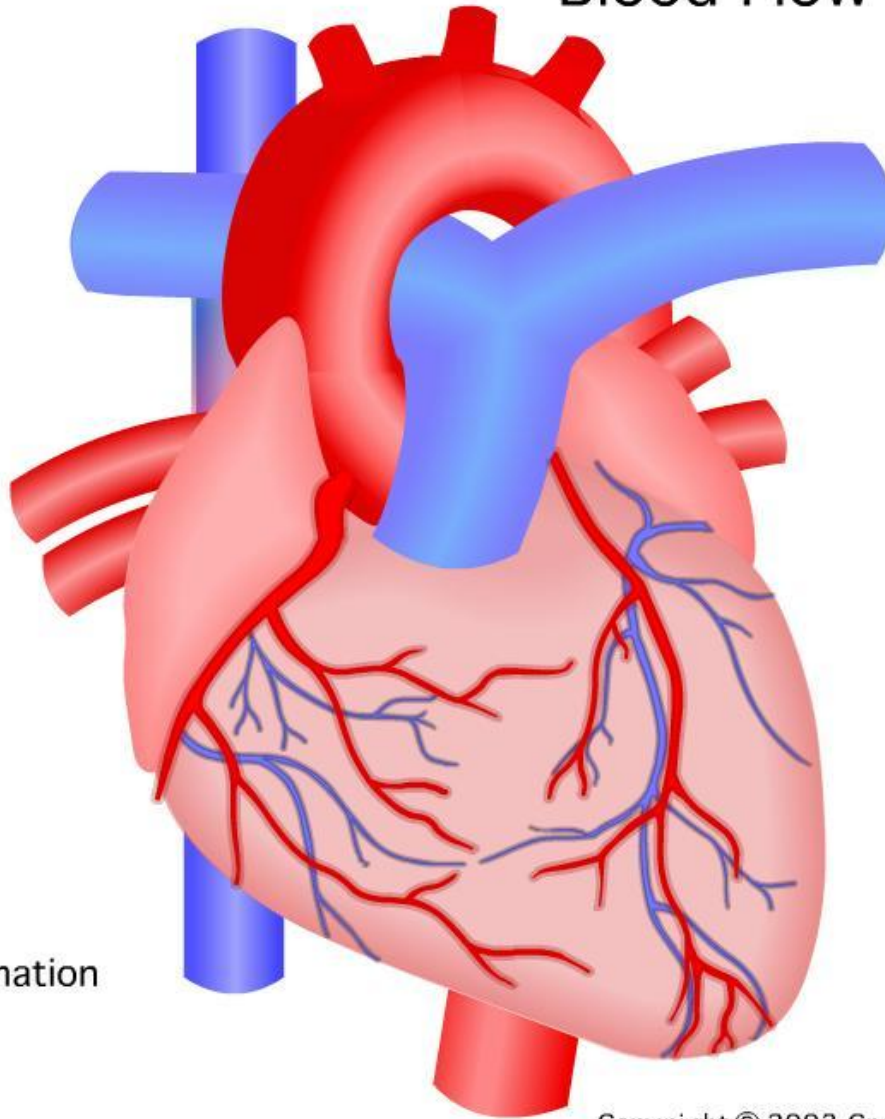
LOADING ANIMATION

# СЕРЦЕВИЙ ЦИКЛ КРОВІ

праве передсердя  
тристулковий клапан  
правий шлуночок  
клапан легеневої артерії  
легенева артерія  
легенева вена  
ліве передсердя  
мітральний клапан  
лівий шлуночок  
клапан аорти  
аорта  
праве передсердя  
тристулковий клапан  
правий шлуночок  
клапан легеневої артерії  
легенева артерія  
легенева вена  
ліве передсердя  
мітральний клапан  
лівий шлуночок  
клапан аорти  
аорта

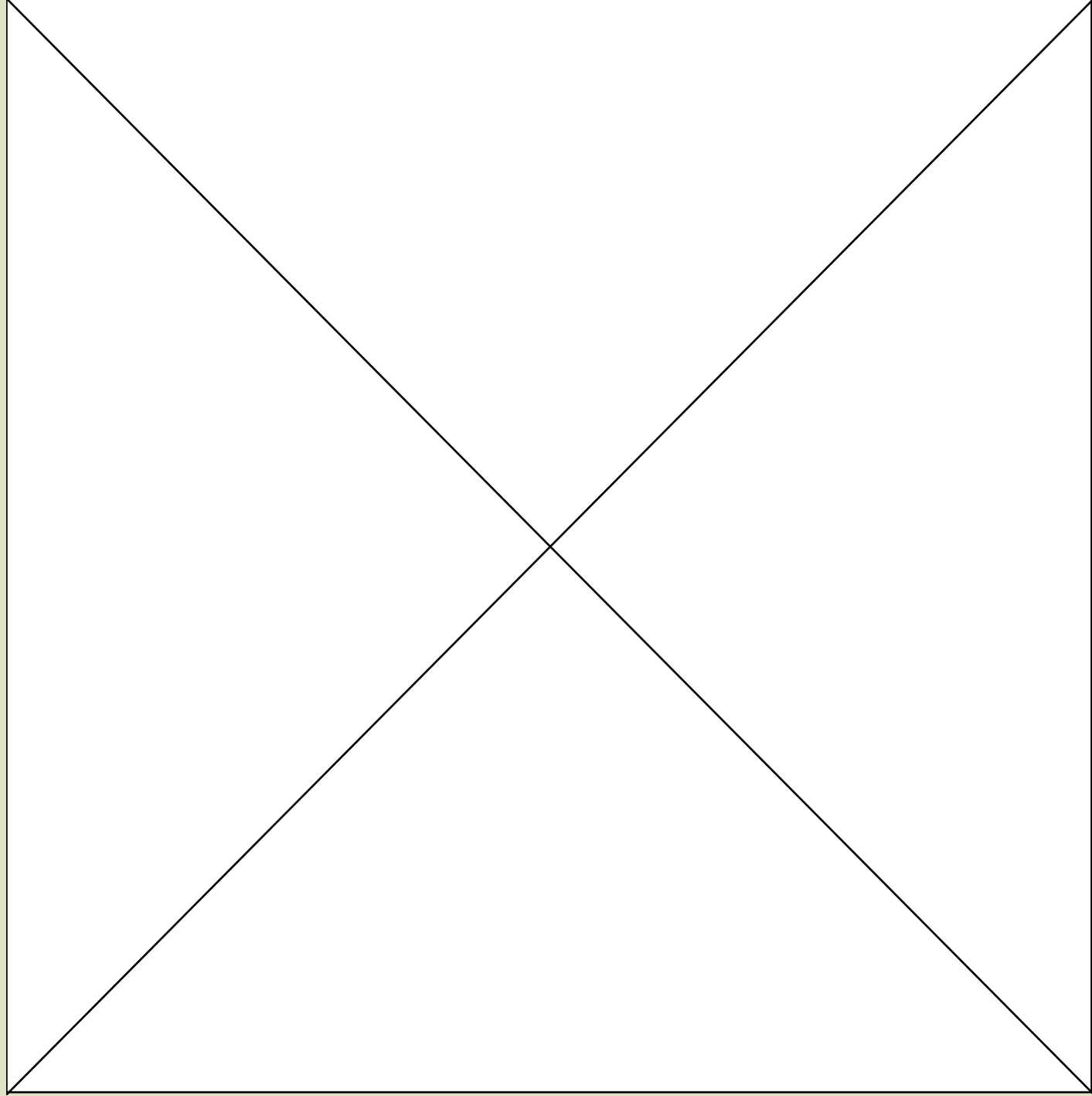
# СЕРЦЕВИЙ ЦИКЛ КРОВІ

Blood Flow through the Heart



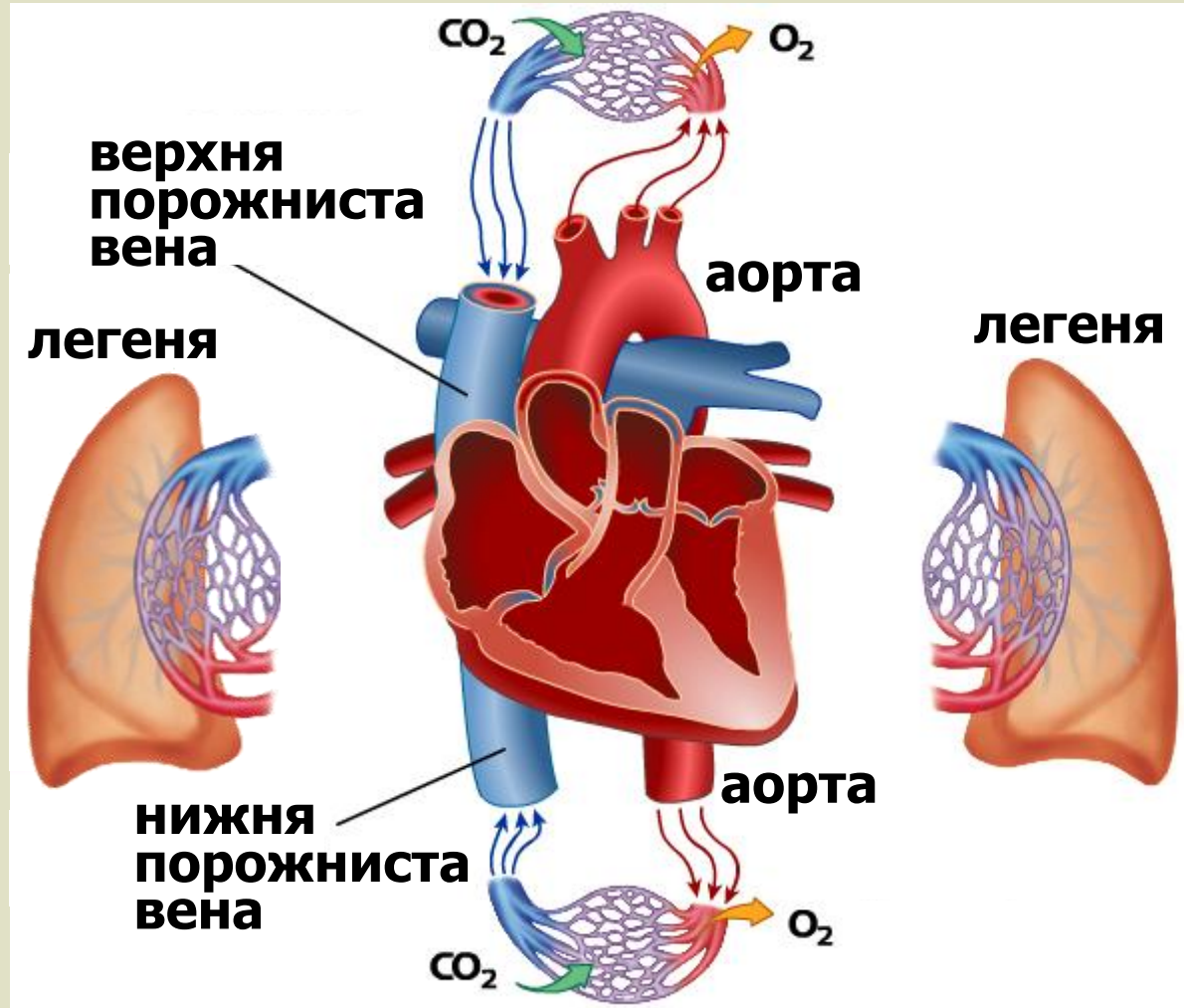
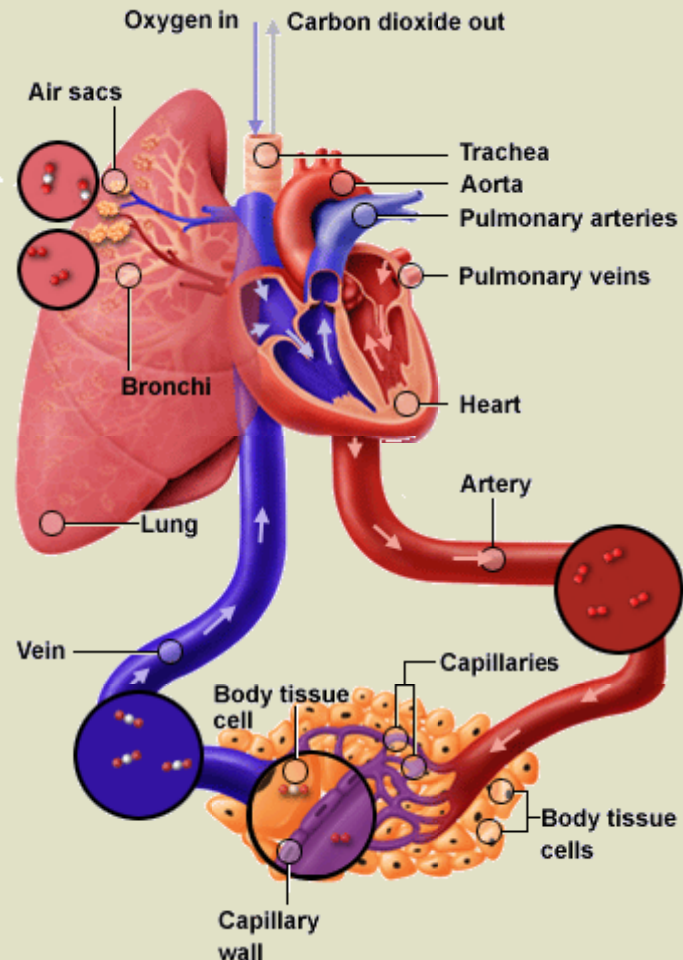
 Start animation

# СЕРЦЕВИЙ ЦИКЛ КРОВІ



# ВЕЛИКЕ КОЛО КРОВООБІГУ

Починається аортою з лівого шлуночку серця. Далі по артеріях кров, багата киснем, поступає в капілярну систему усіх органів і тканин. У капілярах кисень переходить з крові в тканини, а вуглекислий газ - з тканин в кров. Венозна кров з капілярів потрапляє у вени і через верхню і нижню порожнисті вени збирається в правому передсерді, де закінчується велике коло кровообігу.



