



**Зайцева О.В. , Бондаренко М.А., Солодовніков А.С.**  
**МЕДИЧНА ТА БІОЛОГІЧНА ФІЗИКА;**  
**МЕДИЧНІ ІНФОРМАЦІЙНІ**  
**ТЕХНОЛОГІЇ**

Навчальний посібник  
для здобувачів вищої медичної освіти

Харків  
ХНМУ  
2024

МІНІСТЕРСТВО ОХОРОНИ ЗДОРОВ'Я УКРАЇНИ  
Харківський національний медичний університет

**Зайцева О.В. , Бондаренко М.А., Солодовніков А.С.**  
**МЕДИЧНА ТА БІОЛОГІЧНА ФІЗИКА;**  
**МЕДИЧНІ ІНФОРМАЦІЙНІ**  
**ТЕХНОЛОГІЇ**

Навчальний посібник  
для здобувачів вищої медичної освіти

Харків

2024

*Рецензенти:*

Погорелов С.В. – д-р фіз.-мат. наук, професор, професор кафедри комп'ютерної математики і аналізу даних, Національний технічний університет «Харківський політехнічний університет»;  
Шейкіна Н.В. – канд. біол. наук, доцент, доцент кафедри фундаментальних та суспільно-гуманітарних наук, Національний фармацевтичний університет.

Зайцева О.В., Бондаренко М.А., Солодовніков А.С.

М42 Медична та біологічна фізика; медичні інформаційні технології: курс лекцій для здоб. вищої мед. освіти.  
Харків: ХНМУ, 2024. 545 с.

Навчальний посібник є мультимедійним представленням лекцій, які викладаються у Харківському національному медичному університеті студентам 1 курсу спеціальності 222 «Медицина», галузь знань 22 «Охорона здоров'я», другий (магістерський) освітньо-кваліфікаційний рівень. Структура і зміст посібника повністю відповідають тематичному плану лекцій нормативного освітнього компонента «Медична та біологічна фізика; медичні інформаційні технології». Посібник призначений студентам і викладачам вищих навчальних медичних закладів III–IV рівнів акредитації, а також всім, хто цікавиться питаннями медичної та біологічної фізики і медичних інформаційних технологій.

У виданні представлено найважливіші поняття і закони медичної та біологічної фізики, медичних інформаційних технологій відповідно до освітньо-професійної програми для вказаної спеціальності.

Всі права захищені. Ніяка частина цієї публікації не може бути відтворена ні в якому матеріальному вигляді (включаючи фотокопіювання або збереження на електронних носіях інформації) без письмового дозволу видавців.

УДК 61:53+577.3](07.07)

© Харківський національний  
медичний університет, 2024

© Зайцева О.В., Бондаренко М.А.,  
Солодовніков А.С., 2024

# Зміст

## Розділ 1

Лекція 1. Елементи теорії ймовірностей.

Випадкові величини..... 10

## Розділ 2

Лекція 2. Механіка рідин та деякі прикладні  
питання гемодинаміки ..... 61

Лекція 3. Біоакустика. Біофізика слуху ..... 104

## Розділ 3

Лекція 4. Фізичні основи електрографії.

Електрокардіографія..... 166

Лекція 5. Дія електричних струмів та  
електромагнітних полів на біологічні об'єкти ... 237

|  |     |
|--|-----|
| Лекція 6. Геометрична оптика. Оптична система ока людини.....                                  | 298 |
| Лекція 7. Іонізуючі випромінювання. Рентгенівське випромінювання.....                          | 382 |
| Лекція 8. Дозиметрія іонізуючих випромінювань. Променева діагностика та променева терапія..... | 442 |
| <b>Розділ 4</b>  |     |
| Лекція 9. Медичні інформаційні технології .....  | 501 |
| Література .....   | 543 |

# ВСТУП

- Освітній компонент «Медична та біологічна фізика; медичні інформаційні технології» є складовою освітньо-професійної програми «Медицина» та стандарту вищої освіти України, другий (магістерський) освітньо-кваліфікаційний рівень, галузь знань 22 «Охорона здоров'я», спеціальність 222 Медицина.
- Освітній компонент (ОК) для цієї спеціальності є нормативним.
- Обсяг ОК 120 годин (кількість кредитів – 4,0), зокрема: лекцій – 18 годин, практичних занять – 56 годин, самостійної роботи – 46 годин.
- Курс поділено на 4 розділи.
- Види контролю: поточний контроль кожного заняття, підсумковий контроль після кожного розділу і диференційований залік наприкінці вивчення дисципліни.

**Предметом вивчення** освітнього компонента «Медична та біологічна фізика; медичні інформаційні технології» є базові фізичні поняття, закони, принципи та підходи в дослідженні процесів живої природи, фізичні принципи функціонування медичних пристроїв, математичні методи в біомедичних дослідженнях, а також системи управління базами даних, методи створення електронних медичних карток, методи та системи підтримки прийняття рішень, математичне моделювання медико-біологічних процесів, технології телемедицини, які складають основу предметних компетентностей з освітніх компонентів і є невід’ємною складовою професійної компетентності майбутнього лікаря, а також підґрунтям для вивчення фахово орієнтованих природничих та клінічних освітніх компонентів у ЗВО України.

**Основними завданнями вивчення освітнього компонента «Медична та біологічна фізика; медичні інформаційні технології» є набуття знань та вмінь з основ медичної та біологічної фізики; знань фізичних факторів, що можуть впливати на організм людини, та біофізичні механізми цих впливів; знань та розуміння призначення, принципів роботи, основних характеристик медичної електронної апаратури, техніки безпеки при роботі з нею; знань медико-біологічних аспектів атомної та ядерної фізики; набуття знань з основ інформаційних технологій в медицині.**

Вивчення освітнього компонента «Медична та біологічна фізика; медичні інформаційні технології» забезпечує набуття здобувачами освіти **наступних програмних результатів навчання:**

- 1) знання та розуміння загальних фізичних та біофізичних закономірностей, що лежать в основі процесів, які відбуваються в організмі людини;
- 2) знання та розуміння політики цифрової трансформації в галузі охорони здоров'я, а також сучасних інформаційних технологій в медицині;
- 3) знання та розуміння характеристик зовнішніх фізичних факторів, що можуть впливати на організм людини, та біофізичні механізми цих впливів;
- 4) знання та розуміння фізичних основ функціонування, принципів роботи, основних характеристик та призначення медичної електронної апаратури, техніки безпеки при роботі з нею та комп'ютерних технологій в медицині.



**Харківський національний медичний університет**

Кафедра медичної та біологічної фізики  
і медичної інформатики

Дисципліна  
«Медична та біологічна фізика;  
медичні інформаційні технології»

**Лекція № 1**  
**Елементи теорії ймовірностей.**  
**Випадкові величини**

# План лекції

1. Основні поняття теорії ймовірностей.
2. Випадкові величини.
  - 1) Дискретна випадкова величина.
  - 2) Неперервна випадкова величина.
  - 3) Числові характеристики випадкових величин.
  - 4) Розподіл Бернуллі для дискретної випадкової величини.
  - 5) Розподіл Гаусса для неперервної випадкової величини.

# 1. ОСНОВНІ ПОНЯТТЯ ТЕОРІЇ ЙМОВІРНОСТЕЙ



- **Теорія ймовірностей** – це стародавня наука, яка веде свою історію від «теорії азартних ігор», де результат залежить лише від випадку. До таких ігор належать:
  - рулетка;
  - ігри з гральними кубиками;
  - деякі карточні ігри тощо.
- Сучасна **теорія ймовірностей** – це розділ математики, який вивчає закономірності **випадкових явищ**:
  - випадкові події;
  - випадкові величини, їх функції, властивості й операції над ними.

- **Основні поняття теорії ймовірностей:**
  - подія (позначається літерами  $A, B, C, \dots$  );
  - випробування (експеримент).
  
- **Типи подій:**
  - вірогідна (достовірна);
  - випадкова;
  - неможлива.

- **Вірогідною подією** (достовірною) називають таку подію, яка за розглянутих умов обов'язково трапиться.

*Наприклад:* після сьомої години ранку наступить восьма година.

- **Випадкова подія** – це подія, яка за даних умов може або відбутися, або не відбутися.

*Наприклад:* завтра до вас у гості завітає товариш.

- **Неможлива подія** – це подія, яка за даних умов не може трапитися.

*Наприклад:* якщо випадково обрати двоцифрове число, то воно буде більше за 100.

- **Випробування** – це комплекс умов, які необхідні для того, щоб подія могла відбутися (або не відбутися).
- **Випадковий дослід** – це дослід (експеримент, спостереження, випробування), результат якого залежить від випадку і який можна повторити багато разів за одних і тих самих умов.



- **Наслідком (результатом) випробування** називається поява в результаті цього випробування будь-якої випадкової події.
- **Результат** випробування може бути сприятливим чи несприятливим:
  - якщо в результаті випробування відбулася подія, на яку ми очікували, наслідок випробування називають **сприятливим**;
  - якщо в результаті випробування відбулася подія, яка нас **НЕ** цікавить (яку ми не очікували), наслідок випробування називають **несприятливим**.

## Поняття рівноможливих наслідків

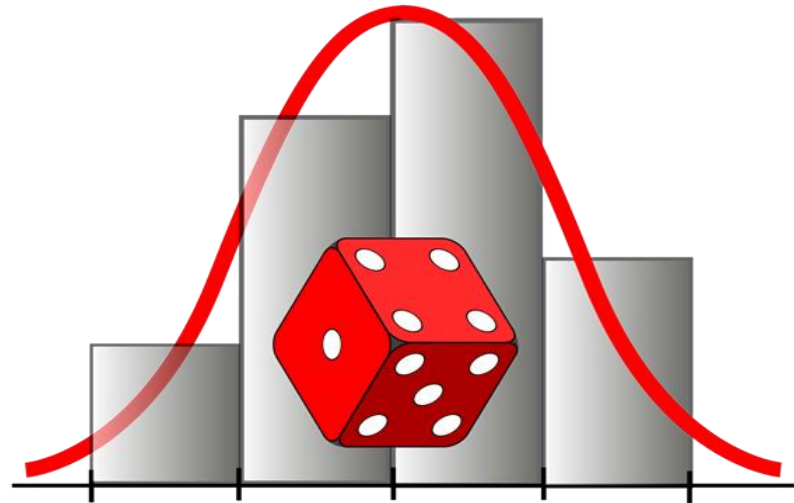
- Якщо в результаті випробування можлива поява різних наслідків, причому немає підстав вважати, що якийсь з цих наслідків може з'являтися частіше або рідше за інші, то ці наслідки називають **рівноможливими**.

### Приклад

При киданні грального кубика немає підстав вважати, що поява зверху якоїсь конкретної грані відбуватиметься частіше або рідше за появу будь-якої іншої грані, тобто поява зверху будь-якої із граней грального кубика є **рівноможливим** наслідком.

Видатні французькі вчені **Блез Паскаль** і **П'єр Ферма** в листуванні з приводу задач, які виникли у зв'язку з азартними іграми, запровадили поняття **ймовірності**.

Для розв'язання таких задач існуючий тоді математичний апарат виявився недостатнім, і було закладено основи нової науки – **теорії ймовірностей**.



# Класичне визначення ймовірності

$P(A)$  випадкової події  $A$ :

$$P(A) = \frac{m}{n},$$

де  $P(A)$  – ймовірність події  $A$ ;

$m$  – число сприятливих наслідків;

$n$  – повне число всіх *рівноможливих наслідків*.

**Значення ймовірності  $P(A)$  випадкової події  $A$  лежать в інтервалі:**

$$0 \leq P(A) \leq 1.$$

**Ймовірність вірогідної події дорівнює  $P = 1$ .**

**Ймовірність неможливої події дорівнює  $P = 0$ .**

# Приклад

Обчислити класичну ймовірність народження хлопчика і класичну ймовірність народження дівчинки.

## Розв'язання:

$$P(\text{хлопчика}) = 1/2 = 0,5.$$

$$P(\text{дівчинки}) = 1/2 = 0,5.$$



# Приклад

Обчислити ймовірність того, що при киданні грального кубика випаде та грань, на якій:

- 1 крапка;
- 2 крапки;
- 3 крапки;
- 4 крапки;
- 5 крапок;
- 6 крапок.



## Відносна частота події

- Випадковим подіям властиві закономірності, що виявляються при багаторазових (масових) випробуваннях. Для кількісного опису цих закономірностей використовується поняття відносної частоти події.
- Відносна частота  $P^*(A)$  події  $A$  обчислюється за формулою:

$$P^*(A) = \frac{m}{n},$$

$m$  – число сприятливих наслідків;

$n$  – число випробувань.

Враховуючи, що  $0 \leq m \leq n$ , для відносної частоти випадкової події маємо  $0 \leq P^*(A) \leq 1$ .

- **Статистичне визначення ймовірності**  $P(A)$  випадкової події  $A$ :

$$P(A) = \lim_{n \rightarrow \infty} P(A).$$

- При практичному застосуванні статистичного визначення ймовірності користуються формулою:

$$P(A) = \frac{m}{n},$$

$m$  – число сприятливих наслідків,  
 $n$  – число випробувань.

# Приклад

Обчислити *статистичну* ймовірність народження хлопчика і дівчинки, якщо серед 1000 новонароджених було 532 хлопчика і 468 дівчат.

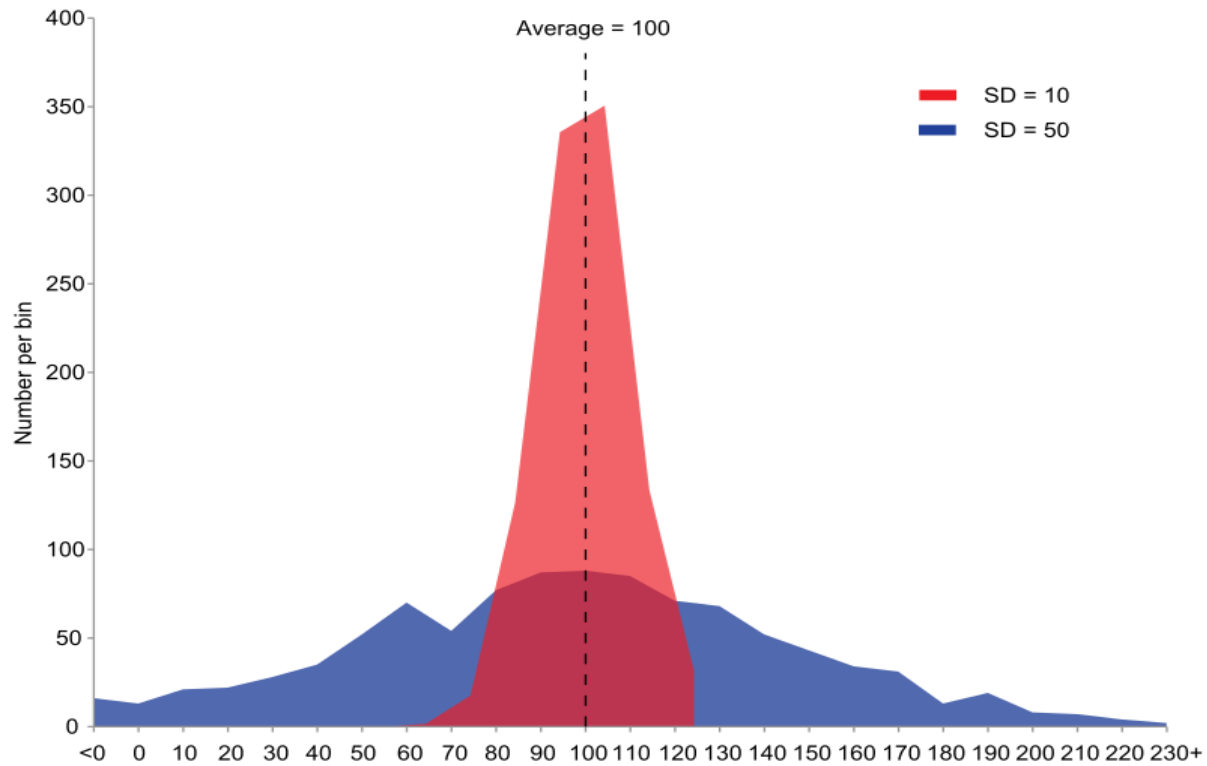
## Розв'язання:

$$P(\text{хлопчика}) = 532 / 1000 = 0,532$$

$$P(\text{дівчинки}) = 468 / 1000 = 0,468$$



## 2. ВИПАДКОВІ ВЕЛИЧИНИ



- **Випадкова величина (ВВ)** – це величина, яка приймає в результаті випробування одне з множини можливих значень. Зазвичай ВВ позначають літерами  $X$ ,  $Y$ ,  $Z$ .

Поява того або іншого значення випадкової величини є *випадковою подією*.

- **Види випадкових величин:**
  - дискретні випадкові величини (ДВВ);
  - неперервні випадкові величини (НВВ).

- **Дискретна випадкова величина (ДВВ)** – це випадкова величина з кінцевою або лічильною множиною можливих значень (1, 2, 3,...).

### Приклади:

- кількість студентів на лекції;
- кількість хворих у відділенні лікарні;
- число птахів у небі вранці;
- кількість хлопчиків, які народилися у пологовому будинку в який-небудь день.



Для завдання ДВВ  $X$  необхідно задати закон розподілу цієї величини, тобто перелічити всі можливі значення ( $x_i$ ) цієї величини та відповідні їм ймовірності ( $p(x_i)$ ).

Зазвичай цей закон представляють у вигляді таблиці:

|          |          |          |     |          |
|----------|----------|----------|-----|----------|
| $x_i$    | $x_1$    | $x_2$    | ... | $x_n$    |
| $p(x_i)$ | $p(x_1)$ | $p(x_2)$ | ... | $p(x_n)$ |

$x_i$  – всі можливі значення величини  $X$ ;

$p(x_i)$  або  $p_i$  – всі відповідні їм ймовірності.

Події, які полягають в тому, що в результаті випробування з'являється яке-небудь з можливих значень випадкової величини, є несумісними та утворюють **повну групу подій**. Тому:

$$\sum_{i=1}^n p_i = p_1 + p_2 + p_3 + \dots + p_n = 1.$$

- Ця формула називається **умовою нормування ДВВ**.

**Приклад  
з гральним  
кубиком**



## Приклад

Позначимо  $X$  дискретну випадкову величину, значення якої дорівнює кількості крапок на верхній грані кубика. Записати закон розподілу цієї ДВВ.

|          |     |     |     |     |     |     |
|----------|-----|-----|-----|-----|-----|-----|
| $x_i$    | 1   | 2   | 3   | 4   | 5   | 6   |
| $p(x_i)$ | 1/6 | 1/6 | 1/6 | 1/6 | 1/6 | 1/6 |

Умова нормування ДВВ:

$$\frac{1}{6} + \frac{1}{6} + \frac{1}{6} + \frac{1}{6} + \frac{1}{6} + \frac{1}{6} = 1.$$

- **Неперервна випадкова величина (НВВ)** – випадкова величина, яка може приймати будь-яке із значень, що належать інтервалу (інтервалам), в якому вона існує.

### Приклади:

- довжина кровоносної судини;
- вага тіла;
- температура тіла;
- тривалість одного серцевого циклу;
- об'єм мозку.



НВВ приймає *нескінченну множину значень*.

- Ймовірність того, що НВВ прийме яке-небудь певне значення, дорівнює нулю:

$$P(\text{певне значення}) = 0.$$

- Ймовірність того, що НВВ прийме значення, яке лежить у якому-небудь інтервалі, не дорівнює нулю:

$$P(\text{значення з інтервалу}) \neq 0$$

## **Способи завдання неперервної випадкової величини:**

1. Завдання функції щільності ймовірності НВВ –  $f(X)$ .
2. Завдання функції розподілу НВВ –  $F(X)$ .

**1. Функція щільності ймовірності  $f(X)$  неперервної випадкової величини  $X$ :**

$$f(X) = \frac{dP}{dx},$$

де  $dP$  – ймовірність попадання НВВ в інтервал від  $x$  до  $(x + dx)$ ;

$dx$  – величина інтервалу.

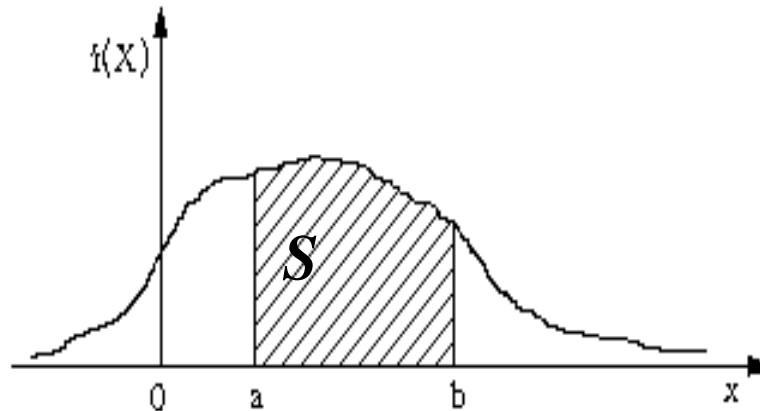
- **Інтервал значень функції щільності ймовірності:**

$$f(X) \geq 0.$$

- **Ймовірність попадання неперервної випадкової величини  $X$  в інтервал від  $a$  до  $b$ :**

$$P(a \leq X \leq b) = \int_a^b f(X) dx.$$

- **Ймовірність дорівнює величині площі  $S$  криволінійної трапеції під кривою  $f(x)$  на інтервалі від  $a$  до  $b$ :**



- Подія, яка полягає в тому, що НВВ прийме будь-яке значення, що знаходиться в інтервалі від  $-\infty$  до  $+\infty$ , є вірогідною (тобто такою, що відбудеться обов'язково). Тому:

$$P(-\infty \leq X \leq +\infty) = 1.$$

- **Умова нормування** для неперервної випадкової величини  $X$ :

$$\int_{-\infty}^{+\infty} f(X) dx = 1.$$

**2. Функція розподілу  $F(X)$  неперервної випадкової величини  $X$**  дорівнює ймовірності того, що випадкова величина прийме значення, яке лежить в інтервалі від  $-\infty$  до  $x$ , або, іншими словами, прийме значення, яке менше або дорівнює  $x$ .

$$F(X) = \int_{-\infty}^x f(X) dx,$$

$$f(X) = \frac{dF(X)}{dx}.$$

- **Інтервал значень** функції розподілу  $F(X)$ :

$$0 \leq F(X) \leq 1.$$

Функція розподілу є невід'ємною величиною.

Із збільшенням  $x$  функція розподілу  $F(X)$  зростає або залишається сталою.

- **Імовірність попадання НВВ**  $X$  в інтервал від  $a$  до  $b$ :

$$P(a \leq X \leq b) = F(b) - F(a)$$

## Числові характеристики випадкової величини $X$ :

1. Математичне сподівання  $M(X)$ .
2. Дисперсія  $D(X)$ .
3. Середнє квадратичне відхилення  $\sigma(X)$ .

1. Поняття **математичного сподівання**  $M(X)$  випадкової величини  $X$  за змістом майже збігається з поняттям середнього значення випадкової величини.

• Для ДВВ:

$$M(X) = \sum_{i=1}^n x_i \cdot P(x_i) = x_1 \cdot P(x_1) + x_2 \cdot P(x_2) + \dots + x_n \cdot P(x_n),$$

де  $x_1, x_2, \dots, x_n$  – всі можливі значення величини  $X$ ;

$P(x_1), P(x_2), \dots, P(x_n)$  – відповідні ймовірності.

• Для НВВ:

$$M(X) = \int_{-\infty}^{+\infty} x \cdot f(X) dx$$

2. Дисперсія  $D(X)$  та середнє квадратичне відхилення  $\sigma(X)$  характеризують величину відхилення (розкиду) значень випадкової величини  $X$  від її математичного сподівання  $M(X)$ :

$$D(X) = M[X - M(X)]^2.$$

• Для ДВВ:

$$D(X) = \sum_{i=1}^n (x_i - M(X))^2 \cdot P(x_i).$$

• Для НВВ:

$$D(X) = \int_{-\infty}^{+\infty} (x - M(X))^2 \cdot f(x) dx.$$

На практиці найчастіше використовують формулу:

$$D(X) = M(X^2) - (M(X))^2.$$

Математичне сподівання квадрата випадкової величини  $X$  обчислюється за формулою:

- **для ДВВ:**

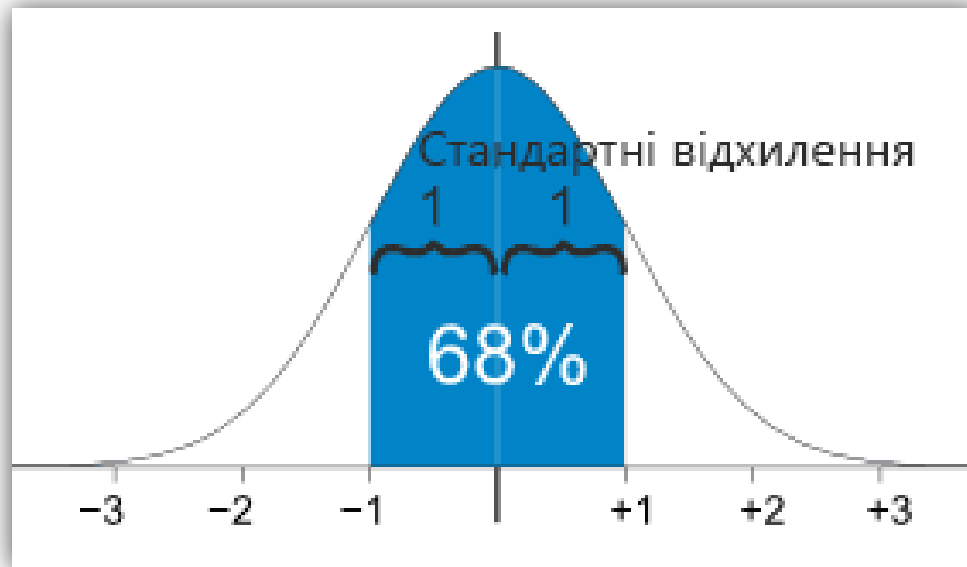
$$M(X^2) = \sum_{i=1}^n X_i^2 \cdot P(x_i)$$

- **для НВВ:**

$$M(X^2) = \int_{-\infty}^{+\infty} x^2 \cdot f(X) dx.$$

### 3. Середнє квадратичне відхилення:

$$\sigma( X ) = \sqrt{D( X )}$$



## Приклад

Дискретна випадкова величина  $X$  має такий закон розподілу:

$$x_i = \{1, 2, 3, 4\}$$

$$p(x_i) = \{0,4; 0,3; 0,2; 0,1\}$$

Знайти:  $M(X)$ ,  $D(X)$ ,  $\sigma(X)$ .

## Розв'язання

- Математичне сподівання ВВ:

$$M(X) = \sum_{i=1}^4 x_i \cdot P(x_i) = 1 \cdot 0,4 + 2 \cdot 0,3 + 3 \cdot 0,2 + 4 \cdot 0,1 = 2$$

- Математичне сподівання квадрата ВВ:

$$M(X^2) = \sum_{i=1}^4 x_i^2 \cdot P(x_i) = 1 \cdot 0,4 + 4 \cdot 0,3 + 9 \cdot 0,2 + 16 \cdot 0,1 =$$

$$= 0,4 + 1,2 + 1,8 + 1,6 = 5$$

Дисперсія  $D(X)$ :

$$D(X) = M(X^2) - (M(X))^2 = 5 - 2^2 = 5 - 4 = 1.$$

Середнє квадратичне відхилення  $\sigma(X)$ :

$$\sigma(X) = \sqrt{D(X)} = \sqrt{1} = 1.$$

# Закони розподілу випадкових величин:

- для дискретної ВВ – біноміальний розподіл (розподіл Бернуллі);
- для неперервної ВВ – нормальний розподіл (розподіл Гаусса).

# Розподіл Бернуллі (біноміальний закон розподілу ДВВ)

Нехай дискретна випадкова величина  $X$  – це кількість появ події  $A$  в  $n$  повторних незалежних випробуваннях,

$p$  – ймовірність появи події  $A$  в кожному з іспитів,

$q$  – ймовірність неяви події  $A$  в кожному з випробувань,

$q = 1 - p$ .

Величина  $X$  може приймати значення від  $0$  до  $n$  ( $0, 1, \dots, m, \dots, n$ ).

Ймовірність  $P(m)$  кожного з цих значень можна визначити за формулою Бернуллі:

$$P(m) = \frac{n!}{m!(n-m)!} p^m q^{n-m} = C_n^m p^m q^{n-m}$$

Права частина формули Бернуллі – це загальний член розкладання бінома Ньютона:

$$(p + q)^n = \sum_{m=0}^n C_n^m p^m q^{n-m}$$

Тому розподіл дискретної випадкової величини, у якому ймовірність кожного значення дорівнює відповідному члену розкладання бінома  $(p + q)^n$ , називається **біноміальним законом розподілу ймовірностей**.

У вигляді таблиці цей закон розподілу може бути заданий так:

|          |       |     |                     |     |       |
|----------|-------|-----|---------------------|-----|-------|
| $x_i$    | 0     | ... | m                   | ... | n     |
| $p(x_i)$ | $q^n$ | ... | $C_n^m p^m q^{n-m}$ | ... | $p^n$ |

Математичне сподівання  $M(X)$  та дисперсія  $D(X)$  дискретної випадкової величини  $X$ , яка має біноміальний розподіл, обчислюються за формулами:

$$M(X) = np,$$

$$D(X) = npq = np(1 - p).$$

# Розподіл Гаусса (нормальний закон розподілу НВВ)

Щільність ймовірності  $f(X)$  для неперервної випадкової величини  $X$ , розподіленої за нормальним законом, має вигляд:

$$f(X) = \frac{1}{\sigma\sqrt{2\pi}} \cdot e^{-\frac{(x-a)^2}{2\sigma^2}}$$

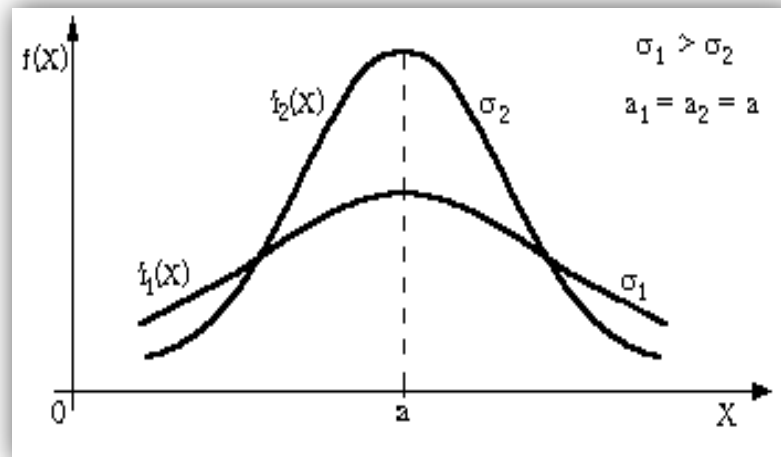
$a$  та  $\sigma$  – константи:

$$a = M(X),$$

$$\sigma = \sigma(X),$$

$$\sigma^2 = D(X).$$

# Графік функції щільності ймовірності $f(X)$ :



- 1) має форму дзвону;
- 2) симетричний відносно прямої  $x = a$ ;
- 3) якщо змінювати  $a$  при  $\sigma = \text{const}$ , то графік зміщується вздовж осі  $x$ , не змінюючи форму;
- 4) якщо зменшувати  $\sigma$  при  $a = \text{const}$ , то графік стискається до прямої  $x = a$ , але площа під ним завжди залишається постійною та дорівнює одиниці ( $S = 1$ ).

## Функція Лапласа

Для обчислення ймовірності попадання величини  $X$ , яка має нормальний розподіл, у який-небудь інтервал використовують *функцію Лапласа*  $\varphi(t)$ :

$$\varphi(t) = \frac{1}{\sqrt{2\pi}} \int_0^t e^{-\frac{t^2}{2}} dt$$

де  $t$  – аргумент функції Лапласа, який дорівнює:

$$t = \frac{x-a}{\sigma}$$

Для функції Лапласа за допомогою чисельних методів складено *таблицю значень*.

# Таблиця значень функції Лапласа $\varphi(t)$

| t    | $\varphi(t)$ | t    | $\varphi(t)$ | t    | $\varphi(t)$ |
|------|--------------|------|--------------|------|--------------|
| 0    | 0            | 1    | 0,3413       | 2    | 0,47725      |
| 0,05 | 0,0199       | 1,05 | 0,3531       | 2,05 | 0,47981      |
| 0,1  | 0,0398       | 1,1  | 0,3643       | 2,1  | 0,48214      |
| 0,15 | 0,0596       | 1,15 | 0,3749       | 2,15 | 0,48422      |
| 0,2  | 0,0793       | 1,2  | 0,3849       | 2,2  | 0,4861       |
| 0,25 | 0,0987       | 1,25 | 0,3944       | 2,25 | 0,48778      |
| 0,3  | 0,1179       | 1,3  | 0,4032       | 2,3  | 0,48928      |
| 0,35 | 0,1368       | 1,35 | 0,4115       | 2,35 | 0,49061      |
| 0,4  | 0,1554       | 1,4  | 0,4192       | 2,4  | 0,4918       |
| 0,45 | 0,1736       | 1,45 | 0,4265       | 2,45 | 0,49286      |
| 0,5  | 0,1915       | 1,5  | 0,4332       | 2,5  | 0,49379      |
| 0,55 | 0,2088       | 1,55 | 0,4394       | 2,55 | 0,49461      |
| 0,6  | 0,2257       | 1,6  | 0,4452       | 2,6  | 0,49534      |
| 0,65 | 0,2422       | 1,65 | 0,4505       | 2,7  | 0,49653      |
| 0,7  | 0,258        | 1,7  | 0,4554       | 2,8  | 0,49744      |
| 0,75 | 0,2734       | 1,75 | 0,4599       | 2,9  | 0,49813      |
| 0,8  | 0,2881       | 1,8  | 0,4641       | 3    | 0,49865      |
| 0,85 | 0,3023       | 1,85 | 0,4678       | 4    | 0,499968     |
| 0,9  | 0,3159       | 1,9  | 0,4713       | 5    | 0,5          |
| 0,95 | 0,3289       | 1,95 | 0,4744       |      |              |
| 0,95 | 0,3289       | 1,95 | 0,4744       |      |              |

- Імовірність  $P$  попадання нормально розподіленої випадкової величини  $X$  в інтервал від  $x_1$  до  $x_2$ :

$$P(x_1 \leq X \leq x_2) = \int_{x_1}^{x_2} f(X) dx = \phi(t_2) - \phi(t_1),$$

причому аргументи функції Лапласа  $t_1$  і  $t_2$  обчислюють за формулами:

$$t_1 = \frac{x_1 - a}{\sigma}, \quad t_2 = \frac{x_2 - a}{\sigma}.$$

- Функції Лапласа  $\varphi(t)$  – це *непарна функція*, отже для неї:

$$\varphi(-t) = -\varphi(t)$$

- **Функція розподілу  $F(X)$**  нормально розподіленої неперервної випадкової величини  $X$ :

$$F(X) = 0,5 + \varphi(t)$$

ДЯКУЄМО ЗА УВАГУ!





**Харківський національний медичний університет**

Кафедра медичної та біологічної фізики  
і медичної інформатики

Дисципліна  
«Медична та біологічна фізика;  
медичні інформаційні технології»

**Лекція № 2**

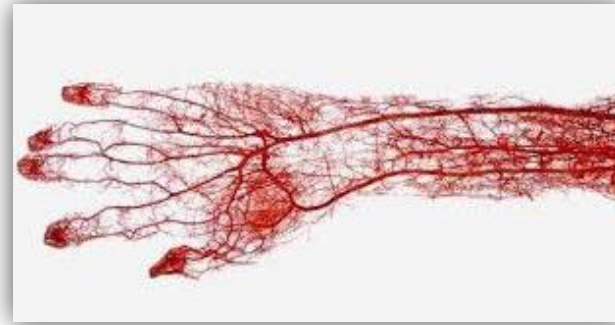
**Механіка рідин та деякі прикладні  
питання гемодинаміки**

# План лекції

1. Основні поняття гідродинаміки.
2. Рівняння Бернуллі, рівняння нерозривності струменя.
3. Ламінарна та турбулентна течія рідини.
4. Формула Ньютона для сили в'язкого тертя.
5. Число Рейнольдса.
6. Формула Пуазейля, гідравлічний опір.
7. Криві течії для ньютонівських та неньютонівських рідин.
8. Кров як в'язко-пластична рідина.
9. Окремі питання гемодинаміки.

**Гемодинаміка** – наука, яка досліджує рух крові у судинній системі людини. Гемодинаміку поділяють на:

- системну гемодинаміку – рух крові у серці та магістральних судинах;
- регіональну (органну) гемодинаміку – кровопостачання органів;
- мікроциркуляцію (тканеву гемодинаміку) – кровопостачання тканин, рух крові у капілярах.



Рух крові у судинах – це досить складний, з погляду біофізики, процес, тому почнемо розглядати його на прикладі простішого процесу – течії води по трубах як елементу **гідродинаміки**.

## Основні поняття гідродинаміки

- **Реальна рідина** – це будь-яка рідина, що існує в природі.
- **Ідеальна рідина** – це абсолютно *нестислива* та *нев'язка* рідина (це фізична модель реальної рідини).
  - *Нестислива рідина*: нехтують залежністю густини ( $\rho$ ) рідини від зовнішнього тиску ( $P$ ).
  - *Нев'язка рідина*: характеризується відсутністю внутрішнього тертя.

Найпростішим видом руху рідини є *стаціонарний рух*, тобто рух, при якому величини *швидкостей* ( $v$ ) частинок рідини та *гідродинамічного тиску* ( $P$ ) протягом часу залишаються постійними:

$$v = \text{const}$$

$$P = \text{const}$$

# Рівняння Бернуллі

(строго виконується для *стаціонарного* руху *ідеальної* рідини):

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

Статичний тиск

Гідростатичний тиск

Гідродинамічний тиск

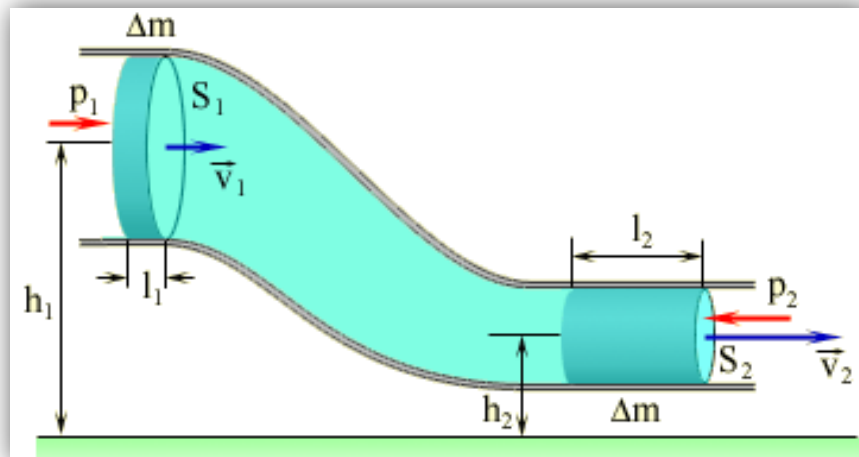
$P$  – статичний тиск у деякій точці рідини (Па);

$h$  – висота цієї точки, відлічувана від деякого рівня (м);

$V$  – швидкість (лінійна) рідини в цій точці (м/с);

$g$  – прискорення вільного падіння ( 9,8 м/с);

$\rho$  – густина рідини ( кг/м<sup>3</sup>).



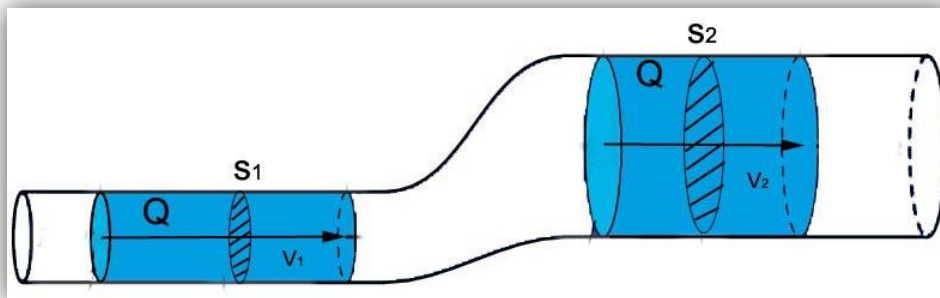
Рівняння Бернуллі випливає із закону збереження механічної енергії для ідеальної системи.