# МАЛЕ КОЛО КРОВООБІГУ

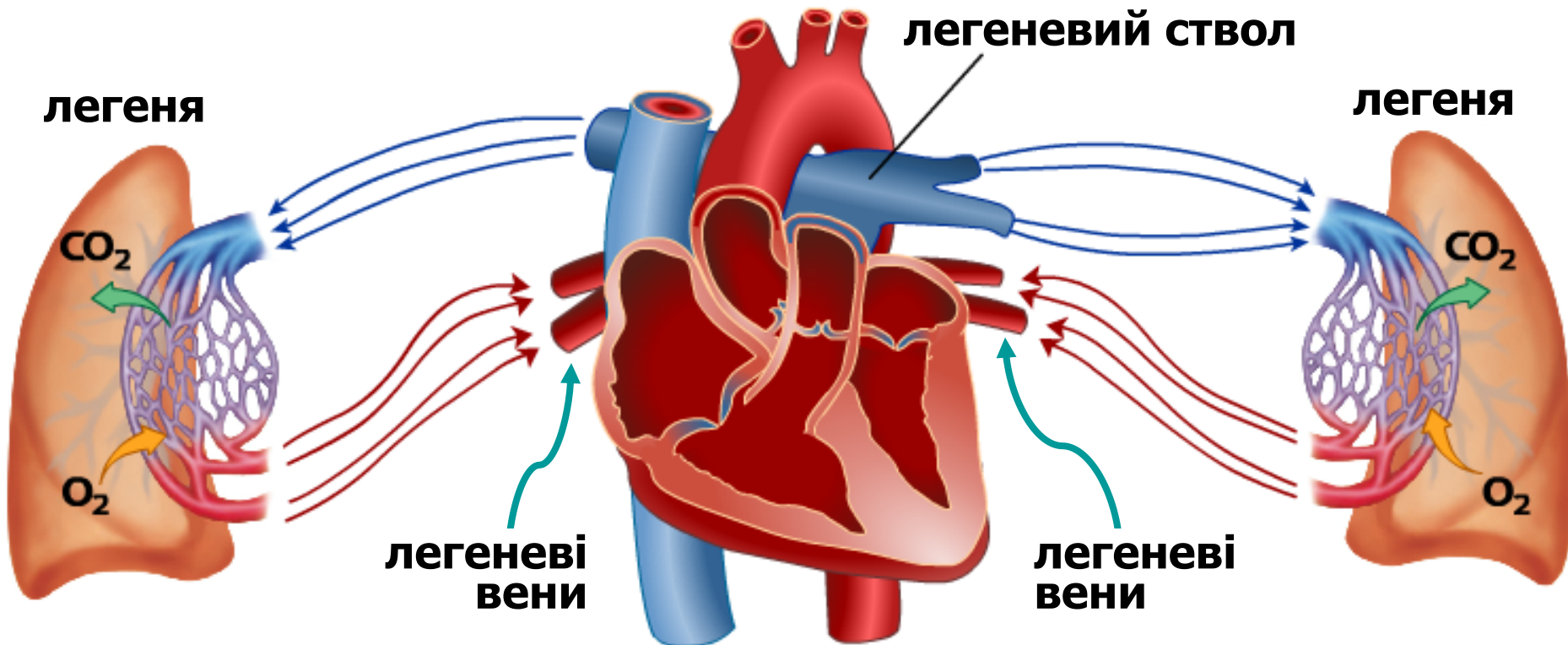
Починається у правому шлуночку серця легене-вим стовом. По ньому кров доставляється в сис-тему легневих капілярів. Тут вона віддає вугле-кислий газ і насичується киснем, перетворюю-чись із венозної в артеріальну. Далі артеріальна кров по чотирьом легневим венам (по дві вени із кожної легені), повертається в ліве передсердя.

Blood Flow

...media loading...please wait...

[www.fda.gov/hearthealth](http://www.fda.gov/hearthealth)

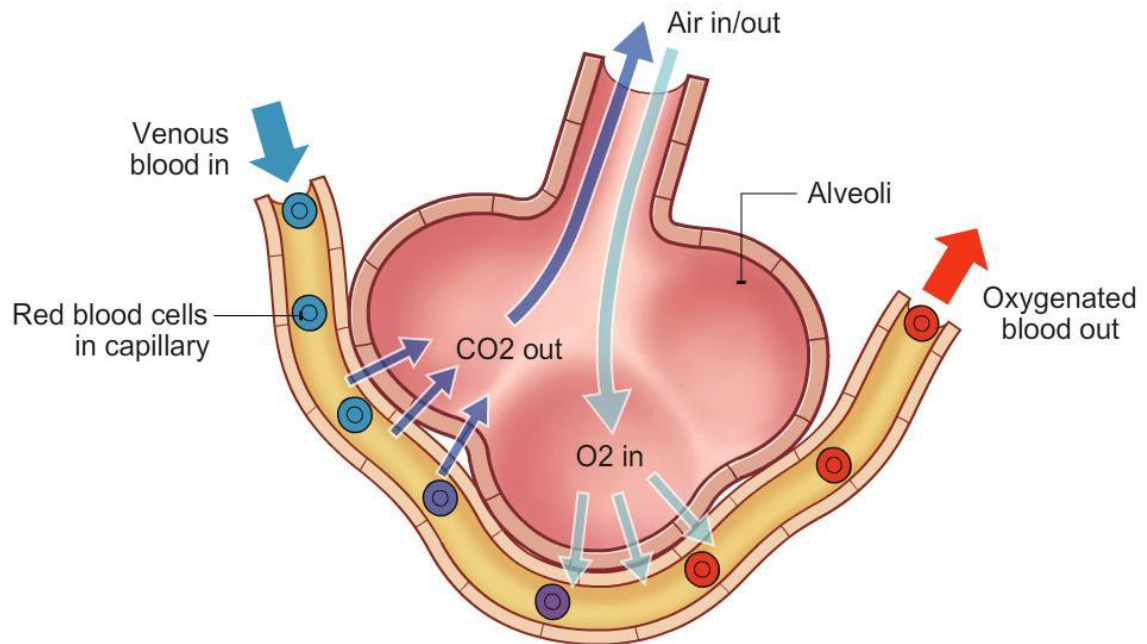
© medmovie.com 2004



# ГАЗООБМІН В АЛЬВЕОЛАХ

Газообмін в легенях відбувається шляхом дифузії. Кисень через тонкі стінки альвеол (альвеола - бульбашковидне утворення в легенях, обплетене мережею капілярів, в легенях людини їх понад 700 млн) поступає з повітря в кров, а вуглекислий газ з крові в повітря. Діаметр однієї альвеоли новонародженої дитини в середньому 150 мкм, дорослого, - 280 мкм, в літньому віці досягає 350 мкм. Сумарна площа поверхні альвеол змінюється від 40 м при видиху до 120 м при вдиху. Кисень проникає в еритроцити і з'єднується з гемоглобіном, кров стає артеріальною і спрямовується в тканини.

## АЛЬВЕОЛИ В ЛЕГЕНЯХ

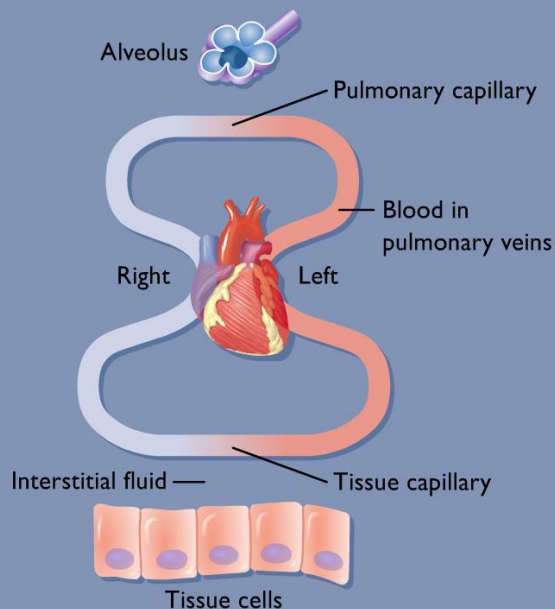


# ГАЗООБМІН В АЛЬВЕОЛАХ І ТКАНИНАХ

У тканинах відбувається зворотний процес: кисень за рахунок дифузії переходить з крові в тканини, а вуглекислий газ, навпаки з тканин в кров. Це відбувається до тих пір, поки парціальні тиски кисню і вуглекислого газу в кожному з середовищ, що беруть участь в газообміні не порівнюються.

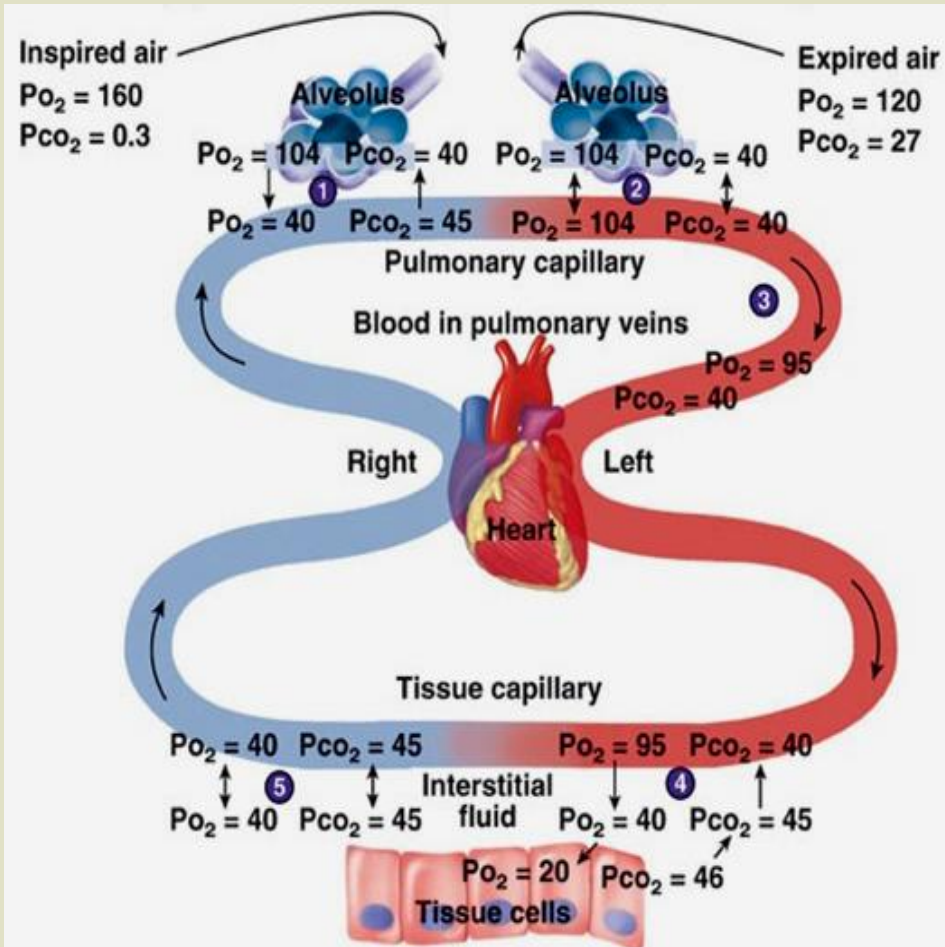


## Changes in the Partial Pressures of Oxygen and Carbon Dioxide

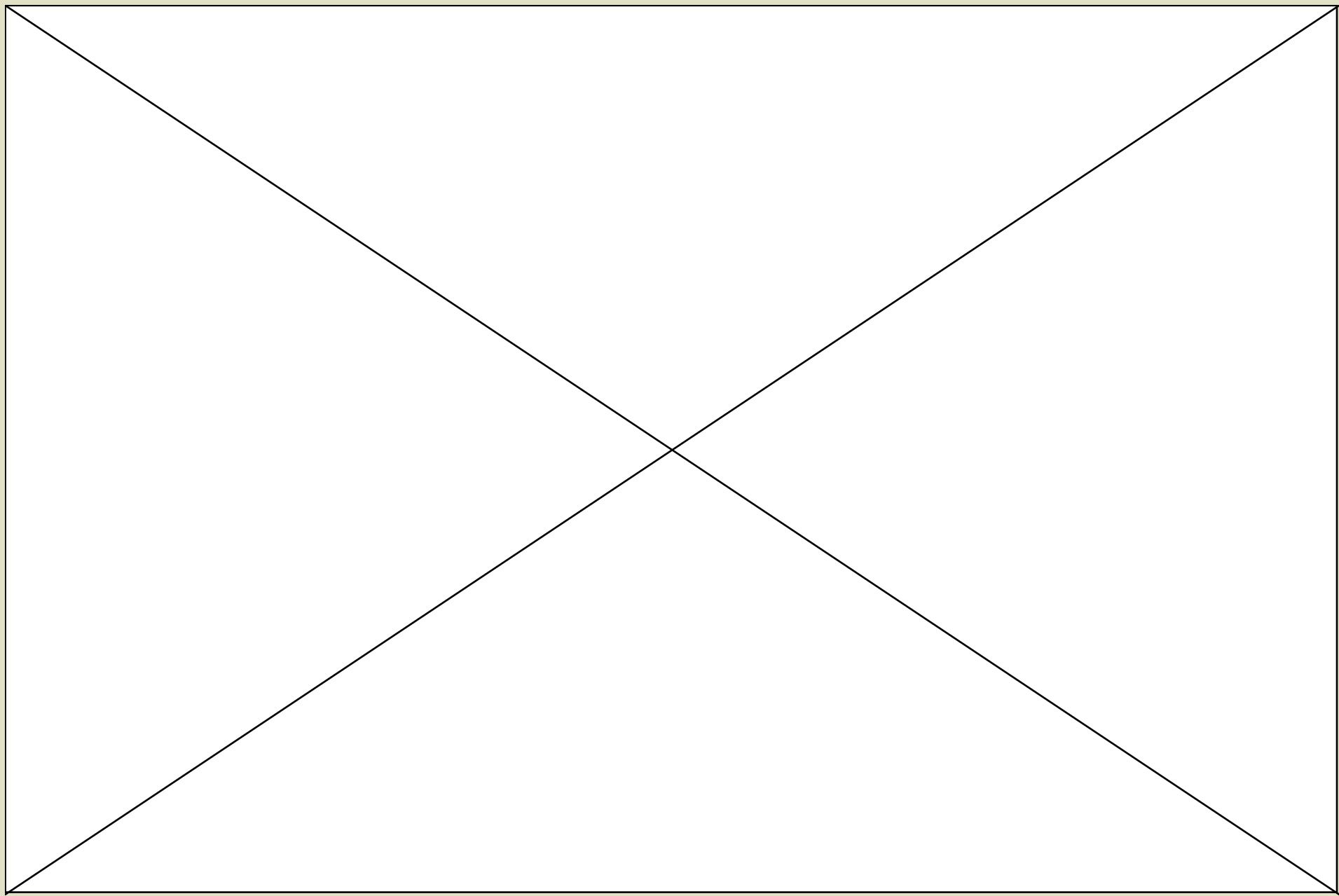


Fresh air entering the lung carries oxygen with a  $P_{O_2}$  (partial pressure of oxygen) of 160. The presence of moisture in the lung results in reduction of the  $P_{O_2}$  to 104.

Copyright © The McGraw-Hill Companies, Inc.

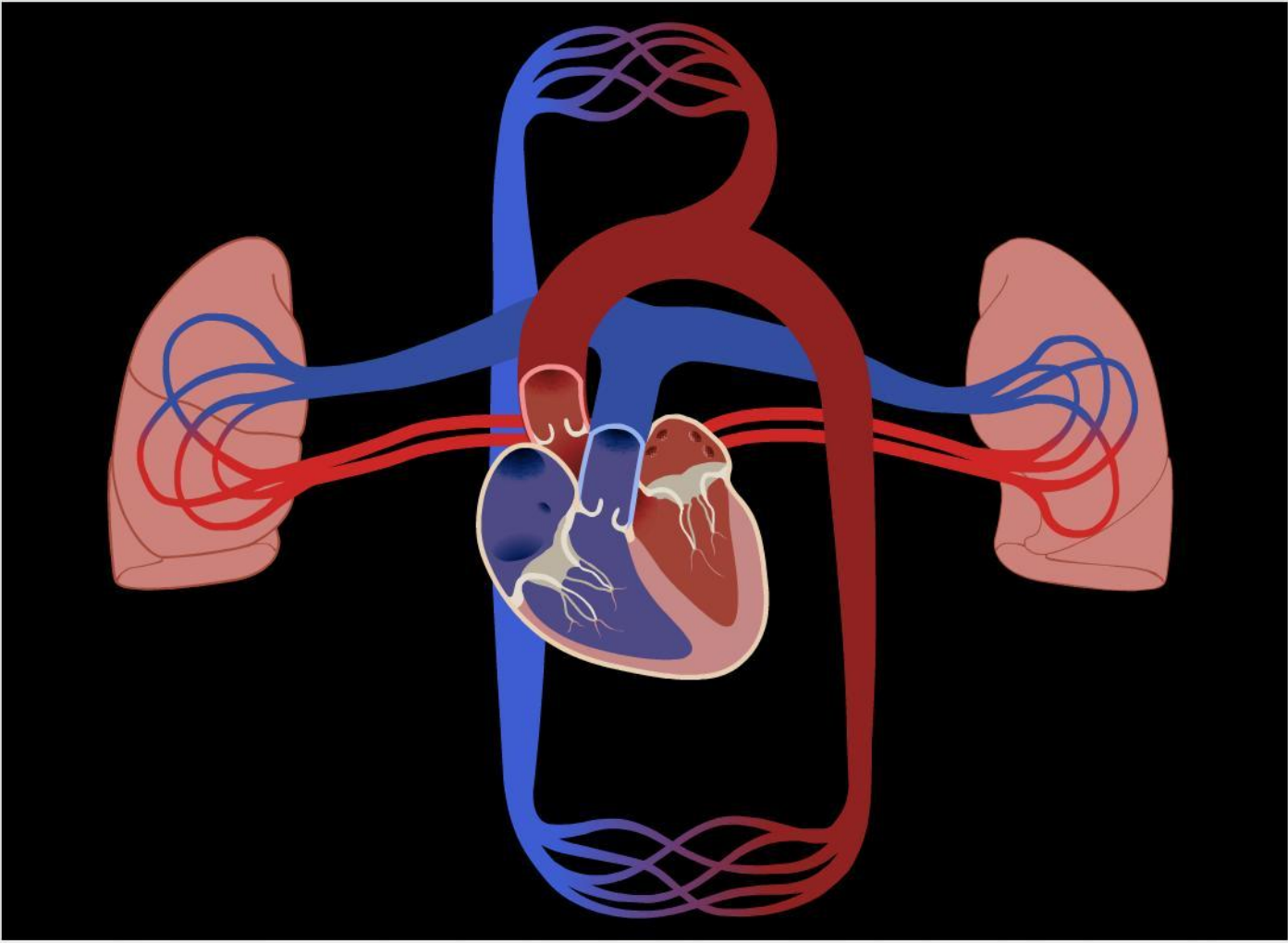


# ГАЗООБМІН В АЛЬВЕОЛАХ І ТКАНИНАХ



# СЕРЦЕВИЙ, СИСТЕМНИЙ І ЛЕГЕНЕВИЙ ЦИКЛИ

PULMONARY AND SYSTEMIC CIRCULATION

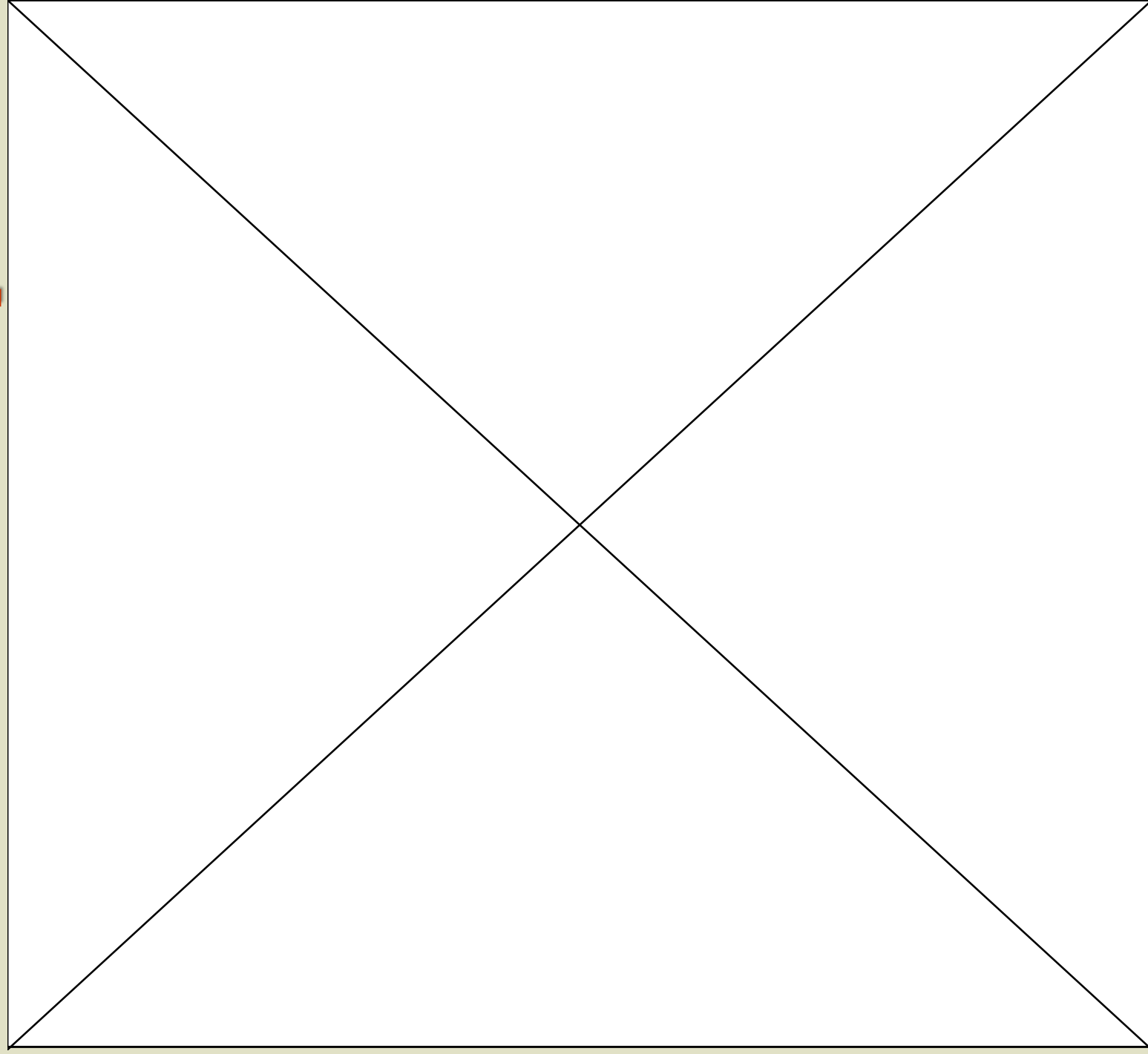


The diagram illustrates the two main circuits of the cardiovascular system. The pulmonary circuit (top) shows deoxygenated blood (red) leaving the right ventricle of the heart, passing through the pulmonary artery to the lungs, where it becomes oxygenated (blue) and returns to the left atrium via the pulmonary vein. The systemic circuit (bottom) shows oxygenated blood (blue) leaving the left ventricle, passing through the aorta to the body, where it becomes deoxygenated (red) and returns to the right atrium via the vena cava. The heart is shown in cross-section, highlighting the four chambers and the flow of blood between them.

The cardiovascular system is divided into systemic and pulmonary parts.

AUDIO ON TEXT ON

# СЕРЦЕВИЙ, СИСТЕМНИЙ І ЛЕГЕНЕВИЙ ЦИКЛИ



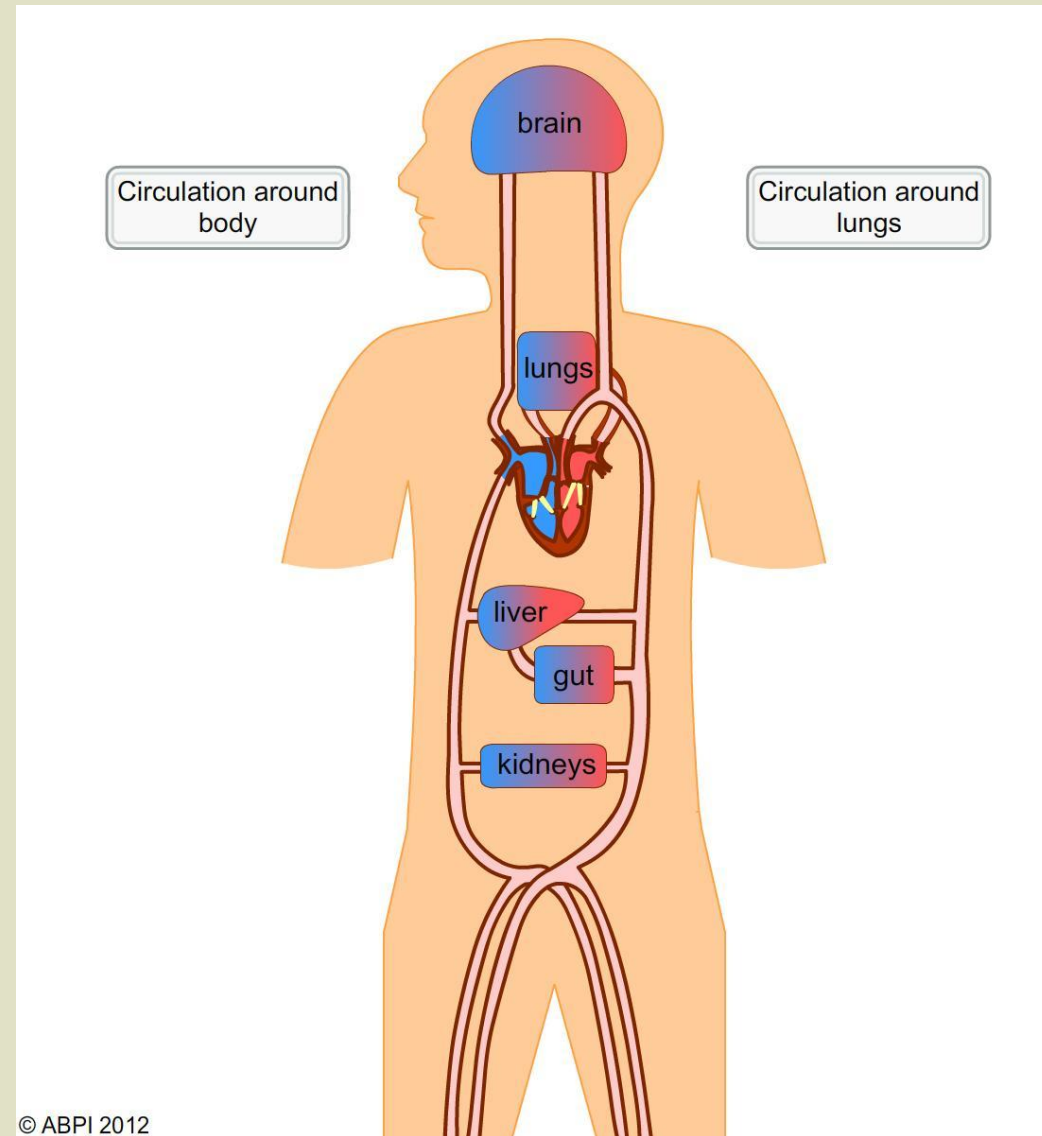
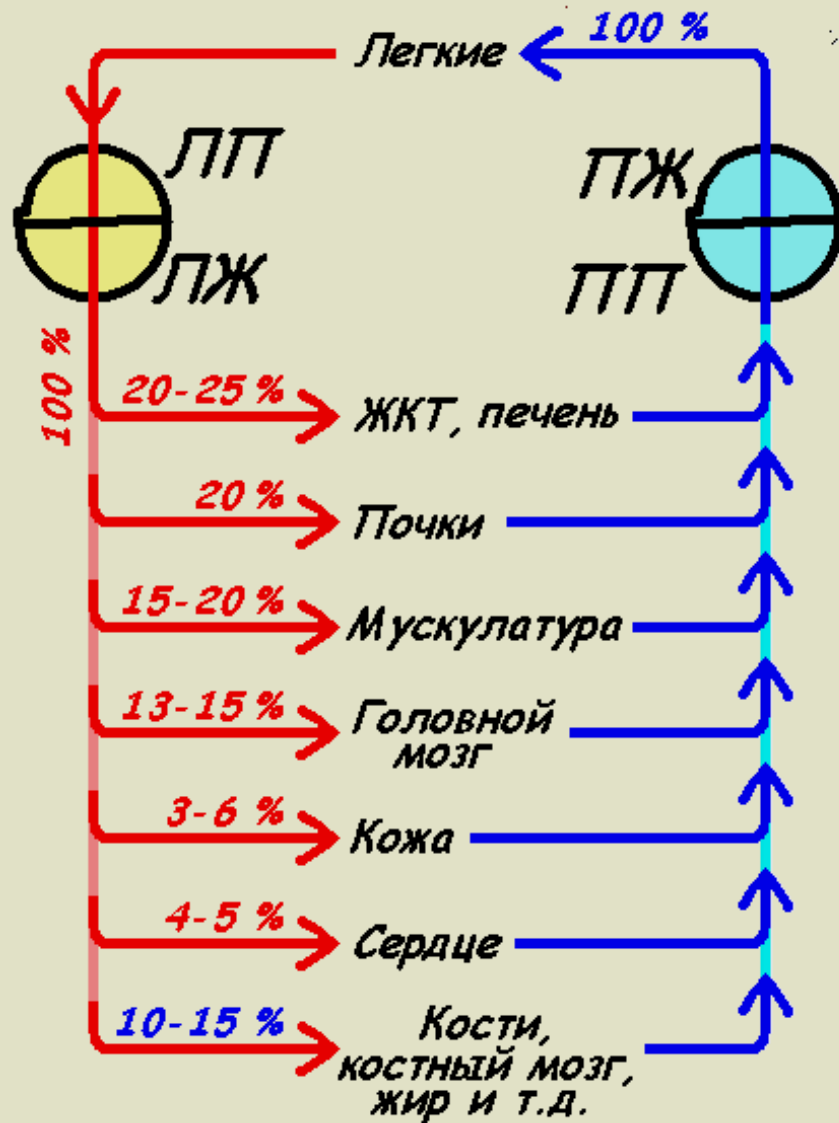
# РОЗПОДІЛ КРОВОТОКА ПО ТКАНИНАХ І ОРГАНАХ