# Рівняння нерозривності струменя

(виконується як для ідеальної, так і для будь-якої реальної рідини)

$$Q = Sv = \text{const}$$

$$S_1 v_1 = S_2 v_2$$



$Q$  – об'ємна швидкість плинину рідини, ( $\text{м}^3/\text{с}$ );

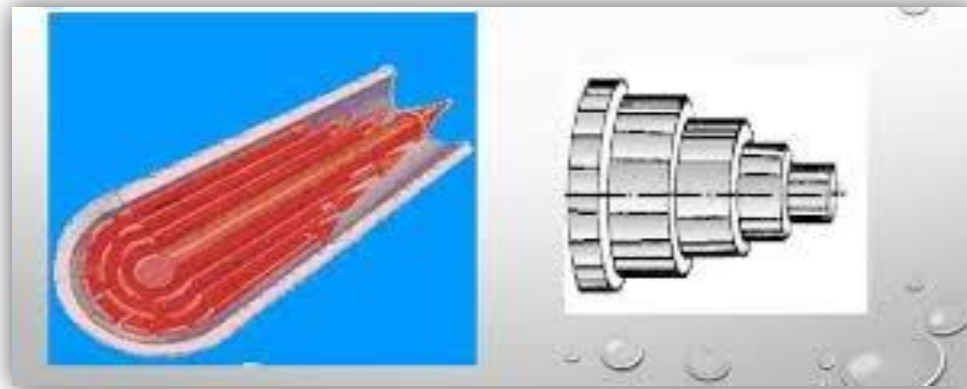
$S$  – площа поперечного перерізу струменя (труби), ( $\text{м}^2$ );

$v$  – усереднена за перерізом швидкість плинину рідини ( $\text{м}/\text{с}$ ).

Рівняння нерозривності струменя випливає із **закону збереження маси** для нестисливої рідини.

## Реальні рідини – це в'язкі рідини.

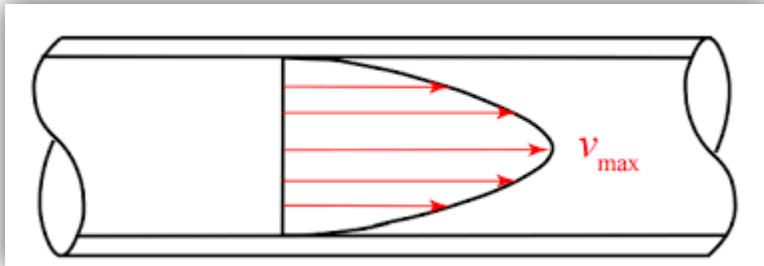
- При течії реальної рідини швидкість її руху в різних точках перерізу потоку (струменя) різна.
- Ділянки рідини, що рухаються з однаковою швидкістю, називаються *шарами рідини*.
- При русі реальної рідини між шарами цієї рідини виникають *сили внутрішнього, або в'язкого, тертя*.
- **В'язкість рідини** (або **внутрішнє тертя**) – це властивість рідини чинити опір руху шарів один відносно одного.



# Види течії рідини

## Ламінарна течія

Шари рідини ковзають один відносно іншого, зберігаючи свою цілісність і не перемішуючись (якщо зневажити дифузією).



## Турбулентна течія

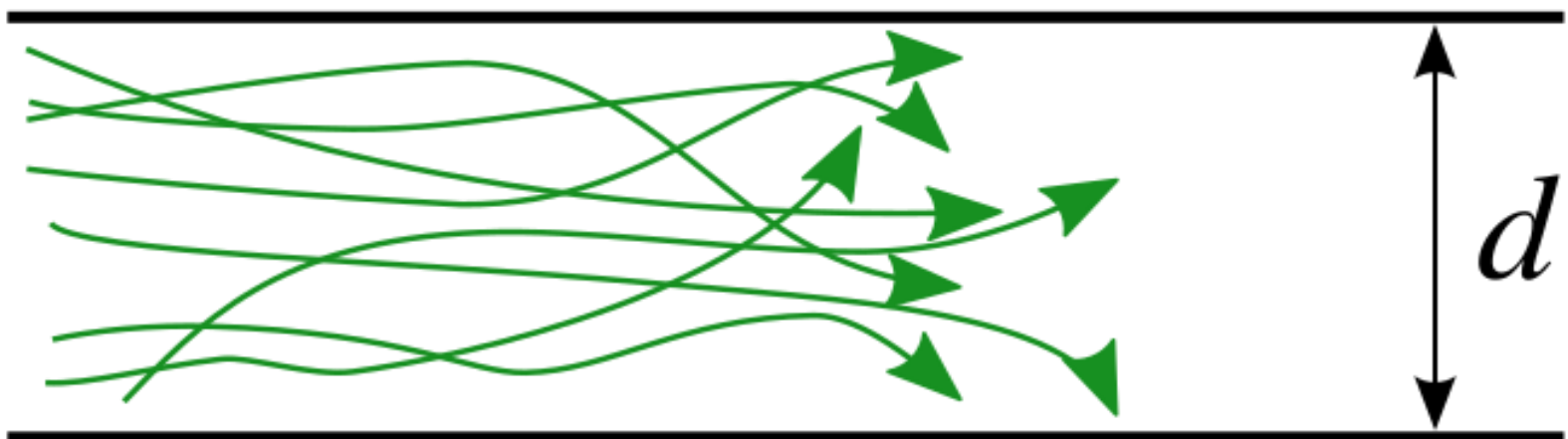
На межах шарів рідин створюються вихри, які викликають порушення цілісності шарів та їх активне перемішування.



## Ламінарна течія



## Турбулентна течія



# Формула Ньютона для сили в'язкого тертя

$$F = \eta \frac{dv}{dz} S,$$

$F$  – сила в'язкого тертя між шарами рідини, що торкаються (Н);

$v$  – швидкість руху шару рідини (м/с);

$z$  – координата, спрямована перпендикулярно до межі стикання шарів (м);

$dv/dz$  – модуль градієнта швидкості; характеризує величину зміни швидкості плинину рідини при переході від одного шару до іншого (1/с);

$S$  – площа поверхні стикання шарів рідини (м<sup>2</sup>);

$\eta$  – коефіцієнт в'язкості або динамічна в'язкість рідини (Па • с) .

# Реальні рідини

## Ньютонівські

Коефіцієнт в'язкості рідини залежить тільки від її роду та температури, причому зі зростанням температури коефіцієнт в'язкості зменшується (вода, олія, низькомолекулярні органічні рідини).



## Неньютонівські

Коефіцієнт в'язкості залежить не тільки від роду та температури рідини, а також від величин, що характеризують умови течії, наприклад, від градієнта швидкості (кров, розчини макромолекул).



# Число Рейнольдса

- Критерієм переходу течії від ламінарної до турбулентної і навпаки є величина **числа Рейнольдса ( $Re$ )**:

$$Re = \frac{\rho V D}{\eta},$$

$\rho$  – густина рідини;

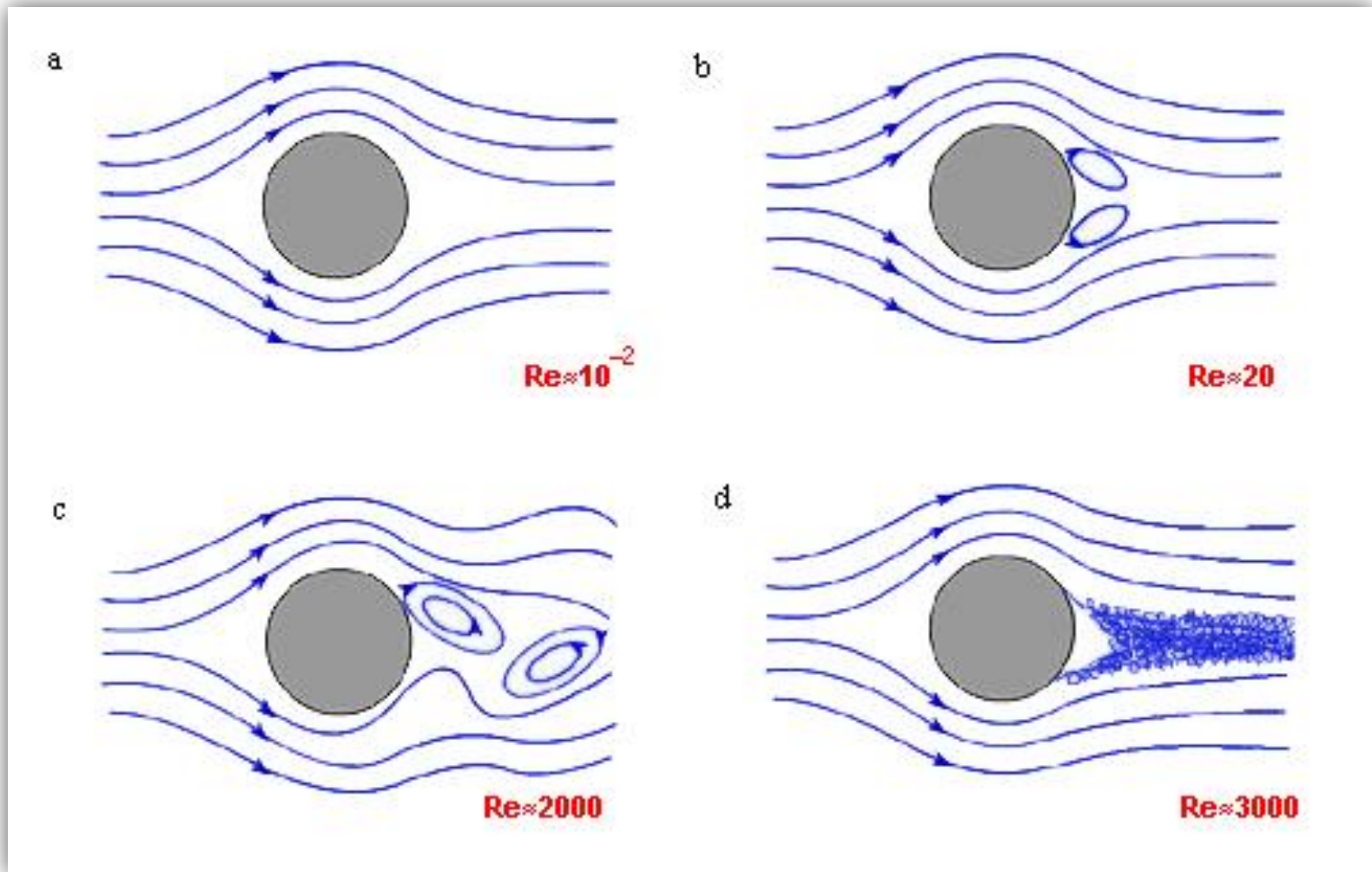
$V$  – усереднена за перерізом швидкість течії рідини;

$D$  – діаметр труби;

$\eta$  – коефіцієнт в'язкості

Значення числа Рейнольдса, при якому відбувається перехід від ламінарної течії до турбулентної, називається **критичним** ( $Re_{кр}$ ). Для гладких циліндричних труб критичне число Рейнольдса приблизно дорівнює  $Re_{кр} \approx 2300$ .

- Число Рейнольдса – **безрозмірна величина**.



Якщо  $Re < Re_{кр}$  – течія рідини **ламінарна**.

Якщо  $Re > Re_{кр}$  – течія рідини **турбулентна**.

Відношення динамічної в'язкості до густини рідини називається *кінематичною в'язкістю*:

$$\nu = \frac{\eta}{\rho} \quad [\text{м}^2/\text{с}].$$

Тоді формула для числа Рейнольдса може бути записана у такому вигляді:

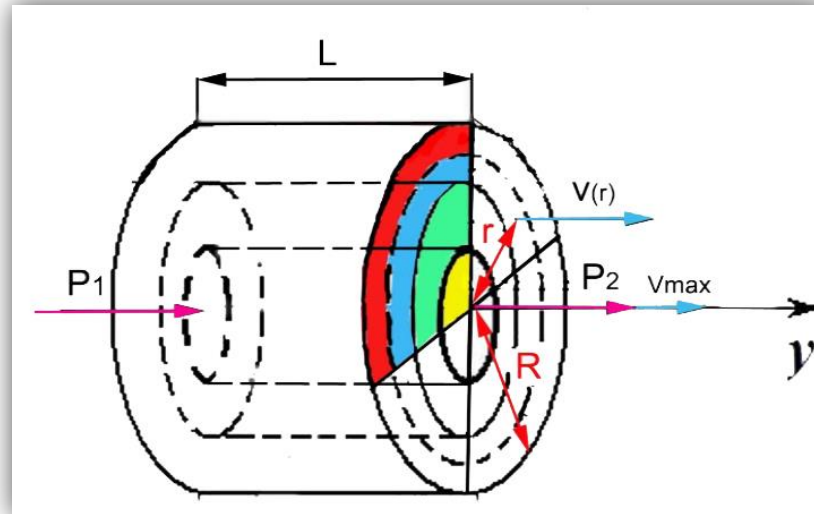
$$Re = \frac{VD}{\nu}.$$

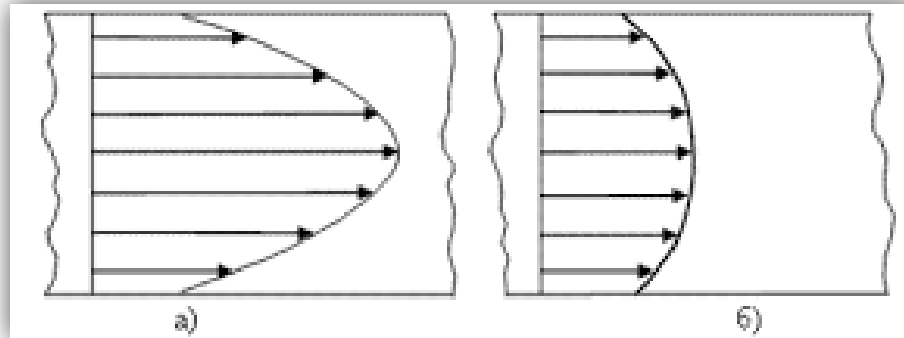
У випадку ньютонівських рідин залежність швидкості шару рідини ( $V$ ) від відстані до центра труби ( $r$ ) для ділянки циліндричної труби довжиною  $L$  та радіусом  $R$  має вигляд:

$$V = \frac{P_1 - P_2}{4\eta L} (R^2 - r^2),$$

$P_1$  – тиск на початку ділянки труби,

$P_2$  – тиск наприкінці ділянки труби.





Найбільшу швидкість ( $V_{max}$ ) мають частинки, які рухаються вздовж осі труби (для них  $r = 0$ ). При цьому:

$$V_{max} = \frac{P_1 - P_2}{4\eta L},$$

$$V_{сер} = \frac{V_0 - V_{max}}{2} = \frac{V_{max}}{2} = \frac{P_1 - P_2}{8\eta L} R^2.$$

# Формула Пуазейля

$$Q = Sv = \pi R^2 v_{сер} = \frac{(P_1 - P_2)\pi R^4}{8\eta L},$$

$Q$  – об’ємна швидкість рідини (об’єм рідини, що протікає через поперечний переріз циліндричної труби за одиницю часу при стаціонарному ламінарному плині);

$P_1$  – тиск на початку ділянки труби;

$P_2$  – тиск наприкінці ділянки труби;

$R$  – радіус циліндричної труби;

$L$  – довжина циліндричної труби.

## Рух рідини у трубі

$X$  – гідравлічний опір.

$$X = \frac{P_1 - P_2}{Q} = \frac{8\eta L}{\pi R^4},$$

$Q$  – об'ємна швидкість рідини;  
 $P_1 - P_2$  – різниця тисків  
на кінцях труби.

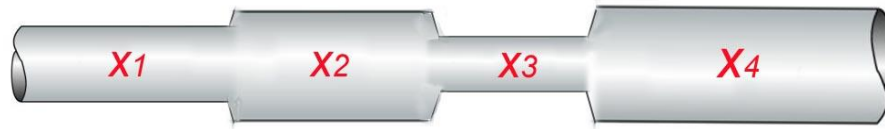
## Електричний струм у провіднику

$R$  – електричний опір.

$$R = \frac{\varphi_1 - \varphi_2}{I},$$

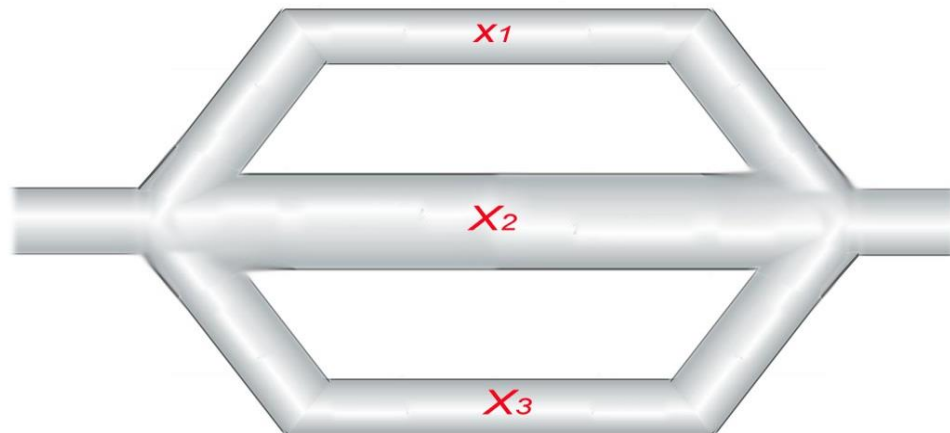
$I$  – сила струму в провіднику;  
 $\varphi_1 - \varphi_2$  – різниця потенціалів  
на кінцях провідника.

**Послідовне  
з'єднання труб:**



$$X_{заг} = X_1 + X_2 + \dots + X_n$$

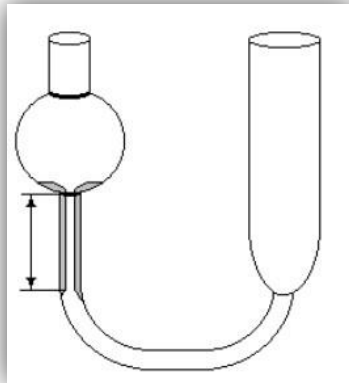
**Паралельне  
з'єднання труб:**



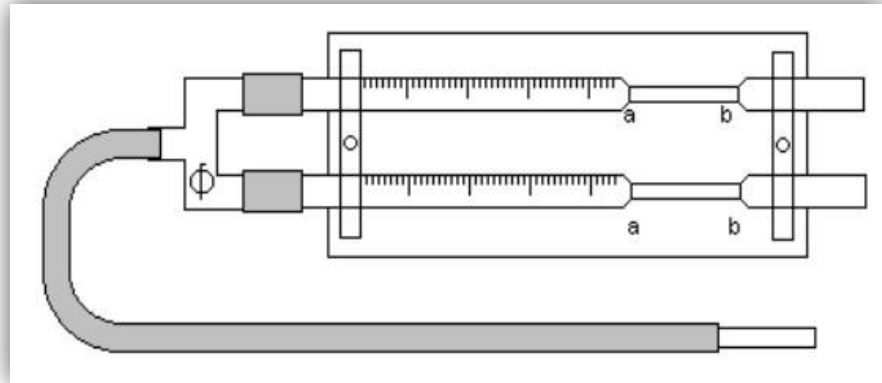
$$\frac{1}{X_{заг}} = \frac{1}{X_1} + \frac{1}{X_2} + \dots + \frac{1}{X_n}$$

**Віскозиметрія** – це сукупність методів вимірювання в'язкості рідини.

- Теоретичною основою практичного визначення в'язкості рідин є формула Пуазейля.
- **Віскозиметри** – прилади для вимірювання в'язкості рідини.



Віскозиметр  
Оствальда



Віскозиметр  
Гесса

Формули гідродинаміки найчастіше застосовуються для опису *ньютонівських* рідин.

Для опису течії крові (*неньютонівської* рідини) в судинах використовують поняття та формули біореології.

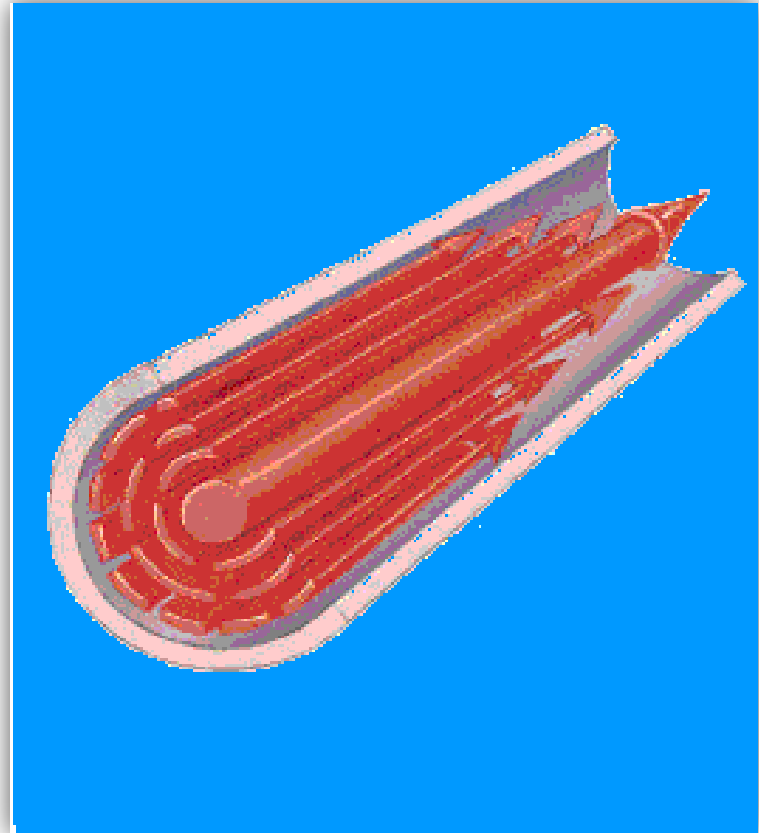
- **Реологія** – це розділ фізики, що вивчає процеси, пов'язані з необоротними (залишковими) *деформаціями* та *плинністю* середовищ.
- **Біореологія** розглядає процеси деформації та плинності біологічних середовищ.

## Види деформації:

- **розтяг** (настроюємо гітару – розтягуємо струни);
- **стиск** (сідаємо в автомобіль – пружини підвіски стискаються);
- **вигин** (стаємо на дошку – дошка вигинається);
- **кручення** (затягуємо шуруп – відбувається кручення викрутки);
- **зсув** (пересуваємо меблі – відбувається деформація зсуву).

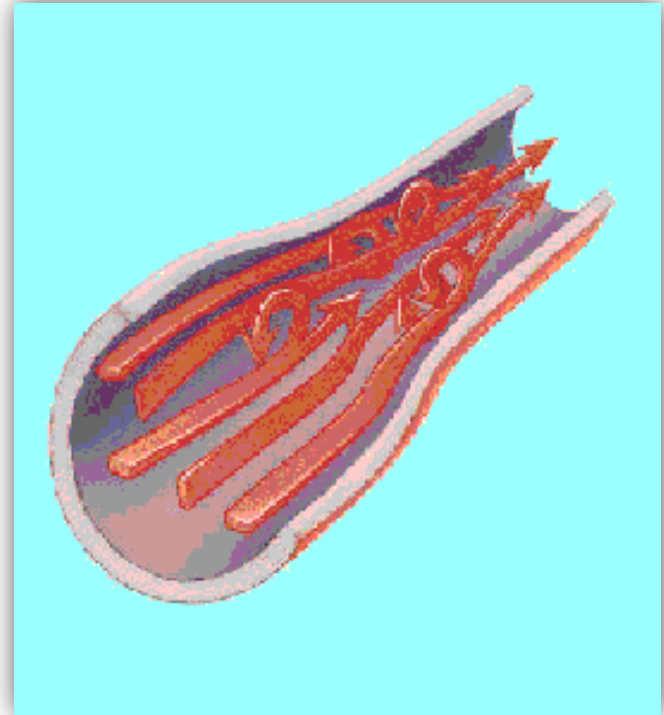
# Ламінарний рух крові

- Майже у всіх відділах судинної системи кров рухається циліндричними шарами. Такий рух крові має назву *ламінарного*.
- Форменні елементи крові складають центральний, осьовий потік, в якому еритроцити знаходяться в центрі, а плазма рухається біля судинної стінки.
- Чим менший діаметр судини, тим ближче форменні елементи знаходяться до судинної стінки і тим більше гальмується рух крові.



# Турбулентний рух крові

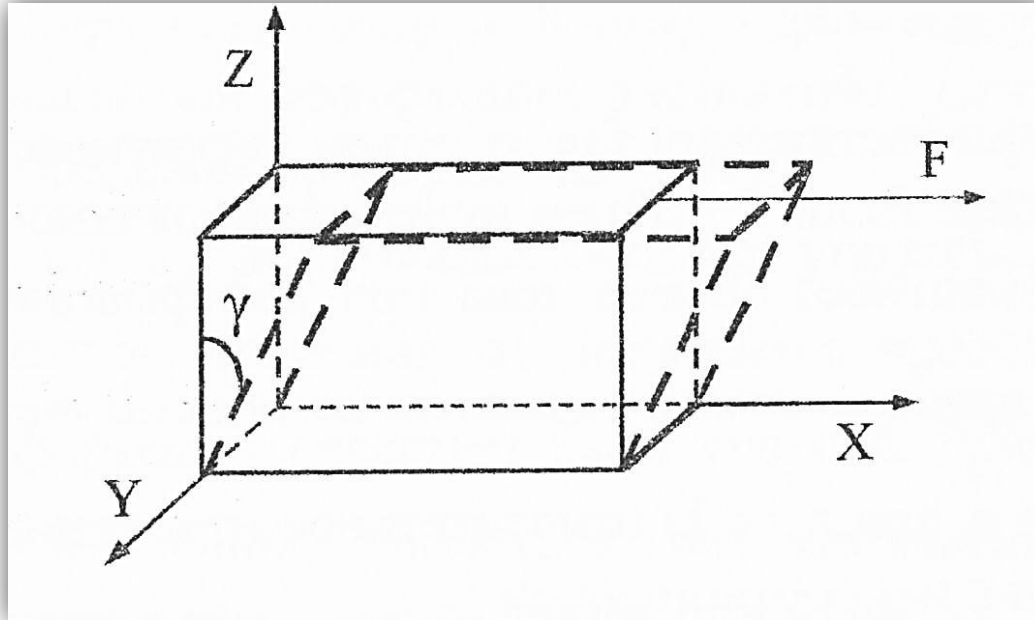
- Крім ламінарного руху крові існує ще і турбулентний рух з характерними завихреннями. Такий рух крові звичайно виникає в місцях розгалуження або звуження артерій, в ділянках згинів судин. Це створює додатковий опір для руху крові у судинах.



*Рух крові у судинах* розглядається у рамках *біореології* як *деформація зсуву*, а основними кількісними характеристиками досліджуваних процесів є:

- напруга зсуву ( $\tau$ );
- швидкість зсуву ( $\dot{\gamma}$ ).

# Деформація зсуву



$F$  – деформуюча сила;

$\gamma$  – кут зсуву (відносний зсув).

- **Швидкість зсуву** ( $\dot{\gamma}$ ) – це похідна кута зсуву за часом, або величина, яку в гідродинаміці називають модулем градієнта швидкості  $\frac{dv}{dz}$ .

- **Механічна напруга** ( $\vec{\sigma}$ ) – це відношення внутрішньої сили  $\vec{F}$ , яка виникає при деформації на деякій ділянці перетину, до площі цієї ділянки  $S$ :

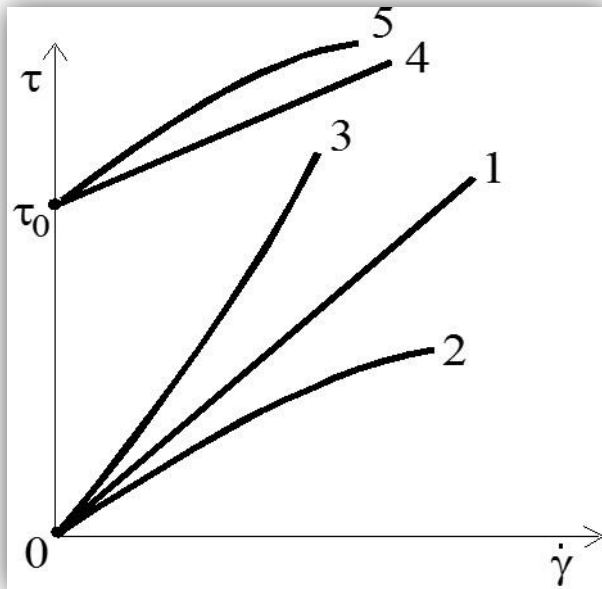
$$\vec{\sigma} = \frac{\vec{F}}{S}.$$

- Розрізняють *нормальну* ( $\sigma$ ) та *дотичну* ( $\tau$ ) напругу.
- Деформація зсуву, яка зростає з часом, називається **плоским зсувними рухом**.

**Формула Ньютона в реологічних характеристиках** для сили в'язкого тертя, яка описує течію ньютонівської рідини, набуває вигляду:

$$\tau = \eta \dot{\gamma}.$$

**Криві течії (реологічні криві)** – види залежностей  $\tau$  від  $\dot{\gamma}$ .



Рідини, реологічні криві яких відповідають:

- лінії 1 – називаються *ньютонівськими*,
- лінії 2 – *псевдопластичними*,
- лінії 3 – *дилатантними*,
- лініям 4 та 5 – ***в'язкопластичними***.

Поведінку в'язкопластичних рідин при різних швидкостях зсуву описують двома моделями.

**Модель  
Шведова–Бінгама**

(при малих швидкостях зсуву)

$$\tau = \tau_0 + k\dot{\gamma},$$

$k$  – коефіцієнт, який збігається за розмірністю з коефіцієнтом в'язкості

**Модель Кессона**

(при великих швидкостях зсуву)

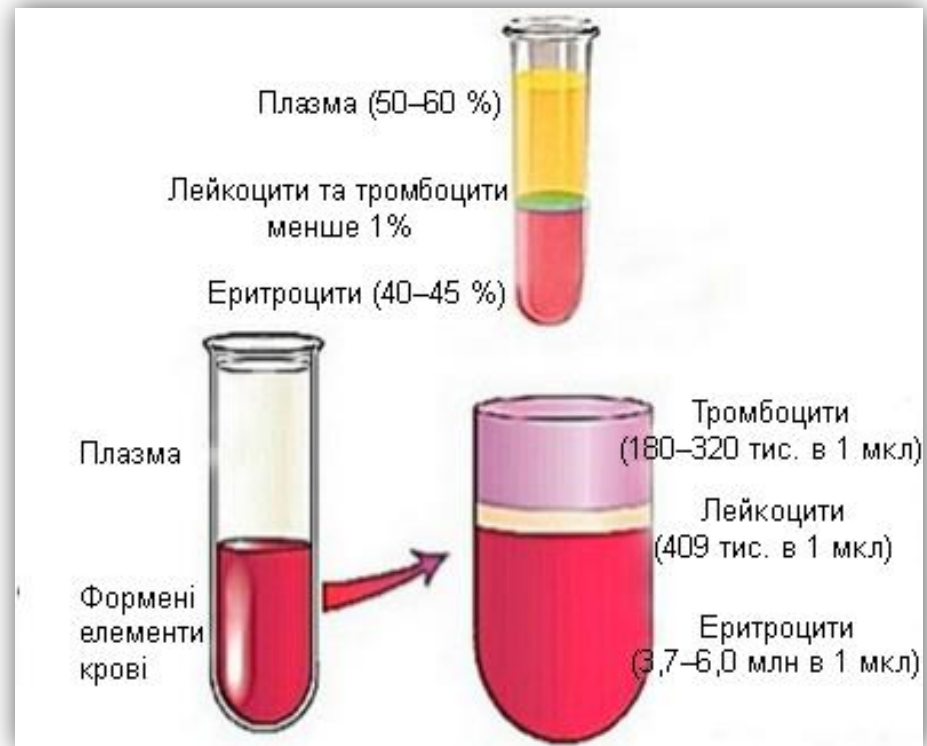
$$\sqrt{\tau} = \sqrt{\tau_0} + k\sqrt{\dot{\gamma}}.$$

$k$  – коефіцієнт, який називають *коефіцієнтом Кессона*.

- Величина  $\tau_0$  називається **граничною напругою зсуву** (межею текучості, або межею плинності).

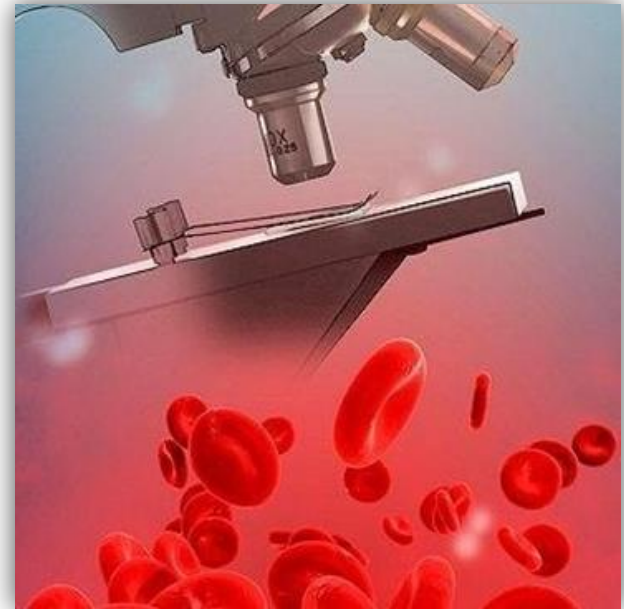
- **Цільна кров** – це рідина з явно вираженими неньютонівськими властивостями (в'язкопластична рідина). Неньютонівські властивості крові пов'язані, у першу чергу, з наявністю формених елементів.

- **Плазма крові** (кров без формених елементів) також має неньютонівські властивості, але виражені вони у плазмі значно слабше, ніж у цільної крові.



Неньютонівські властивості плазми обумовлені наявністю макромолекул органічних сполук (головним чином, білків), що розчинені у плазмі.

- **Сироватка крові** – це неньютонівська рідина, оскільки в ній відсутні формені елементи і білки.



Істотна залежність реологічних властивостей крові від вмісту в ній формених елементів потребує введення *кількісного показника*, який характеризує вміст у крові цих елементів.

# Гематокрит. Визначення

Таким показником є **показник гематокриту (H)**, який дорівнює відносному об'єму формених елементів у крові, зазвичай вираженому у відсотках.

- У нормі цей показник у людини становить **46...48 %**.
- Зі збільшенням показника гематокриту **H** в'язкість крові зростає, причому ця залежність має досить складний вигляд.
- Визначення гематокриту проводиться за допомогою спеціальної скляної градуйованої трубочки гематокриту, яку заповнюють кров'ю і центрифугують. Після чого вимірюють, яку її частину займають формені елементи крові (еритроцити, лейкоцити, тромбоцити). На сьогоднішній день все частіше використовують автоматичні аналізатори.



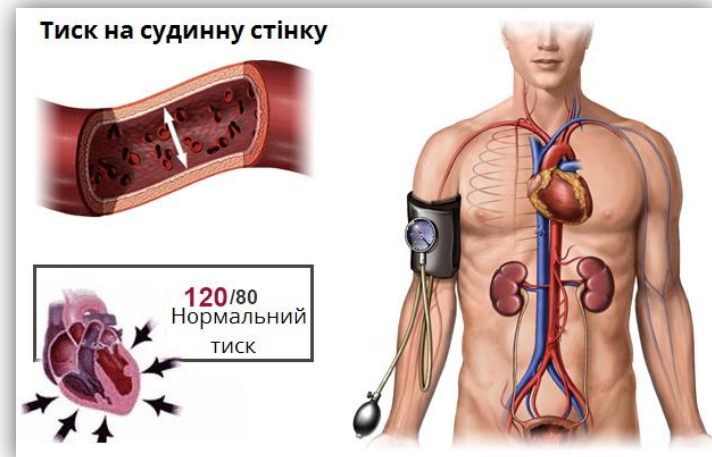
*Зліва кров відстоялася і відбувся розподіл на плазму та формені елементи, справа – свіжонабрана кров.*

## Зміни середньої лінійної швидкості течії крові у системі кровообігу людини

| Судина                  | Площа перерізу, см <sup>2</sup>        | Загал. число     | Довжина, м              | Середня швидкість течії, м/с | Середня швидкість зсуву, с <sup>-1</sup> | Сер. знач. числа Рейнольдса |
|-------------------------|--|------------------|-------------------------|------------------------------|--|-----------------------------|
| Аорта                   | 2,0...8,0                              | 1                | 0,8                     | 0,3...0,6                    | 100                                      | 12...58·10 <sup>2</sup>     |
| Великі артерії          | 0,01...0,3                             | ~10 <sup>3</sup> | 0,2...0,4               | 0,2                          | 400                                      | 100...1000                  |
| Малі артерії, артеріоли | 3·10 <sup>-4</sup> ~8·10 <sup>-3</sup> | ~10 <sup>8</sup> | 2...50·10 <sup>-3</sup> | 2...100·10 <sup>-3</sup>     | >10 <sup>2</sup>                         | 0,01...10                   |
| Капіляри                | 2·10 <sup>-7</sup> ~8·10 <sup>-7</sup> | ≥10 <sup>9</sup> | 10 <sup>-4</sup>        | 5...7·10 <sup>-4</sup>       | 400                                      | 1...3·10 <sup>-3</sup>      |
| Венули, малі вени       | 3·10 <sup>-4</sup> ...0,03             | ~10 <sup>9</sup> | 2...10·10 <sup>-3</sup> | 1...10·10 <sup>-3</sup>      | ~10 <sup>2</sup>                         | 0,01...1                    |
| Великі вени             | 0,2...0,8                              | ~10 <sup>3</sup> | 0,1...0,3               | 0,1...0,2                    | 100                                      | 100...600                   |
| Порожністі вени         | ~3                                     | 2                | 0,5                     | 0,1...0,2                    | 50                                       | 600...1000                  |

# Непрямий (безкровний) спосіб вимірювання кров'яного тиску за Коротковим

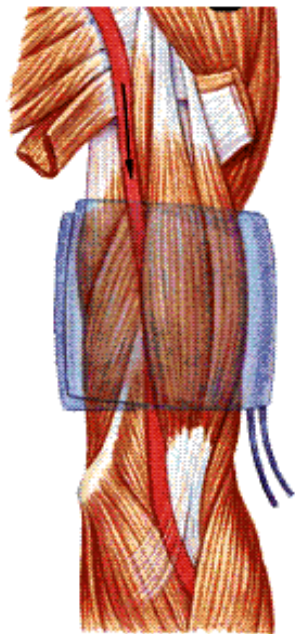
- Показання манометра з першою появою пульсу відповідає максимальному, або *систоличному*, тиску (у нормі він приблизно дорівнює від **16** до 17 кПа, або від **120** до 130 мм рт. ст).
- Показання манометра в момент різкого ослаблення послідовних тонів відповідає мінімальному, або *діастолічному*, тиску (у нормі він дорівнює від 9 до **11** кПа, тобто від 70 до **80** мм рт. ст).



# Механізм формування тонів Короткова

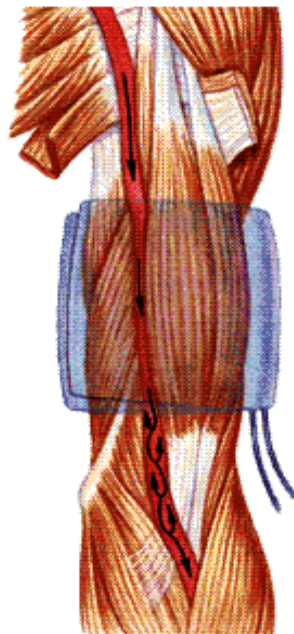
## ВИМІРЮВАННЯ АРТЕРІАЛЬНОГО ТИСКУ ЗА МЕТОДОМ КОРОТКОВА

Артеріальний тиск 120/80 ммрт.ст.



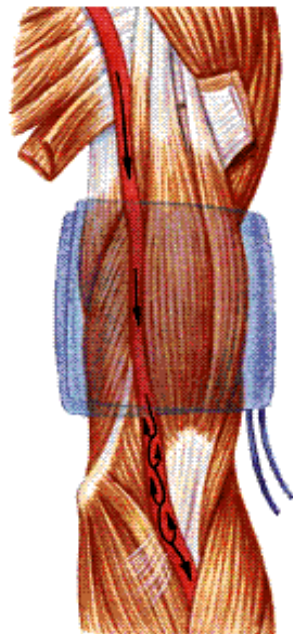
Немає звуку

Величина тиску = 140 мм рт.ст.



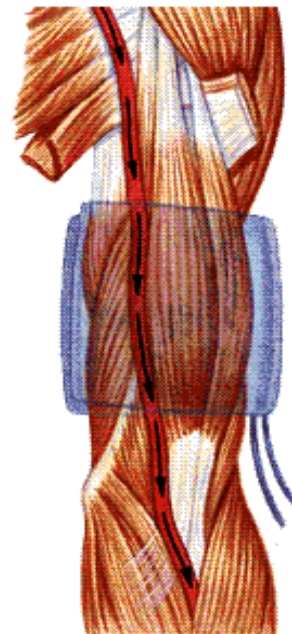
Перший тон Короткова

Величина тиску = 120 мм рт.ст.



Другий тон Короткова

Величина тиску = 100 мм рт.ст.



Останній тон Короткова

Величина тиску = 80 мм рт.ст.

Систолічний тиск = 120 мм рт.ст.

Діастолічний тиск = 80 мм рт.ст.

## Механічна робота і потужність серця

Скорочуючись, серце виконує роботу проти сил тиску крові, виштовхуючи її в аорту, і надає цій крові кінетичну енергію ( $K$ ).

Роботу, яку виконує шлуночок серця по виштовхуванню крові при одному скороченні, обчислюють за формулою:

$$A_{\text{ш}} = P \cdot \Delta V,$$

$P$  – середній тиск у шлуночку при скороченні;

$\Delta V$  – зміна об'єму шлуночка при скороченні.

- Зміна об'єму камери серця при одному скороченні називається **ударним об'ємом** ( $V_y$ ), тобто  $\Delta V = V_y$ .

- **Кінетична енергія ( $K$ ) крові**, викинутої в аорту при одному скороченні, визначається за формулою:

$$K = \frac{mv^2}{2} = \frac{\rho V_y v^2}{2},$$

$m$  – маса викинутої крові;

$\rho$  – густина крові;

$V$  – середня швидкість крові в аорті.

- **Робота лівого шлуночка** ( $A_{ли}$ ) дорівнює:

$$A_{ли} = A_{и} + K = V_y \left[ P + \frac{\rho v^2}{2} \right].$$

- Робота правого шлуночка становить приблизно 20 % від роботи лівого, отже **робота (A) усього серця**:

$$A = 1,2 \cdot V_y \left[ P + \frac{\rho v^2}{2} \right].$$

- Якщо підставити в формулу чисельні значення величин, то **робота серця за одне скорочення** дорівнює приблизно:

$$A = 1 \text{ Дж.}$$

- Враховуючи, що час ( $t$ ) одного скорочення приблизно дорівнює **0,3 с**, **потужність серця ( $P$ )** при скороченні дорівнює:

$$P = \frac{A}{t},$$

$$P = 3,3 \text{ Вт.}$$

- **Пульсова хвиля** – це хвиля підвищеного тиску, яка поширюється аортою та артеріями. Вона викликана виштовхуванням певного об'єму крові з лівого шлуночка (ударного об'єму крові) під час систоли та подальшим поширенням його уздовж еластичної судини.

Швидкість поширення пульсової хвилі залежить як від геометричних параметрів судини, так і від пружних властивостей судинної стінки.

**Швидкість пульсової хвилі  $v_n$  дорівнює 5–10 м/с.**

**Швидкість крові в аорті** приблизно дорівнює **0,5 м/с**, тобто істотно менша за швидкість пульсової хвилі.

- За час систоли  $t_c = 0,3$  с пульсова хвиля поширюється на відстань  $L$ :

$$L = v_n \cdot t_c \approx 1,5-3 \text{ (м)}.$$

- З віком швидкість пульсової хвилі зростає внаслідок зменшення еластичності судин.

ДЯКУЄМО ЗА УВАГУ!





**Харківський національний медичний університет**

Кафедра медичної та біологічної фізики  
і медичної інформатики

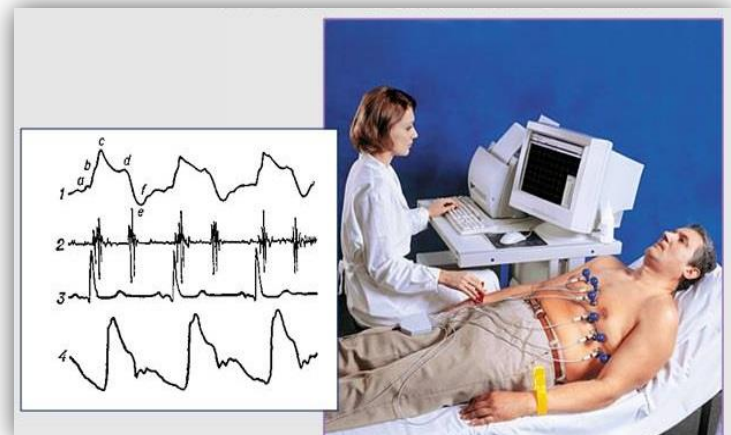
Дисципліна  
«Медична та біологічна фізика;  
медичні інформаційні технології»

**Лекція № 3**

**Біоакустика. Біофізика слуху**

# План лекції

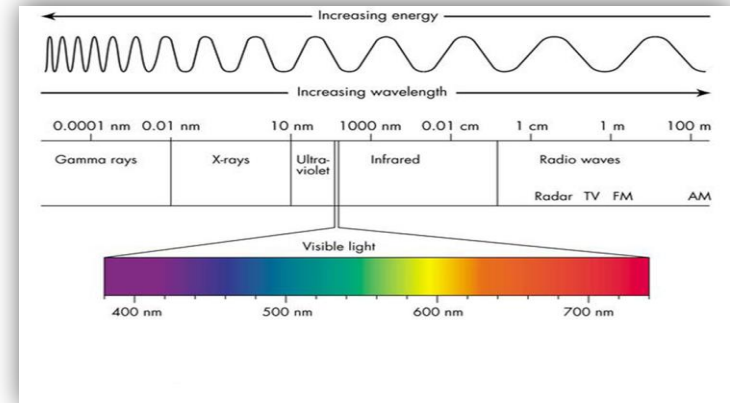
1. Акустичні хвилі (природа, види).
2. Фізичні (об'єктивні) характеристики звуку.
3. Фізіологічні (суб'єктивні) характеристики звуку.
4. Звукові методи дослідження в медицині.
5. Слуховий апарат людини.
6. Ультразвук, використання в медицині; інфразвук.



# Основні види хвиль

## 1. Електромагнітні:

- гамма-випромінювання;
- рентгенівське випромінювання;
- оптичне випромінювання;
- радіохвилі.



## 2. Механічні:

- хвилі на поверхні рідини;
- пружні хвилі:
  - акустичні,
  - сейсмічні.



# Акустичні хвилі

- **Акустика** (від грецької «акустикос» – слуховий) – це галузь фізики, яка вивчає акустичні хвилі (процеси їх збудження, поширення і взаємодії з речовиною).



- **Хвилі** – це зміни стану середовища, що розповсюджуються в цьому середовищі і несуть з собою енергію.
- **Основна властивість всіх хвиль** – перенесення енергії без перенесення речовини.

- **Акустичні хвилі** – це механічні хвилі, які поширюються у *пружних середовищах* з частотами від майже 0 Гц до  $10^{12} - 10^{13}$  Гц.
- **Пружні середовища** – це газы, рідини та тверді тіла.

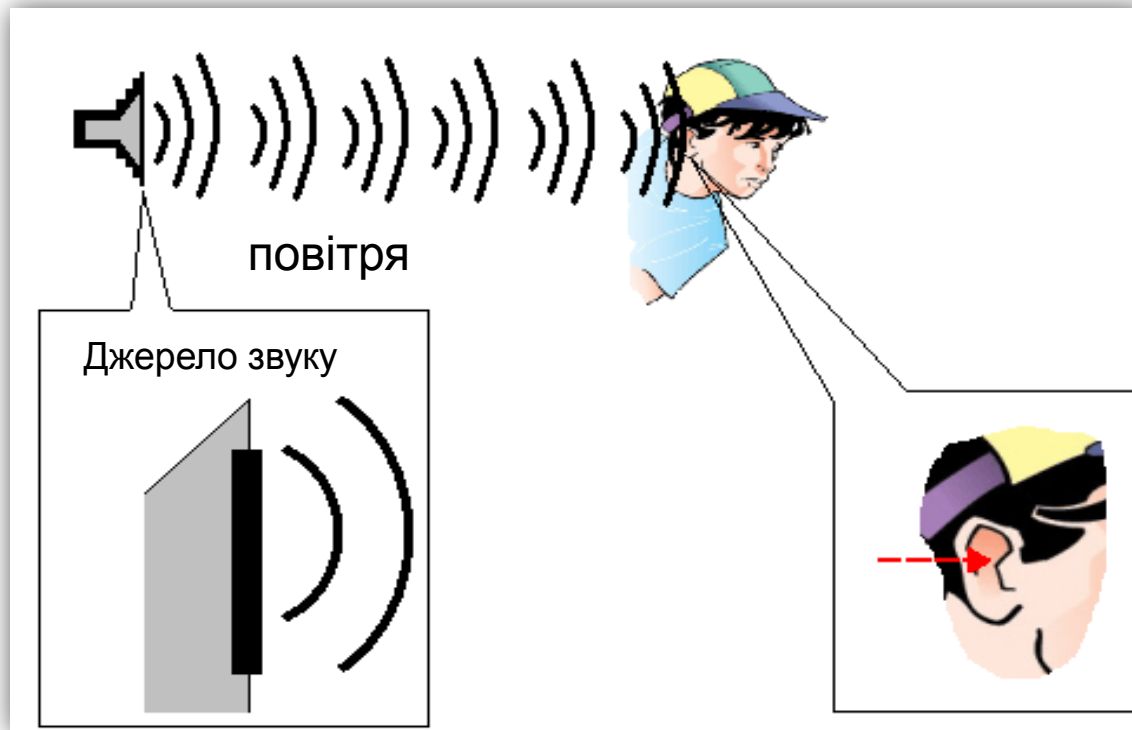
**За частотою** акустичні хвилі поділяють на:

- інфразвук (0–16 Гц);
- **звук** (16–20 000 Гц);
- ультразвук (20 000– $10^9$  Гц);
- гіперзвук ( $10^9 - 10^{13}$  Гц).

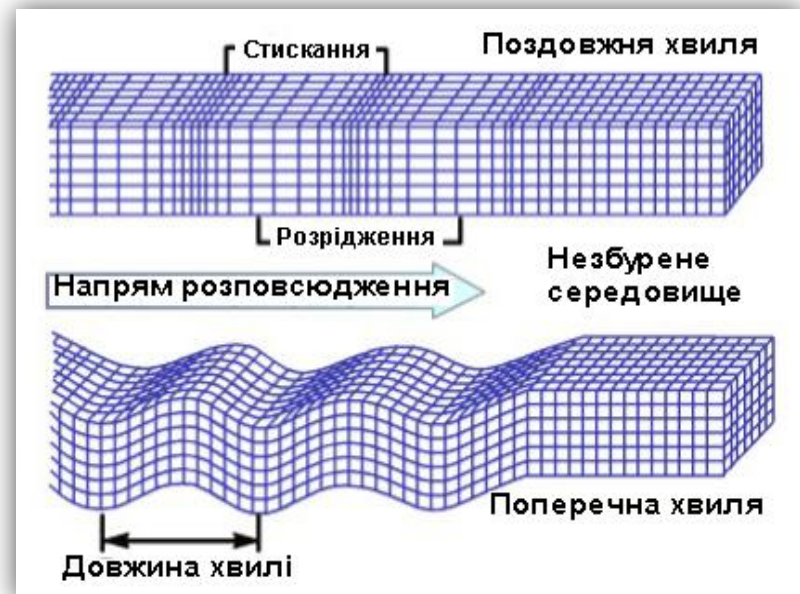
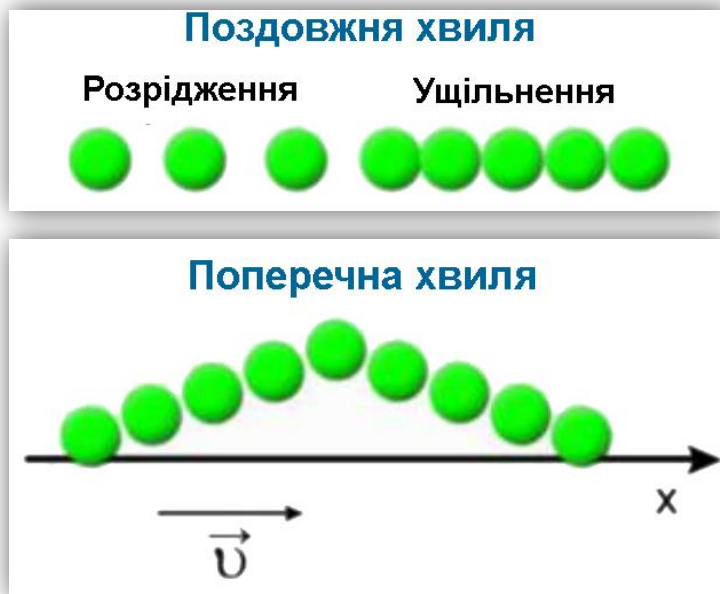
- **Звук** – це акустичні хвилі з частотою від 16 Гц до 20 000 Гц, які викликають у людини **слухові відчуття**.
- З віком верхня границя частотного діапазону знижується:

| <b>Вік</b>    | <b>Верхня границя частоти, Гц</b> |
|---------------|-----------------------------------|
| Маленькі діти | <b>22 000</b>                     |
| до 20 років   | 20 000                            |
| 35 років      | 15 000                            |
| 50 років      | <b>12 000</b>                     |

- **Акустичні хвилі** – це чергування ділянок розрідження та стискання середовища, в якому поширюються ці хвилі, з періодичною залежністю від часу та координати.

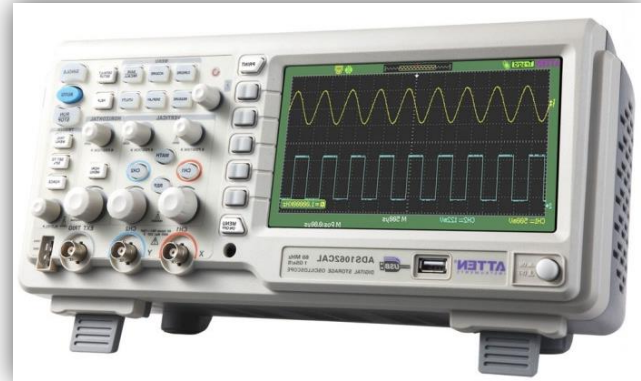


- У рідких та газоподібних середовищах звукові хвилі **ПОЗДОВЖНІ**.
- У твердих тілах вони можуть мати як **ПОЗДОВЖНЮ**, так і **ПОПЕРЕЧНУ** складові.



# Характеристики звуку

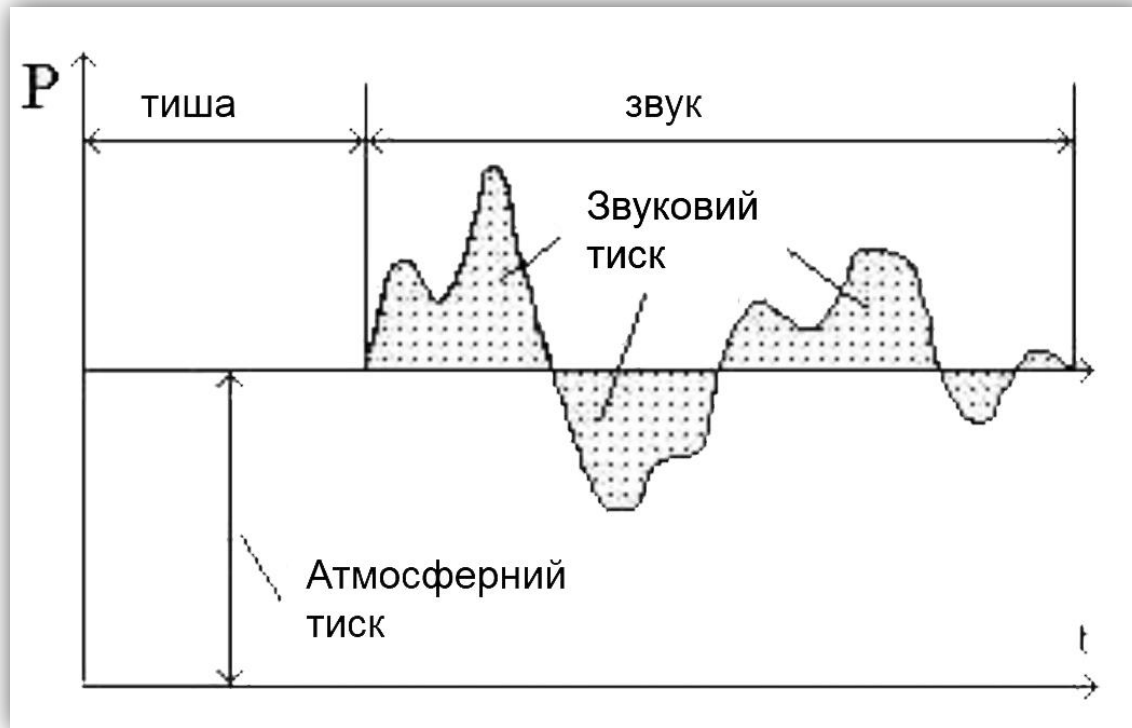
- **Об'єктивні** (фізичні) – оцінюються приладами незалежно від відчуттів людини.
- **Суб'єктивні** (фізіологічні) – оцінюються людиною за її слуховими відчуттями.



## Об'єктивні (фізичні) характеристики звуку

1. Звуковий тиск ( $P$ , Па).  
Амплітуда звукового тиску ( $P_0$ , Па).
2. Інтенсивність ( $I$ , Вт/м<sup>2</sup>).
3. Рівень інтенсивності ( $L$ , Б або дБ).
4. Частота ( $\nu$ , Гц).
5. Період коливань ( $T$ , с).
6. Довжина хвилі ( $\lambda$ , м).
7. Швидкість поширення ( $\nu$ , м/с).
8. Гармонічний (акустичний) спектр.

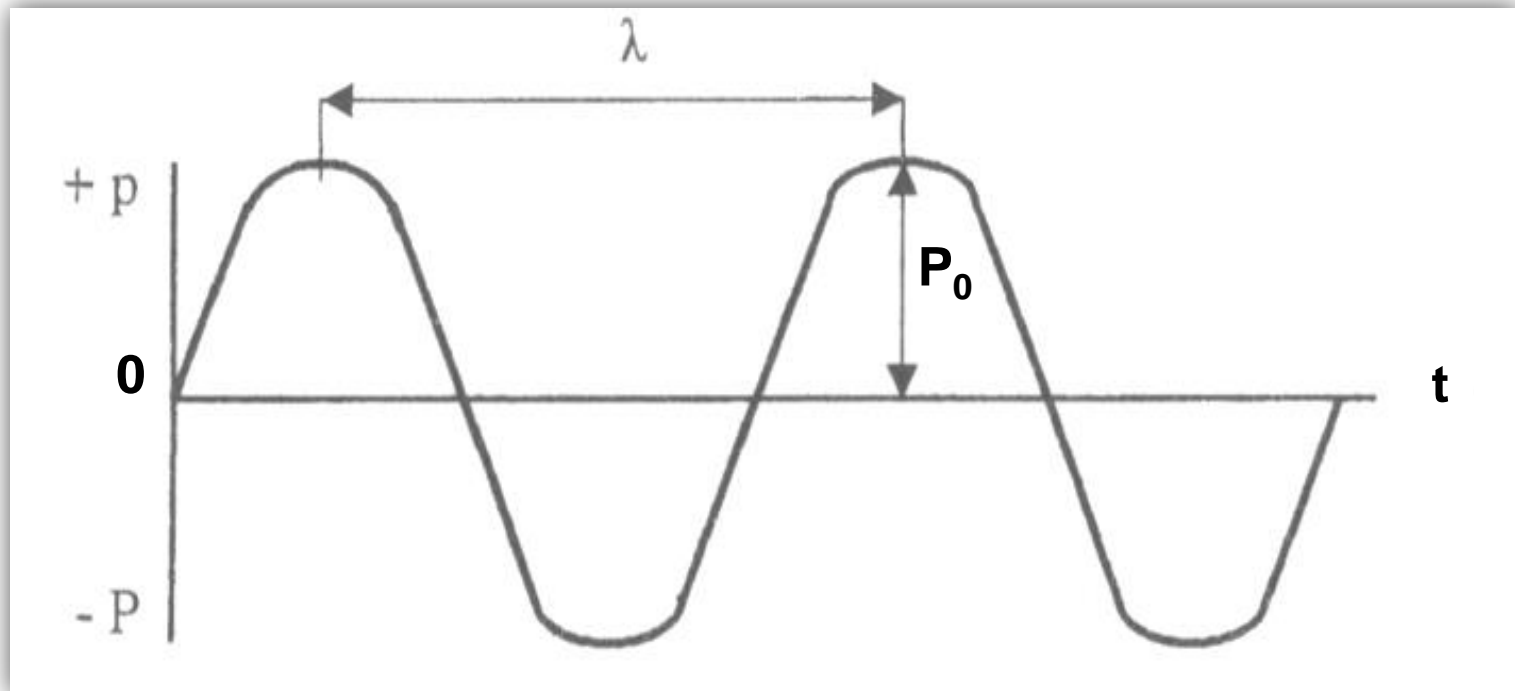
**1. Звуковий (додатковий) тиск (P)** у точці середовища, в якому поширюється акустична хвиля, – це різниця між миттєвим значенням тиску в даній точці та середнім за часом тиском у цій точці.



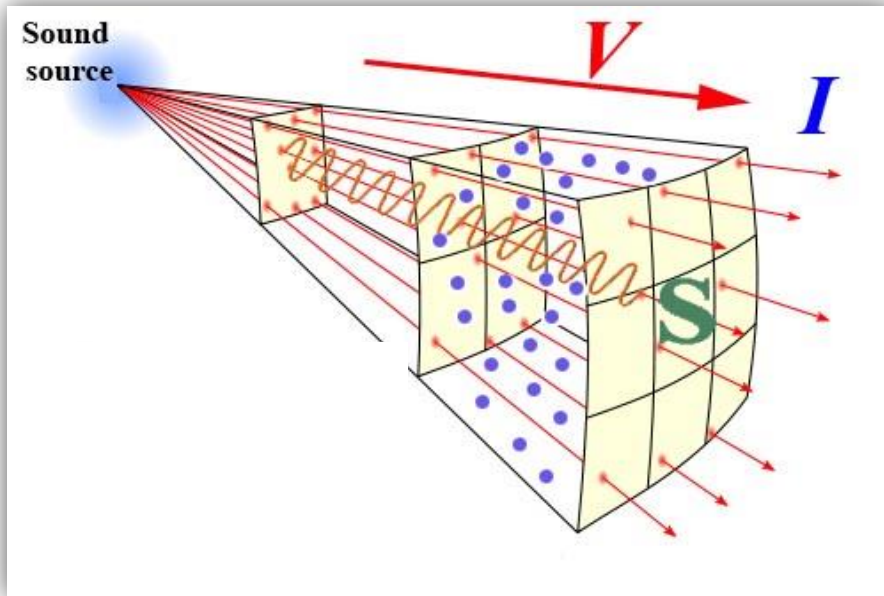
**Залежність звукового тиску ( $P$ ) від координати ( $x$ ) і часу ( $t$ ) для плоскої хвилі описується рівнянням:**

$$P = P_0 \sin \left[ 2\pi \left( \frac{t}{T} - \frac{x}{\lambda} \right) + \varphi_0 \right],$$

$P_0$  — амплітуда звукового тиску, Па.



## 2. Інтенсивність (I) звукової хвилі



$$I = \frac{P_0^2}{2\rho v}$$

$$[I] = \text{Вт/м}^2$$

$P_0$  – амплітуда звукового тиску (Па);

$\rho$  – густина середовища (кг/м<sup>3</sup>);

$v$  – швидкість поширення звуку (м/с).

### 3. Рівень інтенсивності (L):

$$L = \lg \frac{I}{I_0}.$$

Одиниця вимірювання – бел (Б).

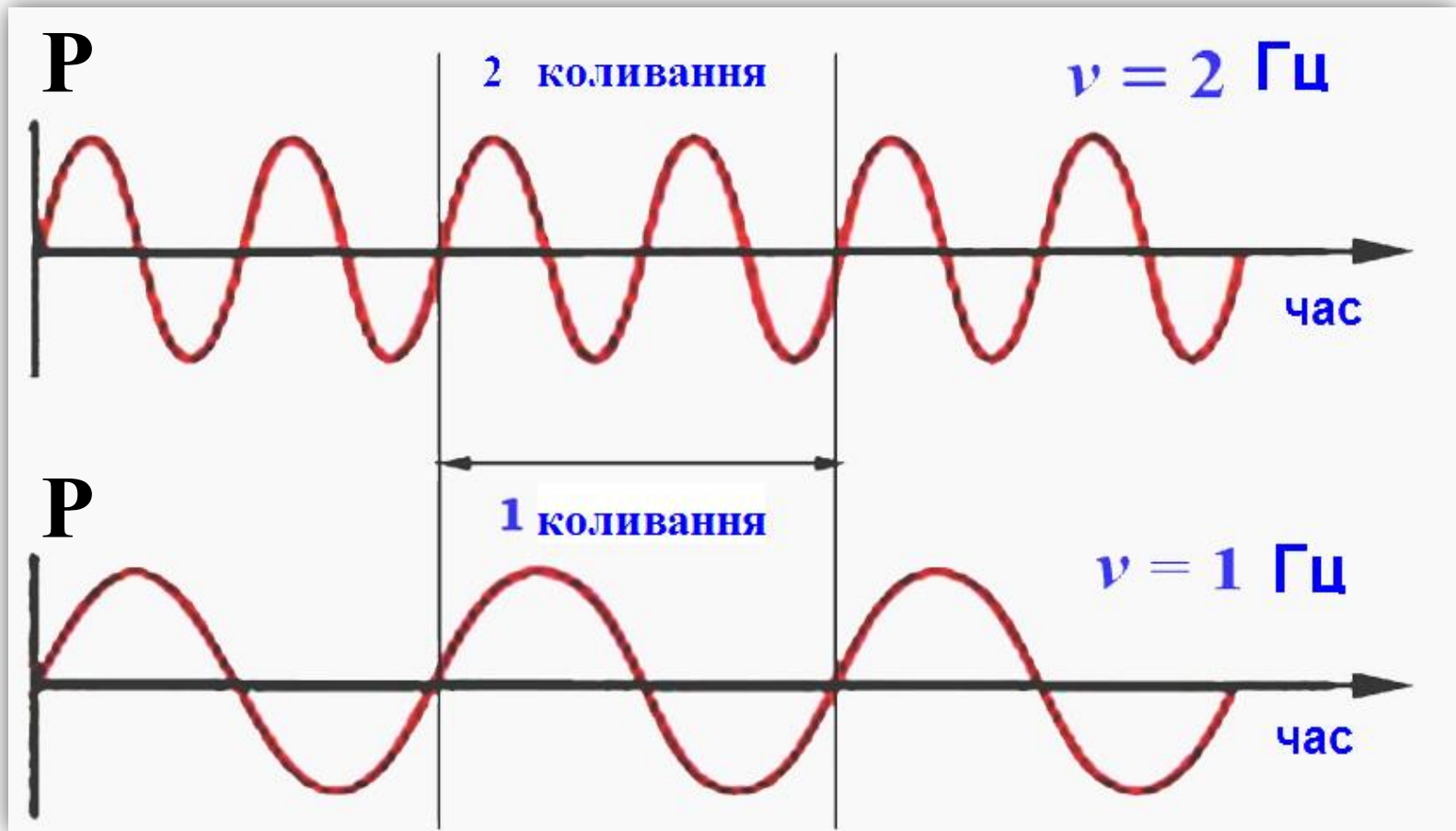
$$L = 10 \cdot \lg \frac{I}{I_0}.$$

Одиниця вимірювання – децибел (дБ).

$I_0$  – поріг чутності – мінімальна інтенсивність звуку, що сприймається людиною з нормальним слухом, на частоті **1000 Гц**:

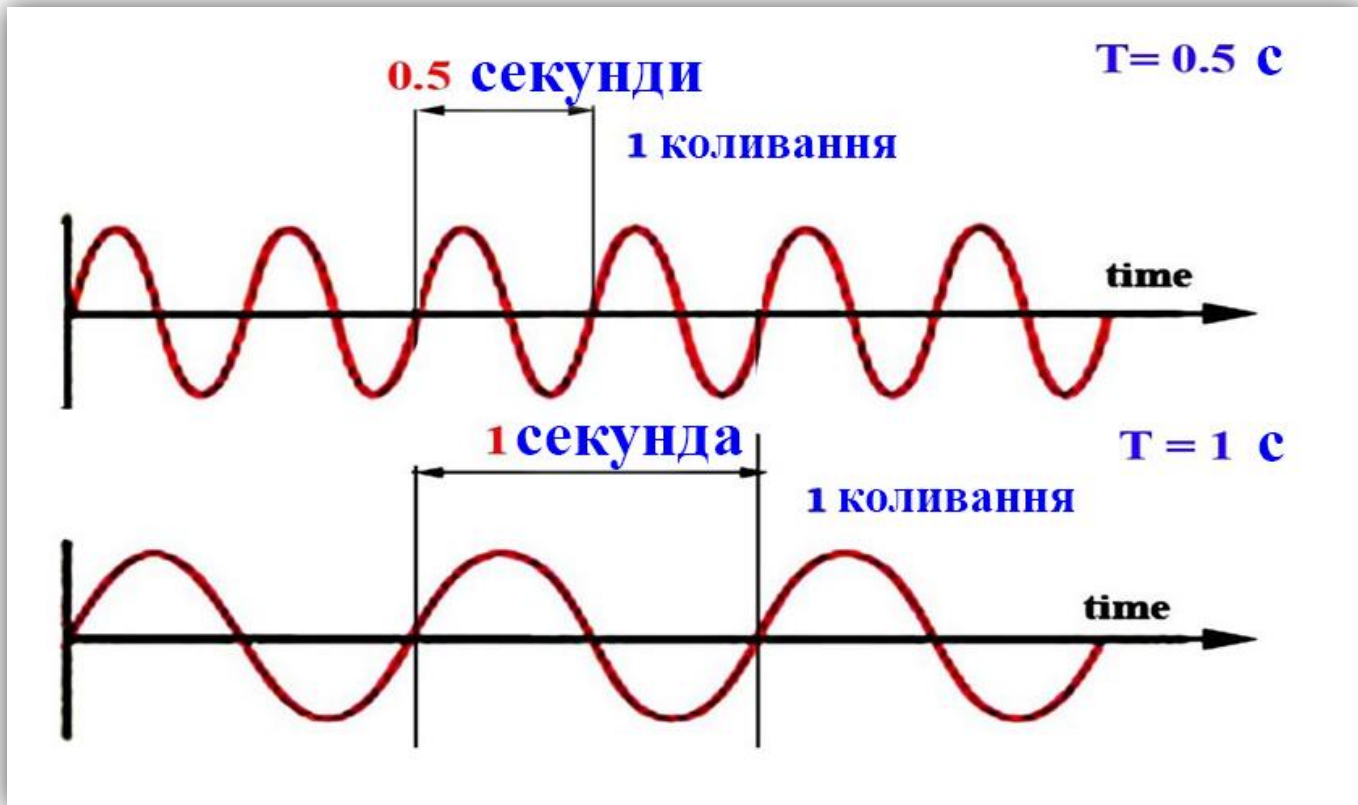
$$I_0 = 10^{-12} \text{ Вт/м}^2$$

**4. Частота ( $\nu$ )** – це число повних коливань за одиницю часу. Одиниця вимірювання частоти – герц (Гц).



**5. Період (T)** – це час одного повного коливання.  
Одиниця вимірювання періоду – секунда (с).

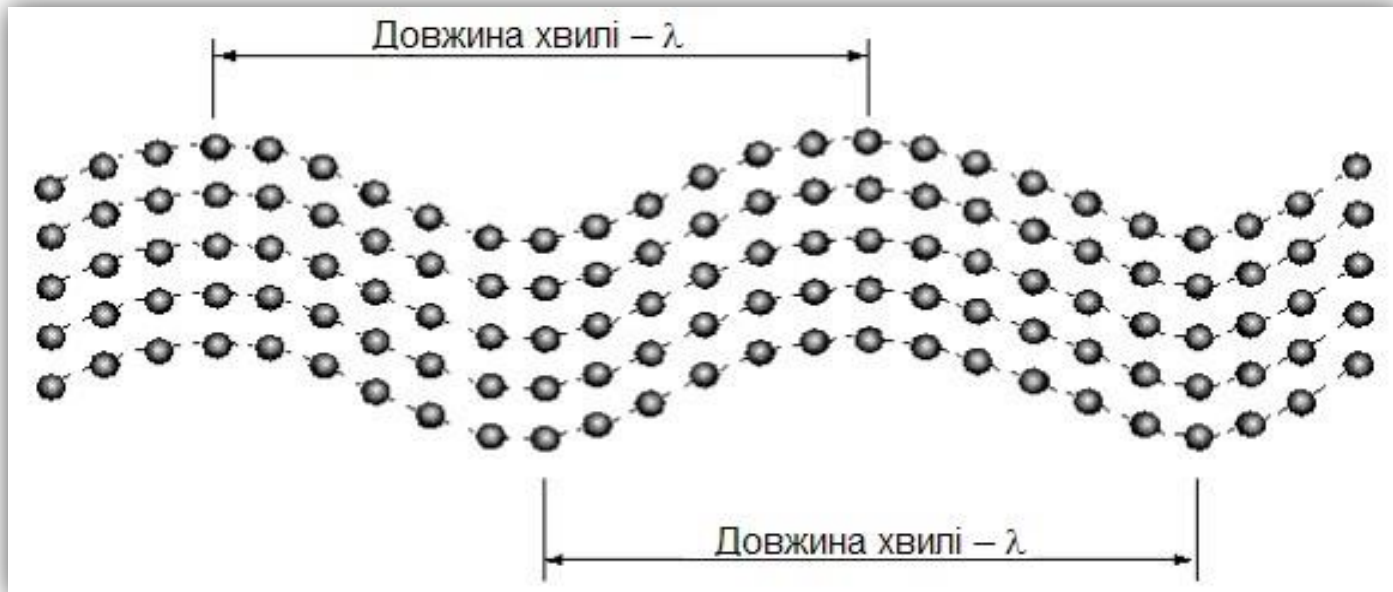
$$T = \frac{1}{\nu}$$



**6. Довжина хвилі ( $\lambda$ )** – найменша відстань між двома точками хвилі, фази яких відрізняються на  $2\pi$ ; це відстань, яку проходить хвиля за один період.

Довжина хвилі  $\lambda$ , частота коливань  $\nu$  і швидкість  $V$  поширення хвилі пов'язані співвідношенням:

$$\lambda = \frac{V}{\nu}.$$



## 7. Швидкість поширення звуку в різних середовищах:

- у газах  $v < 0,7$  км/с;
- у рідинах – від 0,7 до 2 км/с,
- у твердих тілах – від 2 до 5 км/с.

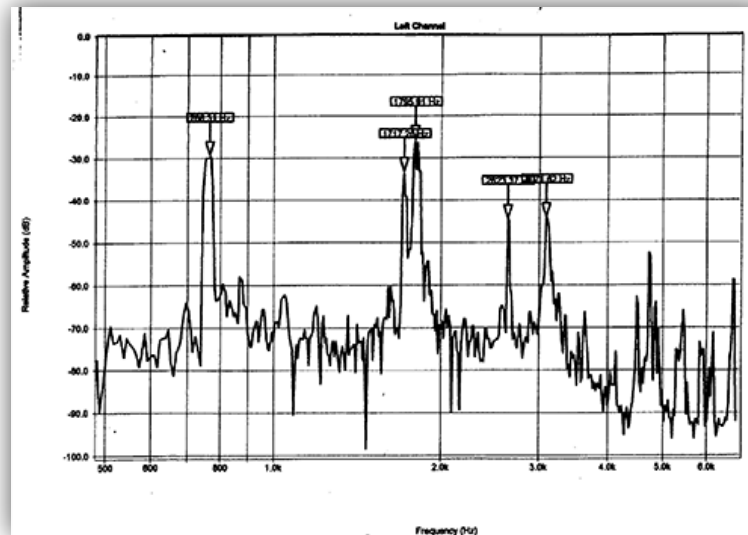
У твердих тілах звук поширюється швидше ніж у рідинах, у рідинах швидше, ніж у газах.

Швидкість звуку залежить від температури, густини, складу та інших властивостей середовища, в якому поширюється звук.

Швидкість звуку у повітрі при  $20\text{ }^{\circ}\text{C} = 340$  м/с.

| Тверде тіло | $v, \frac{\text{м}}{\text{с}}$ | Рідина (за $20\text{ }^{\circ}\text{C}$ ) | $v, \frac{\text{м}}{\text{с}}$ | Газ (за $0^{\circ}\text{C}$ ) | $v, \frac{\text{м}}{\text{с}}$ |
|-------------|--------------------------------|---|--------------------------------|-------------------------------|--------------------------------|
| Залізо      | 5850                           | вода морська                              | 1451                           | повітря                       | 331                            |
| Лід         | 3980                           | ртуть                                     | 1451                           | кисень                        | 316                            |
| Скло        | 5990                           | спирт                                     | 1180                           | водень                        | 1284                           |

**8. Гармонічний (акустичний) спектр** звуку характеризує розподіл у ньому інтенсивностей за частотами:  $I = I(\nu)$ .  
Гармонічний спектр зображують у вигляді графіка залежності інтенсивності ( $I$ ) від частоти ( $\nu$ ).



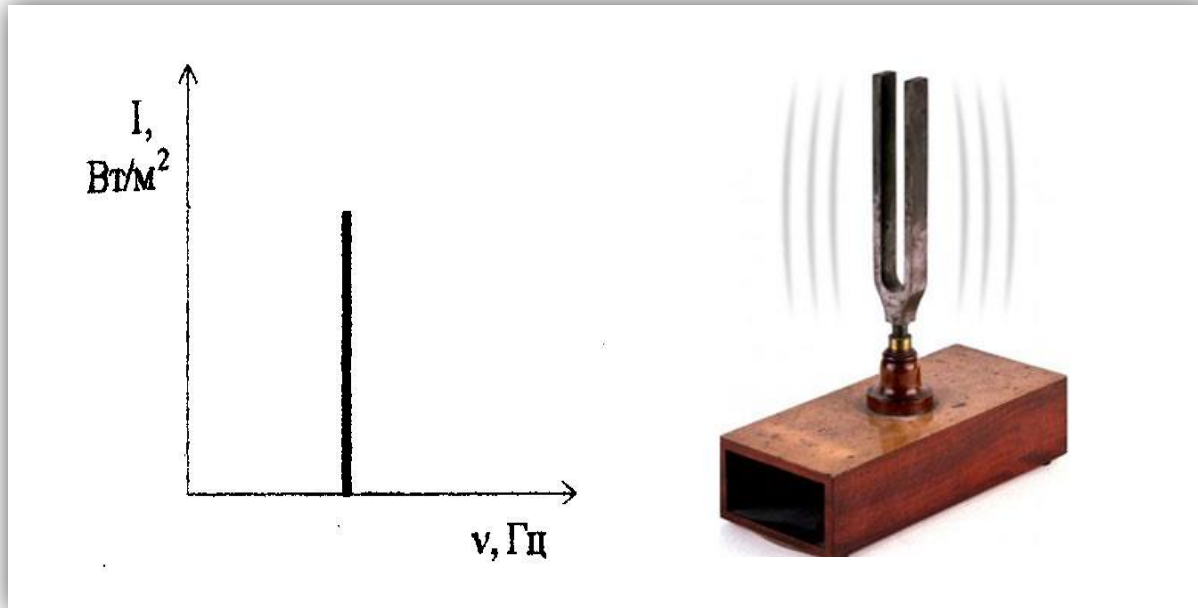
*За характером гармонічного спектру звуку поділяють на:*

- **тони** (прості та складні),
- **шуми**.

**Простий тон** – це звукова хвиля однієї частоти  $\nu$  (або довжини хвилі  $\lambda$ ).

Приклад простого тону – звук, створений камертоном.

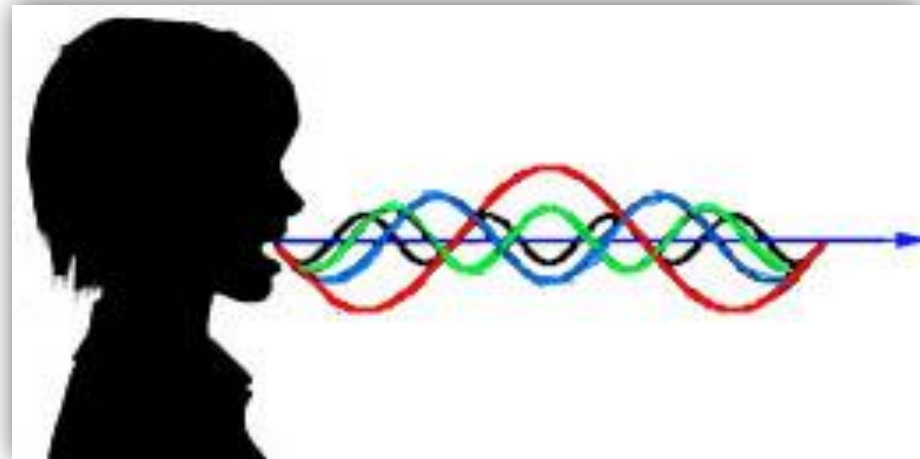
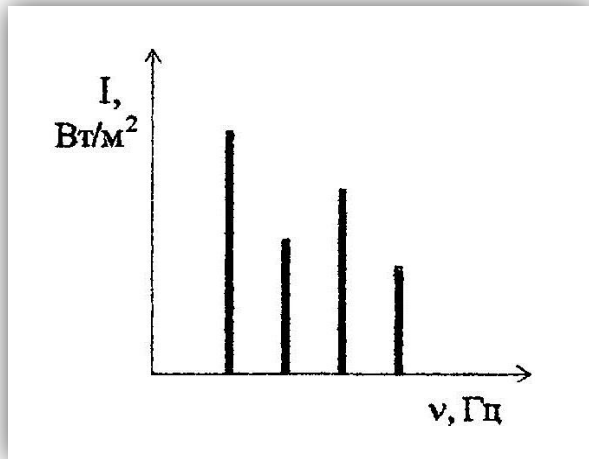
*Гармонічний спектр простого тону* – це одна вертикальна лінія.



**Складний тон** – це сукупність декількох простих тонів, тобто декількох хвиль з різними частотами.

Гармонічний спектр складного тона – це сукупність декількох вертикальних ліній.

Спектр складного тону теж *лінійчатий*.