Інтенсивність кровопостачання внутрішніх органів не рівномірна. Багато в чому це залежить від інтенсивності і енергоємності роботи, що ними виконується. Наприклад, найбільша інтенсивність кровопостачання спостерігається в головному мозку, сітківці ока, серцевому м'язі і нирках. Органи із середнім рівнем кровопостачання представлені печінкою, травним трактом, більшістю ендокринних органів. Ма

ла інтенсивність кровотоку притаманна скелетним тканинам, сполучній тканині, підшкірній жировій клітковині. За певних умов кровопостачання органу може багаторазово посилюватися або скорочуватися. Наприклад - м'язова тканина при регулярних фізичних навантаженнях може кровопостачатися більш інтенсивно, при різкій масивній крововтраті, кровопостачання зберігається лише в життєво важливих органах - центральна нервова система, легені, серце (решті органів кровотік частково обмежується).

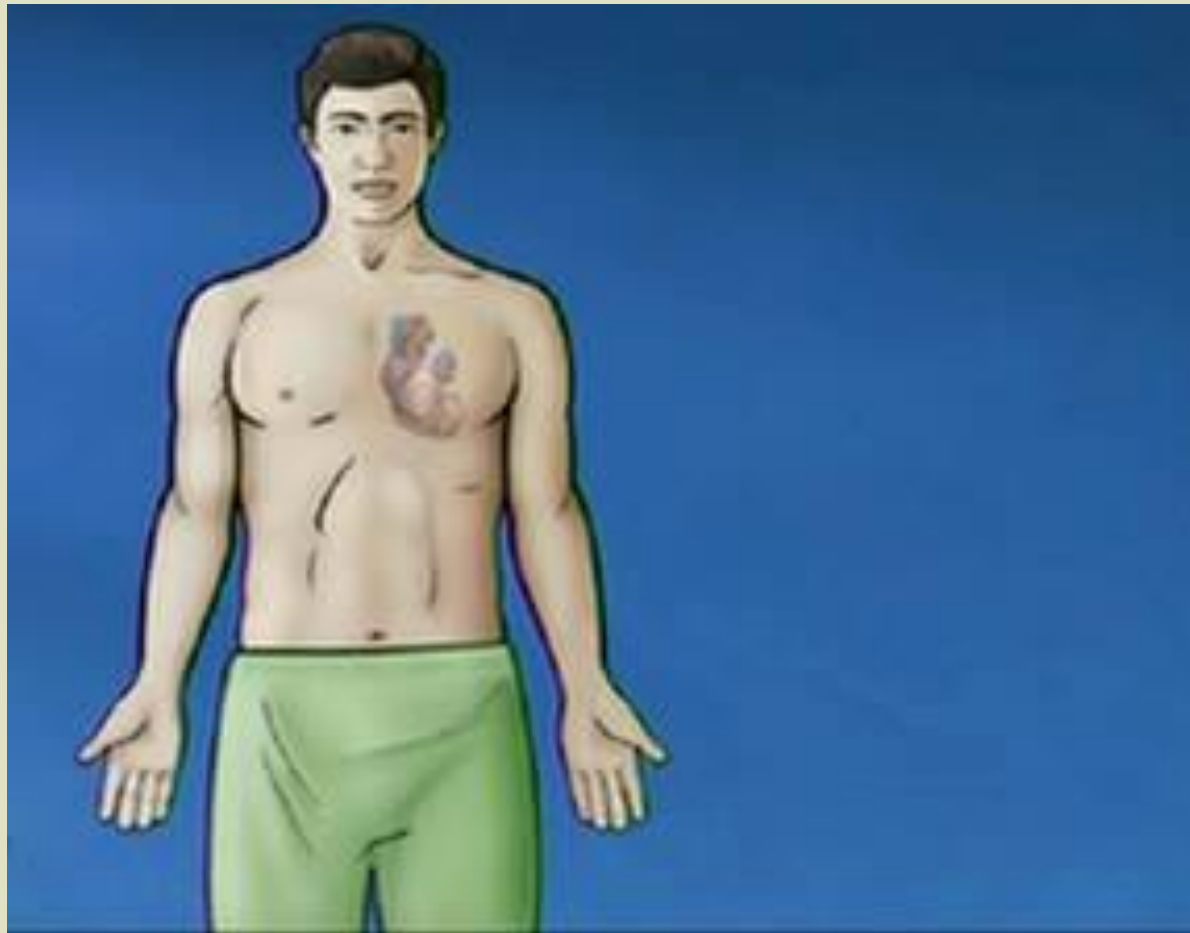


# РОЗПОДІЛ КРОВОТОКА ПО ТКАНИНАХ І ОРГАНАХ

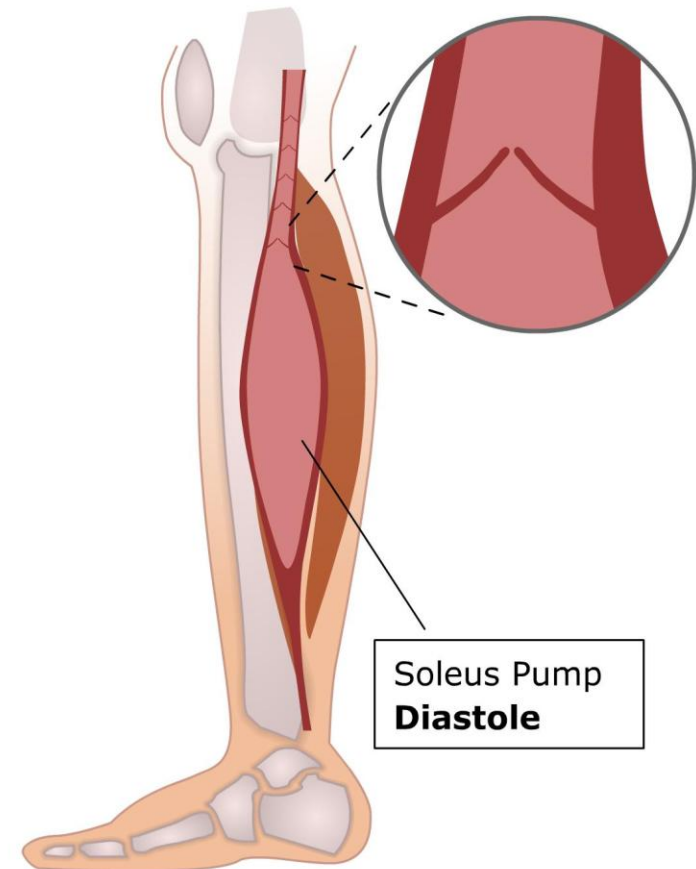


# ПЕРЕФЕРІЙНЕ ВЕНОЗНЕ СЕРЦЕ

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.

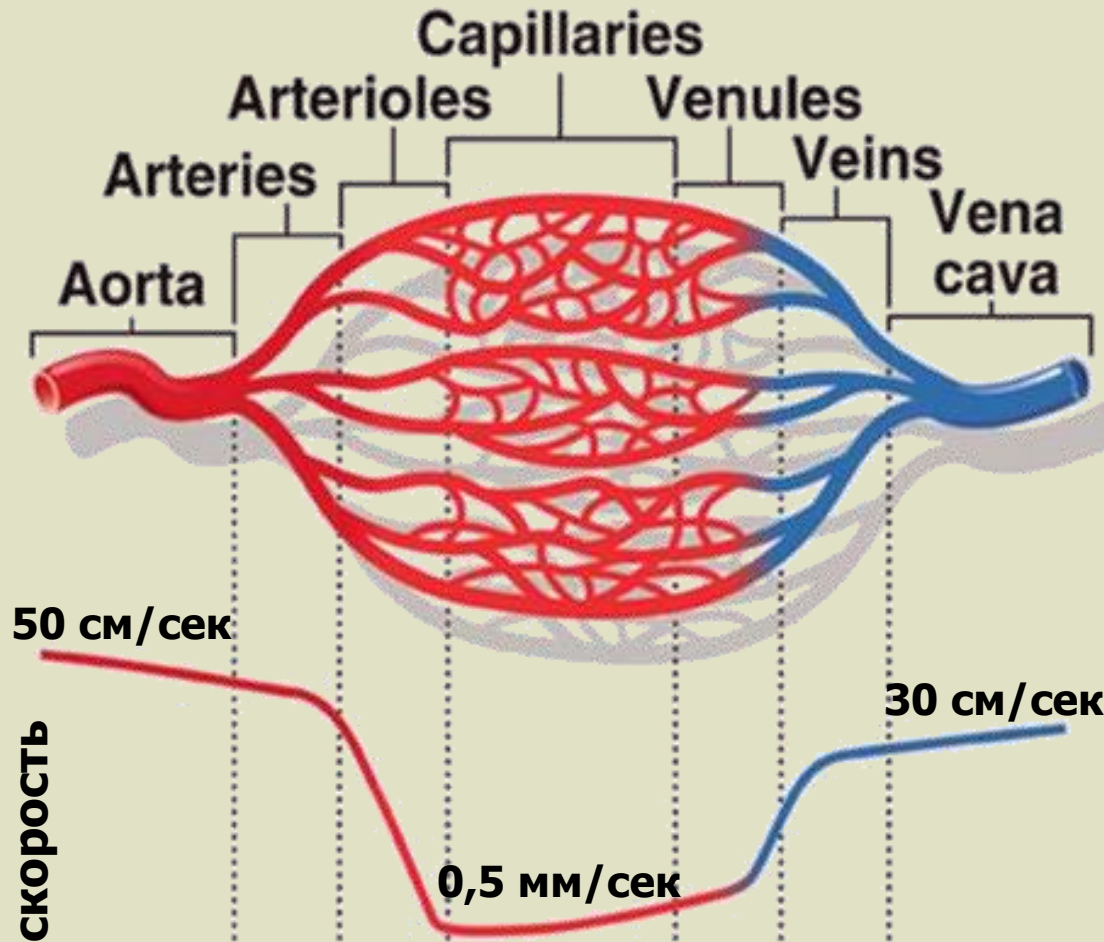


Peripheral Venous Heart (Soleus Pump)



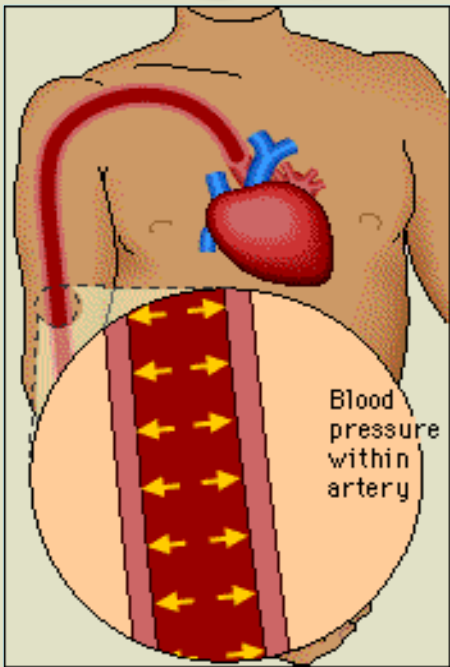
# ШВИДКІСТЬ РУХУ КРОВІ

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 великих 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