- Окремим випадком складних тонів є **музичні тони**. Гармонічний спектр музичного тону (наприклад, окрема нота, зіграна на якому-небудь музичному інструменті) містить прості тони, частоти яких задовольняють формулі:

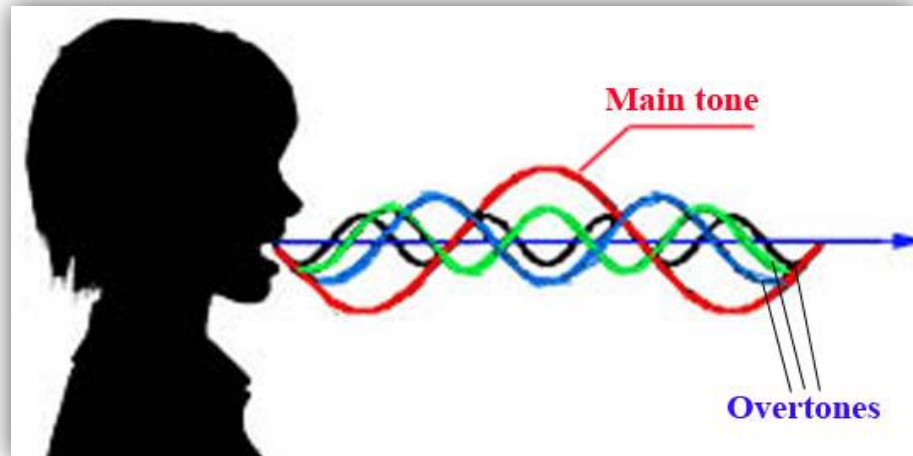
$$v_k = k \cdot v_1,$$

$v_k$  – частоти простих тонів, які створюють музичний тон;

$K$  – цілі додатні числа ( $k = 1; 2; 3; 4...$ );

$v_1$  – *основний тон* – **найменша** частота простого тону в музичному тоні.

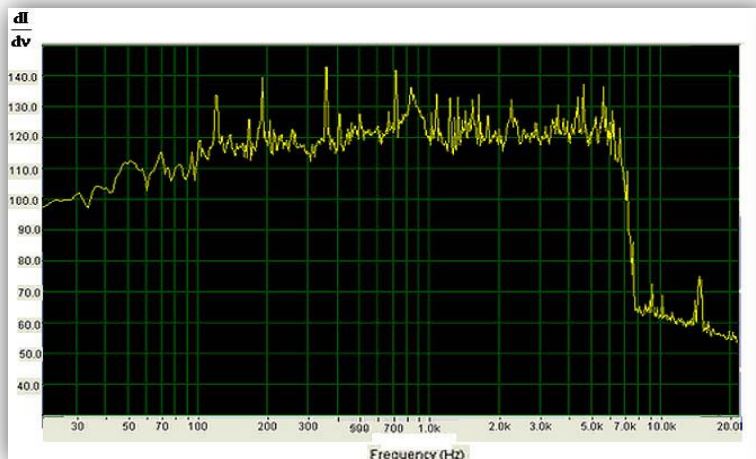
- Інші прості тони в цьому музичному тоні називаються **обертонами**.



**Шум** не є сукупністю простих тонів.

- **Шум** – це сукупність безлічі різних тонів, частота, форма, інтенсивність і тривалість яких *хаотично* змінюються з часом.

В спектрі шуму присутні всі частоти, які належать деякому діапазону частот, тобто шум має *суцільний (безперервний) спектр*.



Приклади звуків,  
які вважаються шумом:

- стук;
- оплески;
- робота двигунів машин і механізмів;
- вітер;
- турбулентні потоки води тощо.



**Шум є шкідливим явищем** для людини:

- тривалий вплив шуму на орган слуху викликає ослаблення чутливості вуха та може призвести до часткової або повної втрати слуху;
- діючи на нервову систему, шум викликає підвищену стомлюваність, зниження працездатності, різні нервові захворювання;
- шкідливість шуму залежить від його гучності, спектрального складу та тривалості.

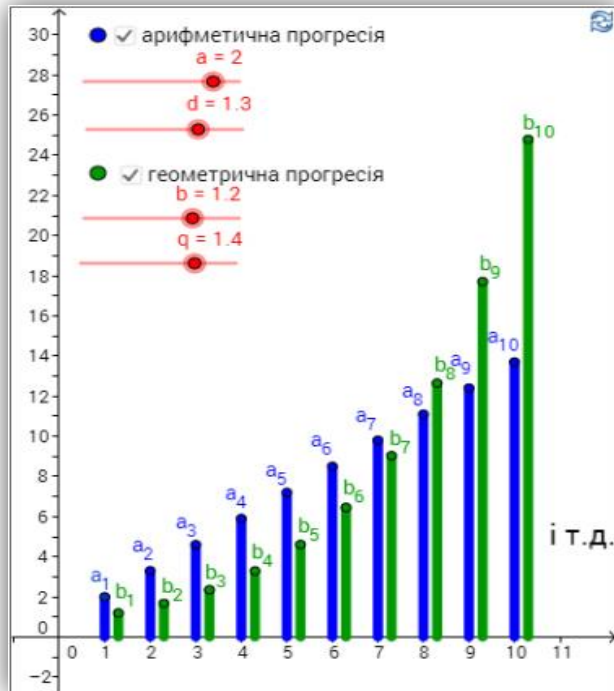
# Суб'єктивні (фізіологічні) характеристики слухового відчуття

1. Рівень гучності звуку (або гучність).
2. Висота звуку.
3. Тембр звуку.

1. Рівень гучності звуку ( $E$ ) залежить від його інтенсивності ( $I$ ) та частоти ( $\nu$ ).
  - Одиниця вимірювання гучності – **фон**.

# Закон Вебера–Фехнера (1858 р.)

При збільшенні подразнення в **геометричній** прогресії відчуття цього подразнення у людини зростає в **арифметичній** прогресії. Отже, при фіксованій частоті звуку рівень гучності ( $E$ ) лінійно залежить від рівня інтенсивності ( $L$ ).



Досліджували зв'язок між фізичним впливом на органи чуття і інтенсивністю відчуття (психофізичні залежності)

## Математично психофізичний закон Вебера–Фехнера для звуку

$$E = k \cdot L = k \cdot \lg \frac{I}{I_0},$$

$E$  – гучність звуку (фон);

$L$  – рівень інтенсивності звуку (Б або дБ);

$I$  – інтенсивність звуку ( $\text{Вт}/\text{м}^2$ );

$I_0 = I_0(\nu)$  – поріг чутності при частоті  $\nu$ ;

$k = k(\nu)$  – коефіцієнт, який залежить від частоти, інтенсивності та від обраних одиниць вимірювання рівня гучності.

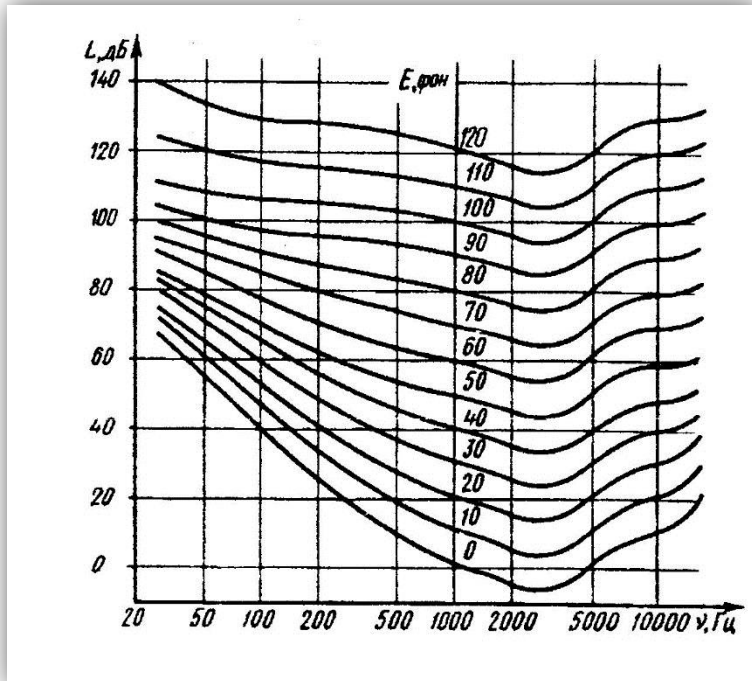
$I_0$  залежить від частоти звуку і є порогом чутності при частоті  $\nu$ , коефіцієнт  $k$  залежить від частоти, інтенсивності та обраних одиниць вимірювання рівня гучності.

Якщо частота звуку дорівнює **1000 Гц** (стандартна частота звукових вимірювань), а рівень гучності вимірюється у фонах (**фон**), то  $k = 10$ , враховуючи те, що рівень інтенсивності вимірюється в Дб.

При частоті 1000 Гц збігаються поняття рівня гучності ( $E$ ) та рівня інтенсивності ( $L$ ), поняття фона та децибела.

# Криві рівної гучності

- Якщо частота звуку відрізняється від стандартної (1 кГц), то для визначення рівня гучності ( $E$ ) за рівнем інтенсивності ( $L$ ), і навпаки, використовують так звані **криві рівної гучності** – одержані експериментально графіки, що пов'язують  $E$ ,  $L$  та  $\nu$ .



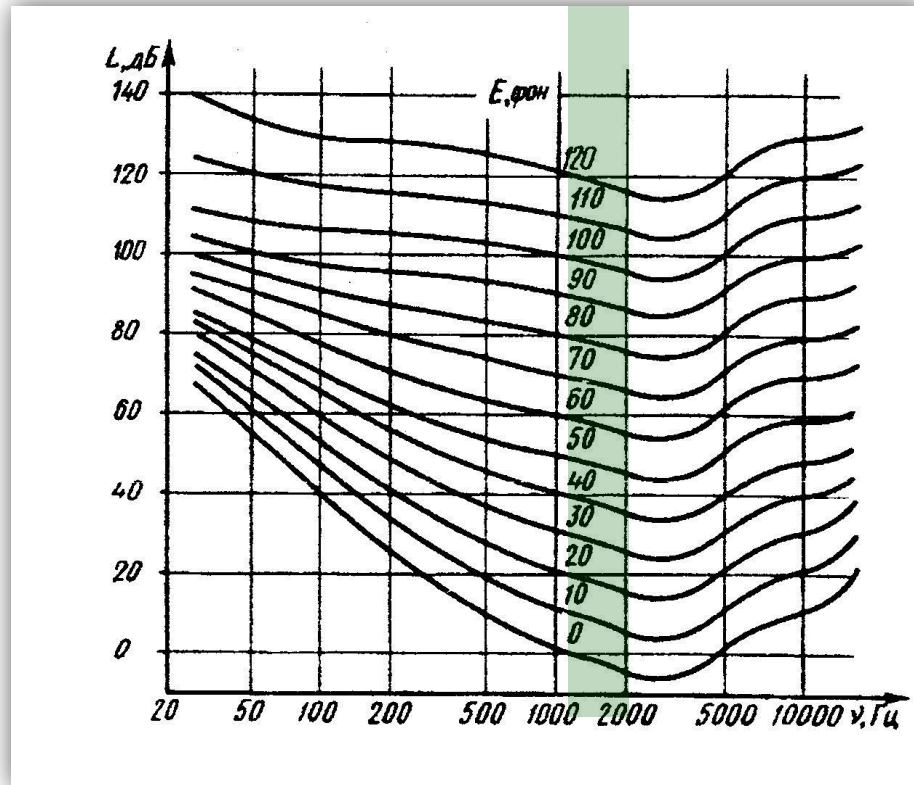
Крива, яка відповідає *мінімальній інтенсивності*  $I_{min}$  звуку, який сприймається людським вухом (нижня крива на графіку кривих рівної гучності) – це *крива порогу чутності*.

На частоті 1 кГц  $I_{min} = I_0$

$$I_0 = 10^{-12} \text{ Вт/м}^2$$

Слуховий апарат людини **найчутливіший** до звуків із частотами від **2 000 Гц** до **4 000 Гц**.

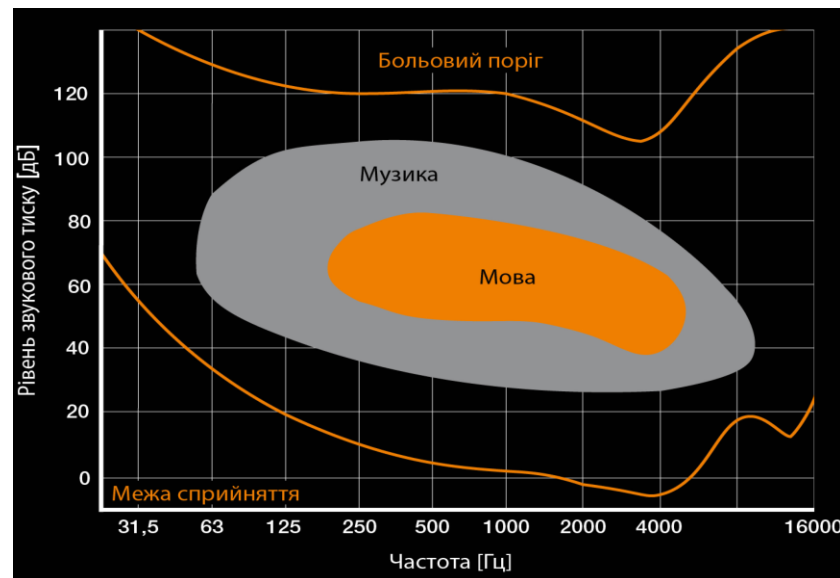
Для звуків, які наближаються за частотою до країв діапазону, що сприймається людиною (16 Гц та 20 кГц), чутливість слуху значно нижча.

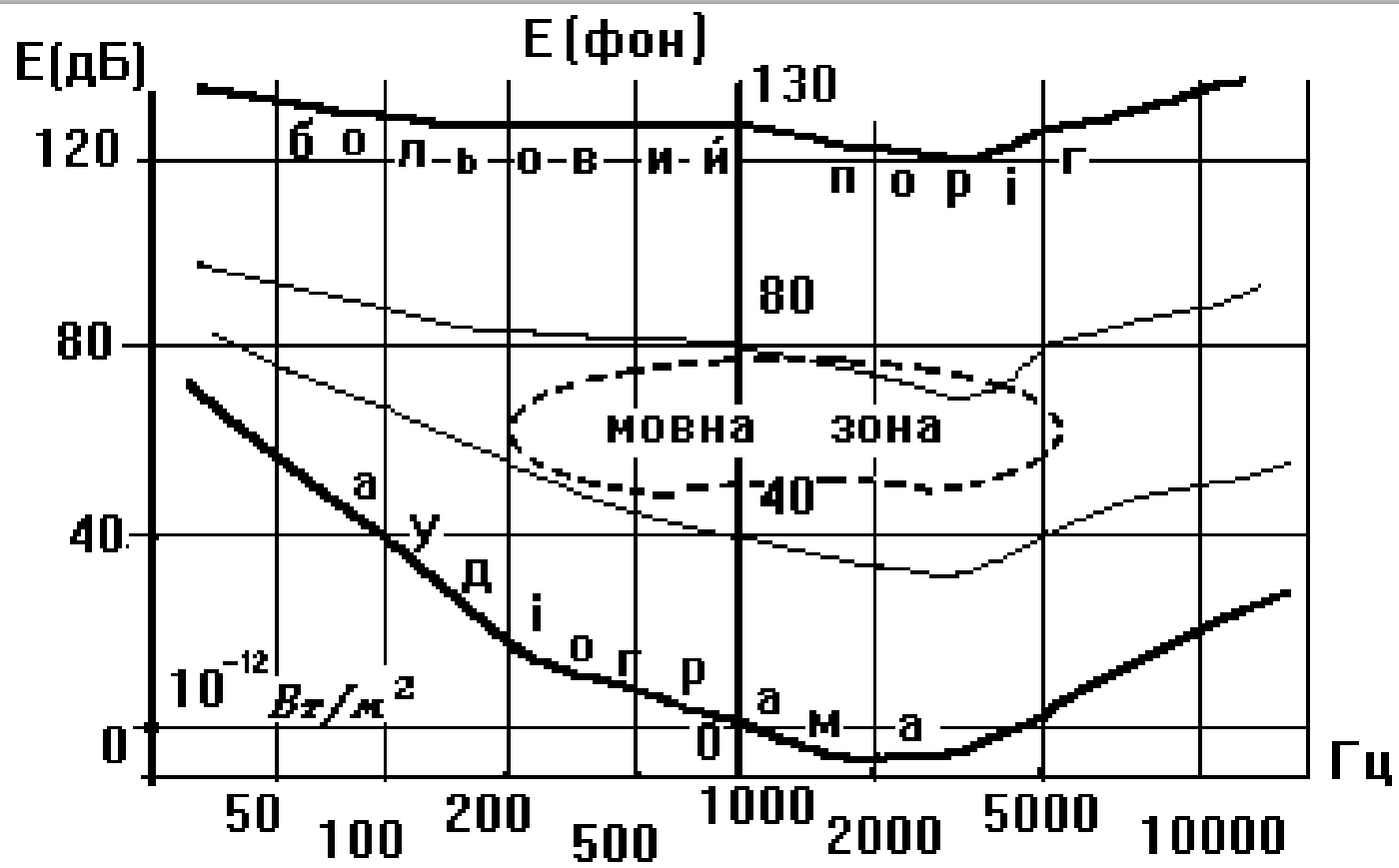


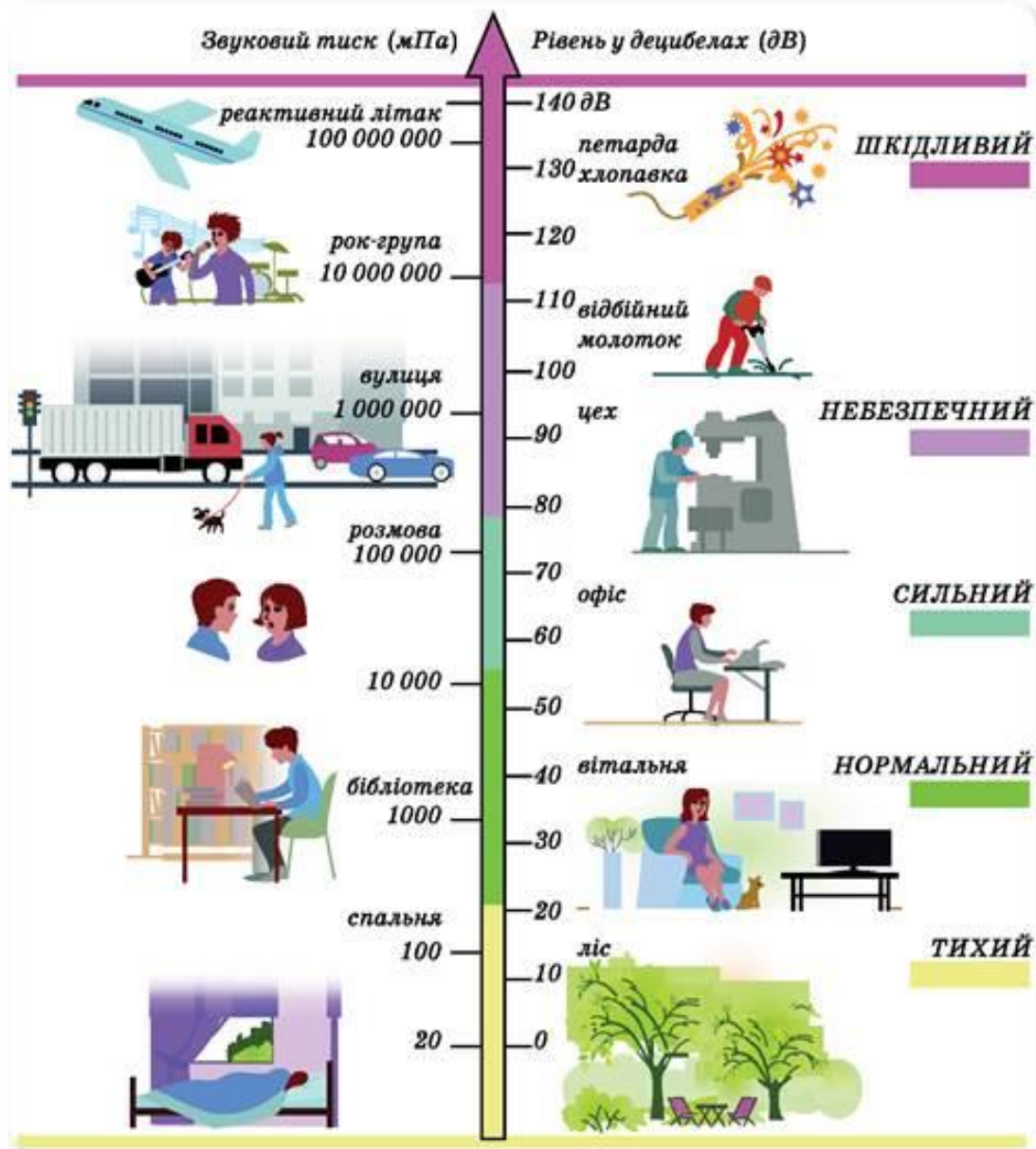
При дуже великих інтенсивностях звук починає викликати больові відчуття.

- Крива, яка відповідає максимальній інтенсивності ( $I_{max}$ ) звуку, при якій ще не з'являється відчуття болю у вухах, називається *кривою порогу больових відчуттів* (верхня крива на графіку кривих рівної гучності).

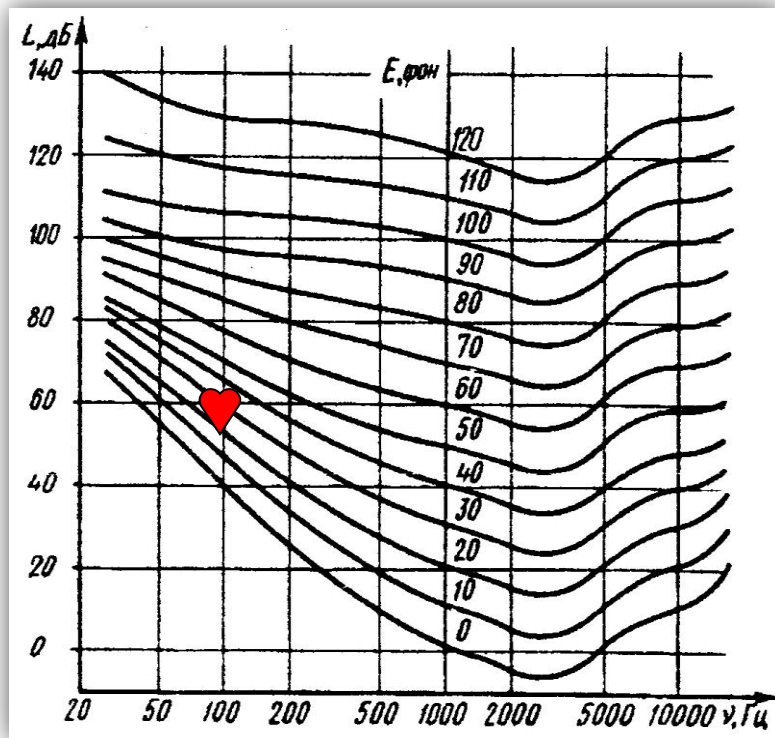
$$I_{max} = 10 \text{ Вт/м}^2 \text{ (на частоті 1 кГц)}$$







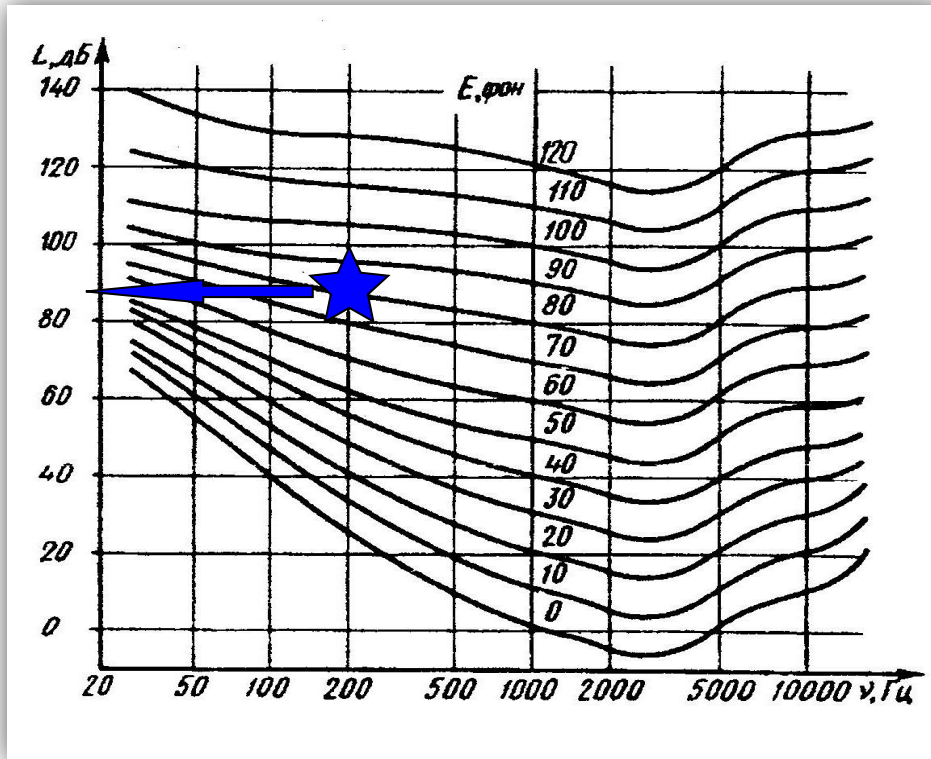
## Приклади використання таблиці кривих рівної гучності



Визначити рівень гучності ( $E$ ), якщо частота  $\nu = 100$  Гц, рівень інтенсивності  $L = 60$  дБ.

1. Знаходимо криву рівної гучності, що проходить через точку з координатами  $\nu = 100$  Гц,  $L = 60$  дБ.
2. Рухаючись вздовж цієї кривої до вертикальної прямої, що відповідає частоті 1 кГц знаходимо,  $E = 30$  фон.

Визначити рівень інтенсивності звуку ( $L$ ),  
якщо частота  $\nu = 200$  Гц,  
рівень гучності  $E = 70$  фон.



1. Знаходимо криву рівної гучності, що відповідає  $E = 70$  фон.
2. Для цієї кривої знаходимо точку її перетину з вертикальною лінією, що відповідає  $\nu = 200$  Гц.
3. Ця точка відповідає значенню рівня інтенсивності  $L = 80$  дБ

## 2. Висота звуку визначається, в основному, його частотою ( $\nu$ ).

- Чим більша частота, тим звук вищий,
- чим менша частота, тим звук нижчий.

Висота звуку залежить також від складності тону та його інтенсивності, але значно меншою мірою.

**Низький звук**



**Високий звук**

**3. Тембр** звуку визначається його *гармонічним спектром*.

Поняття «тембр» використовується при характеристиці складних (*музичних*) тонів. Людина здатна розрізняти звучання тієї ж самої ноти, відтвореної різними інструментами.



# Звукові методи дослідження у медицині

- Аускультация.
- Перкусія.
- Фонокардіографія.
- Аудиометрія.

- **Аускультация** – діагностичний метод вислуховування звуків, які виникають при роботі внутрішніх органів людини (серця, бронхів, легенів, кишечника); проводиться за допомогою стетоскопа або фонендоскопа.

Засновником аускультатії є французький лікар **Рене Лаеннек**. У **1816** році він зробив перший аналог стетоскопа, який являв собою згорнуті нотні листи; вони були використані для аускультатії серця.

**Стетоскоп**  
є трубкою  
із плоским  
розтрубом.



- **Фонендоскоп** складається із двох м'яких трубок, наконечники яких лікар вставляє у свої зовнішні слухові проходи, та двох лійок – для вислуховування звуків.

Отвір ширшої лійки затягнутий пружною мембраною, яку прикладають до поверхні тіла пацієнта. При цьому, завдяки *явищу резонансу звуків* у лійці, поліпшуються умови вислуховування цих звуків.



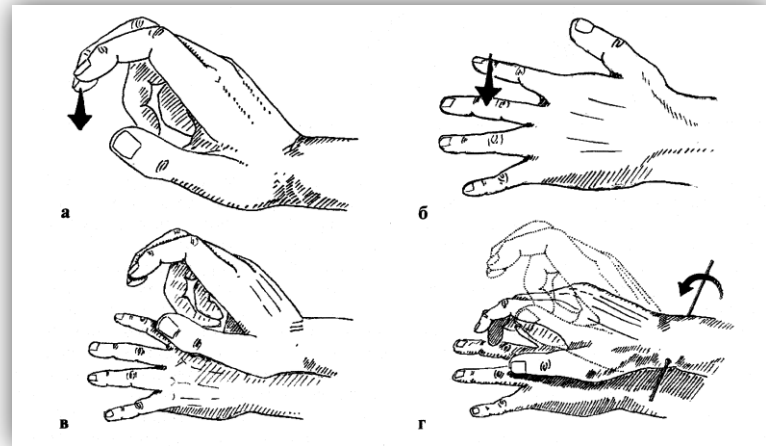
- **Перкусія** – метод вислуховування звуків, що виникають при простукуванні окремих ділянок поверхні тіла над певними внутрішніми органами з метою визначення їхнього положення, форми, розмірів і стану.



*Перкуторні звуки, які відбиваються від поверхонь цих органів, одержують шляхом простукування або молоточком по спеціальній пластинці, яка називається **плесіметром**, або просто пальцями однієї руки по фалангах пальців іншої руки, накладеної на тіло пацієнта.*

*Гучність відбитих перкуторних звуків* залежить від різниці між щільністю тканини досліджуваного органа й щільністю оточуючих його тканин. Чим щільнішою є тканина, тим менше амплітуда коливань органа і тим тихішим є перкуторний звук.

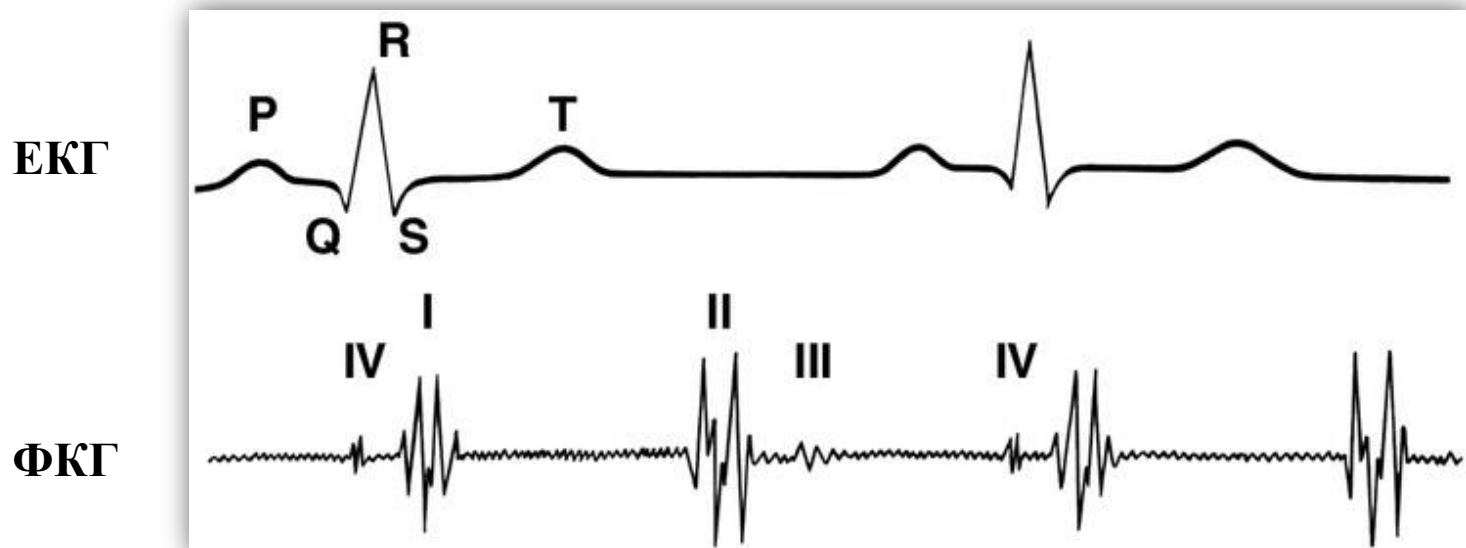
- Тихий або «тупий» звук за характером спектру є шумом (безперервний спектр).



- «Дзвінкі» (або тимпанічні) звуки одержують при простукуванні порожнин, заповнених повітрям (наприклад, здорові легені); у їхньому спектрі разом з шумом присутні окремі тони.

- **Фонокардіографія** (ФКГ) дозволяє оцінити *механічну роботу серця* та полягає в графічній реєстрації тонів та шумів серця з наступною їхньою клінічною інтерпретацією.

Фонокардіографія здійснюється за допомогою фонокардіографа. Криві, які реєструються при цьому, називаються **фонокардіограмами**.



Фонокардіограф складається з мікрофона (перетворює акустичний сигнал на електричний), підсилювача електричних сигналів, системи частотних фільтрів та пристрою реєстрації.

Метод дозволяє вивчити складові спектру звуків, які виникають при механічній роботі серця і мають частоту меншу за 1000 Гц.

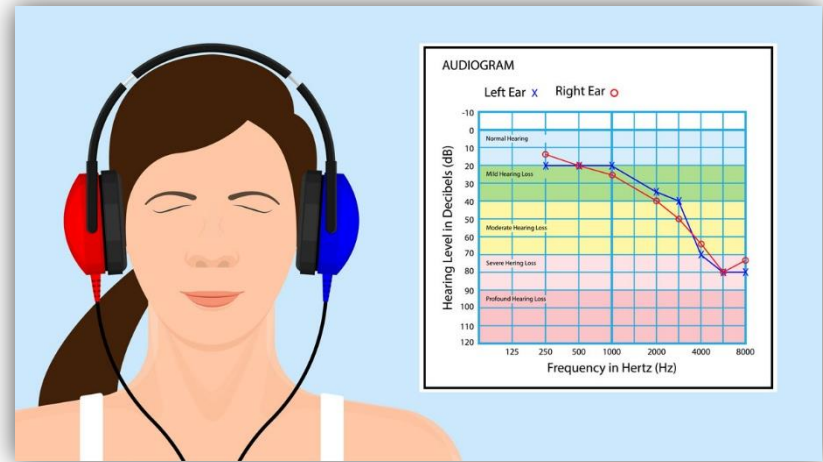


- **Аудіометрія** – метод вимірювання гостроти слуху людини з метою виявлення «приглухуватості» (зниження гостроти слуху) та визначення її характеру.

Аудіометрію проводять за допомогою **аудіометра**, який є звуковим генератором з телефонами, і дозволяє регулювати частоту та інтенсивність вихідного сигналу.



- **Аудиограма** – індивідуальна для пацієнта крива порогу чутності. Порівняння аудиограми пацієнта з нормальною аудиограмою дозволяє визначити гостроту слуху і проводити діагностику захворювань органа слуху.



- **Приймачі звуку** – акустичні прилади для сприйняття звукових сигналів і перетворення їх з метою виміру, передачі, відтворення, запису або аналізу.

## Приймачі звуку

Природні

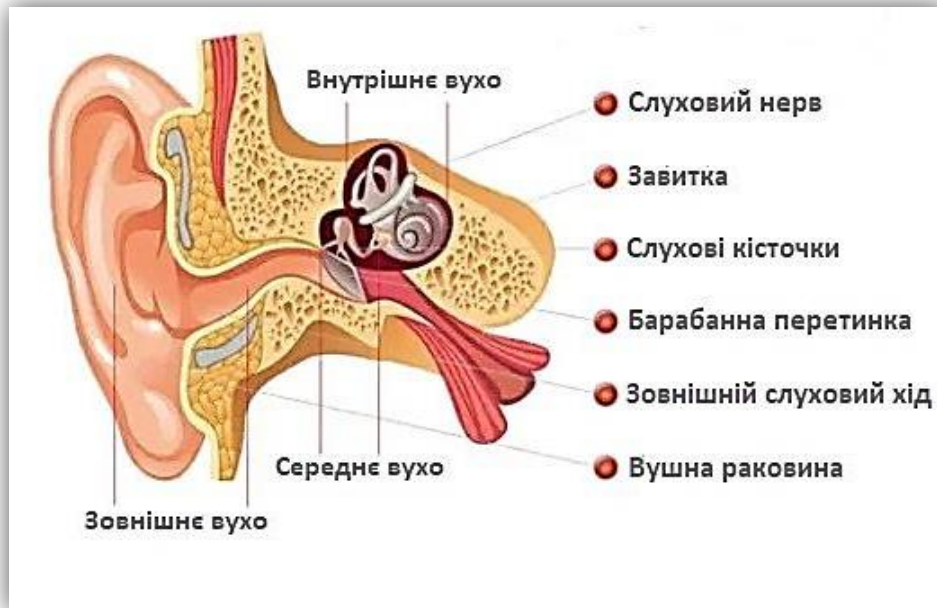


Штучні



# Слуховий апарат людини

- Слуховий апарат людини забезпечує прийом **акустичного** сигналу (звукової хвилі) і перетворення його в **електричний** сигнал.



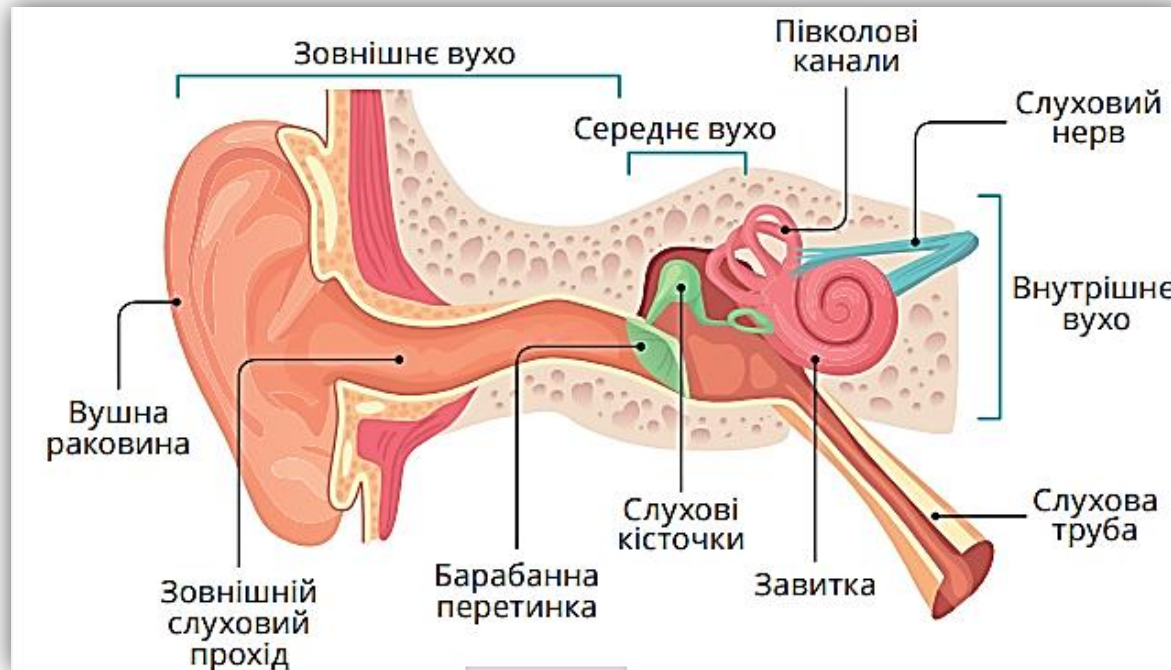
*Електричний сигнал – сукупність електричних імпульсів, що виробляються рецепторними клітинами внутрішнього вуха і передаються по нервових волокнах у головний мозок.*

## Слуховий апарат людини включає:

- зовнішнє вухо;
- середнє вухо;
- внутрішнє вухо.

**Звукопровідна система** – це зовнішнє вухо та середнє вухо.

**Звукосприймаюча система** – це внутрішнє вухо.



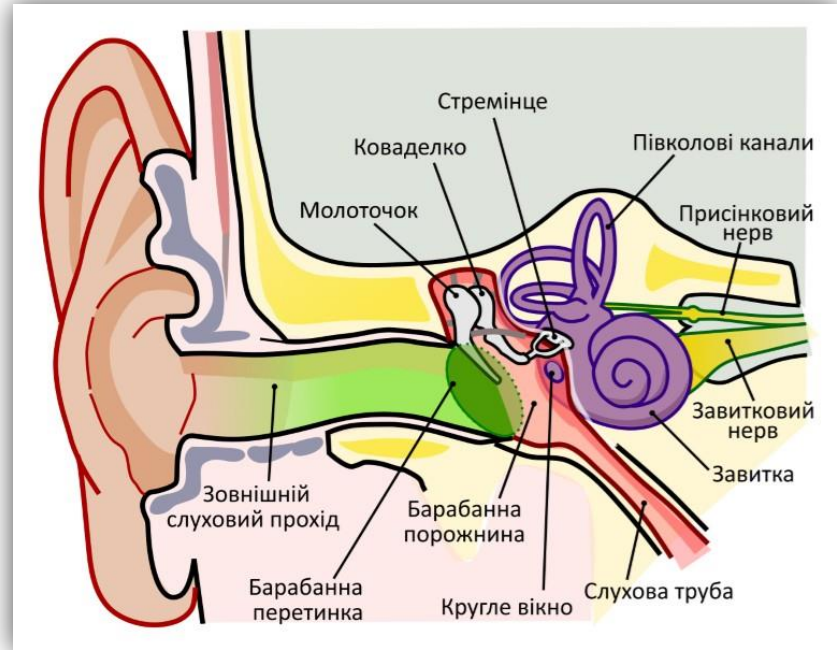
## Зовнішнє вухо:

- вушна раковина,
- зовнішній слуховий прохід.

## Середнє вухо

(підсилювання сигналу):

- барабанна перетинка;
- слухові кісточки:
  - молоточок,
  - коваделко,
  - стремінце.



## Внутрішнє вухо

(перетворення акустичних хвиль у електричний сигнал):

- завитка;
- присінок;
- півколові канали.

# Середнє вухо

Система «*барабанна перетинка – слухові кісточки – мембрана овального вікна*» відіграє роль підсилювача сигналу.

Збільшення амплітуди звукового тиску досягається за рахунок двох ефектів:

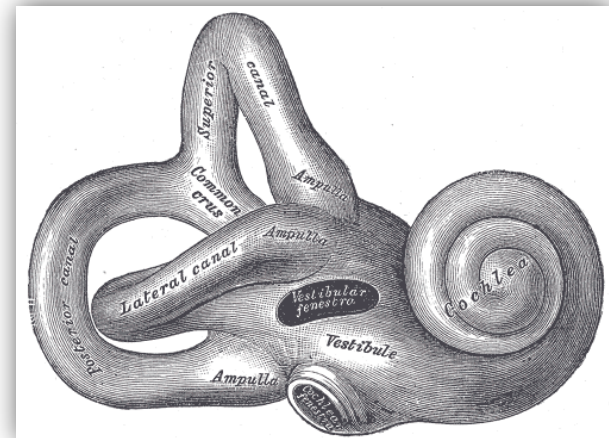
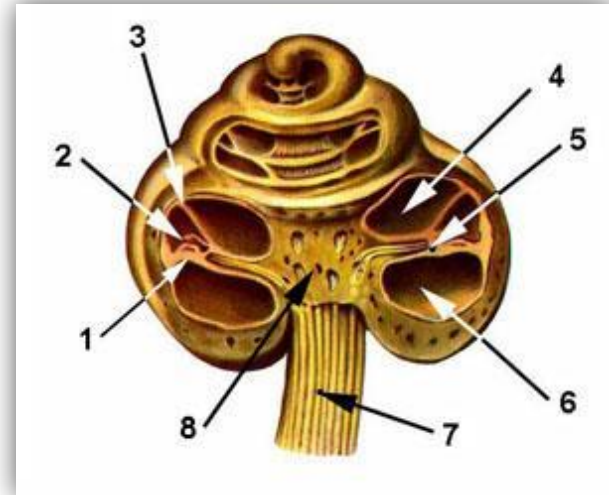
- 1) збільшення амплітуди сили тиску за рахунок *системи важелів*, утворених слуховими кісточками;
- 2) зменшення площі, на яку діє ця сила тиску (площа барабанної перетинки більш ніж **в 20 разів** перевищує площу овального вікна). Загальне посилення сигналу, що забезпечує середнє вухо, становить близько **28 дБ**.



**Внутрішнє вухо** – третій відділ органу слуху і рівноваги, який через свою хитромудру форму називається *кістковим лабіринтом*.

Кістковий лабіринт складається з *присінку*, *завитки* (спірально закручений в 2,5 оберти канал) і *півколових каналів*.

Завитка знаходиться попереду, а півколові канали позаду, між ними розташована порожнина неправильної форми – присінок.



Кожна частина внутрішнього вуха виконує певну функцію.

## 1. Завитка є органом слуху.

- Звукові хвилі, які з зовнішнього слухового проходу через середнє вухо потрапляють у внутрішній слуховий прохід у вигляді вібрації, передаються рідині, яка заповнює завитку, – **перилімфі**;
- Всередині завитки знаходиться основна (базілярна) мембрана, на якій розташований **кортієв орган** – скупчення особливих слухових волоскових клітин, які через коливання перилімфи сприймають слухові (механічні) подразнення в діапазоні 16–20 000 Гц, перекодовують їх у електричний сигнал (нервові імпульси) і передають на нервові закінчення **VIII пари черепно-мозкових нервів** – присінково-завиткового нерва; далі нервовий імпульс надходить у корковий слуховий центр головного мозку.

## **2. Присінок і півколові канали – це органи відчуття рівноваги і положення тіла в просторі.**

- Півколові канали розташовані у трьох взаємно перпендикулярних площинах і заповнені напівпрозорою драглистою рідиною; всередині каналів знаходяться чутливі волоски, занурені в рідину, і при найменшому переміщенні тіла або голови в просторі рідина в цих каналах зміщується, натискає на волоски і породжує електричні імпульси в закінченнях вестибулярного нерва – в мозок надходить інформація про зміну положення тіла.
- Робота вестибулярного апарату дозволяє людині точно орієнтуватися в просторі.
- Навіть при найскладніших рухах – наприклад, стрибнувши у воду з трампліну і при цьому кілька разів перекинувшись в повітрі, у воді пірнач миттєво дізнається, де знаходиться верх, а де низ.

# Інфразвук

- **Інфразвук** – акустичні хвилі з частотами, меншими за 16 Гц.

Інфразвук **слабо поглинається** різними середовищами, тому він поширюється на великі відстані, огинаючи перешкоди та проникаючи в приміщення.

Інфразвук практично не поглинається в різних середовищах, тому він може поширюватися на великих відстанях.

Це дозволяє:

- визначити місця сильних вибухів;
- положення, де стріляє зброя;
- вести контроль за підземними ядерними вибухами;
- передбачати цунамі.



- Інфразвук **негативно впливає на організм людини**, викликаючи втому, головний біль, сонливість, роздратування, почуття страху.

В основі багатьох з цих фізіологічних ефектів лежить явище **резонансу**, оскільки частоти власних коливань тіла людини і його окремих частин лежать у межах 3–13 Гц.

Наприклад, ритми головного мозку мають частотний інтервал 9–13 Гц.



# Ультразвук

- Ультразвук – це акустичні хвилі частотою від **20 кГц** до **10<sup>9</sup> Гц**.

Ультразвук широко застосовується в медицині. Застосування ультразвуку з метою діагностики – *ультразвукове дослідження (УЗД)*. Методики УЗД базуються на відбиванні ультразвукових хвиль від зовнішніх та внутрішніх поверхонь різних органів людини.

Комп'ютерна обробка одержуваних УЗ-сигналів дозволяє одержати на екрані зображення відбиваючих поверхонь.



Первинним механізмом дії ультразвуку на тканини є **механічна** та **теплова дія**.

Сучасна медицина використовує ультразвук в різних напрямках залежно від інтенсивності сигналу:

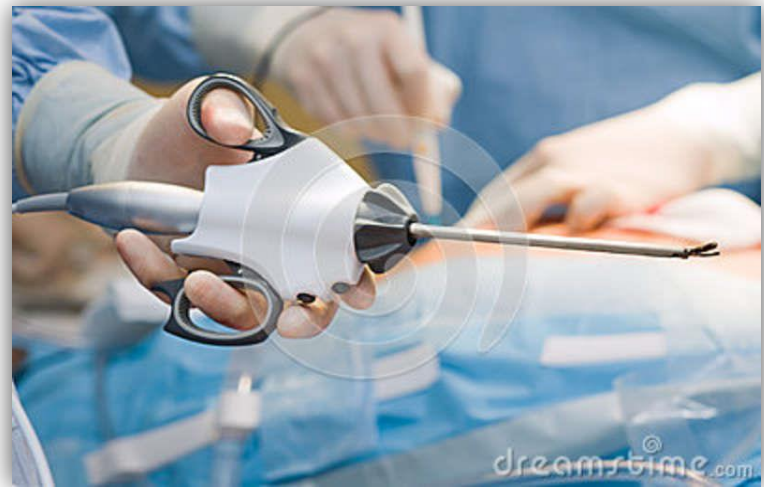
- діагностика,
- терапія,
- хірургія.

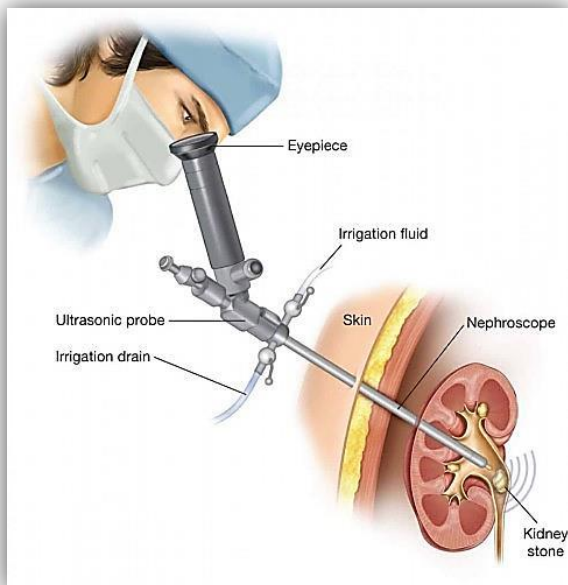




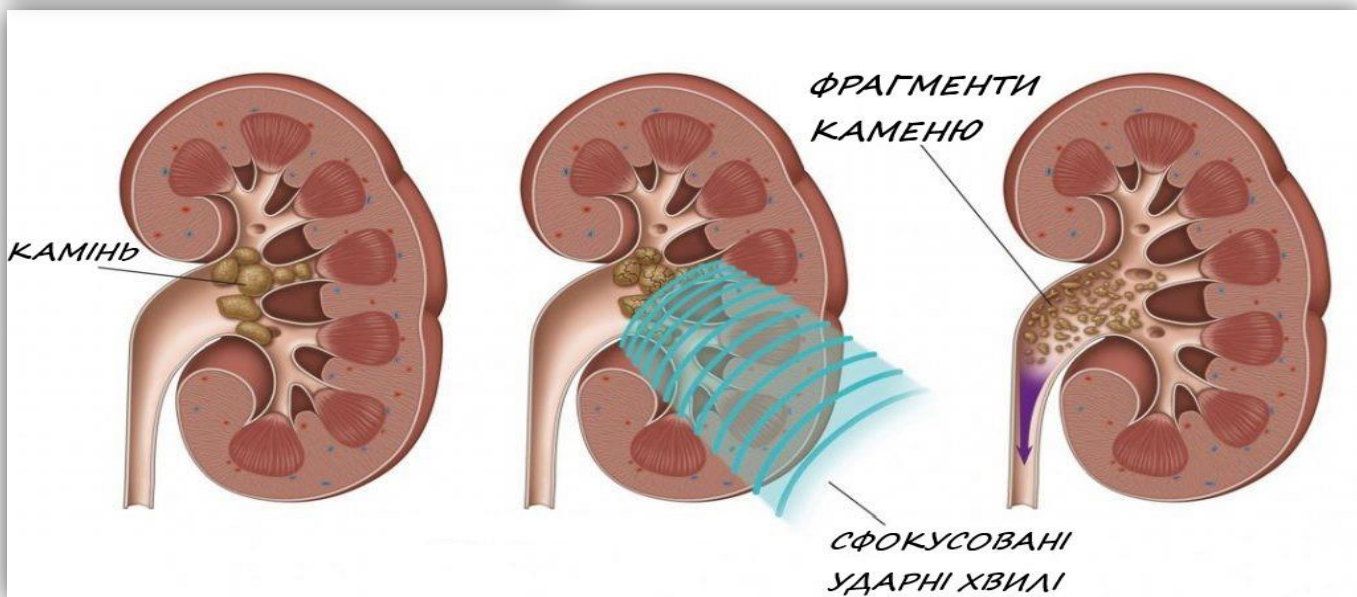
В хірургії ультразвук використовується як *«ультразвуковий скальпель»* для розсікання як м'яких, так і кісткових тканин.

Для ультразвукового зварювання кісткових тканин використовують метод *ультразвукового остеосинтезу*.

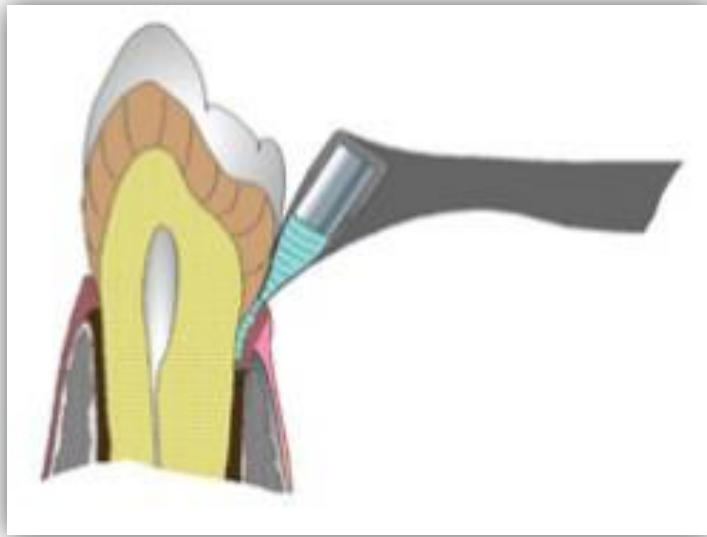




В урології ультразвук використовується для ультразвукової літотрипсії (подрібненні каменів) в нирках, сечовивідній системі та в жовчному міхурі.



Ультразвук низької інтенсивності використовується в стоматології, офтальмології та інших галузях медицини для *мікромасажу* тканинних структур. При цьому збільшується проникність клітинних мембран та активізація процесів тканинного обміну.



ДЯКУЄМО ЗА УВАГУ!





**Харківський національний медичний університет**

Кафедра медичної та біологічної фізики  
і медичної інформатики

Дисципліна  
«Медична та біологічна фізика;  
медичні інформаційні технології»

**Лекція № 4**

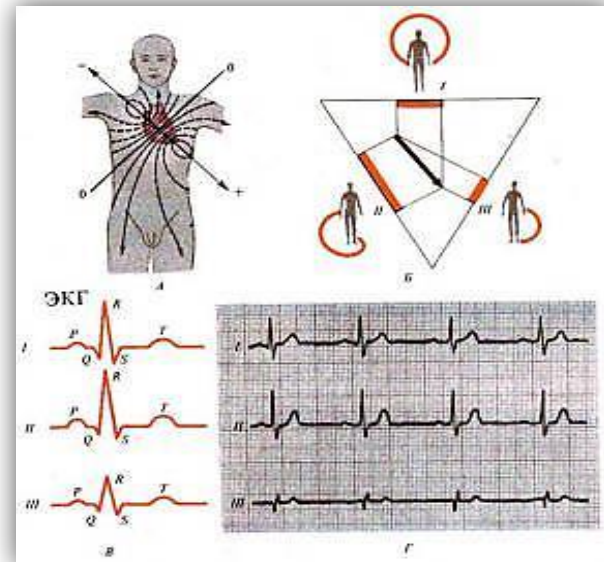
# **Фізичні основи електрографії. Електрокардіографія**

# План лекції

1. Електричне поле, його характеристики.
2. Принцип суперпозиції полів.
3. Поля електричного і струмового диполя.
4. Основні положення теорії електрокардіологічного поля Ейнтховена.
5. Електрокардіограма. Стандартні, посилені та грудні відведення.
6. Електрографічні методи, які використовуються в діагностиці: ЕЕГ, ЕРГ, ЕМГ, ШГР.

$$\varphi = \frac{W}{q} \quad \vec{E} = \frac{\vec{F}}{q}$$

$$\varphi = \frac{I\ell \cos \vartheta}{4\pi\sigma r^2} = \frac{D \cos \vartheta}{4\pi\sigma r^2}$$



Робота всіх органів людини супроводжується електричними явищами в них.

Електричні явища пов'язані з генерацією потенціалів дії на мембранах клітин при трансмембранному транспорті іонів.

У цьому полягає **біоелектрична активність органу**.

- *В стані спокою* зовнішній шар мембрани клітини заряджений позитивно, а внутрішній негативно (мембрана поляризована), отже між ними існує різниця потенціалів – мембранний **потенціал спокою**, він негативний (-50 мВ...-100 мВ).
- *В стані збудження* виникає **потенціал дії** – мембрана деполяризується (мембранний потенціал дії є позитивним)

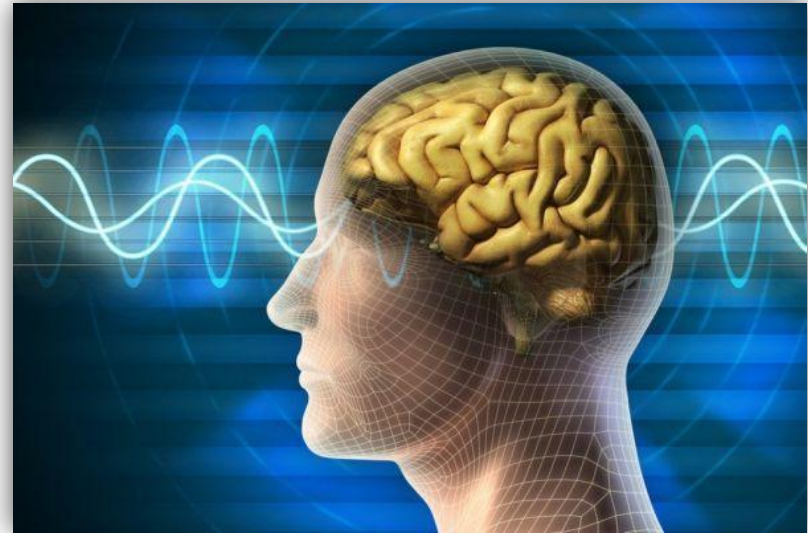
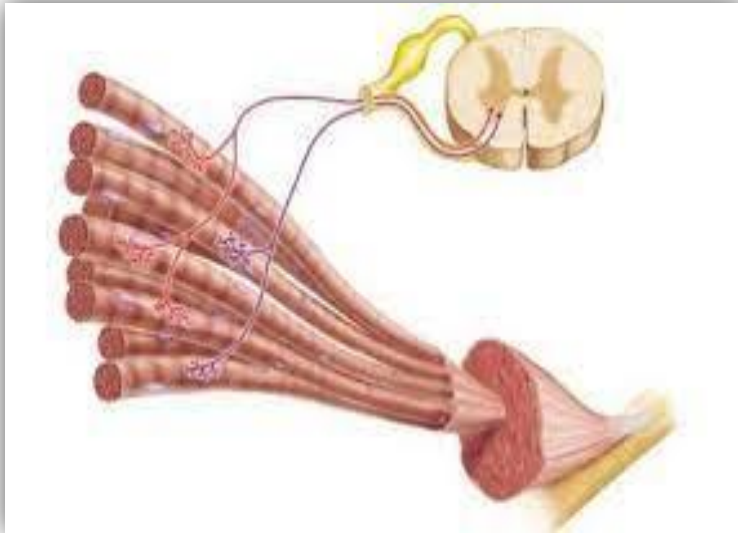
Біопотенціали в різних точках організму різні за величиною і змінюються з часом.



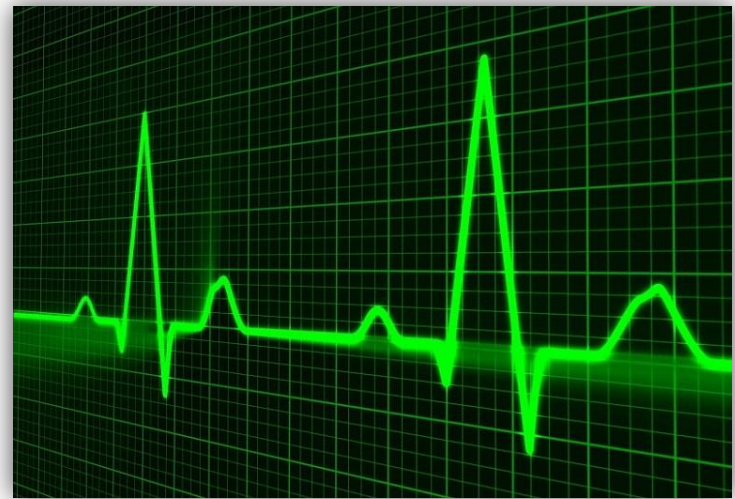
- Функціонування живої клітини завжди пов'язано з потоками іонів у ній.
- Іонні потоки призводять до генерації біоелектричних потенціалів.
- Будь-який **живий** орган або тканина (серце, мозок, м'яз тощо) – це джерело біопотенціалів, а отже джерело електромагнітного поля.
- Всі ці електричні поля від кожного органу накладаються в організмі та утворюють певне *інтегральне електромагнітне поле живого організму*.
- Реєструючи біопотенціали органу, можна оцінювати його функціональний стан.



- Функціональний стан клітин, тканин і органів визначається ступенем їх електричної активності.
- Реєстрація різниці потенціалів у різних точках організму лежить в основі *електрографічних діагностичних методик.*

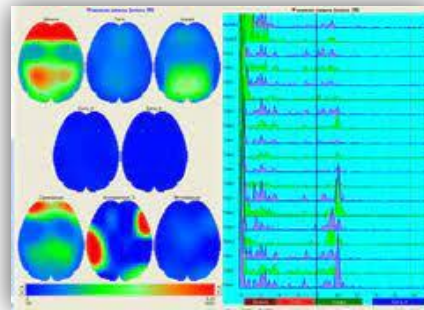


- **Електрографія тканин і органів** – це метод графічної реєстрації біоелектричної активності (БЕА) органу або тканини з діагностичною метою.
- При електрографії реєструється *зміна різниці потенціалів* ( $\Delta\varphi$ ) між двома певними точками організму з часом.



# Електрографічні діагностичні методики

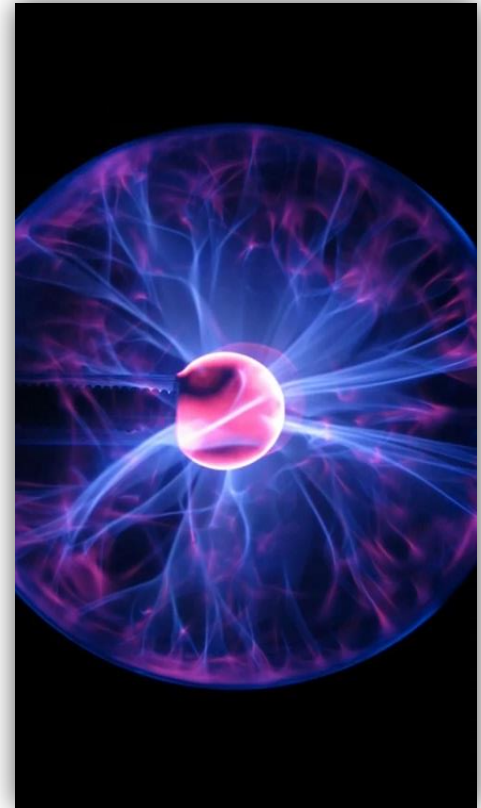
- **Електрокардіографія (ЕКГ)** – метод графічної реєстрації зміни біопотенціалів, що виникають при роботі серця.
- **Електроміографія (ЕМГ)** – метод реєстрації зміни біопотенціалів при скороченні м'яза.
- **Електроенцефалографія (ЕЕГ)** – метод реєстрації зміни біопотенціалів мозку.
- **Електроретинографія (ЕРГ)** – метод реєстрації зміни біопотенціалів сітківки ока.



# Електричне поле, його характеристики

**Електричне поле** – це вид матерії, який породжується електрично зарядженими тілами або змінним магнітним полем і проявляється за дією на заряджені тіла.

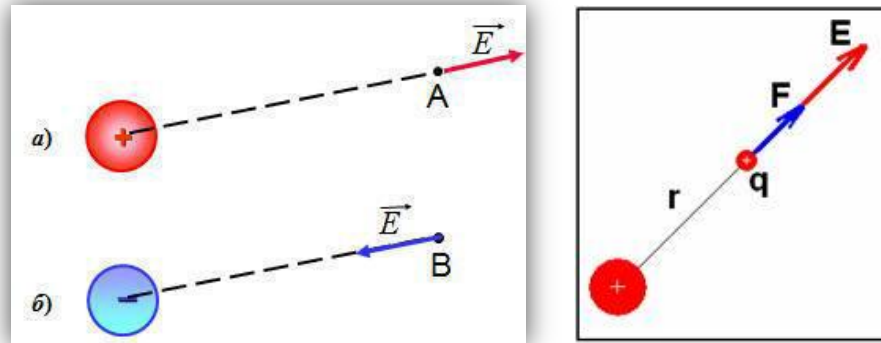
- **Характеристика зарядженого тіла:**
  - заряд  $q$  (Кл).
- **Характеристики електричного поля:**
  - напруженість  $\vec{E}$  (В/м),
  - потенціал  $\varphi$  (В).



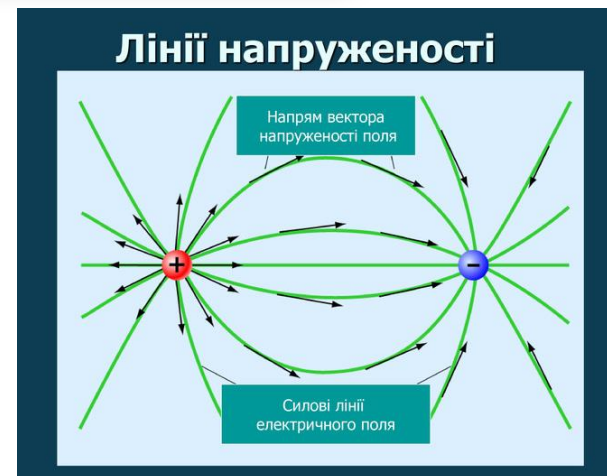
**Напруженість** (  $\vec{E}$  ) – це векторна фізична величина, яка є силовою характеристикою електричного поля.

Напруженість у деякій точці електричного поля дорівнює відношенню сили (  $\vec{F}$  ), яка в цій точці діє з боку поля на нерухоме точкове заряджене тіло, до його заряду (  $q$  ), тобто:

$$\vec{E} = \frac{\vec{F}}{q}.$$



У міжнародній системі одиниць (СІ) напруженість електричного поля вимірюється у вольтах на метр (  $V/m$  ).

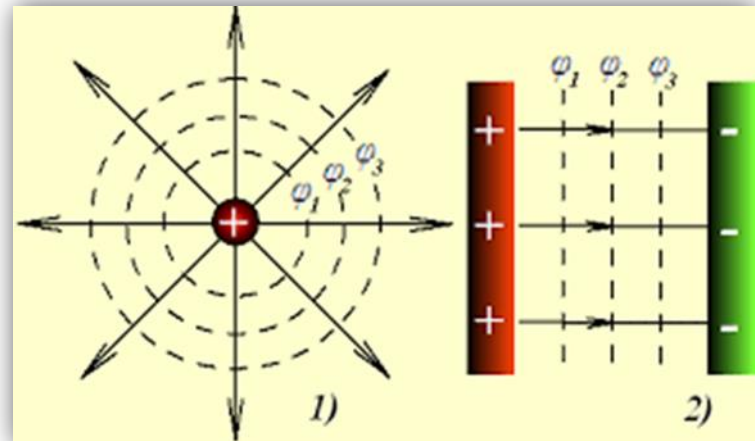


**Потенціал ( $\varphi$ )** – це скалярна величина, яка є енергетичною характеристикою електричного поля.

Потенціал поля в деякій точці дорівнює відношенню потенціальної енергії ( $W$ ), яку, знаходячись в цій точці, має нерухоме точкове заряджене тіло, до заряду цього тіла, тобто:

$$\varphi = \frac{W}{q}.$$

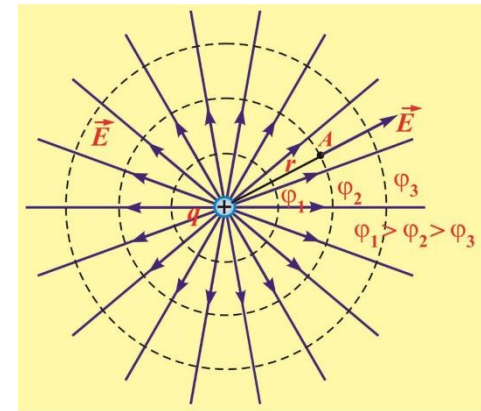
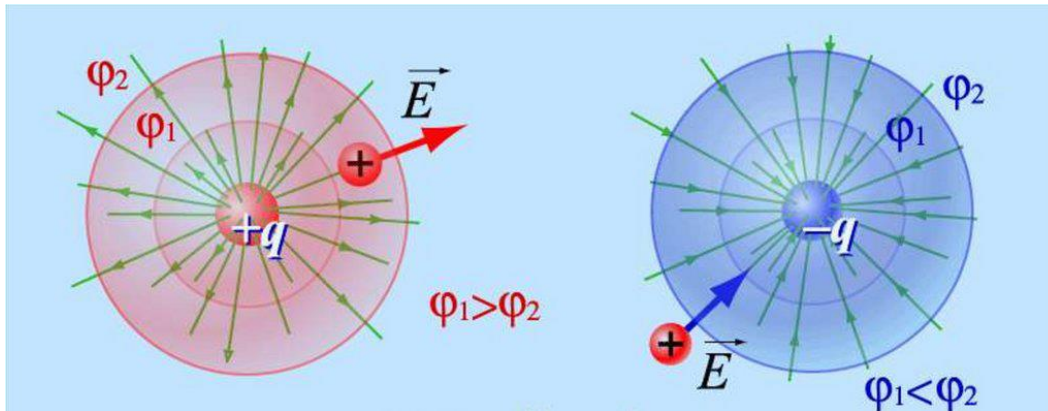
Потенціал, як і напруга (різниця потенціалів), у СІ вимірюється у **вольтах (В)**.



Напруженість поля пов'язана з потенціалом поля у даній точці співвідношенням:

$$\vec{E} = -\text{grad}\varphi, \quad E_x = -\frac{\partial\varphi}{\partial x}; \quad E_y = -\frac{\partial\varphi}{\partial y}; \quad E_z = -\frac{\partial\varphi}{\partial z}$$

Напрямок вектора  $\vec{E}$  збігається з напрямком найшвидшого зменшення потенціалу  $\varphi$ .



# Електричні системи

1. Точковий заряд.
2. Електричний диполь (система двох точкових зарядів).
3. Точкове джерело струму.
4. Струмовий диполь (система двох точкових джерел струму).

# 1. Точковий заряд

Точковий заряд – це заряджене тіло, розмірами якого можна знехтувати. Точковий заряд створює навколо себе електричне поле.

**Напруженість** ( $E$ ) електричного поля, створеного точковим зарядом  $q$  у певній точці діелектричного середовища:

$$E = \frac{q}{4\pi\epsilon_0\epsilon r^2},$$

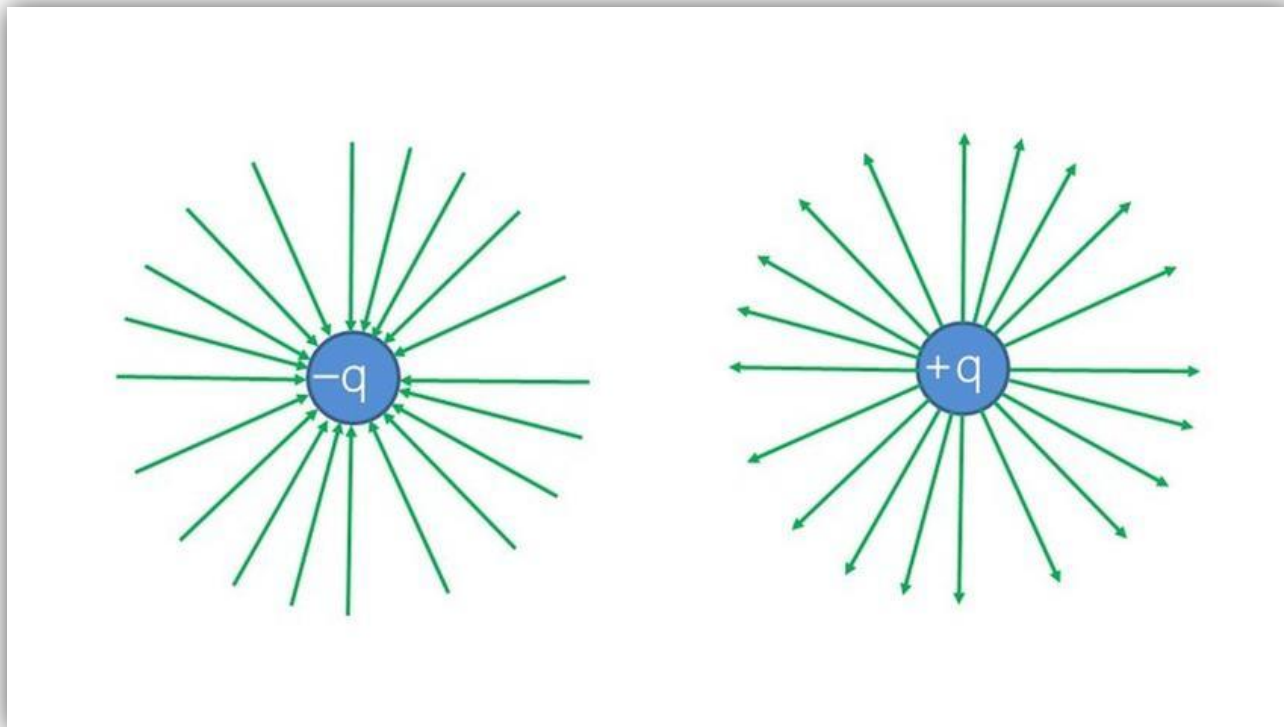
$\epsilon$  – діелектрична проникність середовища;

$\epsilon_0$  – електрична стала ( $\epsilon_0 = 8,53 \cdot 10^{-12}$  Ф/м);

$r$  – відстань від точки, в якій визначається напруженість поля, до точки, в якій знаходиться заряд.

**Потенціал ( $\varphi$ )** поля, створеного точковим зарядом ( $q$ ) в певній точці діелектричного середовища:

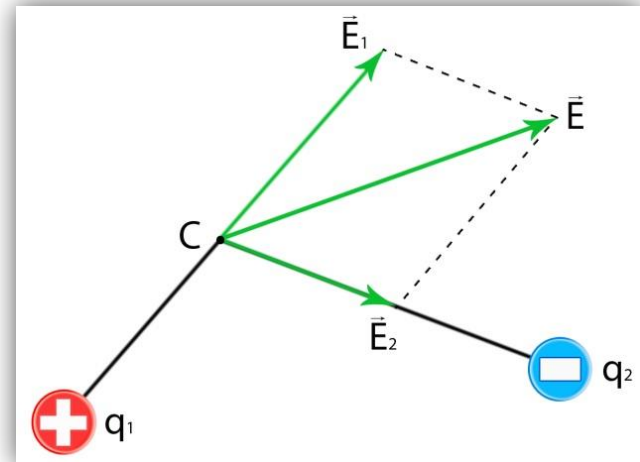
$$\varphi = \frac{q}{4\pi\epsilon_0\epsilon r}$$



# Принцип суперпозиції полів

- Напруженість ( $\vec{E}$ ) і потенціал ( $\varphi$ ) електричного поля, створеного системою заряджених тіл, дорівнюють:

$$\vec{E} = \vec{E}_1 + \dots + \vec{E}_n,$$
$$\varphi = \varphi_1 + \dots + \varphi_n.$$

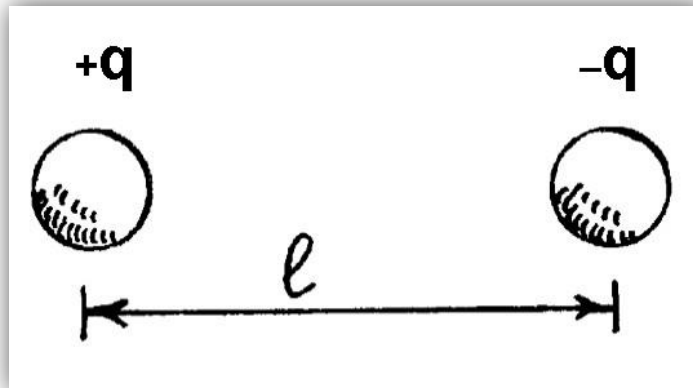


$n$  – число заряджених тіл у системі;

$\vec{E}_1, \vec{E}_2, \dots, \vec{E}_n$  – напруженості полів, створених у певній точці кожним з тіл;

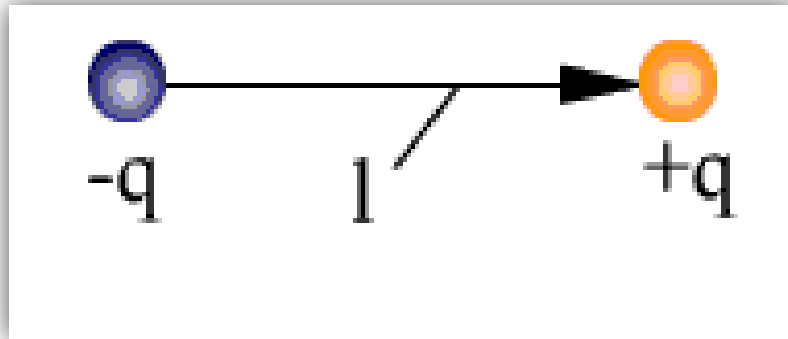
$\varphi_1, \varphi_2, \dots, \varphi_n$  – потенціали полів, створених в даній точці кожним з тіл.

- Виходячи з принципу суперпозиції полів, можна обчислити характеристики поля, яке створюється різними системами зарядів.
- Найпростішою системою зарядів є електричний диполь – система, що складається з двох точкових однакових за модулем, але протилежних за знаком зарядів ( $+q$  та  $-q$ ), які знаходяться на відстані один від одного.
- Вектор довжиною  $\ell$ , проведений від негативного заряду диполя до позитивного, називається плечем диполя.



## 2. Характеристикою електричного диполя є дипольний момент.

- Дипольний момент ( $\vec{p}$ ) електричного диполя – це векторна величина, яка дорівнює добутку модуля одного із зарядів, що утворюють диполь, на плече диполя, тобто:



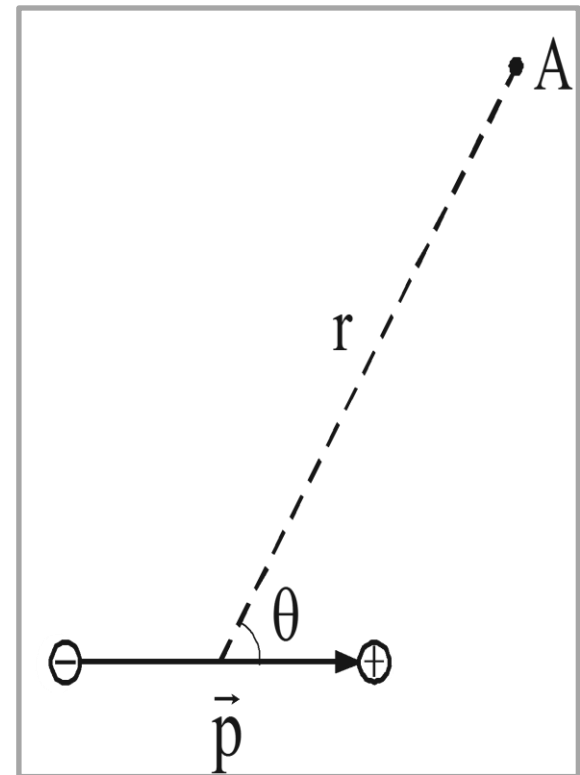
$$\vec{p} = q \cdot \vec{l},$$

$$[P] = \text{Кл} \cdot \text{м}.$$

Використовуючи принцип суперпозиції полів, можна показати, що **потенціал поля, створеного електричним диполем** у точці, яка знаходиться на відстані  $r$  від центра диполя, у випадку, якщо  $r \gg l$ , обчислюється за формулою:

$$\varphi = \frac{q\ell \cos \theta}{4\pi\epsilon_0\epsilon r^2} = \frac{p \cos \theta}{4\pi\epsilon_0\epsilon r^2},$$

де  $\theta$  – кут між прямою, проведеною від центра диполя до точки, у якій визначається потенціал (точка А), та вектором дипольного моменту.

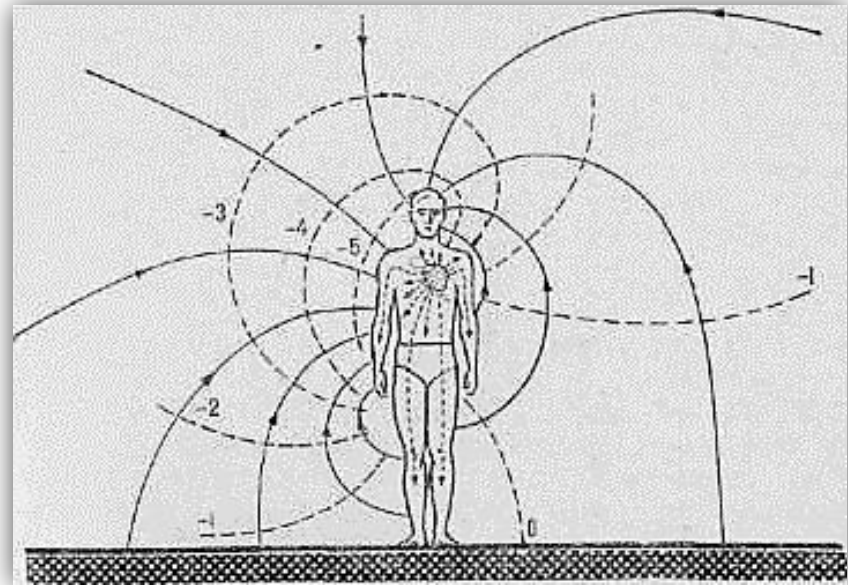


**Електричні явища в організмі людини пов'язані з протіканням електричних струмів в тканинах організму.**

В більшості своїй тканини організму є середовищами, які досить добре проводять електричний струм.