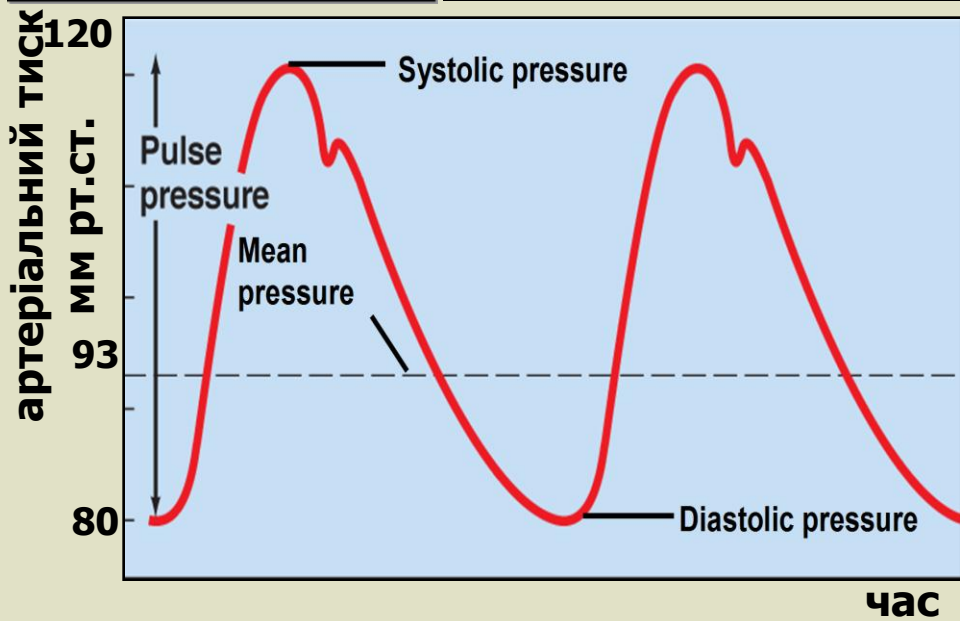
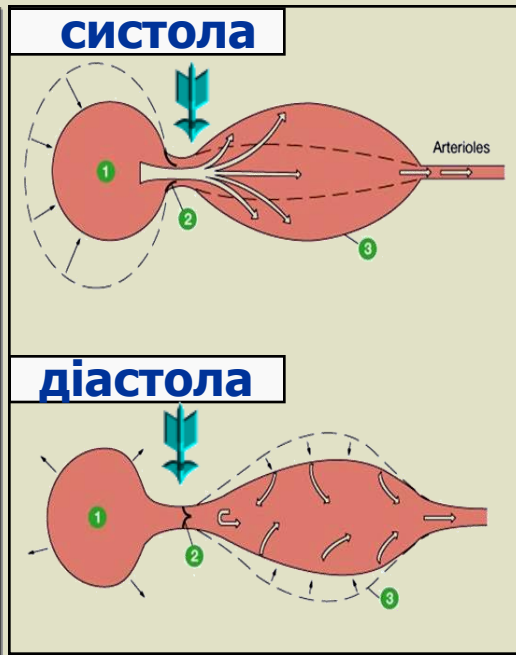
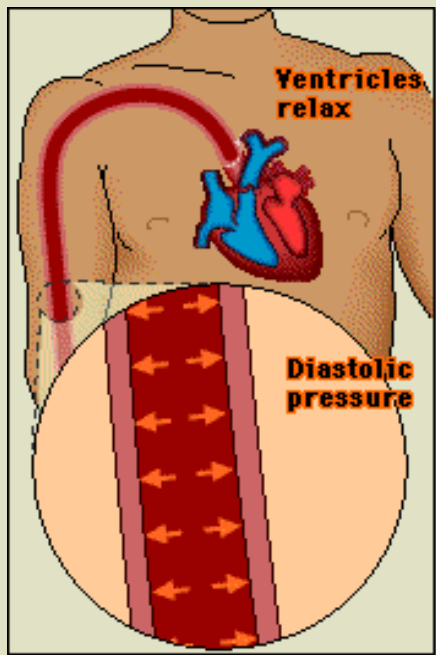


Під впливом пульсуючого тока крові в аорті і крупних судинах виникають коливання стінки судини - **пульсова хвиля**. Розповсюдження пульсової хвилі відбувається з деяким коефіцієнтом затухання, який залежить від властивостей стінок кровоносних судин. У крупних судинах швидкість пульсової хвилі визначається по **формулі Моенса – Кортвега**. Тут **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 швид-

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

кість 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 (ШРПХ) 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, і для її подальшого розтягнення потрібне більше зусилля. Таким чином, по ШРПХ можна судити про еластичність судинної системи.

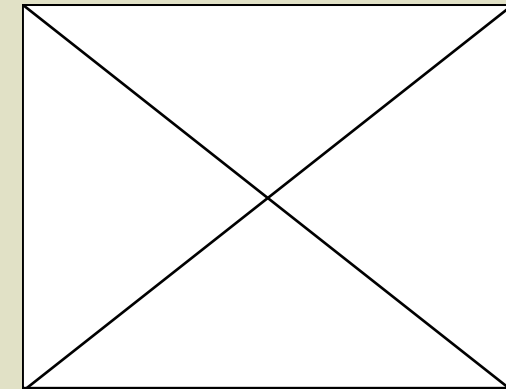
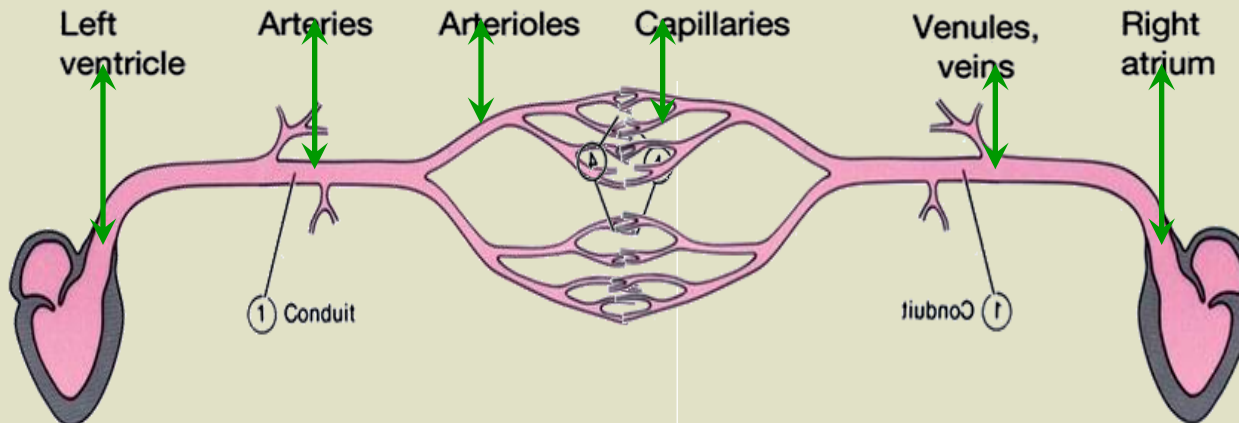
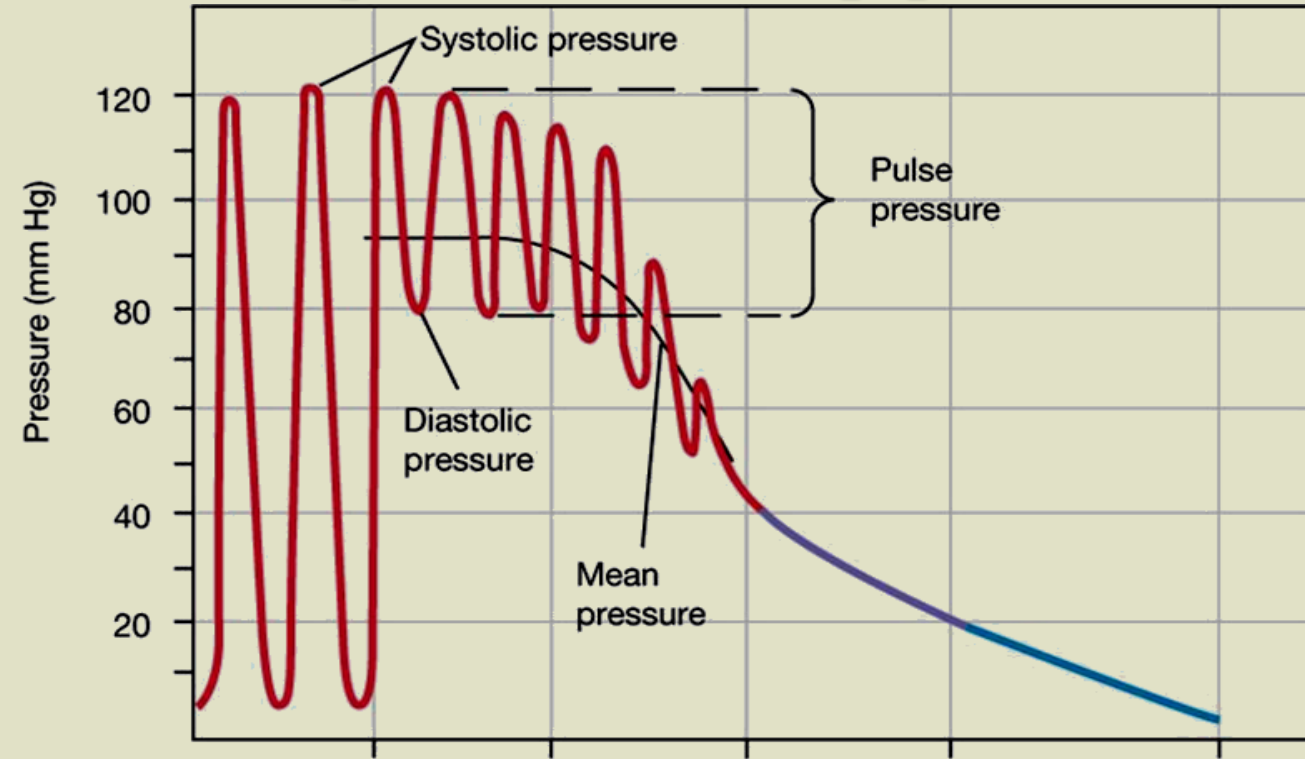
# АРТЕРІАЛЬНИЙ ТИСК



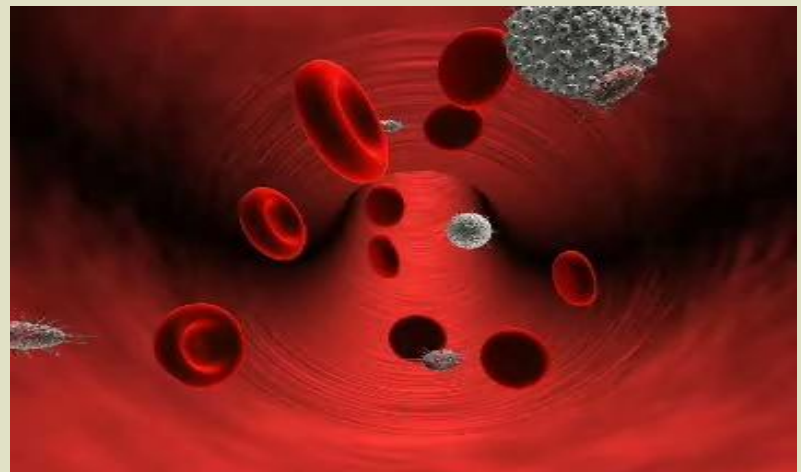
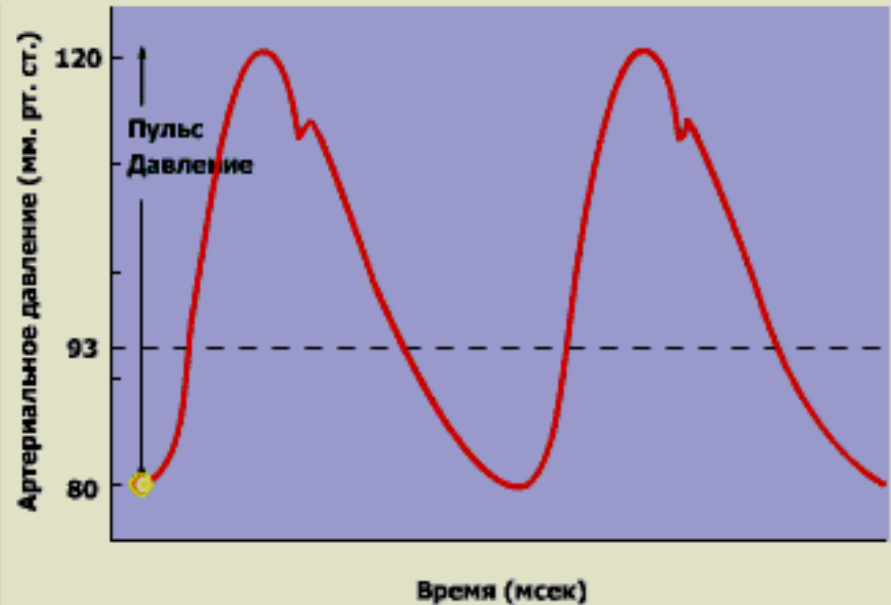
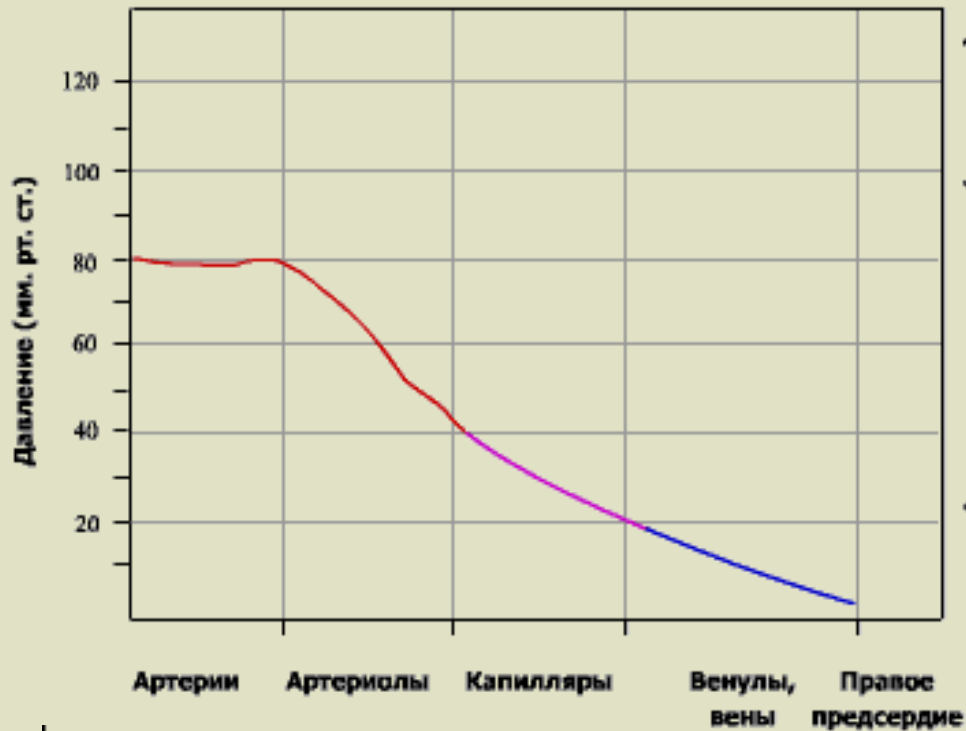
Рух крові в серцево-судинній системі визначається градієнтом тиску, який створюється нагнітальною функцією серця. Стінки аорти пружно розтягуються, що дозволяє їй прийняти додатковий об'єм крові, що викидається серцем під час **систולי**, і лише помірно підняти тиск. Під час **діастоли**, коли серце 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**