Основні характеристики струму:

- сила струму ( $I$ ),
- густина струму ( $j$ ).



- **Сила струму ( $I$ )** – це відношення заряду ( $q$ ), що проходить через поперечний переріз провідника за певний проміжок часу ( $t$ ), до цього проміжку часу:

$$I = \frac{q}{t}.$$

– Одиниця сили струму – **ампер (А)**.

- **Густина струму ( $j$ )** – це відношення сили струму ( $I$ ), що протікає через поперечний переріз провідника, до площі ( $S$ ) цього перерізу:

$$j = \frac{I}{S}.$$

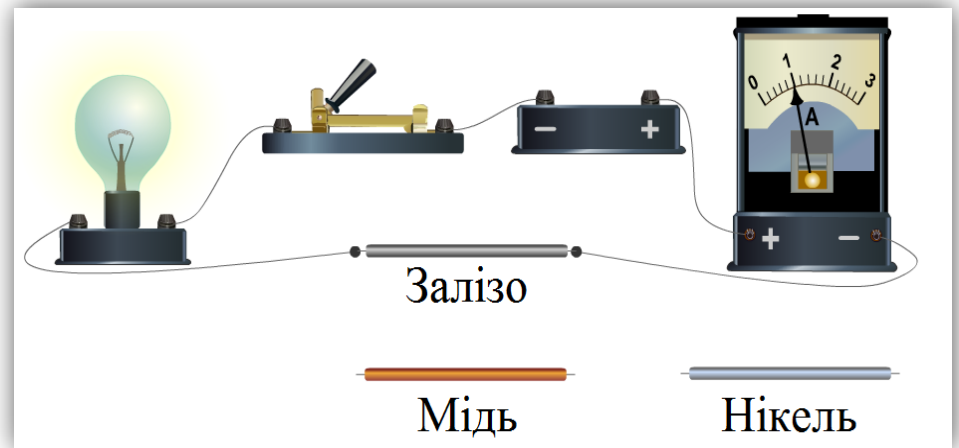
– Одиниця густини струму (**А/м<sup>2</sup>**).

- **Опір провідника ( $R$ )** дорівнює відношенню напруги ( $U$ ), прикладеної на кінцях провідника, до сили струму ( $I$ ), який при цьому протікає в провіднику:

$$R = \frac{U}{I}.$$

- Одиниця опору провідника (**Ом**).

Опір провідника залежить *від речовини*, з якої цей провідник виготовлений.



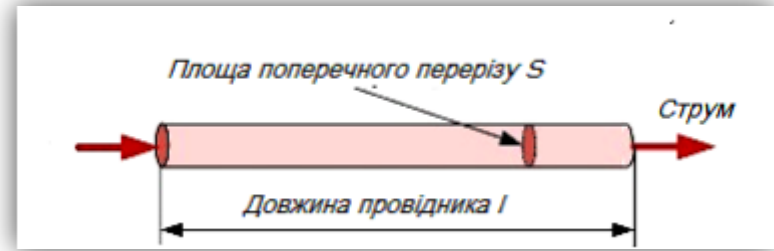
Опір ( $R$ ) провідника постійного перерізу дорівнює:

$$R = \frac{\rho \cdot \ell}{S},$$

$\ell$  – довжина провідника;

$S$  – площа його перерізу;

$\rho$  – питомий опір матеріалу провідника (Ом×м).



**Питома електропровідність** речовини ( $\sigma$ ):

$$\sigma = \frac{1}{\rho}, \quad [\sigma] = \text{Ом}^{-1} \cdot \text{м}^{-1}.$$

**Значення питомої електропровідності різних біологічних тканин для постійного струму наведені в таблиці:**

| Біологічна тканина   | Спинно-мозкова рідина | Кров | М'язова | Нервова            | Жирова             | Шкіра (суха) | Кістка без надкiсницi |
|--|-----------------------|------|---------|--------------------|--------------------|--------------|-----------------------|
| Питома електропровідність<br>$\sigma, \text{Ом}^{-1} \times \text{М}^{-1}$ | 1,8                   | 0,6  | 0,5     | $7 \times 10^{-2}$ | $3 \times 10^{-2}$ | $10^{-5}$    | $10^{-7}$             |

Величини струмів, які протікають у середовищах, залежать від провідних властивостей цих середовищ і від напруженості електричного поля в них. Зв'язок між цими величинами встановлює закон Ома в диференціальній формі:

$$j = \sigma E.$$

**3. Точкове джерело струму** характеризується силою струму ( $I$ ), що виходить з нього або входить в нього.

- Якщо струм виходить з точкового джерела струму, то таке джерело називається **витік** ( $+I$ ), якщо струм втікає – джерело називається **стік** ( $-I$ ).
- Якщо точкове джерело струму знаходиться в нескінченному ізотропному провідному середовищі, то *густина струму* ( $\mathbf{j}$ ) через поверхню сфери радіуса  $r$ , в центрі якої знаходиться джерело струму, дорівнює:

$$j = \frac{I}{4\pi r^2}$$

Підставляючи в цю формулу вираз для  $j$  із закону Ома в диференціальній формі, можна отримати величину **напруженості електричного поля** в даній точці:

$$E = \frac{I}{4\pi\sigma r^2}.$$

Залежність напруженості поля, що створюється відокремленим точковим джерелом струму, від  $r$  така сама, як і залежність напруженості поля, що створюється відокремленим точковим зарядом.

**4. Струмовий диполь** – це система з двох точкових джерел струму (витік і стік), сили струмів ( $I$ ) яких рівні за модулем і протилежні за знаком.

Характеристики струмового диполя:

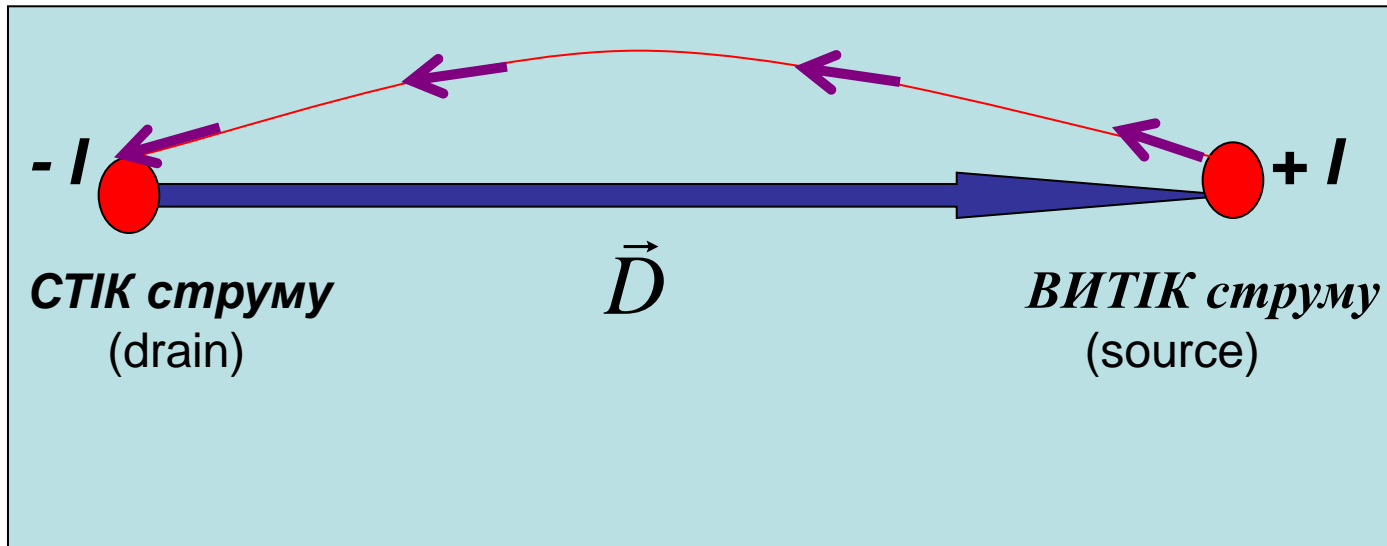
- сила струму точкових джерел струму ( $I$ );
- плече диполя  $\vec{\ell}$  (модуль плеча диполя дорівнює відстані між джерелами);
- дипольний момент струмового диполя  $\vec{D}$ .

$$\vec{D} = I \vec{\ell}$$

Момент струмового диполя  $\vec{D}$  і плече диполя  $\vec{\ell}$  – це векторні величини, спрямовані від стоку ( $-I$ ) до витoku ( $+I$ ).

**Потенціал ( $\varphi$ )** поля, створеного струмовим диполем у даній точці електропровідного середовища:

$$\varphi = \frac{I\ell \cos \vartheta}{4\pi\sigma r^2} = \frac{D \cos \vartheta}{4\pi\sigma r^2}.$$



Можна показати, що потенціал поля, який створюється довільною системою струмів, може бути представлений у вигляді ряду:

$$\varphi = \frac{A}{r} + \frac{B}{r^2} + \frac{C}{r^3} + \frac{D}{r^4} + \dots$$

де  $A, B, C, D$  – деякі коефіцієнти.

- Таке подання потенціалу поля, створеного системою струмів, називається *мультипольним розкладом*.
- Якщо система струмів скомпенсована, тобто сила струмів, які витікають з витоків, дорівнює силі струмів, які втікають у стоки, ( $A = 0$ ), ця формула має такий вигляд:

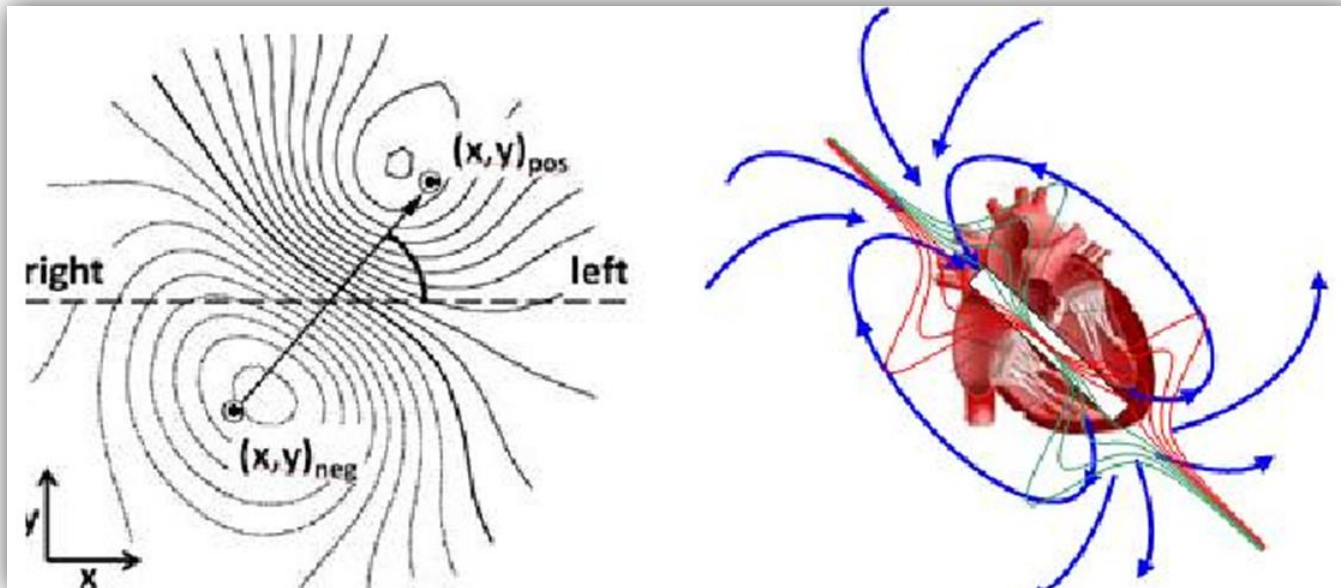
$$\varphi = \frac{B}{r^2} + \frac{C}{r^3} + \frac{D}{r^4} + \dots$$

Зі збільшенням  $r$  кожний з наступних членів цього ряду зменшується швидше, ніж попередній, тому при достатньо великих  $r$  значущим виявляється тільки перший доданок цього ряду  $-\frac{B}{r^2}$ .

З іншого боку, саме таку залежність потенціалу поля від  $r$  має струмовий диполь. Звідси роблять такий висновок: якщо потенціал поля, яке створюється складною скомпенсованою системою струмів, визначається на досить великих відстанях від цієї системи, то таку систему можна з достатньою точністю вважати струмовим диполем.

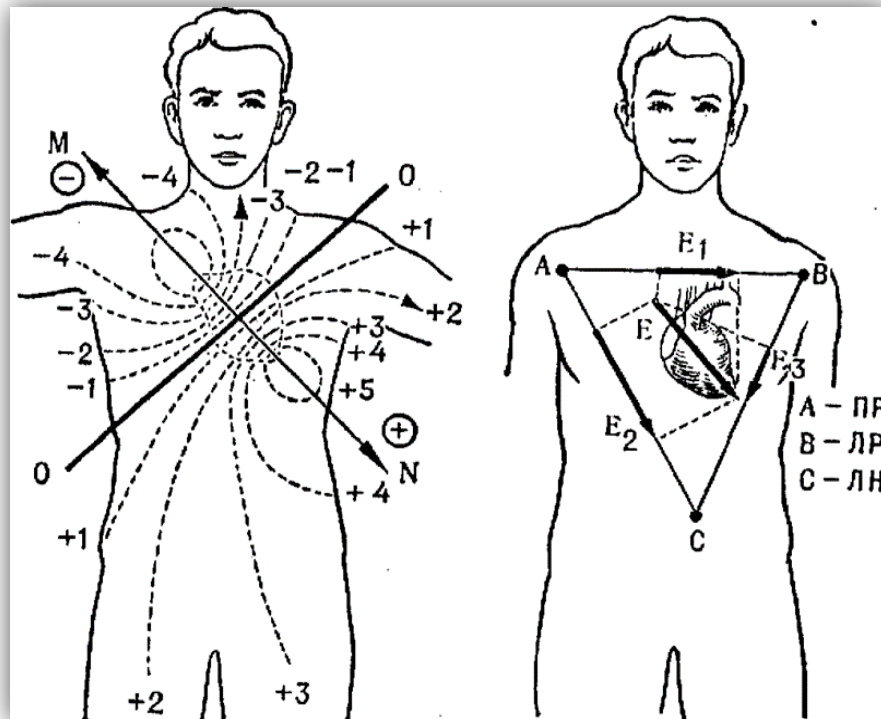
# Біоелектрична активність серця

- При роботі серця через мембрани клітин міокарда протікають іонні струми.
- Ці струми утворюють складну, але скомпенсовану струмову систему, що має витік ( $+I$ ) і стік ( $-I$ ).
- Отже *серце можна вважати струмовим диполем*.



Праве плече – це стік іонних струмів, заряджене негативно.  
Нижня ліва частина тіла – це витік іонних струмів,  
заряджена позитивно.

Дипольний момент струмового диполя ( $\vec{D}$ ) серця  
називають *інтегральним електричним вектором серця*.  
Інтегральний вектор серця напрямлений від стоку до витоку.

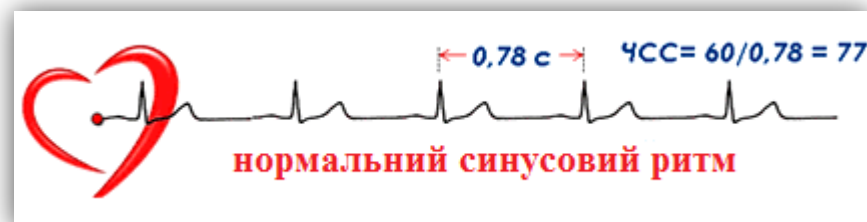


# Електрокардіографія

- **Електрокардіографія** (скорочено ЕКГ) – метод графічної реєстрації *електричних явищ*, які виникають у серцевому м'язі під час його діяльності, з поверхні тіла.
- Криву, яка відображає електричну активність серця, називають *електрокардіограмою (ЕКГ)*. ЕКГ – це запис коливань різниці потенціалів, які виникають у серці під час його збудження.



- Електрокардіографія є одним з основних способів дослідження серця і *діагностики захворювань серцево-судинної системи*.
- ЕКГ є незамінним у діагностиці порушень *ритму і провідності, гіпертрофії, ішемічної хвороби серця*. Цей метод дає можливість з великою точністю говорити про *локалізацію вогнищевих змін міокарда*, їх поширеність, глибину і час появи. ЕКГ дозволяє виявити дистрофічні й склеротичні процеси в міокарді, порушення електролітного обміну, що виникають під впливом різних токсичних речовин. ЕКГ широко використовують для функціонального дослідження серцево-судинної системи.



## Перші ЕКГ

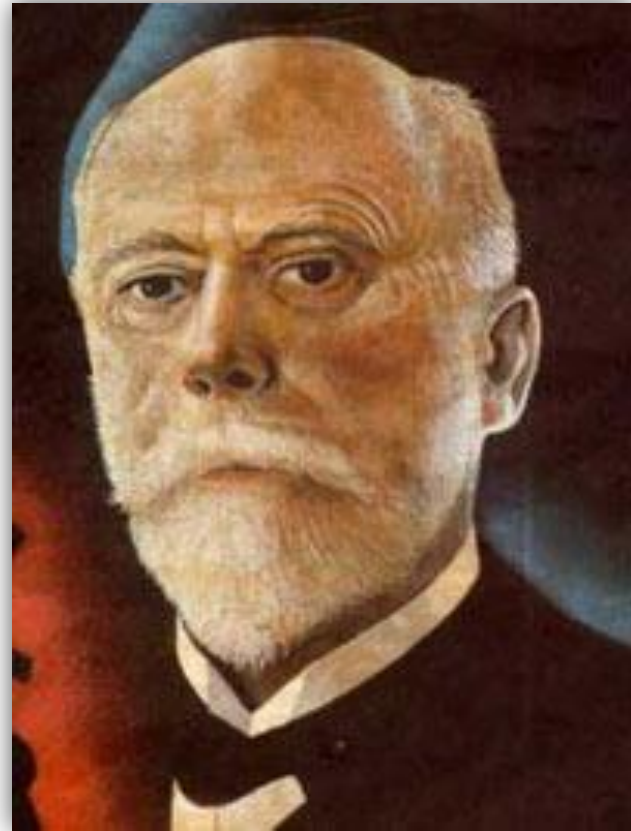
- Перші ЕКГ **1888** року записав французький **фізик**, лауреат Нобелівської премії з фізики 1908 року **Габрієль Ліппман** з використанням ртутного капілярного електрометра. Але ця методика не знайшла практичного використання.



Габрієль Ліппман  
(1845–1921)

**Віллем Ейнтховен,**  
нідерландський фізіолог,  
вважається **засновником**  
**електрокардіографії.**

- **1903 рік** – сконструював прилад для реєстрації електричної активності серця – електрокардіограф;
- **1906 рік** – використав електрокардіографію в діагностичних цілях;
- **1924 рік** – отримав Нобелівську премію з фізіології і медицини за відкриття метода електрокардіографії.



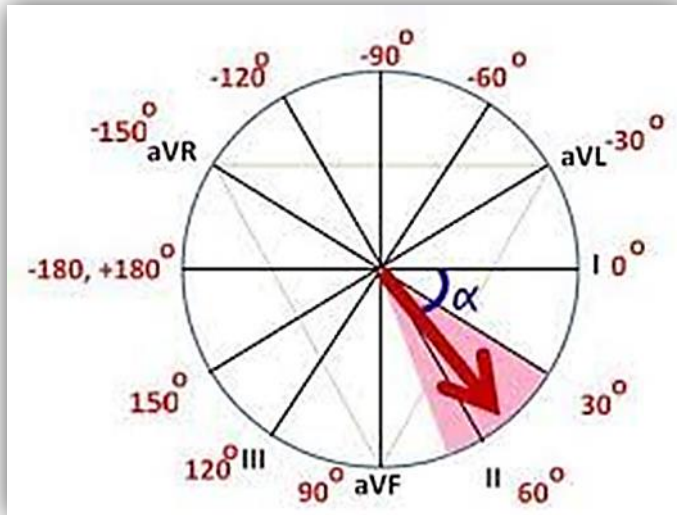
**Освіта:** Утрехтський університет  
**Народився:** 21 травня 1860 р.  
Семаранг, Індонезія  
**Помер:** 29 вересня 1927 р.  
Лейден, Нідерланди

## Перший електрокардіограф (1903 рік)

Три кінцівки (ліве і праве передпліччя та ліва гомілка, нижня третина) поміщували у ємності з електролітом, які виконували роль сучасних електродів, і під'єднували до гальванометру.

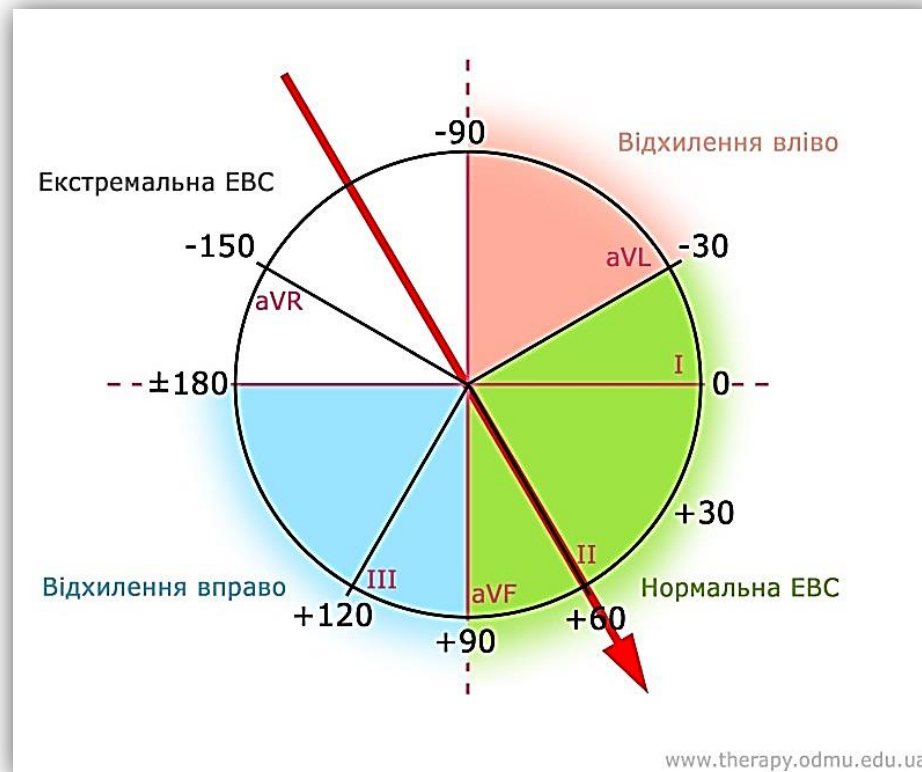


# Електрична вісь серця (ЕВС)



- Електрична вісь серця (ЕВС) – переважаючий напрямок вектора  $D$  під час деполяризації шлуночків.
- У нормі положення електричної осі серця є близьким до його анатомічної осі, тобто орієнтована з правого на лівий бік і зверху донизу.
- У здорових людей положення електричної осі серця може варіювати в певних межах залежно від положення серця в грудній клітці. Воно може змінюватися у зв'язку з поворотом навколо передньо-задньої осі, при порушеннях внутрішньошлуночкової провідності.

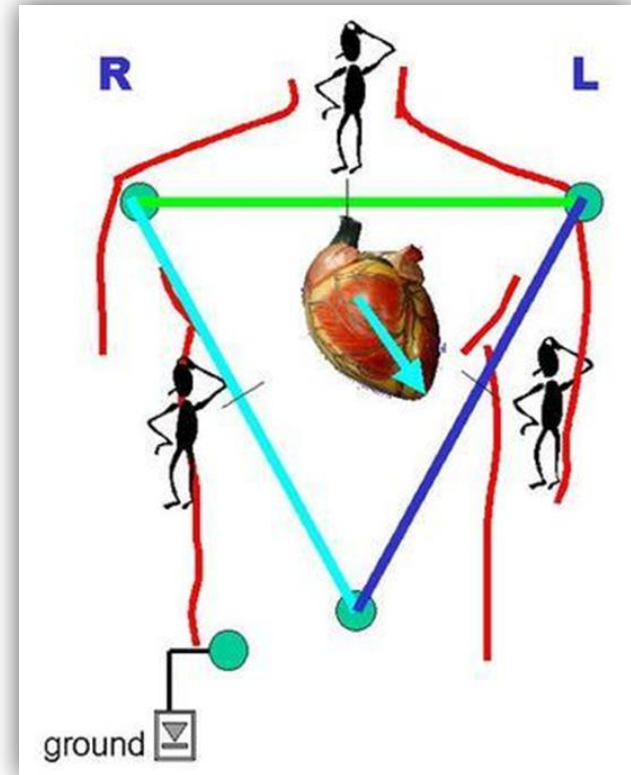
- Положення ЕВС кількісно виражається *кутом альфа ( $\alpha$ )*, що утворюється електричною віссю серця і позитивною половиною осі I стандартного відведення, зміщеною в електричний центр серця (центр трикутника Ейнтховена).



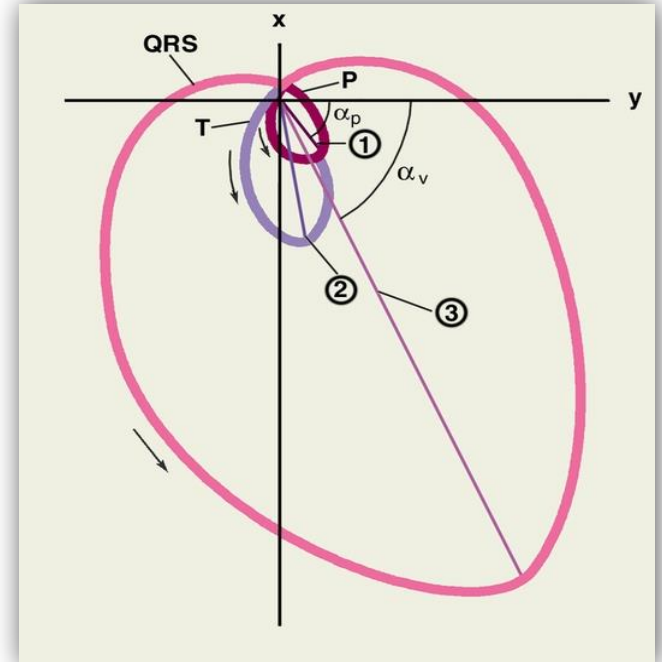
- У нормі кут  $\alpha$  може варіювати від  $0^\circ$  до  $+90^\circ$ . При цьому виділяють такі варіанти положення ЕВС:
  - нормальне – кут  $\alpha$  від  $+30^\circ$  до  $+69^\circ$ ;
  - вертикальне – кут  $\alpha$  від  $+70^\circ$  до  $+90^\circ$ , зустрічається в осіб з астенічною конституцією, при схудненні, низькому стоянні діафрагми;
  - горизонтальне – кут  $\alpha$  від  $29^\circ$  до  $0^\circ$ , спостерігається при гіперстенічній конституції, ожирінні, високому стоянні діафрагми.

# Основні положення теорії Ейнтховена

1. Серце – це струмовий диполь, який знаходиться в однорідному ізотропному нескінченному провідному середовищі.
2. Збуджена область міокарда заряджена **негативно** по відношенню до незбудженої області.

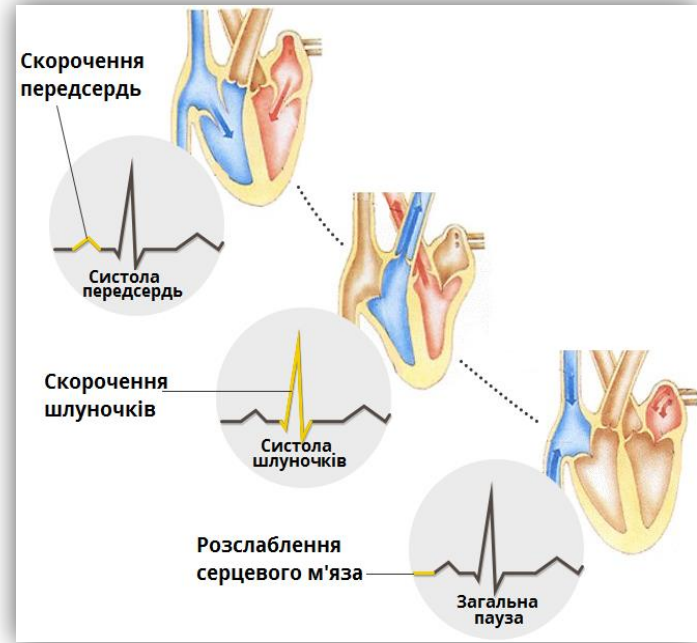


3. Початок інтегрального електричного вектора серця ( $\vec{D}$ ) знаходиться у *синаотріальному (синусному) вузлі (СВ)* серця і вважається нерухомим. Кінець вектора  $\vec{D}$  описує у фронтальній площині **3 петлі** за час 1 серцевого циклу.



# Фази серцевого циклу

**1 фаза** – в СВ генеруються потенціали дії (автоматично) – відбувається деполяризація СВ, далі збудження поширюється по всьому правому передсерддю і переходить на ліве передсердя (петля P);



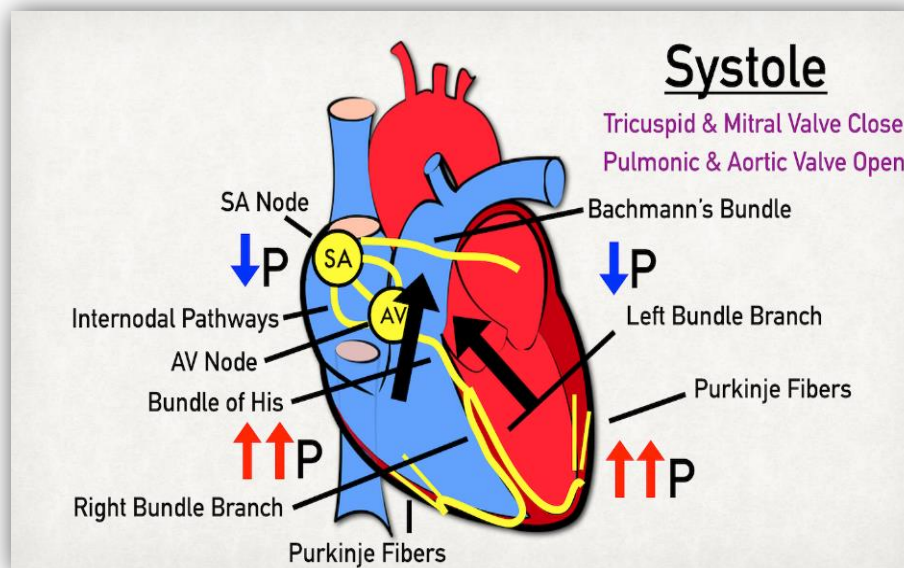
**2 фаза** – затухання збудження у передсердях і одночасне збудження правого та лівого шлуночків (петля QRS);

**3 фаза** – затухання збудження шлуночків (петля T).

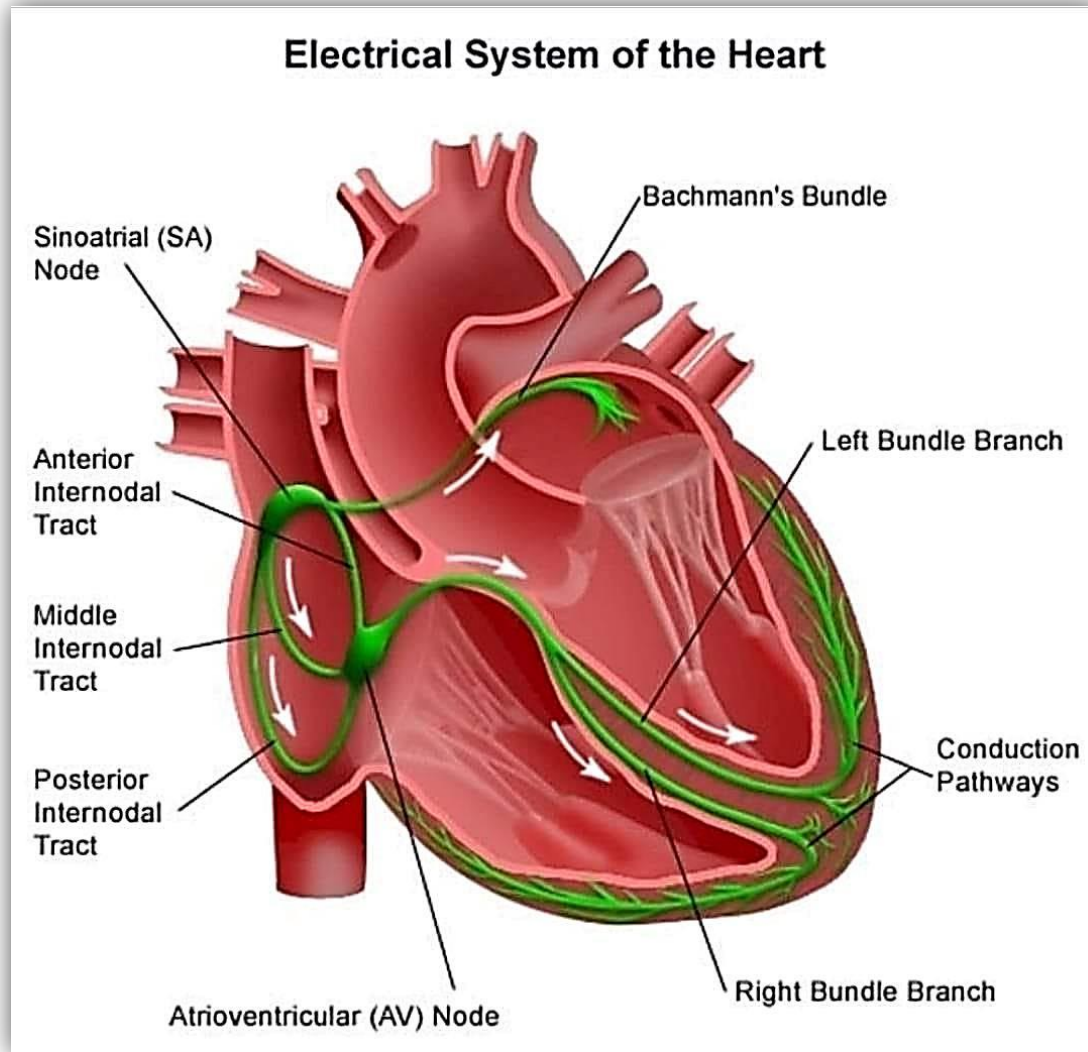
# Провідна система серця

**Провідна система серця** – група високо-спеціалізованих клітин серця, які мають здатність виробляти імпульси та їх проводити:

- синоатріальний вузол (SA);
- атріовентрикулярний вузол (AV);
- пучок Гіса;
- волокна Пуркін'є.

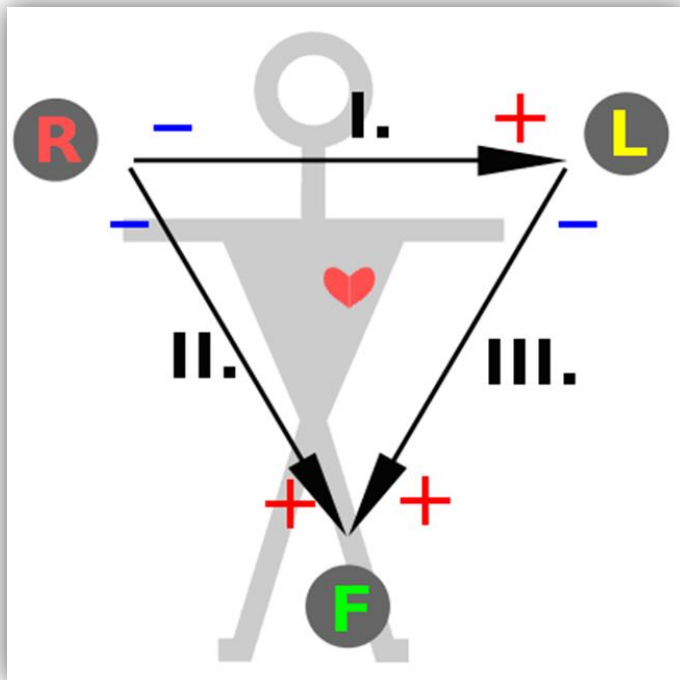


# Провідна система серця



Ейнтховен запропонував вимірювати різницю потенціалів, що генеруються серцем, в трьох точках, які утворюють правильний трикутник:

- кисть правої руки (**R**),
- кисть лівої руки (**L**),
- стопа лівої ноги (**F**).



Серце розташоване в центрі цього трикутника.

Трикутник називають **трикутником стандартних відведень** (або класичних відведень, або відведень за Ейнтховеном).