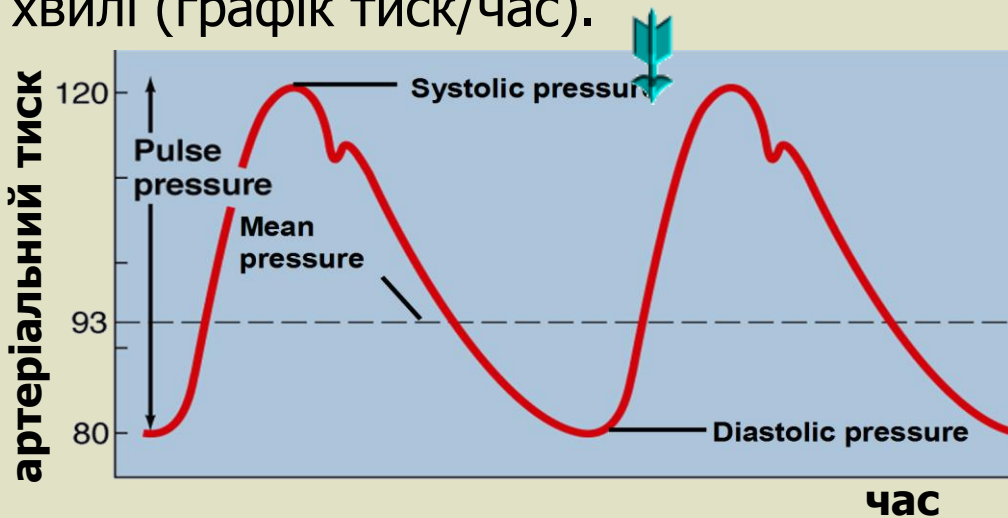


# ЗАЛЕЖНІСТЬ ВІД ЧАСУ РОЗПОДІЛУ ТИСКІВ В СЕРЦЕВО – СУДИННІЙ СИСТЕМІ



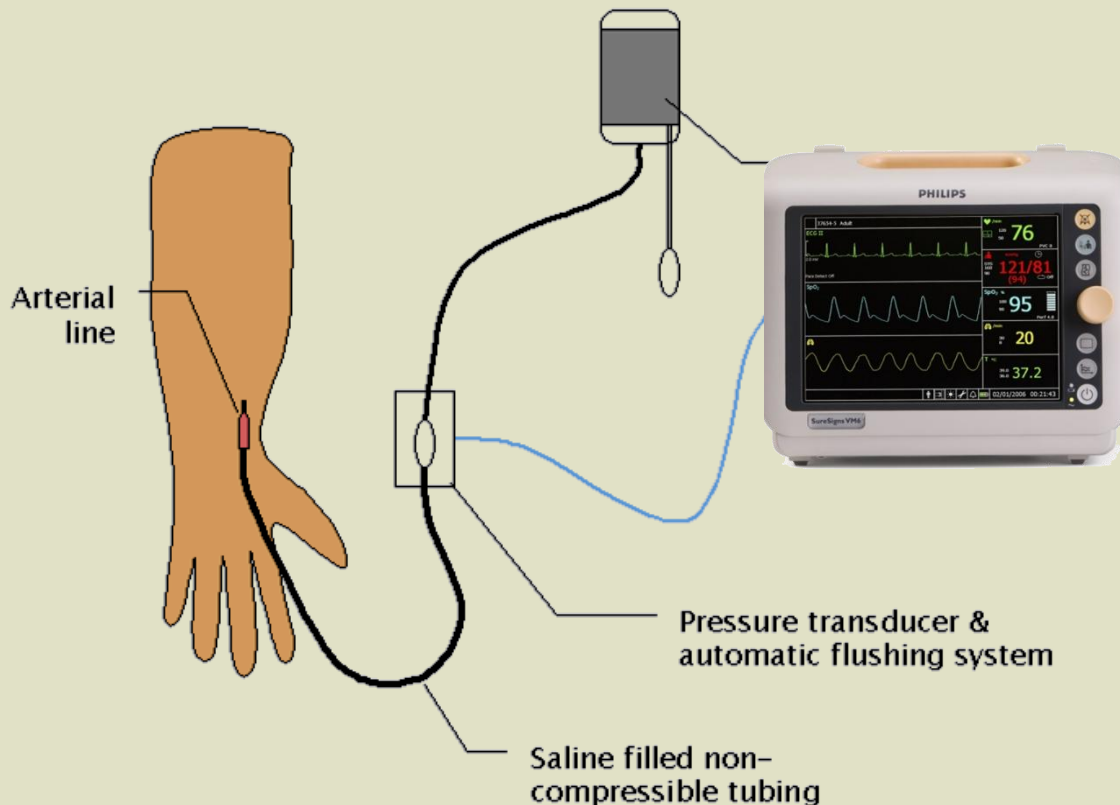
# ІНВАЗИВНЕ ВИМІРЮВАННЯ АРТЕРІАЛЬНОГО ТИСКУ

Ця техніка базується на прямому вимірюванні артеріального тиску шляхом установки катетера в артерію. 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).



# ІНВАЗИВНЕ ВИМІРЮВАННЯ АРТЕРІАЛЬНОГО ТИСКУ

Історично методика інвазивного вимірювання артеріального тиску виникла значно раніше інших, проте тільки зараз цілодобовий інвазивний моніторинг артеріального тиску досить широко використовується для пацієнтів з нестабільною гемодинамікою.



**ВИМІРЮВАННЯ  
АРТЕРІАЛЬНОГО  
ТИСКУ У КОНЯ**

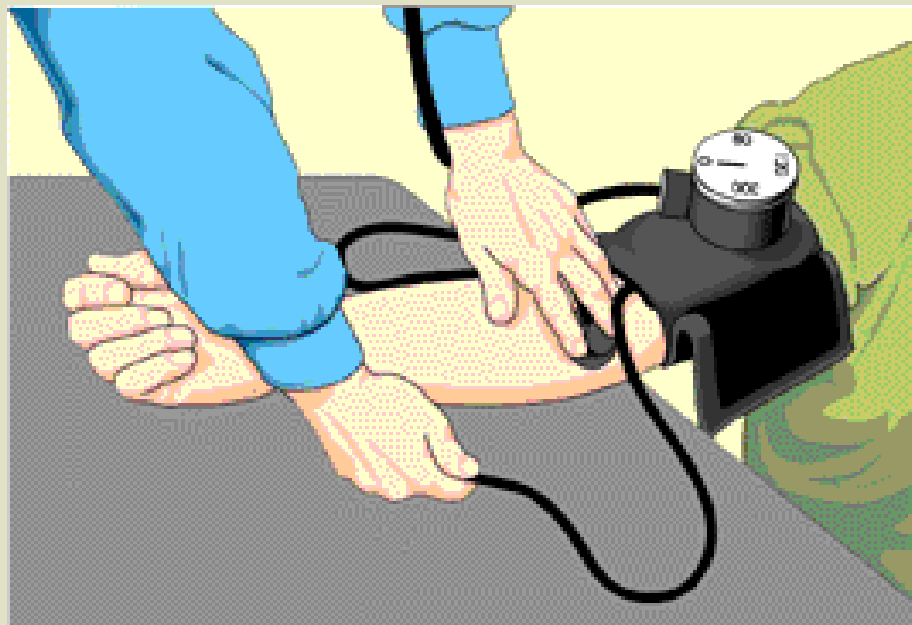
# НЕІНВАЗИВНЕ ВИМІРЮВАННЯ АРТЕРІАЛЬНОГО ТИСКУ



У 1896 р. італієць **Ріва-Роччі** запропонував методику вимірювання АТ за допомогою ртутного сфігмоманометра. 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. Новий етап в історії вимірювання АТ у людини пов'язаний з ім'ям російського хірурга **М.С.Короткова** (1874–1920). М.С.Коротков встановив, що якщо накласти на плече манжету

Ріва-Роччі і швидко підняти в ній тиск до зникнення пульсу на променевій артерії, то ніякі звуки у дистальному 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



# ПРОЦЕДУРА ВИМІРЮВАННЯ ТИСКУ

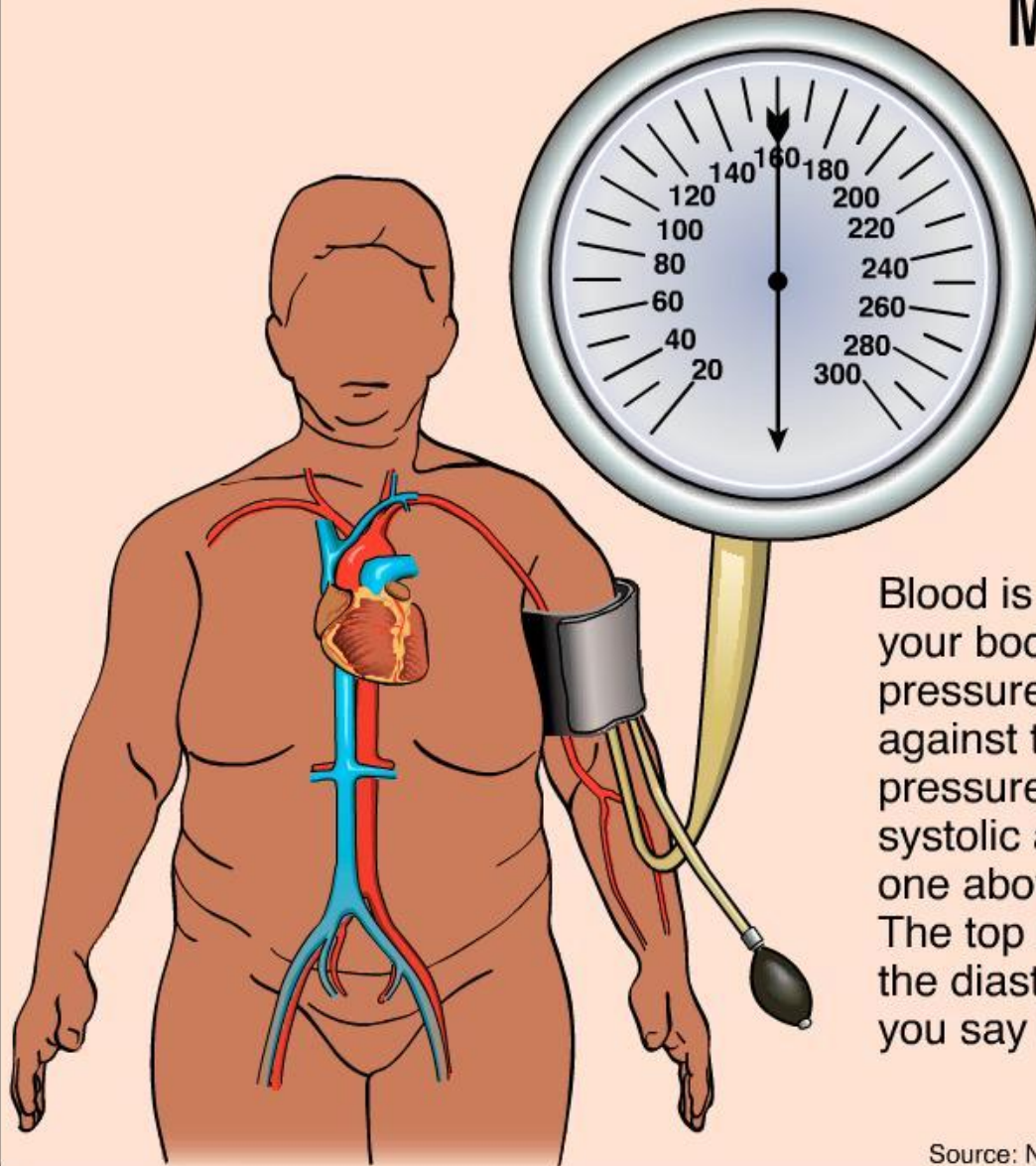
Medindia.com

LOADING

Medindia.com

# ПРОЦЕДУРА ВИМІРЮВАННЯ ТИСКУ

## Measuring Your Blood Pressure



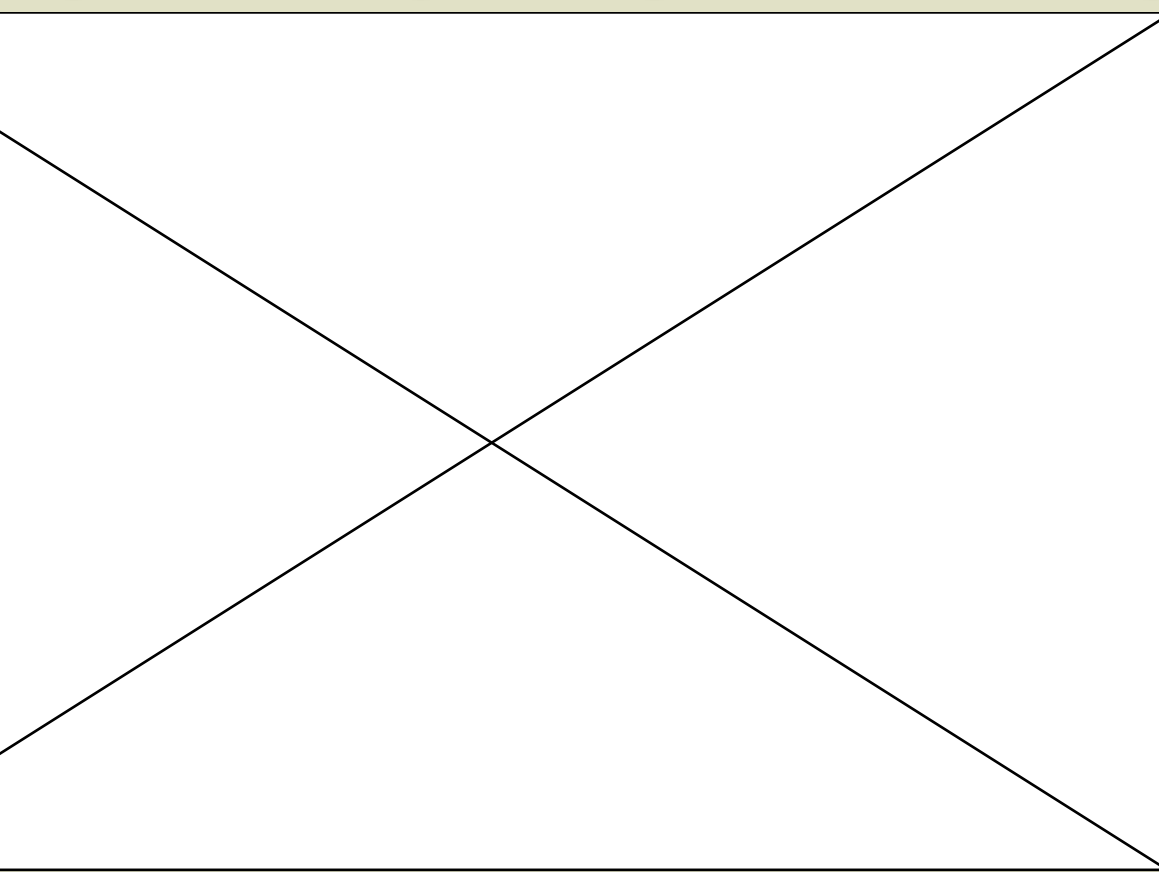
**Normal Blood Pressure**

**Prehypertension**

**Hypertension**

Blood is carried from the heart to all parts of your body in vessels called arteries. Blood pressure is the force of the blood pushing against the walls of the arteries. Your blood pressure is always given as two numbers: systolic and diastolic. Usually they are written one above the other, such as 120/80 mmHg. The top number is the systolic and the bottom the diastolic. If your blood pressure is 120/80, you say it is "120 over 80."

# 5 ФАЗ ТОНІВ КОРОТКОВА

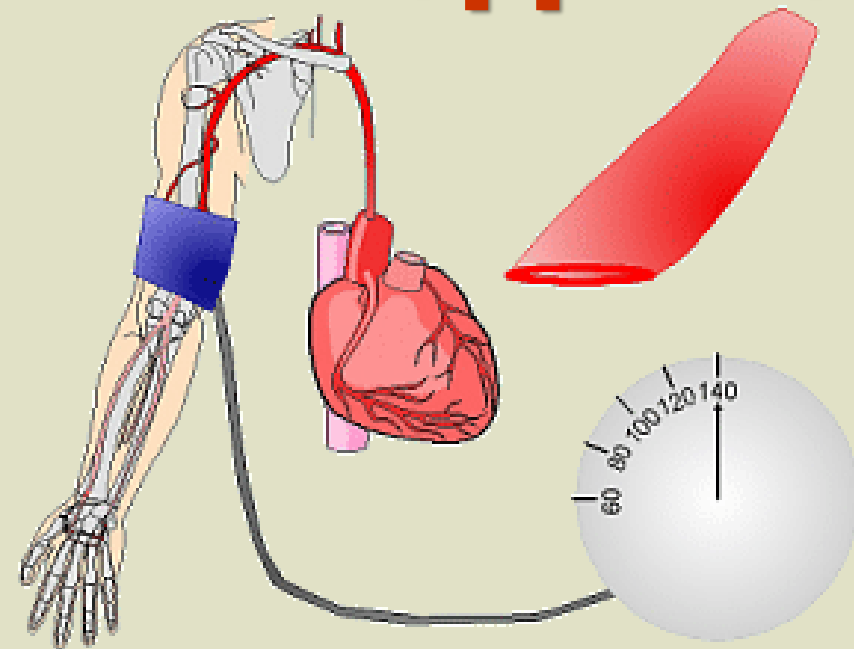


1. початковий «стук»  
(тиск в манжетці  $\Rightarrow$  систолічний тиск)
2. інтенсивність звуків збільшується
3. звук досягає максимальної сили
4. звук послаблюється
5. тони зникають (тиск в манжетці  $\Rightarrow$  діастолічний тиск)

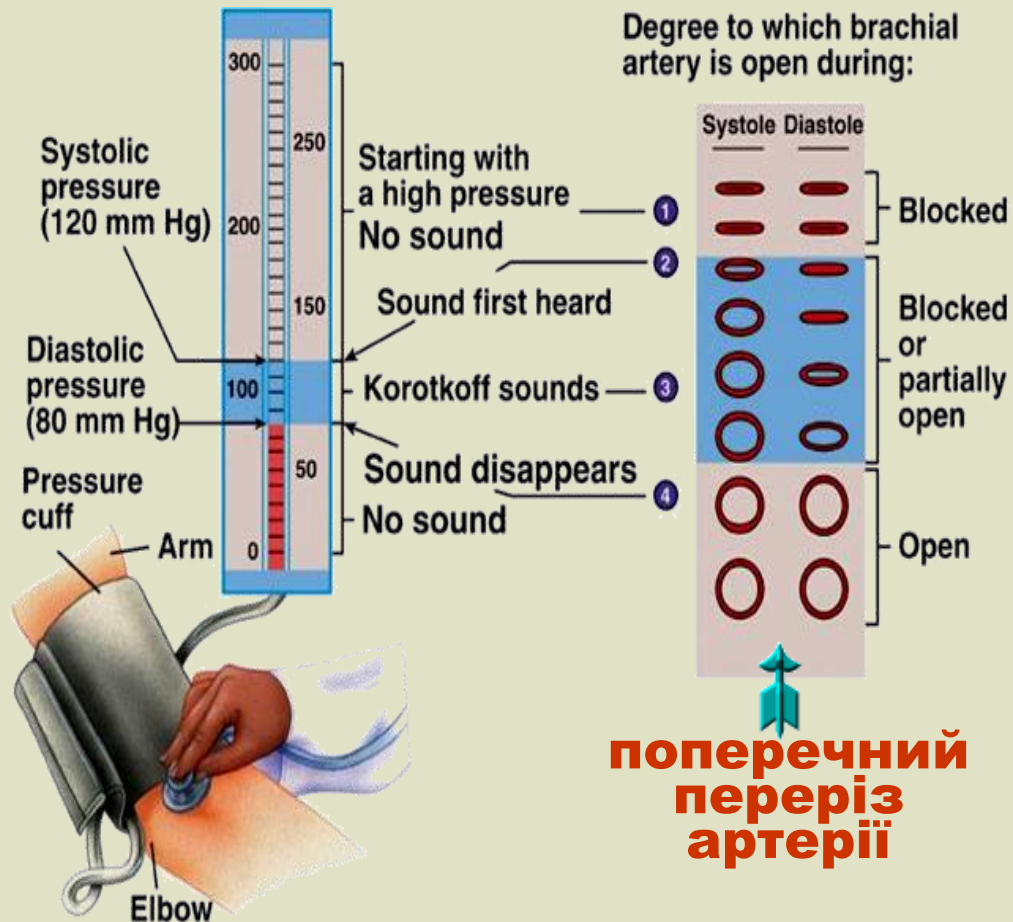
150 mmHg  $\rightarrow$  120 mmHg  $\rightarrow$  80 mmHg  $\rightarrow$  0 mmHg

|  |               |          |               |          |         |
|--|---------------|----------|---------------|----------|---------|
|  |               |          |               |          |         |
|  |               |          |               |          |         |
|  | Phase I       | Phase II | Phase III     | Phase IV | Phase V |
|  | Faint tapping | Swishing | Loud knocking | Muffled  | Silence |

# ПРИРОДА ТОНІВ КОРОТКОВА



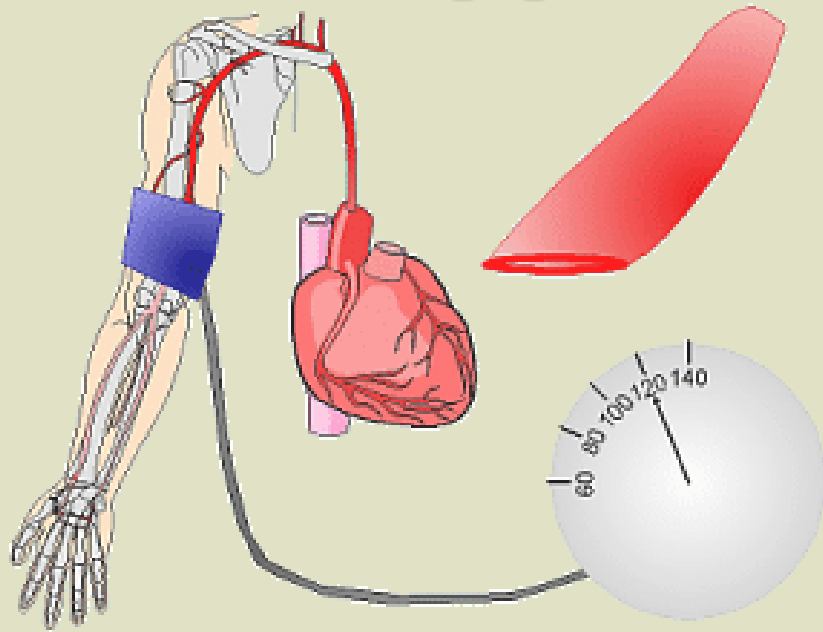
**тиск в манжетці вище  
систолического тиску  
(кров не рухається)**