# Стандартні двополюсні відведення (за Ейнтховеном)

**I** відведення (RL) – різниця потенціалів між **ПР** і **ЛР**,

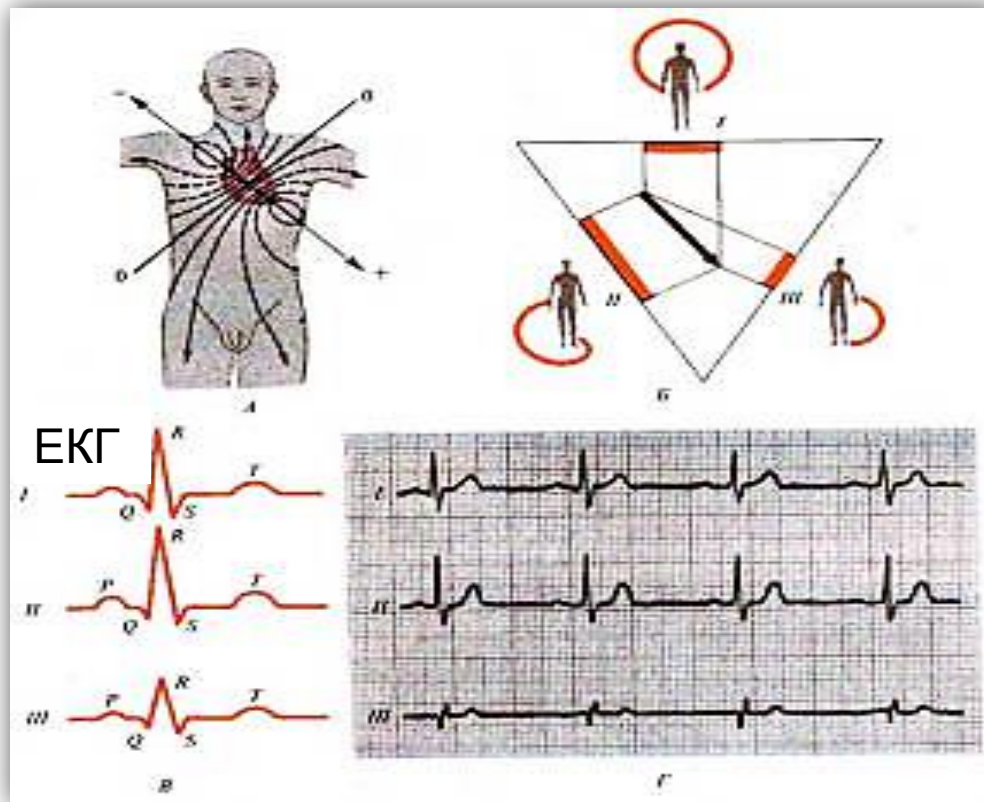
**II** відведення – між **ПР** і **ЛН**,

**III** відведення – між **ЛР** і **ЛН**.

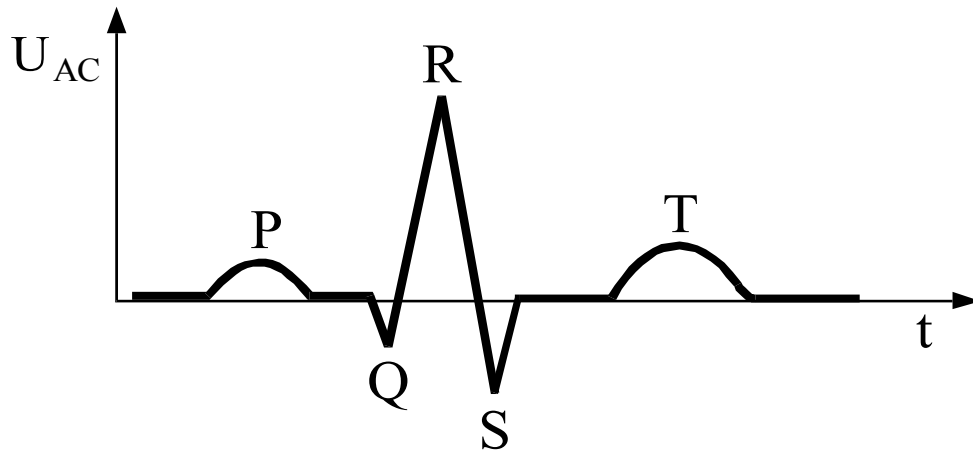


- Різниці потенціалів  $U$  в трьох відведеннях пропорційні проєкціям інтегрального вектора серця  $\vec{D}$  на відповідні сторони трикутника відведень:

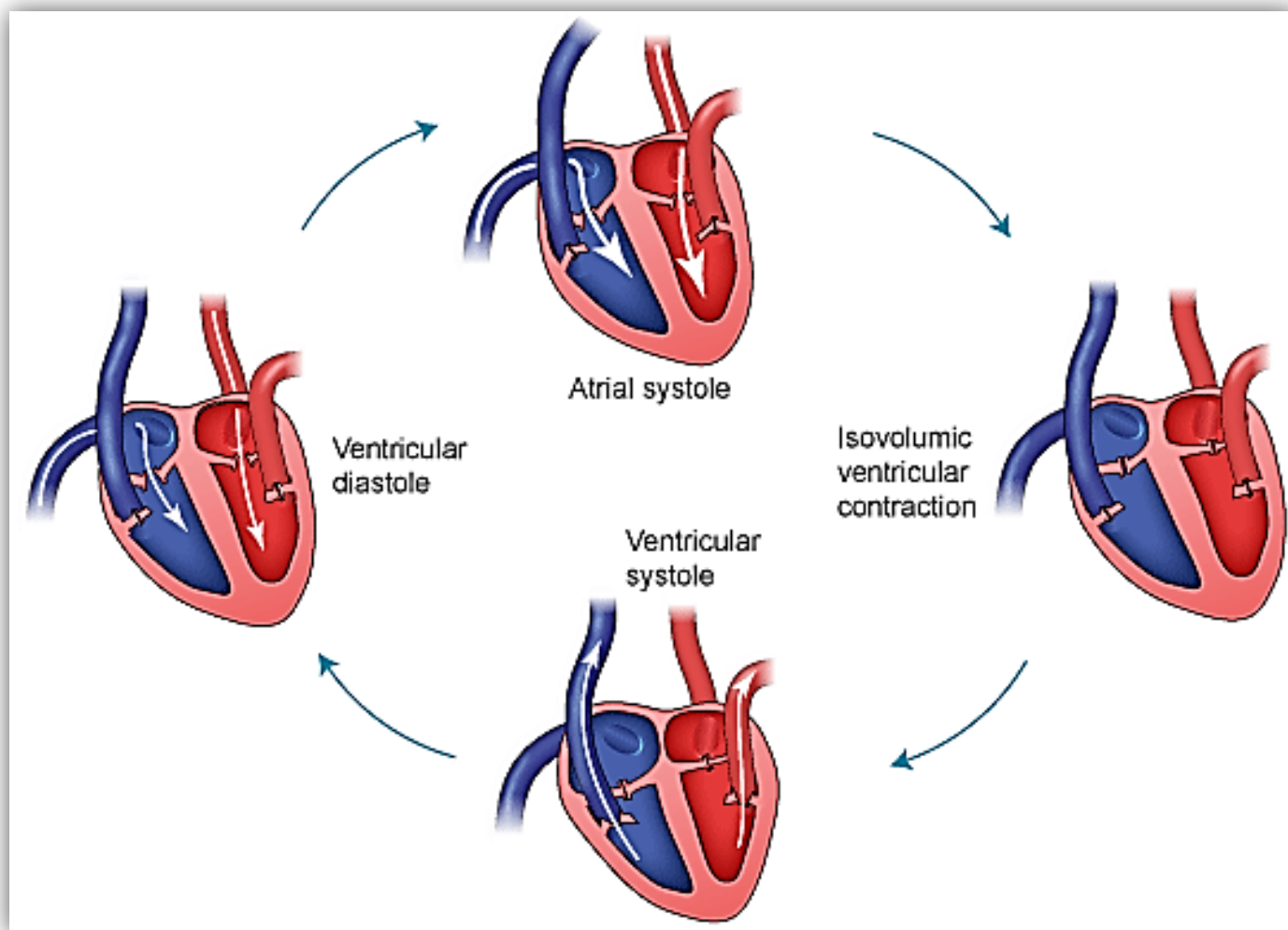
$$U_I : U_{II} : U_{III} = D_I : D_{II} : D_{III}$$



- **Електрокардіограма (ЕКГ)** – це графік залежності різниці потенціалів  $U$  від часу  $t$  в одному із відведень.
- *Типові зубці (піки) електрокардіограми:*
  - 1 петля – зубець **P**,
  - 2 петля – комплекс зубців **QRS**,
  - 3 петля – зубець **T**.
- *Максимальне значення різниці потенціалів відповідає зубцю R у другому відведенні,  $U \sim 1$  мВ .*

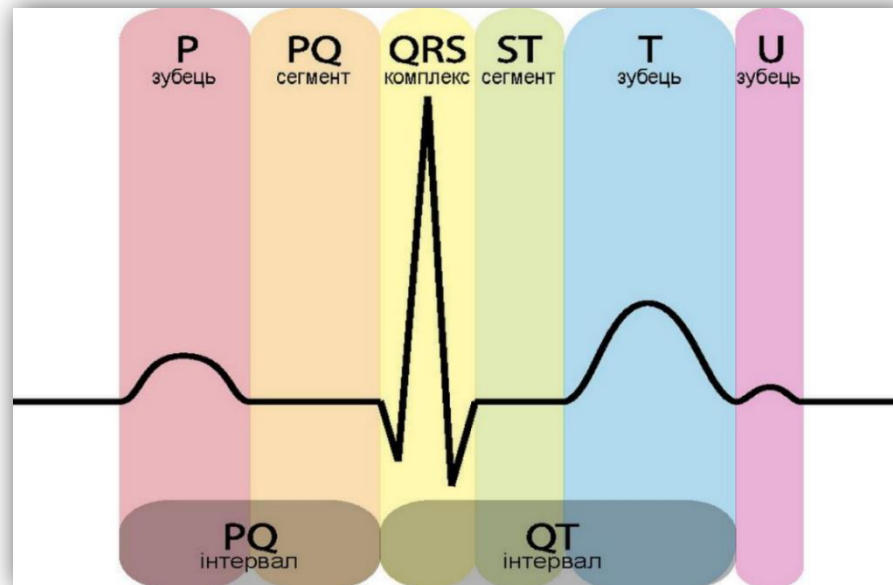


# Цикл серця

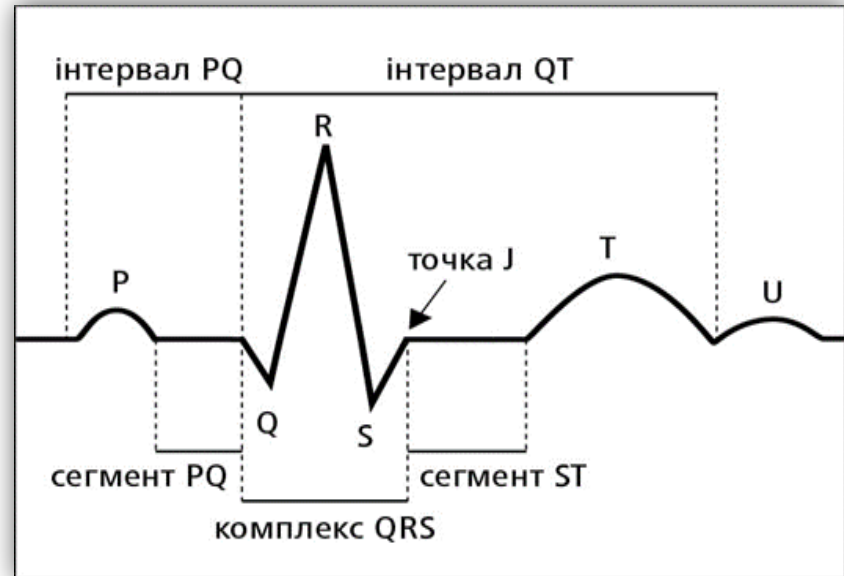


# Структура серцевого циклу

- На ЕКГ серцевий цикл розподілений на *зубці*, *сегменти* та *інтервали*, кожен з яких відповідає певній фазі розповсюдження хвилі збудження у міокарді.
- Кожен зубець ЕКГ відповідає одній петлі, яку описує кінець інтегрального вектора  $D$  серця протягом серцевого циклу.

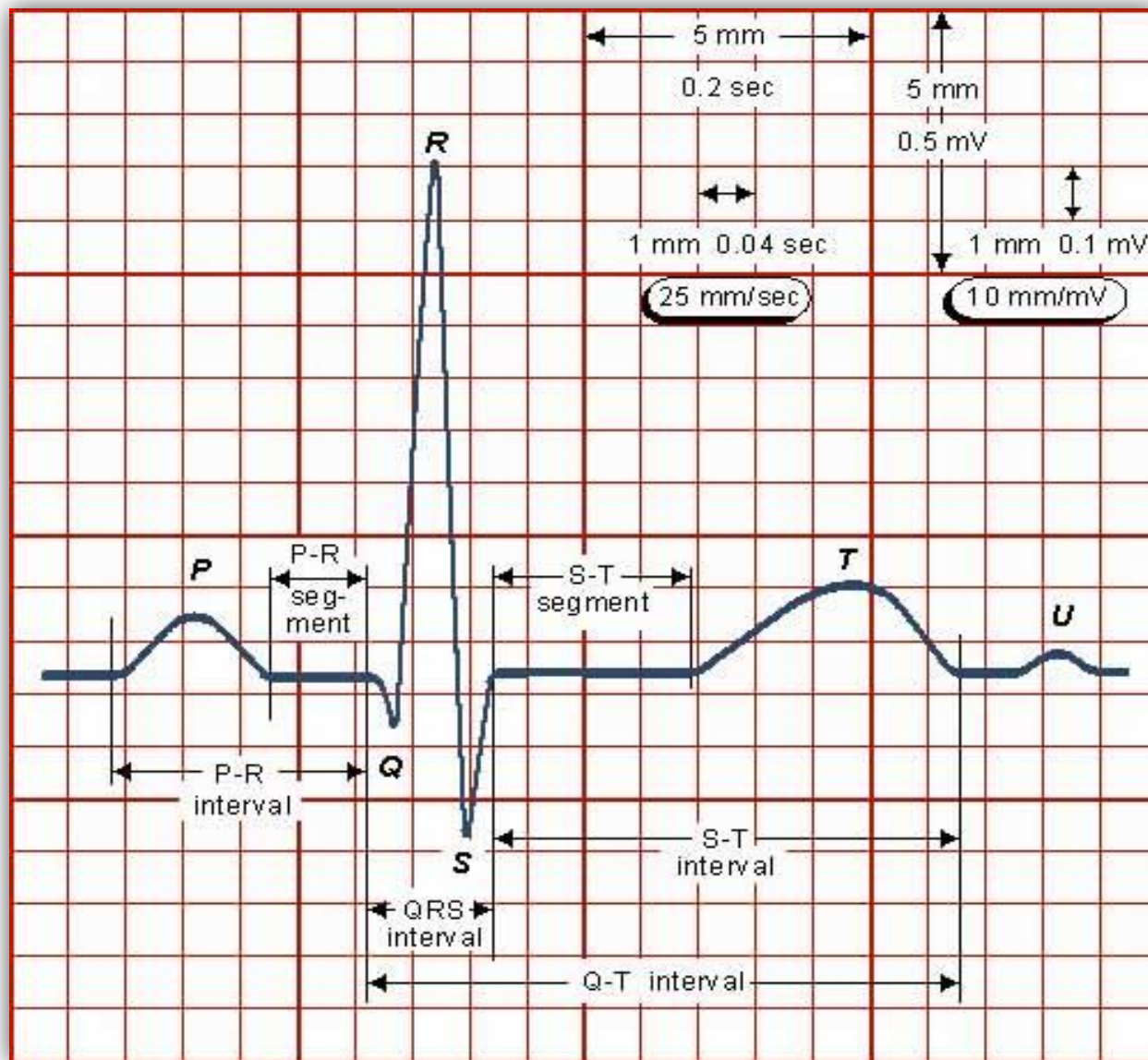


- **Зубець Р** – систола (скорочення) передсердь і деполяризація мембран клітин передсердь.
- **Інтервал Р-Q** – поширення деполяризації до атріовентрикулярного вузла (проміжок часу від початку збудження передсердь до початку збудження шлуночків).



- **Комплекс QRS** – розповсюдження збудження тканиною шлуночків, систола шлуночків і деполяризація мембран клітин шлуночків.
- **Сегмент S-T** відображає початкову фазу реполяризації міокарда шлуночків (тому різниця потенціалів не виявляється).
- **Зубець Т** – діастола (розслаблення) всього міокарда і реполяризація (відновлення колишніх потенціалів) мембран клітин шлуночків.
- **Зубець U** – U-хвиля є непостійним складником і може з'являтися у разі електролітних порушень (наприклад, гіпокаліємії).

# Стандартна ЕКГ:



**Посилені однополюсні відведення** від кінцівок, що позначаються аббревіатурою  $aV^*$ , в практику електрокардіографії ввів Е. Гольдбергер (E. Goldberger) у 1942 році.

Їх три:

$aVR$  – відведення від правої руки,

$aVL$  – відведення від лівої руки,

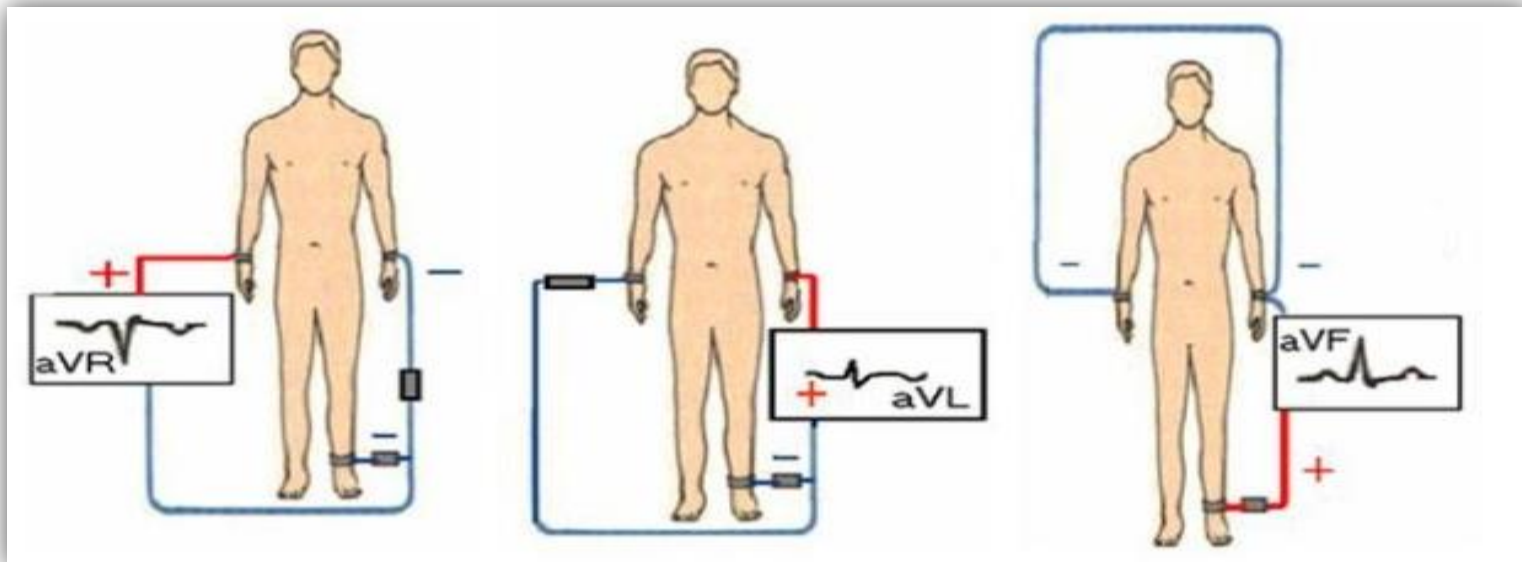
$aVF$  – відведення від лівої ноги.

Як і стандартні двополюсні відведення, підсилені однополюсні відведення досліджують електрорушійну силу серця у *фронтальній площині*.

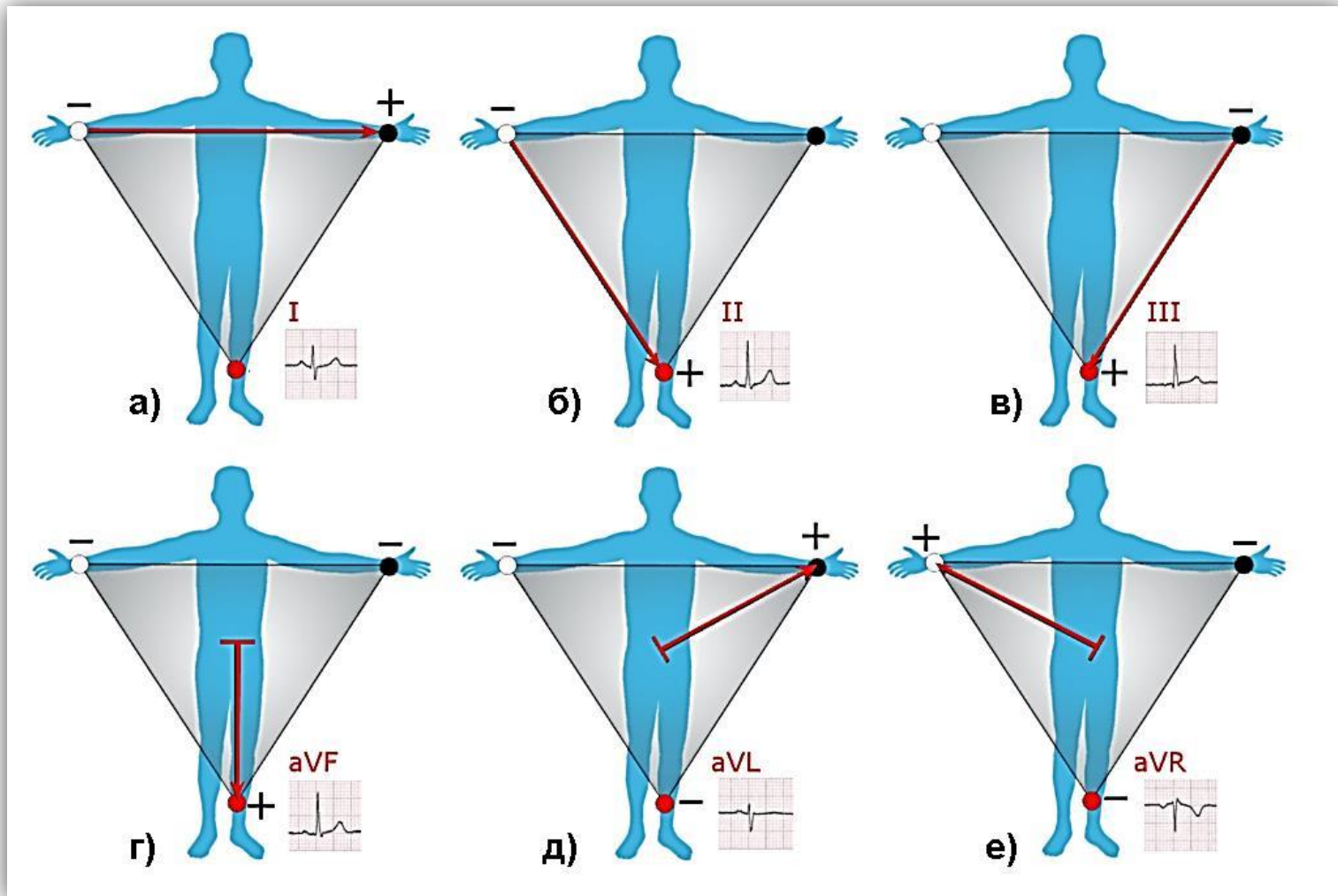
Один електрод – **ПОЗИТИВНИЙ** (або **активний**) кріпиться на відповідній кінцівці (R, L або F); функцію негативного виконує так званий **об'єднаний** електрод Гольдбергера.

Він з'єднує дві інші кінцівки, що робить його практично індиферентним.

**ПОСИЛЕНІ ОДНОПОЛЮСНІ ВІДВЕДЕННЯ ВІД КІНЦІВОК**  
*(за ГОЛЬДБЕРГЕРОМ)*



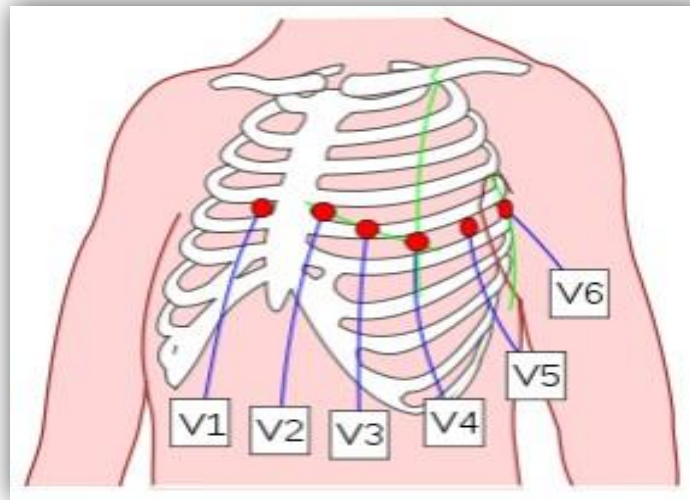
Стандартні двополюсні (а, б, в) та посилені однополюсні (г, д, е) відведення:



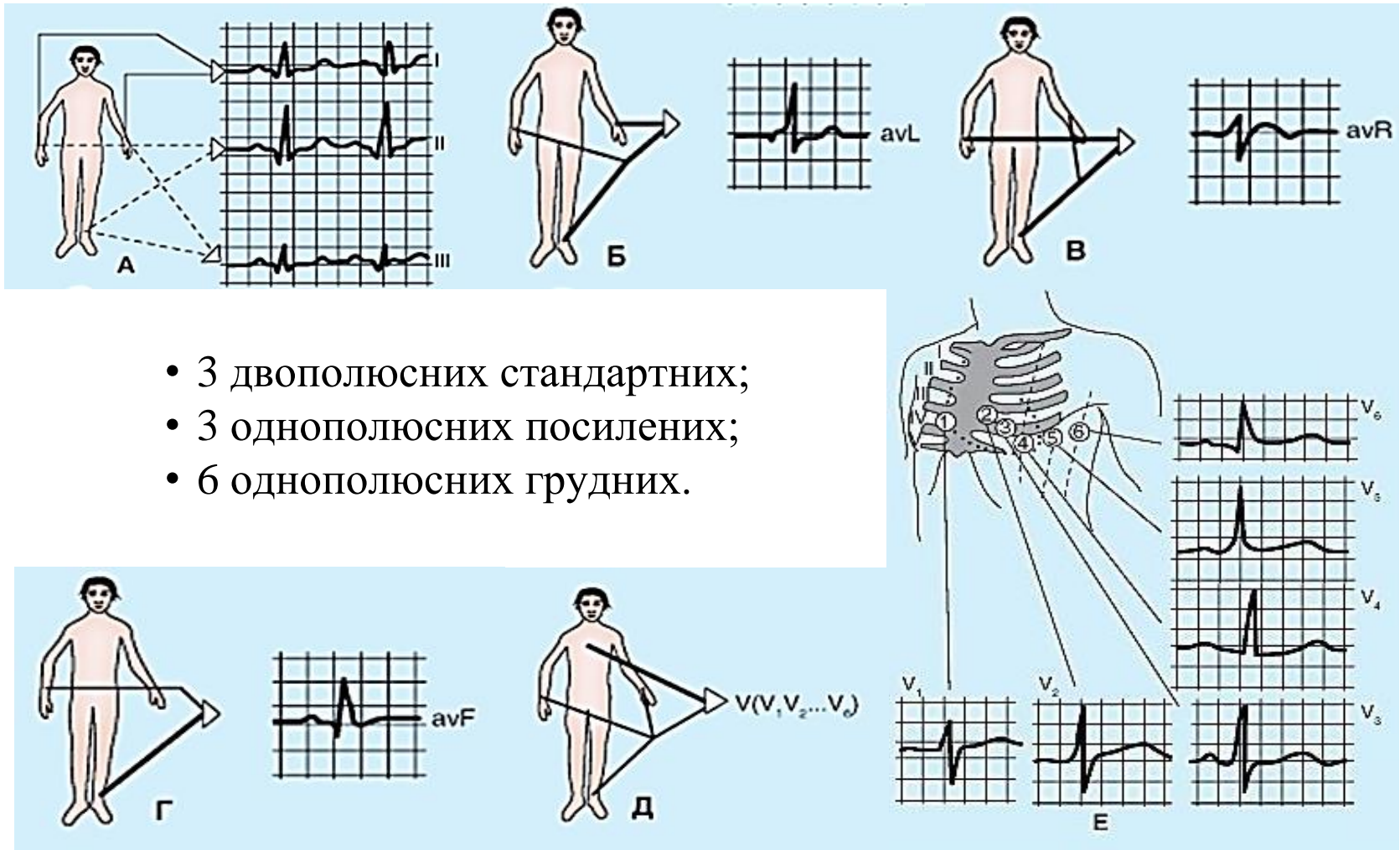
# Однополюсні грудні відведення

(за Вільсоном):

- дозволяють оцінити *стан задньої стінки міокарду*;
- активний електрод розміщують в певних 6 точках на грудній клітці V1, V2, V3,... V6, а три кінцівки замикають електричним ланцюгом – це нульовий електрод (нульовий потенціал); відповідно отримують ЕКГ у **6 грудних відведеннях**.



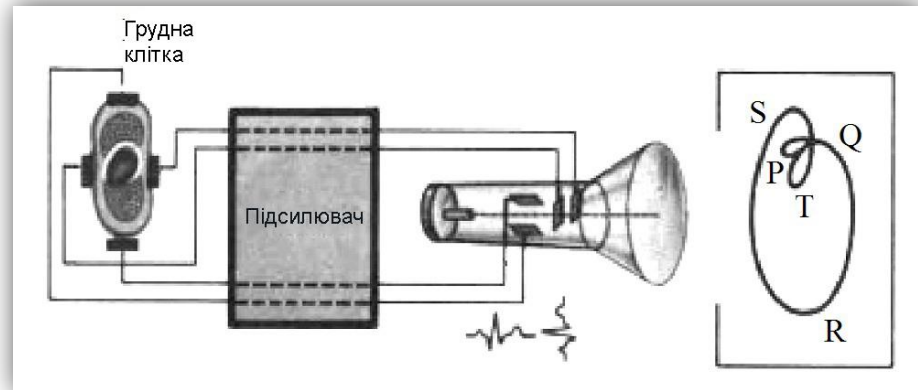
Отже, ЕКГ знімається у *12 відведень*:



- 3 двополюсних стандартних;
- 3 однополюсних посилених;
- 6 однополюсних грудних.

**Вектор-кардіографія** — метод просторово-кількісного дослідження електричного поля серця в процесі кардіоцикла.

В основі методу лежить принцип отримання просторової фігури, що є графічним зображенням змін величини і напрямку електрорушійної сили (ЕРС) протягом усього серцевого циклу.

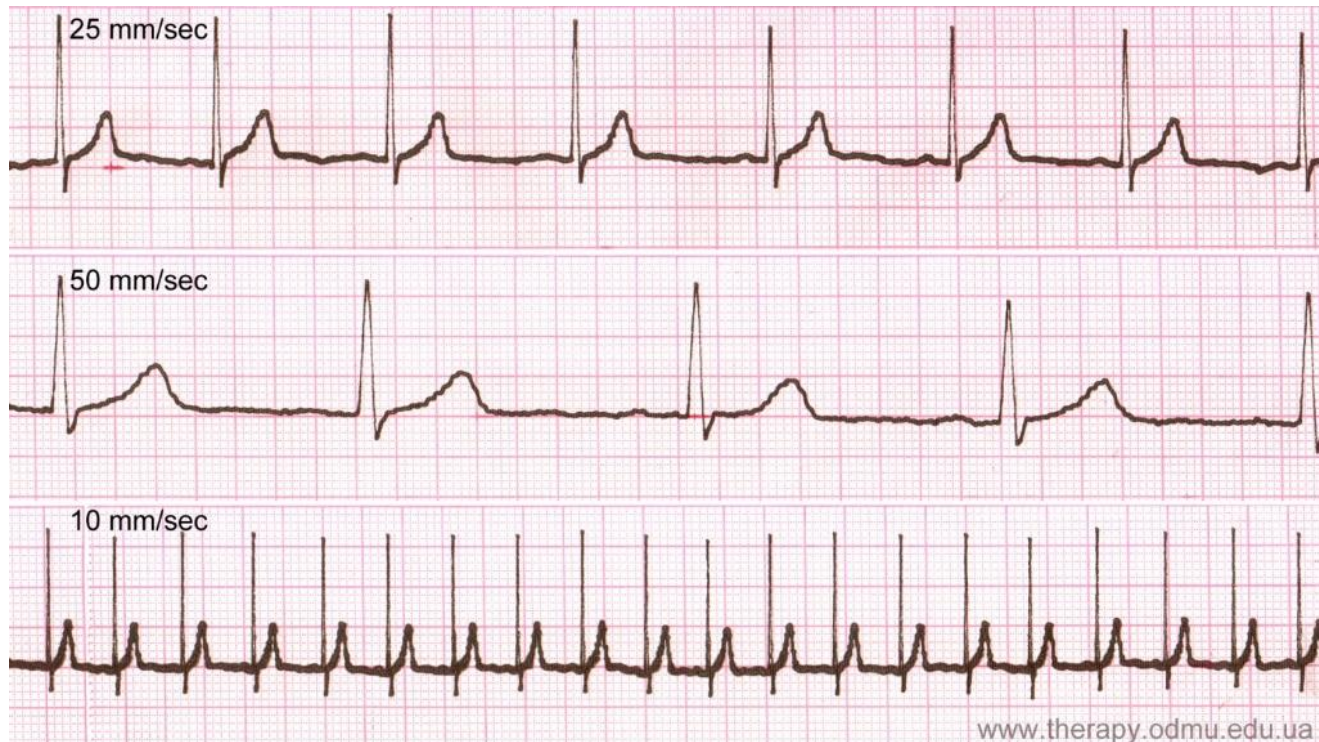


Чотири електроди розміщують поблизу області серця в двох взаємно перпендикулярних площинах.

Зареєстровані різниці потенціалів від протилежно розташованих електродів подаються на вертикально і горизонтально відхиляючі пластини електронно-променевої трубки (наприклад, осцилографа). При цьому на екрані можна спостерігати переміщення кінця вектора D, що описує три петлі.

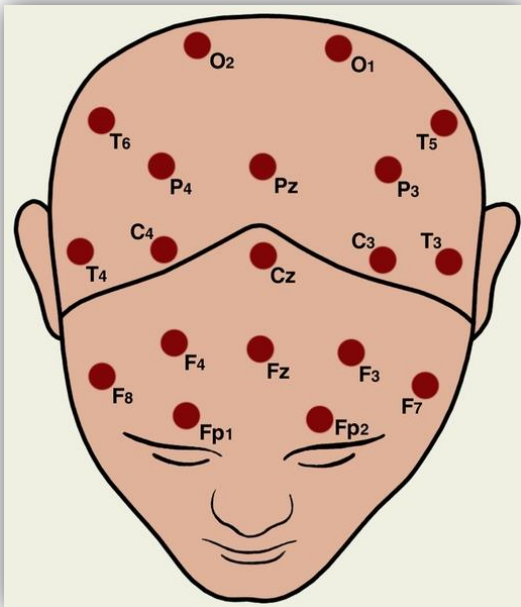
*Кожна кардіограма порівнюється зі стандартними відомими кривими, відповідність яких тим чи іншим відхиленням від норми твердо встановлено на практиці.*

Легко ідентифікуються по ЕКГ аритмії, багато форм порушення збудливості серця, інфаркт міокарда та його локалізація.



# Електроенцефалографія (ЕЕГ)

- Реєструють зміну різниці потенціалів з часом в різних точках голови пацієнта, де закріплюють електроди.
- ЕЕГ відображує електричну активність клітин головного мозку.
- ЕЕГ застосовують з метою діагностики різних видів патології ЦНС – при епілепсії, психічних розладах, після травм мозку, порушеннях сну тощо.



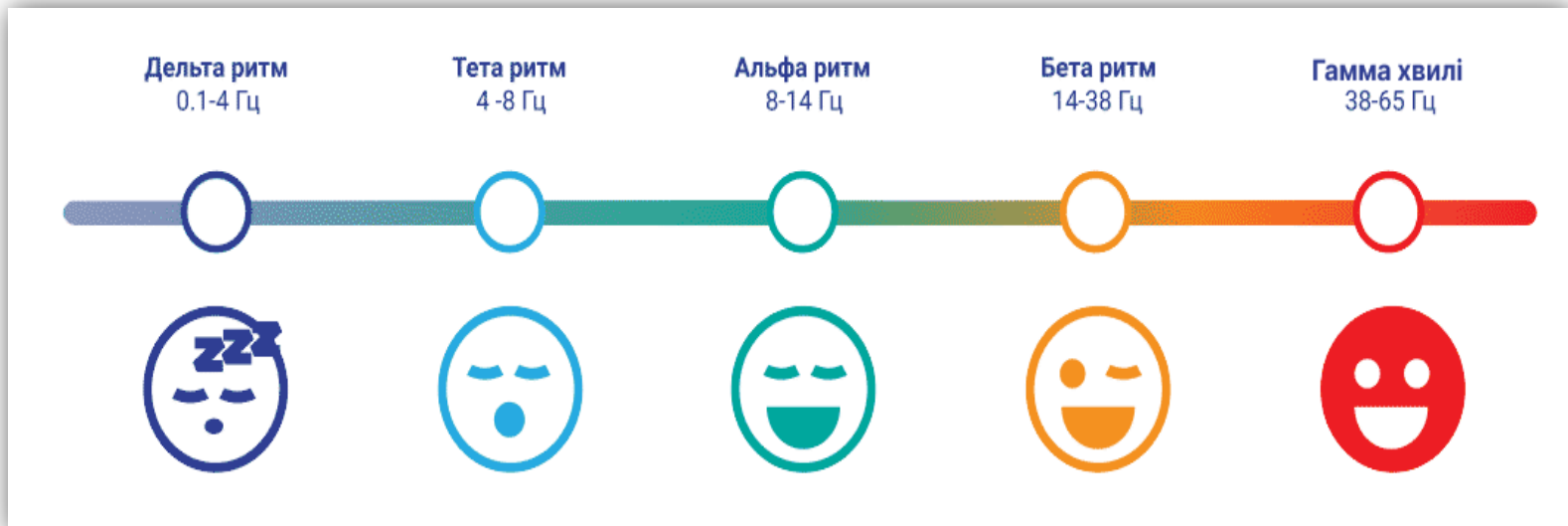
- Різниці потенціалів при ЕЕГ – порядку *мікрвольт*, при ЕКГ – порядку *мілівольт*, тобто потенціали ЕЕГ в сотні разів слабкіші, ніж при ЕКГ.
- Тому реєстрація ЕЕГ являє собою значно більш складне технічне завдання:
  - вимірювання проводять в приміщеннях, ізольованих від зовнішніх електричних впливів, що створюють перешкоди;
  - використовують підсилювачі зі значно більшими, ніж при ЕКГ, коефіцієнтами посилення.








Коливання, що відносяться до певних діапазонів частот, називаються **ритмами біоелектричної активності мозку**:

**$\delta$ -ритм** (0,5–4 Гц),  **$\theta$ -ритм** (4–8 Гц),  **$\alpha$ -ритм** (8–14 Гц),  
 **$\beta$ -ритм** (14–38 Гц),  **$\gamma$ -ритм** (38–65 Гц).

При появі або відсутності певних ритмів на ЕЕГ можна судити про характер і ступінь змін функціонального стану різних структур головного мозку.



# Мозкові хвилі

|                                   |  |   |
|-----------------------------------|--|---|
| <b>Гамма-хвилі</b><br>32–100 Гц   |    | Підвищена концентрація уваги, навчання, вирішення завдань. когнітивна обробка |
| <b>Бета-хвилі</b><br>32–13 Гц     |    | Притомність, свідомість мислення, збудження                                   |
| <b>Альфа-хвилі</b><br>8–13 Гц     |    | Фізичний і розумовий спокій   |
| <b>Тета-хвилі</b><br>4–8 Гц       |   | Креативність, стан заглиблення у себе, мрії. медитація, зниження свідомості   |
| <b>Дельта-хвилі</b><br>0,5–4,0 Гц |  | Дрімота, стан втрати контролю над тілом. репарація                            |

**Електроретинографія (ЕРГ)** – метод реєстрації змін біоелектричного потенціалу **сітківки** ока, який утворюється підчас подразнення сітківки ока імпульсом світла.

- Перед дослідженням в очі закачують по 1–2 краплі розчину лідокаїну. Потім на рогівку ока надягають контактну лінзу з електродом. Ще один електрод прикріплюють до мочки вуха пацієнта або на шкірі біля ока.



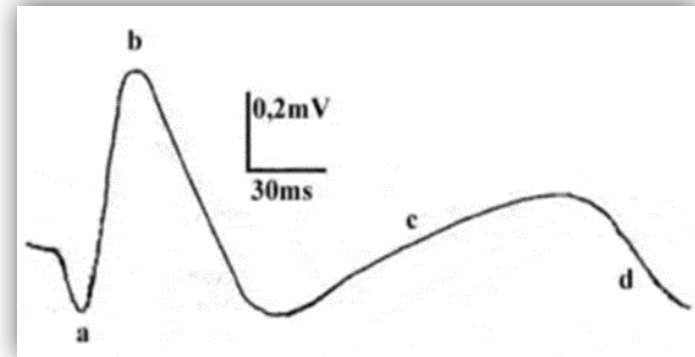
Дані ЕРГ відображаються у вигляді графіка, що має кілька хвиль, які в свою чергу характеризуються двома параметрами:

- *амплітудою*, вираженої в мікрвольтах,
- *латентністю*, тобто часом, що пройшов від моменту стимуляції ока світлом до піку розвитку хвилі, вираженим в мілісекундах.

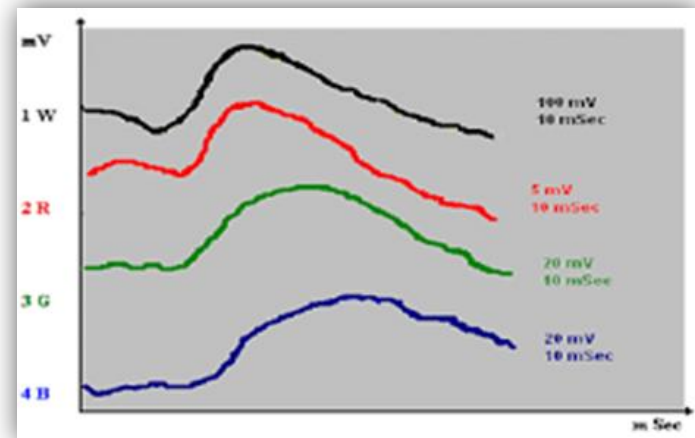
Виділяють негативну а-хвилю і позитивні b-, c- і d-хвилі:

- а-хвиля відображає активність фоторецепторів (тобто клітин першого рівня сітківки),
- b-хвиля характеризує електричну активність клітин другого рівня сітківки.

Зниження b-хвилі – це одна з основних ознак при захворюваннях сітківки різного походження.



Електроретинограма

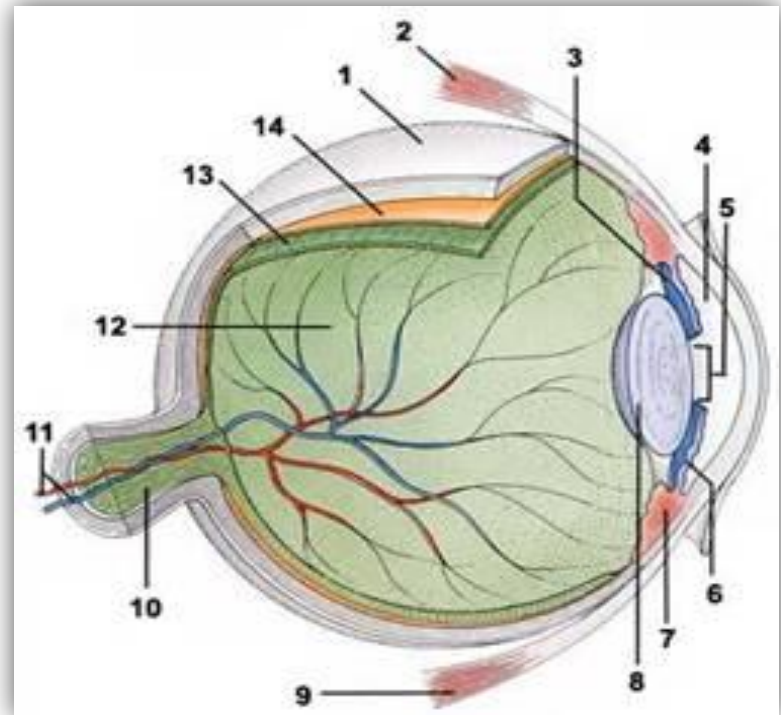


Хроматична електроретинографія при глаукомі

- Електроретинографія дозволяє виявити *ранні порушення функції сітківки ще до появи візуальних змін*.
- Особливо незамінний цей метод при *помутнінні прозорих середовищ ока* (наприклад, при катаракті).

### **Показання:**

- Пігментний ретиніт.
- Часткова або повна колірна сліпота.
- Нічна сліпота.
- Природжений амавроз Лебера.
- Оклюзія центральної артерії (або вени) сітківки.
- Токсичне ураження сітківки.
- Гіповітаміноз А.
- Мукополісахарідоз.
- Сидероз.
- Ретинопатія недоношених.
- Катаракта.
- Повний гемофтальм.