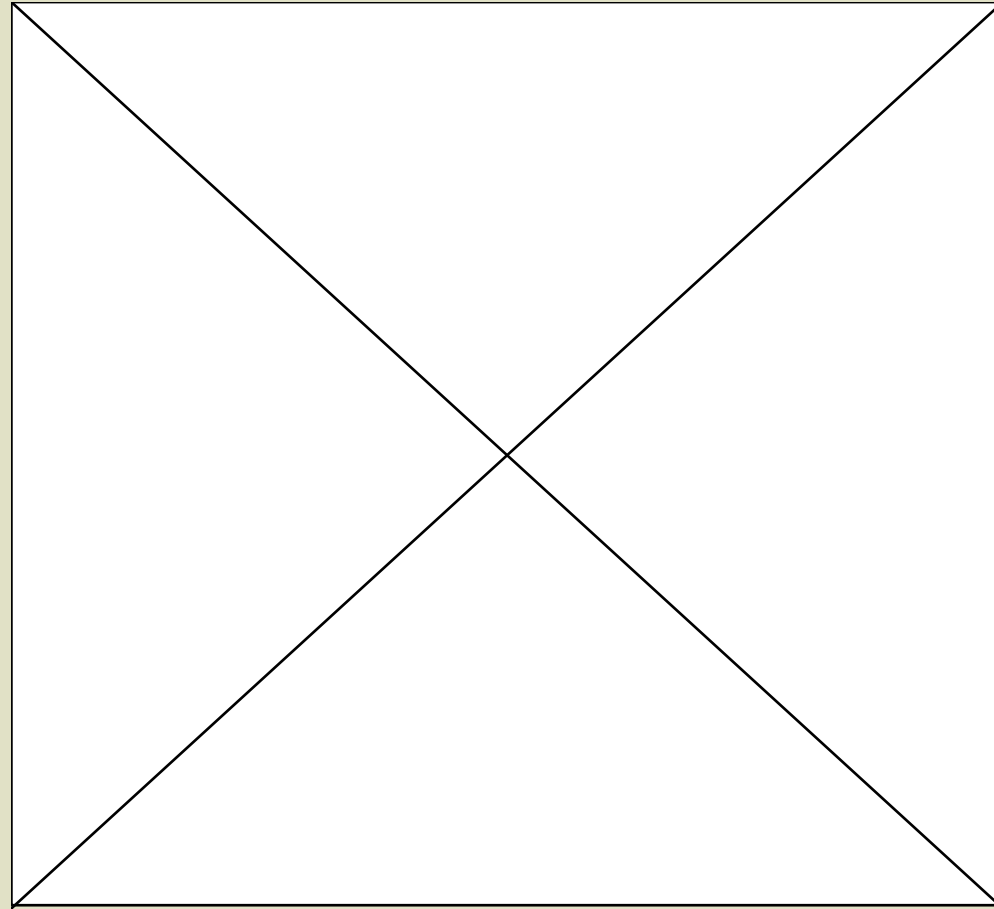
**поперечний  
переріз  
артерії**

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

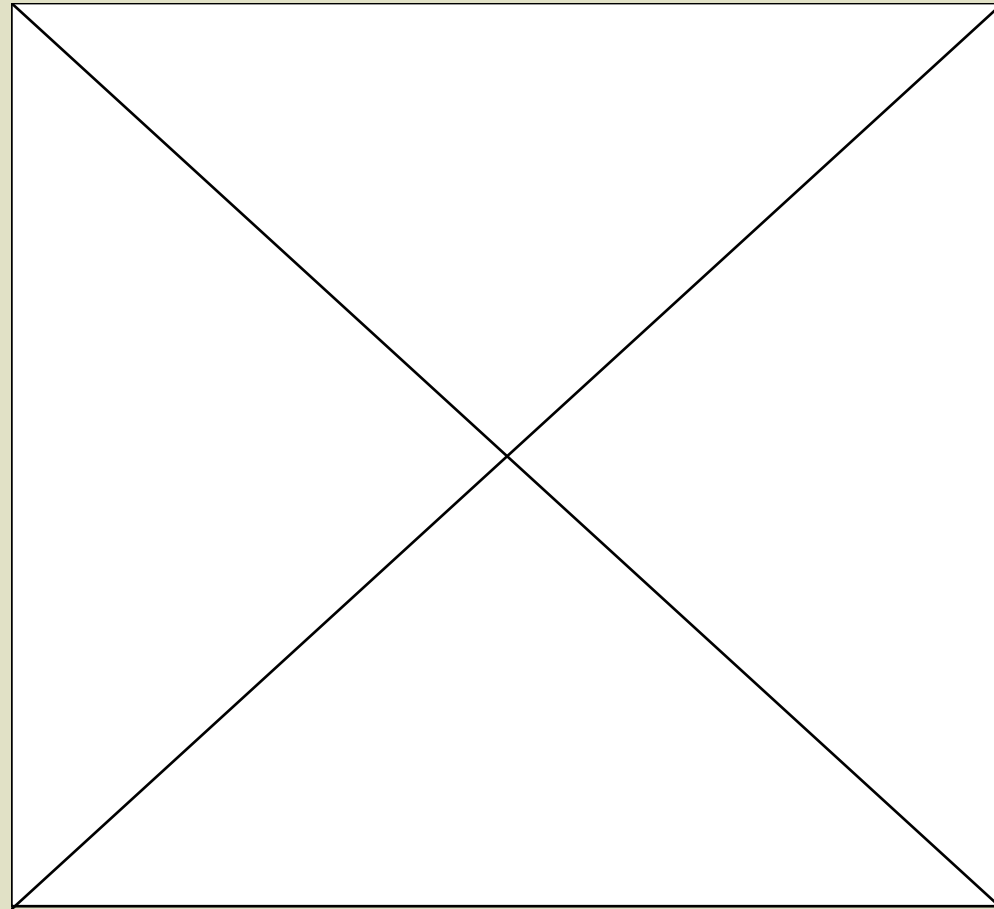
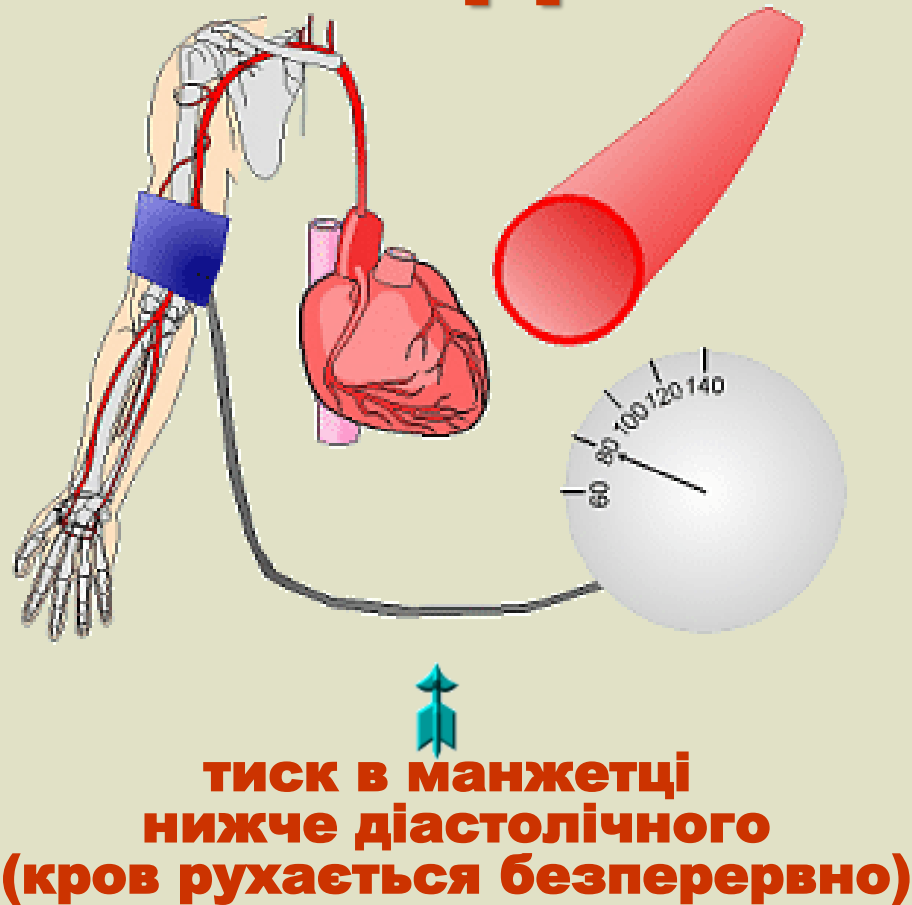


  
**Тиск в манжетці між  
систолічним і діастолічним  
(кров рухається порціями)**



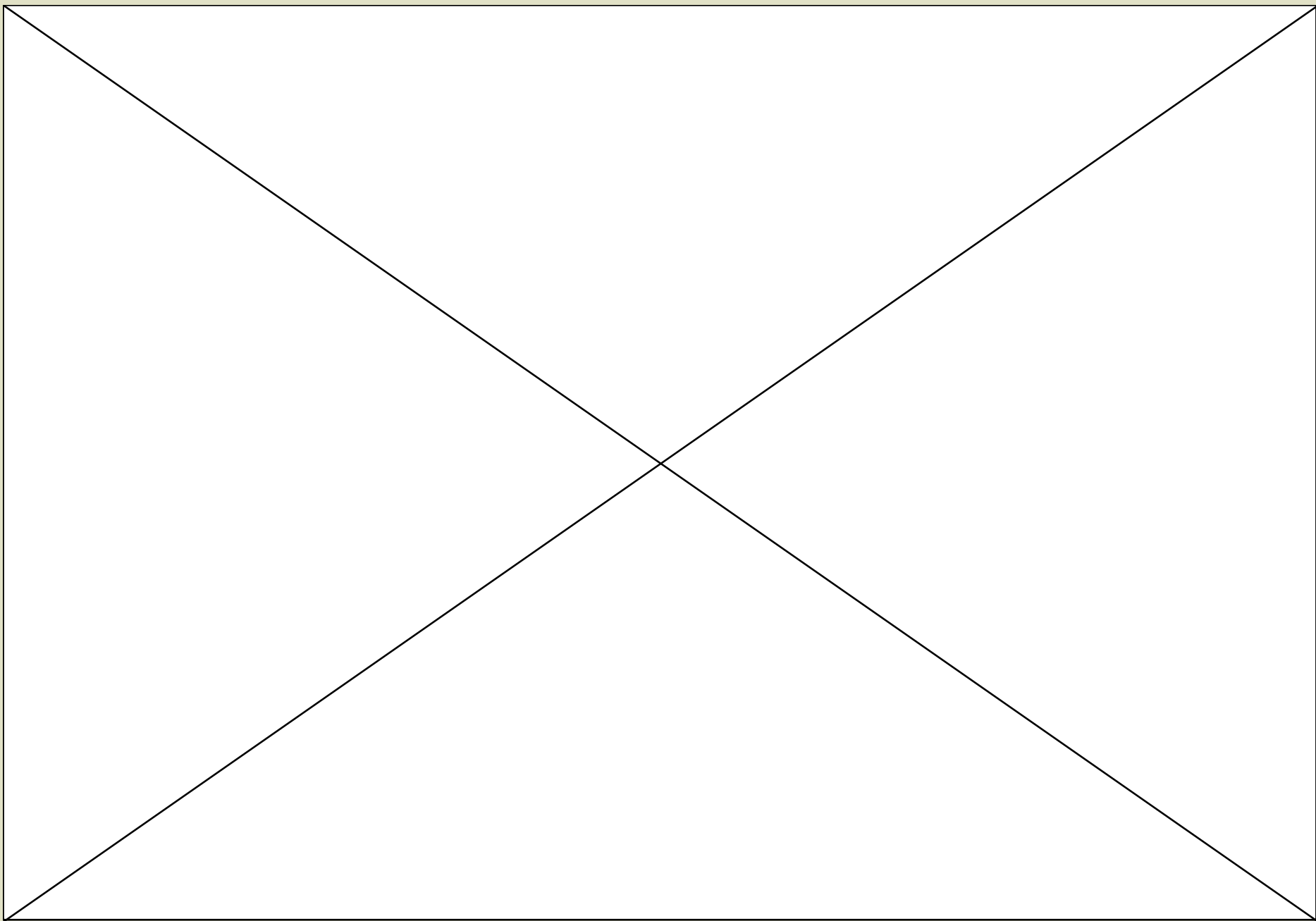
Наявність фаз тонів Короткова пов'язана з наступними причинами. При тиску в манжеті, що перевищує систолічний тиск крові, артерія повністю перетиснута, кров не рухається і звуки, нижче області перетиску не прослуховуються. При тиску між систолічним і діастолічним під час систоли тиск крові перевищує 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.

# ПРИРОДА ТОНІВ КОРОТКОВА

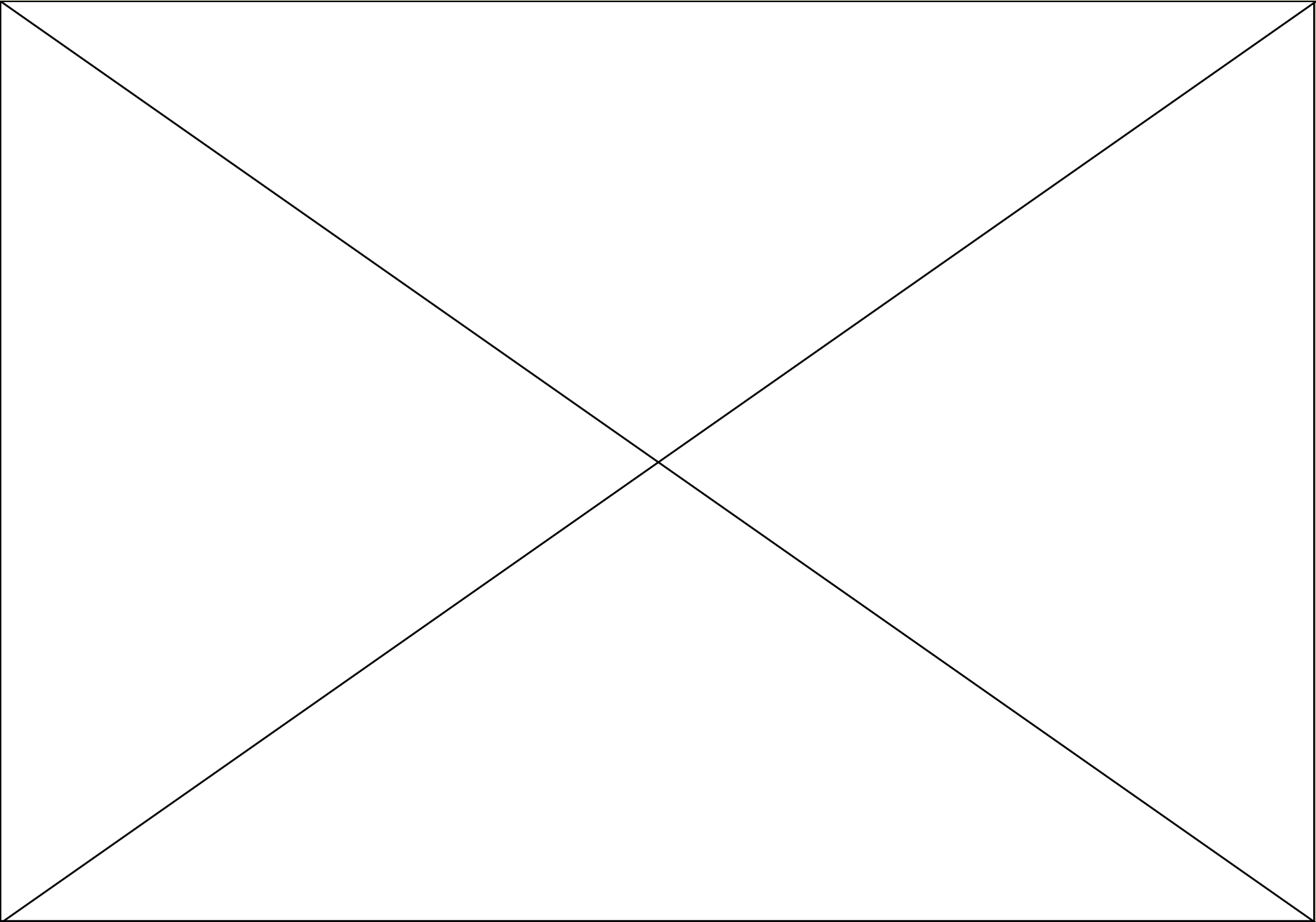


# ПРИРОДА ТОНІВ КОРОТКОВА



Loading Animation

# СИМУЛЯТОР ВИМІРЮВАННЯ ТИСКУ



# ВПЛИВ ЛІКАРСЬКИХ РЕЧОВИН НА ТИСК

Animation is loading