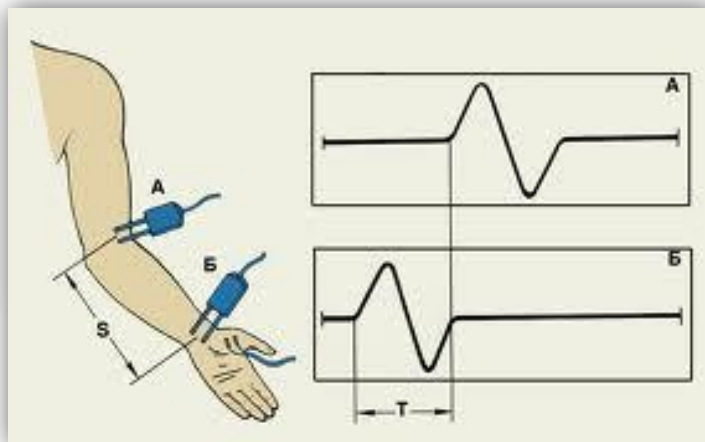


# Електроміографія (ЕМГ), електронеурографія (ЕНГ)

ЕМГ – метод дослідження біоелектричної активності м'язових і нервових волокон, здійснюваний з метою діагностики уражень нервового апарату. ЕМГ часто поєднують з ЕНГ.

ЕНГ – це метод дослідження якості проведення нервового імпульсу по нервових волокнах.

При спільному проведенні ЕМГ і ЕНГ діагностуються патології нейром'язового з'єднання (в синапсах) і деякі інші патології, наприклад, постполіомієлітичний синдром.



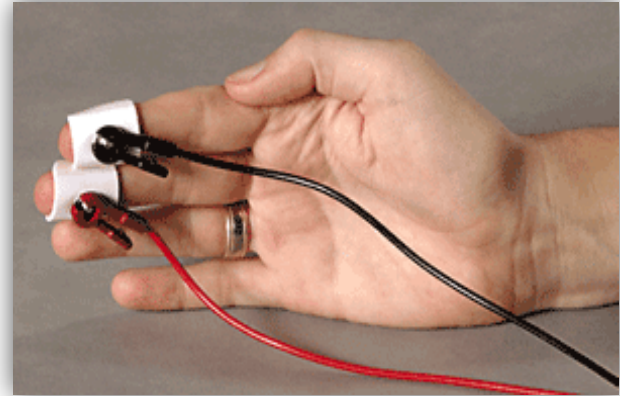
Електроміограма

# Електроміографія

- Метод, що ґрунтується на реєстрації й аналізі біоелектричної активності м'язових і периферичних нервових волокон.
- При цьому вивчається:
  - спонтанна біоелектрична активність, відображає стан нервово-м'язової системи у спокої і при м'язовому напруженні;
  - викликана біоелектрична активність, зумовлена електричною стимуляцією нерва або м'язу різної інтенсивності і частоти.

# Електрична активність шкіри (ЕАШ)

Раніше використовувався термін «шкірно-гальванічна реакція». ЕАШ проявляється в зміні електричного опору і потенціалів різних ділянок шкіри людини.



Ці зміни пов'язані зі змінами вологості шкіри, зумовленими ступенем активності потових залоз.

У свою чергу, зміни активності потових залоз шкіри людини пов'язані зі змінами його нервової активності, тобто зі змінами емоційного стану людини або (і) активністю його розумової діяльності.

Дослідження явища електричної активності шкіри показали:

- в стані сну опір шкіри підвищується;
- при неспанні – знижується, причому тим більше, чим більше емоційне напруження людини, його розумова діяльність.



ДЯКУЄМО ЗА УВАГУ!





**Харківський національний медичний університет**

Кафедра медичної та біологічної фізики  
і медичної інформатики

Дисципліна

«Медична та біологічна фізика;  
медичні інформаційні технології»

**Лекція № 5**

**Дія електричних струмів  
та електромагнітних полів  
на біологічні об'єкти**

## План лекції

1. Електричні властивості біологічних тканин.
2. Дія електричних струмів (постійного, імпульсного, змінного) на біологічні об'єкти; використання в медицині.
3. Дія електромагнітних полів на біологічні об'єкти; використання в медицині.

Вплив електричного струму або електромагнітного поля на біологічні тканини визначається:

- 1) видом струму або поля;
- 2) електричними властивостями самої біологічної тканини.

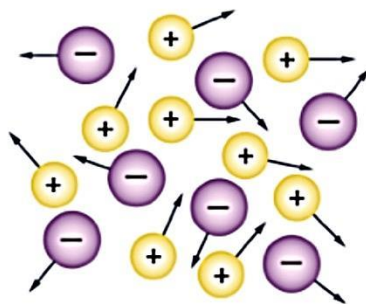


# Електричні властивості біологічних тканин

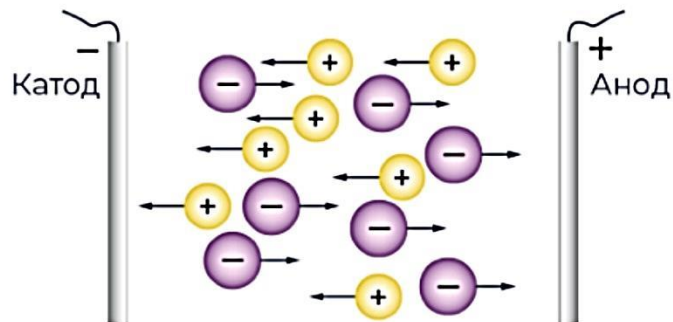
Біологічні тканини є **провідниками другого роду (електролітами)**, тобто мають *іонну провідність*.

Однією з характеристик електричних властивостей біологічних тканин, що проводять електричний струм, є:

- для постійного струму – активний опір ( $R$ ),
- для змінного струму – повний опір, або імпеданс ( $Z$ ).



Хаотичний рух йонів у розплаві або розчині йонної сполуки

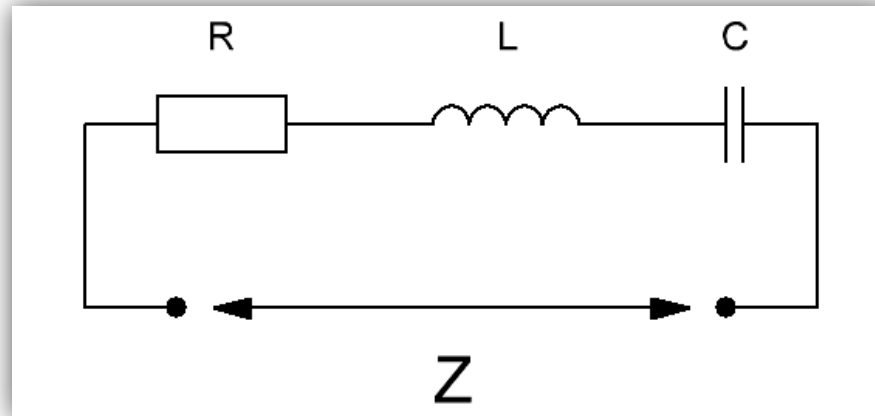


Направлений рух йонів до електродів у розплаві або розчині йонної сполуки

**Імпеданс ( $Z$ )** має дві складові:

- 1) активний опір ( $R$ ),
- 2) реактивний опір ( $X$ ):
  - ємнісний ( $X_C$ ),
  - індуктивний ( $X_L$ ).

$$|Z| = \sqrt{R^2 + X^2}$$



**Біологічні тканини** мають тільки:

- активний опір ( $R$ );
- ємнісний опір ( $X_C$ ).
- Індуктивний опір біологічних тканин  $X_L \approx 0$  !!!

Структури, що мають ємнісні властивості, тобто схожі на конденсатори, не проводять постійний електричний струм. Змінний струм проходить тим краще, чим більше частоти змінного струму.

**Ємнісні властивості біологічних тканин пов'язані з:**

- 1) клітинними мембранами, які мають діелектричні властивості і розділяють два провідних середовища (внутрішньоклітинний вміст і міжклітинне середовище);
- 2) тканинами, що погано проводять електричний струм (шкіра, кістки).

- Усі біологічні тканини можна розділити на провідники та діелектрики.

## Значення питомої електропровідності різних біологічних тканин

| Біологічна тканина        | Спинно-мозкова рідина | Кров | М'язова тканина | Нервова тканина    | Жирова тканина     | Шкіра (суха) | Кість без окістя |
|---------------------------|-----------------------|------|-----------------|--------------------|--------------------|--------------|------------------|
| Питома електропровідність | 1,8                   | 0,6  | 0,5             | $7 \times 10^{-2}$ | $3 \times 10^{-2}$ | $10^{-5}$    | $10^{-7}$        |

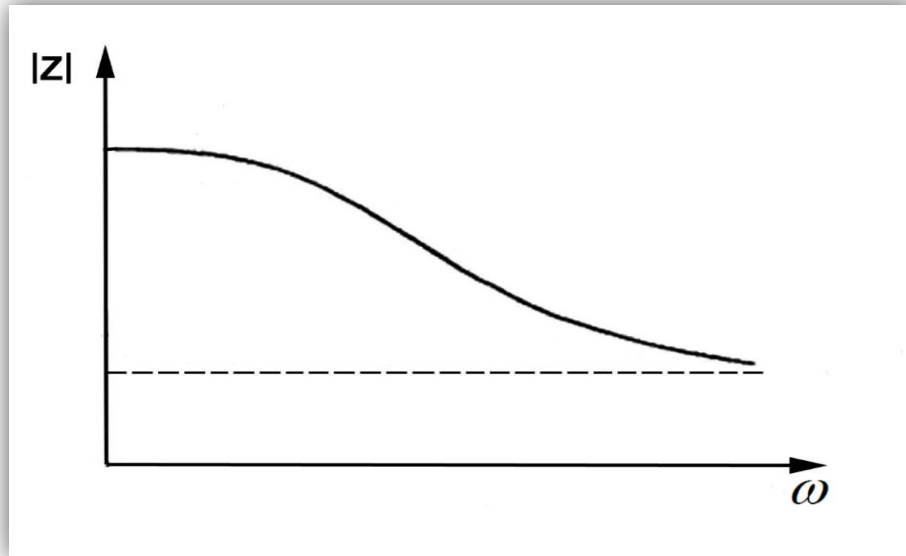
- **Найкращий провідник** електричного струму – це спинно-мозкова рідина.
- **Найкращий діелектрик** – це кістка без окістя.

Поверхнева місткість клітинної мембрани  $5 \cdot 10^{-3} \text{ Ф/м}^2$ .

Пробій мембрани відбувається при напрузі  $U = 150\text{--}200 \text{ мВ}$ , що відповідає напруженості електричного поля  $E = 10^6\text{--}10^7 \text{ В/м}$ .

- Залежність імпедансу біологічних тканин від частоти змінного струму називають **дисперсією імпедансу**.

Графік залежності імпедансу  $Z$  біологічних тканин від частоти  $\omega$  змінного струму



- При збільшенні частоти струму модуль імпедансу тканин зменшується.

- Для оцінки функціонального стану тканини обчислюють **коефіцієнт дисперсії ( $K$ )**:

$$K = \frac{Z_{нч}}{Z_{вч}},$$

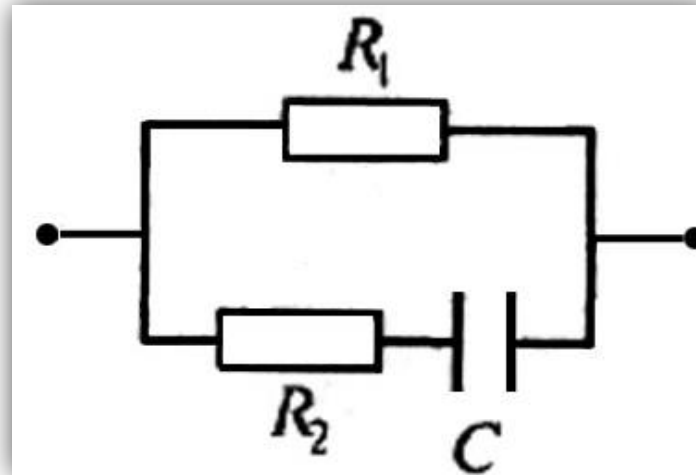
$Z_{нч}$  – модуль імпедансу при низьких частотах ( $10^2$ – $10^4$  Гц),

$Z_{вч}$  – модуль імпедансу при високих частотах ( $10^6$ – $10^8$  Гц).

Якщо  $K = 1$ , біологічна тканина **мертва**;

якщо  $K > 1$ , біологічна тканина **жива**.

**Електричний еквівалент біологічної тканини** – це електричне коло, яке відтворює електричні властивості біологічної тканини і є її фізичною моделлю:



- резистор  $R_1$  – аналог міжклітинного середовища;
- резистор  $R_2$  – аналог внутрішньоклітинного середовища;
- конденсатор  $C$  – аналог мембрани клітини.

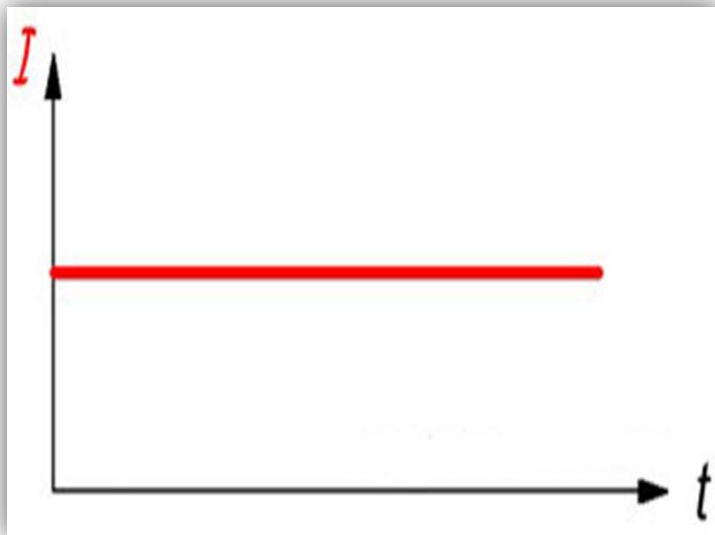
# Дія електричних струмів на біологічні об'єкти

## Види струмів

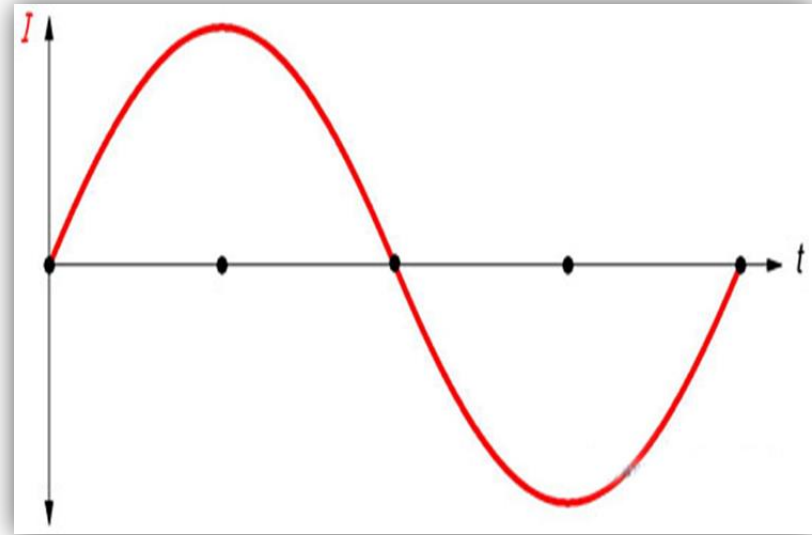
1. Постійний.
2. Імпульсний.
3. Змінний.



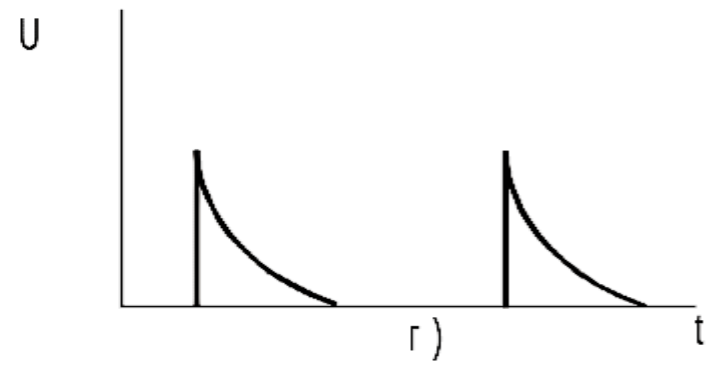
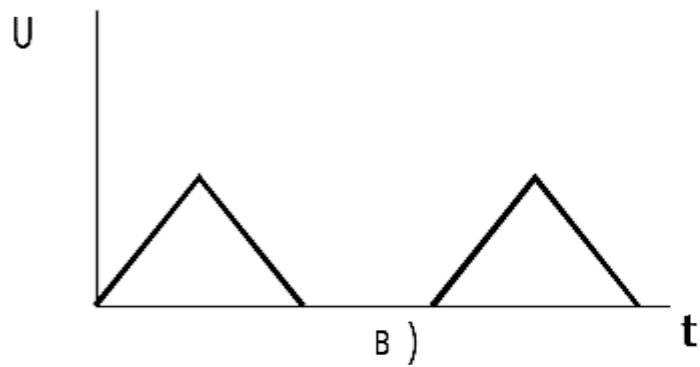
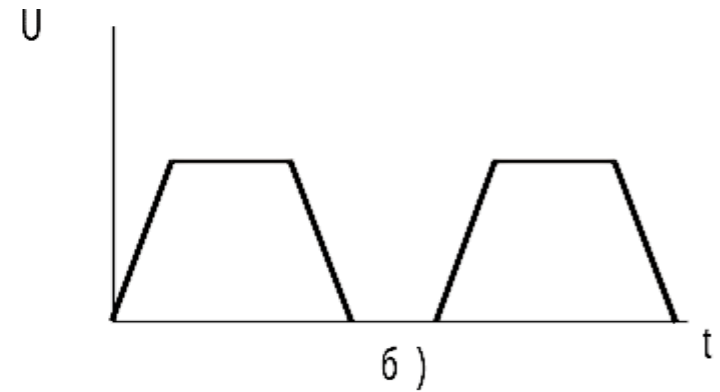
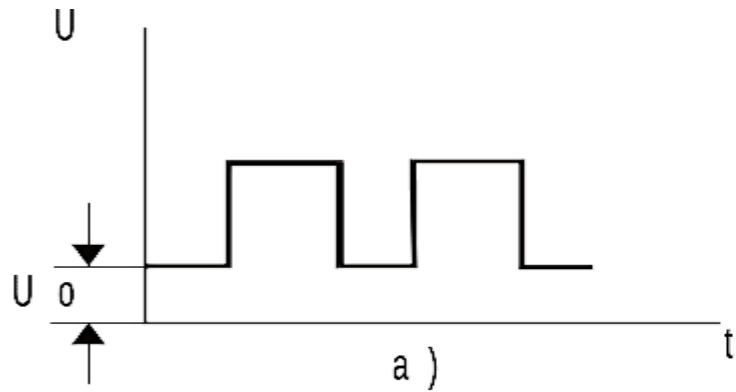
## Постійний струм



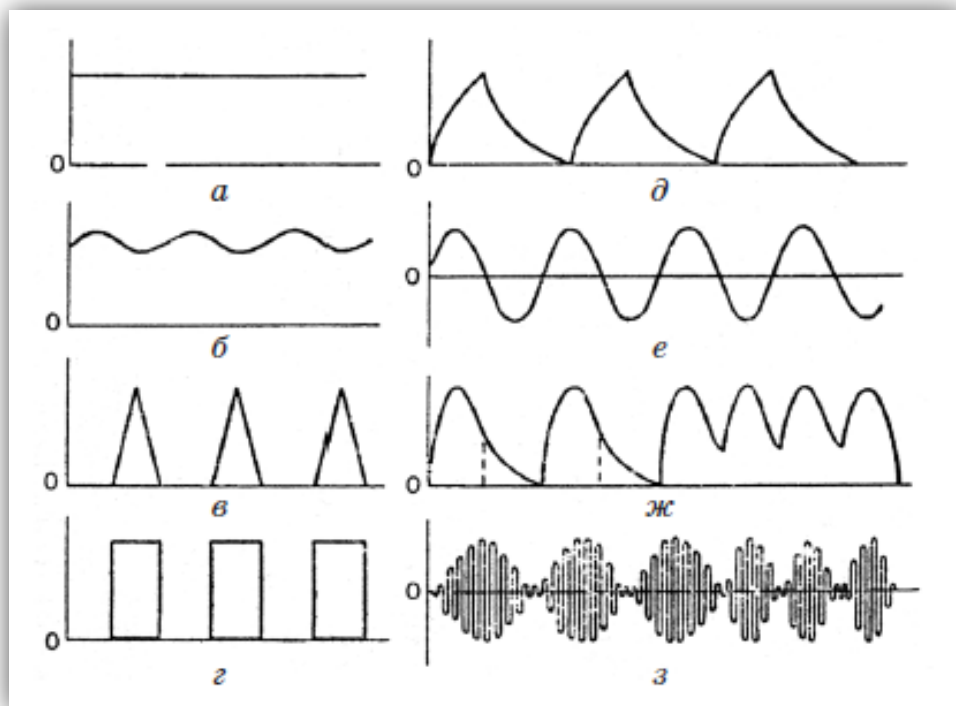
## Змінний струм



# Імпульсний струм



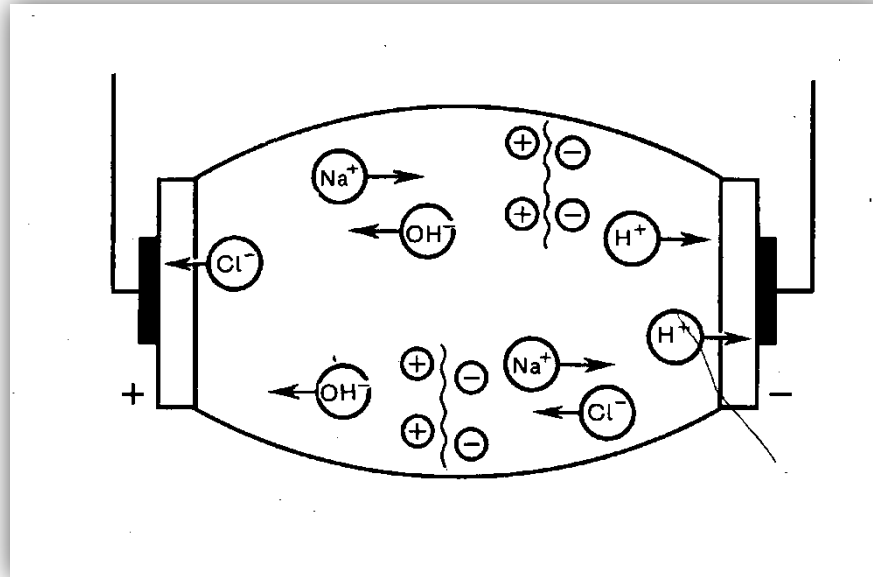
## Основні види струмів, які використовуються при електролізуванні



- а** – гальванічний (постійний);
- б** – пульсуючий;
- в** – трикутний імпульсний;
- г** – прямокутний імпульсний;
- д** – експоненціальний імпульсний;
- е** – змінний;
- ж** – полусинусоїдальний імпульсний;
- з** – синусоїдальний модульований.

# 1. Постійний струм:

- позитивні іони рухаються у бік катода (негативного електрода);
  - негативні іони – у бік анода (позитивного електрода).
- **Основний механізм дії постійного струму – зміна звичайних значень концентрацій іонів в різних частинах тканини.**



# Терапевтичні методики

Терапевтичні методики засновані на використанні постійного струму:

- гальванізація,
- лікарський електрофорез.



- **Гальванізація** – лікувальний фізіотерапевтичний метод, що використовується при лікуванні нервових захворювань, бронхіальної астми тощо.
  - Напруга  $U = 60\text{--}80 \text{ В}$ .
  - Густина струму  $j \leq 1 \text{ А/м}^2\text{р}$ .
  - Апарат для гальванізації – це випрямляч змінного струму, що дозволяє регулювати вихідну напругу і контролювати (чи вимірювати) силу струму, що прикладається.
  - Для підведення струму до тіла пацієнта використовують електроди з листового свинцю або станіолі.
  - Гідрофільні прокладки змочують водою або фізіологічним розчином.

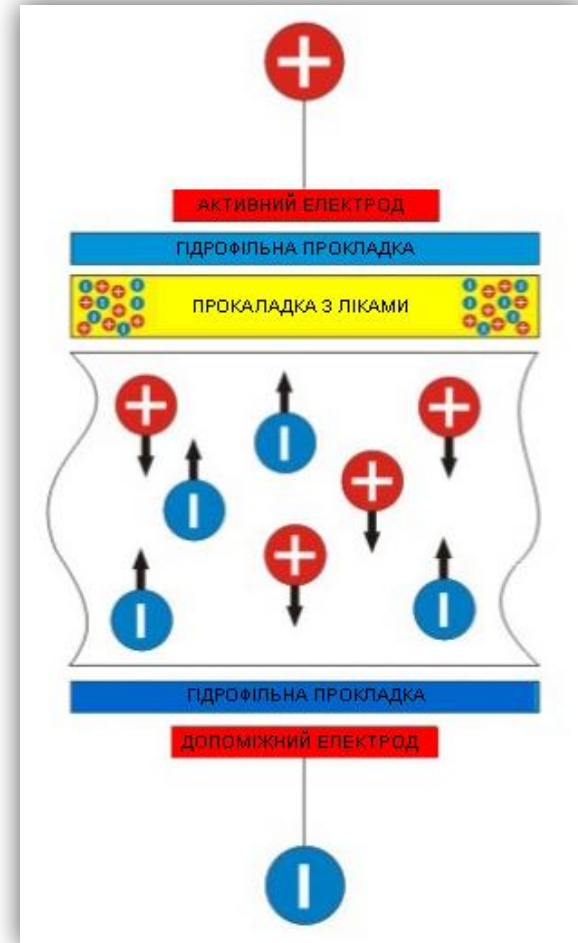
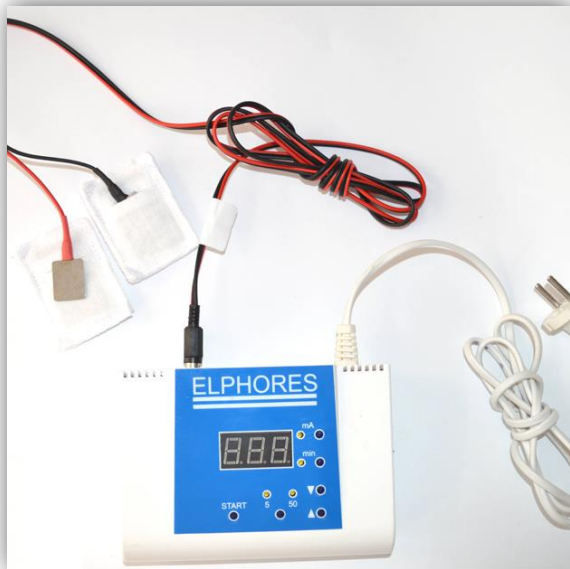
Реакція організму на дію постійного електричного струму:

- стимуляція кровообігу, лімфообігу, метаболізму;
- підвищення збудливості тканин під катодом («-» електрод) ;
- зниження чутливості під анодом («+» електрод);  
спостерігається ефект місцевої аналгезії (знеболення).



- **Лікарський електрофорез** (електрофорез лікарських речовин) – це метод введення лікарських речовин через шкіру або слизові оболонки за допомогою постійного **струму**.

Одна з гідрофільних прокладок змочується **водою**, а друга – розчином лікарської **речовини**. Ліки вводяться у вигляді іонів.



## Переваги лікарського електрофорезу (порівняно з іншими методами введення ліків):

- не травматичний;
- забезпечується локальна дія лікарського препарату;
- ліки вводяться в іонній формі, яка зазвичай і забезпечує терапевтичний ефект;
- препарат, накопичуючись в підшкірній клітковині, утворює «шкірне депо», звідки він повільно вимивається, чим забезпечується пролонгована (тривала) дія препарату на патологічний осередок.

**2. Імпульсні струми** – струми, які періодично, але не гармонійно (несинусоїдально) змінюються з часом.

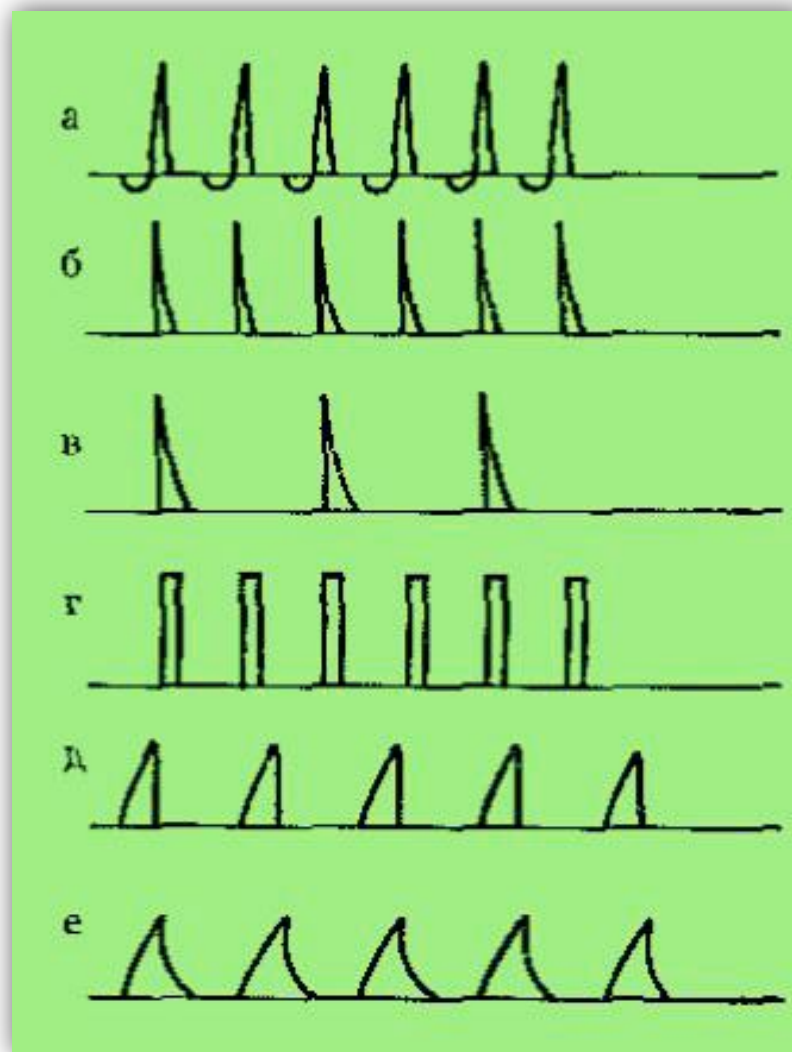


## За формою електричні імпульси бувають:

- прямокутні;
- трикутні;
- трапецієвидні.

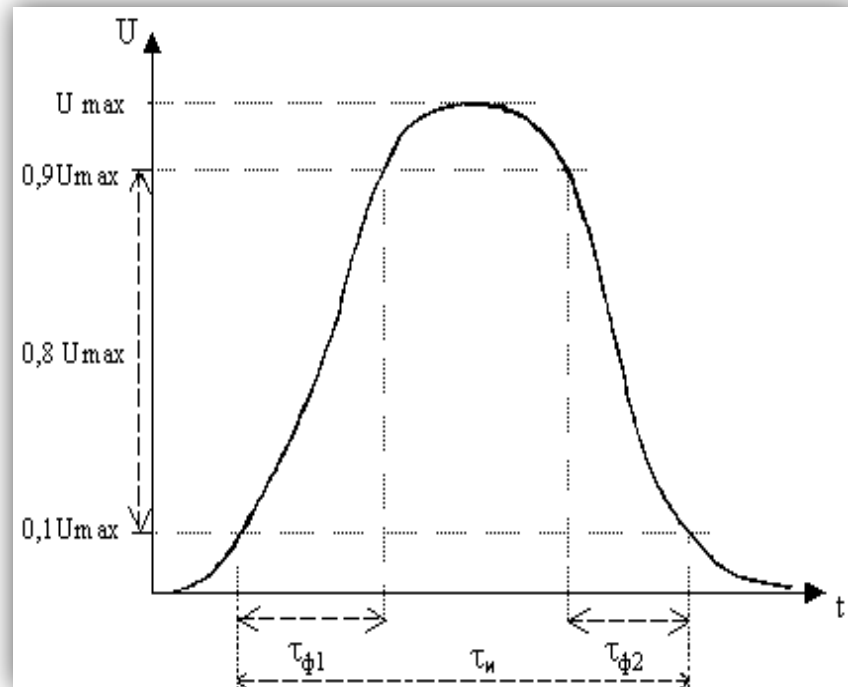
## Характеристики імпульсів:

- 1) амплітуда;
- 2) тривалість;
- 3) крутизна фронту.



- **Фронт імпульсу** – це ділянка наростання або убування напруги ( $U$ ) або сили струму ( $I$ ) (передній фронт – *наростання*; задній фронт, або зріз, – *убування*).
- **Амплітуда** – це модуль максимального значення напруги ( $U_{max}$ ) або сили струму ( $I_{max}$ ).

- **Тривалість імпульсу** ( $\tau_i$ ) – це проміжок часу, впродовж якого напруга або сила струму перевищує значення  $0,1 \cdot U_{max}$  або  $0,1 \cdot I_{max}$  відповідно.



## Крутизна фронту імпульсу ( $s$ ):

$$s = \frac{0,8 \cdot U_{\max}}{\tau_{\phi}},$$

$\tau_{\phi}$  – час наростання напруги від  $0,1 \cdot U_{\max}$  до  $0,9 \cdot U_{\max}$   
(для заднього фронту – час убутання від  $0,9 \cdot U_{\max}$  до  $0,1 \cdot U_{\max}$ ).

## Характеристики імпульсних струмів:

- період повторення імпульсів ( $T$ );
- частота імпульсів ( $\nu$ ):

$$\nu = 1/T.$$

**Основний механізм дії імпульсних струмів – подразнення збудливих тканин.**

*Збудливі тканини:*

- м'язова;
- нервова;
- залізиста.

**Подразнювальна дія (ПД) імпульсного струму залежить від:**

- 1) крутизни фронту імпульсу ( $s$ );
- 2) амплітуди;
- 3) частоти;
- 4) тривалості імпульсів.

1) Залежність ПД від крутизни фронту імпульсу ( $s$ ) описується **законом Дюбуа-Реймона**:

- чим більша крутизна фронту ( $s$ ) імпульсу, тим більша подразнювальна дія (*ПД*) струму:

$$ПД \sim s;$$

- подразнювальна дія (*ПД*) електричного струму прямо пропорційна швидкості ( $di/dt$ ) наростання (або убутання) сили струму:

$$ПД \sim di/dt.$$

## 2) Залежність ПД від амплітуди:

- «Пороговий струм» ( $i_n$ ) – мінімальна сила імпульсного струму, при якій спостерігається відповідна реакція (подразнення) тканини.

## 3) Залежність ПД від частоти ( $\nu$ ):

- з ростом частоти ( $\nu$ ) проходження імпульсів подразнювальна дія струму зменшується (тобто зростає величина порогового струму ( $i_n$  )):

$$ПД \sim 1 / \nu.$$

#### 4) Залежність ПД від тривалості імпульсу ( $\tau$ ):

$$ПД \sim \tau,$$

- при збільшенні тривалості імпульсу подразнювальна дія струму наростає, тобто зменшується величина порогового струму.

### Методика електродіагностики –

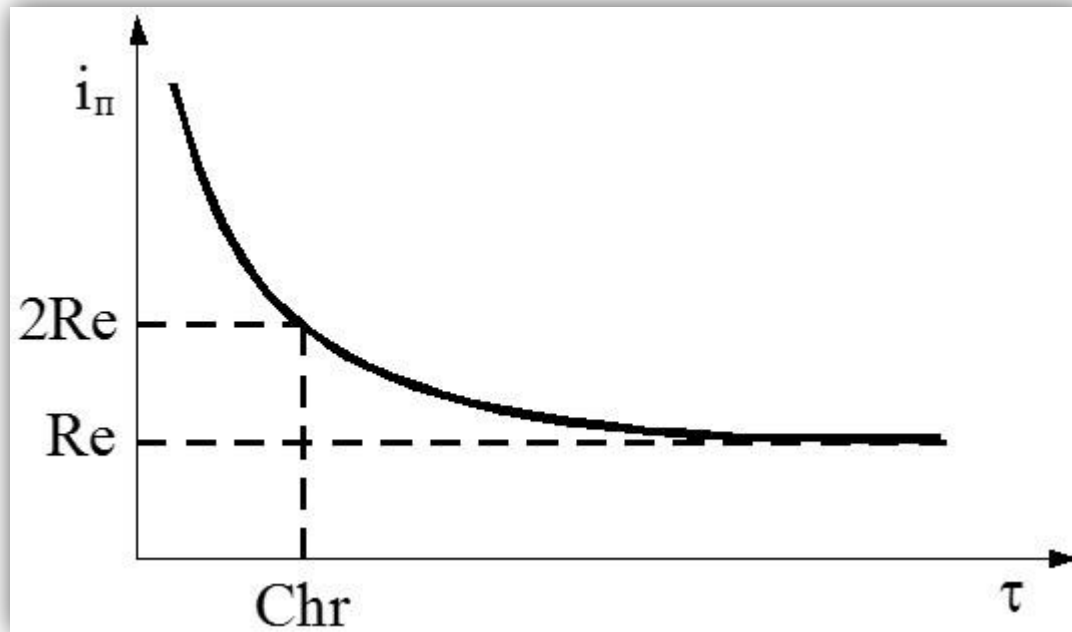
методика вивчення збудливих властивостей тканини шляхом визначення залежності величини порогового струму ( $i_n$ ) від тривалості імпульсу ( $\tau$ ) при подразненні тканини одиночними прямокутними імпульсами.



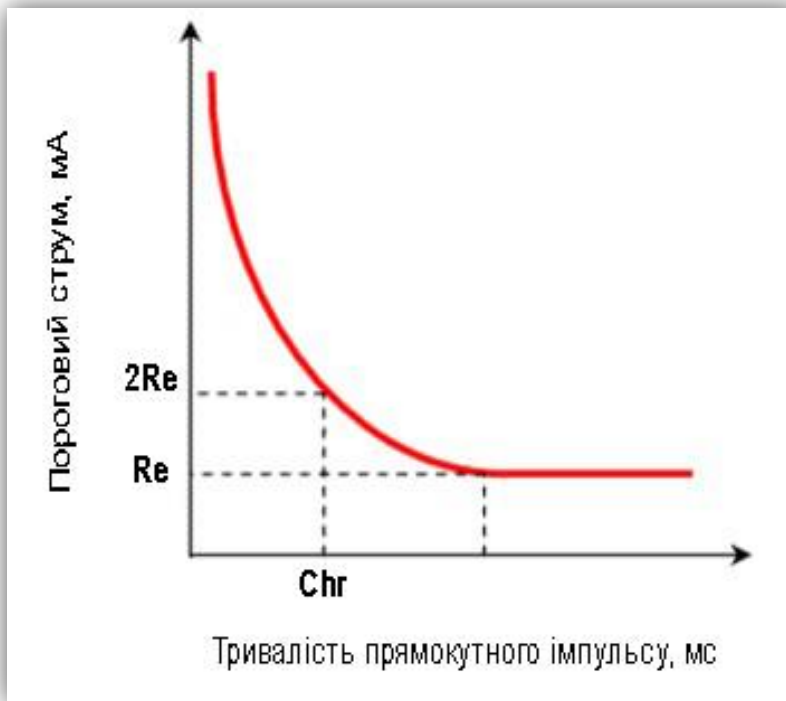
- Рівняння Хорвега-Вейса-Лапіка:

$$i_n = \frac{a}{\tau} + b,$$

$a$  та  $b$  – константи.



- **Реобаза ( $Re$ )** – це границя, до якої прагне пороговий струм ( $i_n$ ), коли тривалість імпульсу ( $\tau$ ) прагне до нескінченності.



$$Re = \lim_{\tau \rightarrow \infty} i_n$$

- **Хронаксія ( $Chr$ )** – це така тривалість імпульсу, при якій пороговий струм дорівнює подвоєній реобазі

$$(i_n = 2 Re).$$

- **Рівняння Хорвега-Вейса-Лапіка:**

$$i_n = Re \left( \frac{Chr}{\tau} + 1 \right)$$

$$b = Re$$

$$a = Re \cdot Chr$$

**Терапевтичні методики,**  
засновані на використанні імпульсних струмів

1. Кардіостимуляція.
2. Дефібриляція.
3. Електрогімнастика м'язів.
4. Електросон.

# 1. Кардіостимуляція

- У нормі імпульси, що викликають скорочення серця, виробляються в *синусному (сіноатріальному) вузлі* – **водії ритму**, і через провідну систему надходять на м'яз міокарда.
- Якщо синусний вузол не виконує свою функцію або порушена робота провідної системи, необхідним стає зовнішній водій ритму – **електрокардіостимулятор** – генератор електричних імпульсів з частотою проходження 1–1,2 Гц і тривалістю 0,8–3 мс.

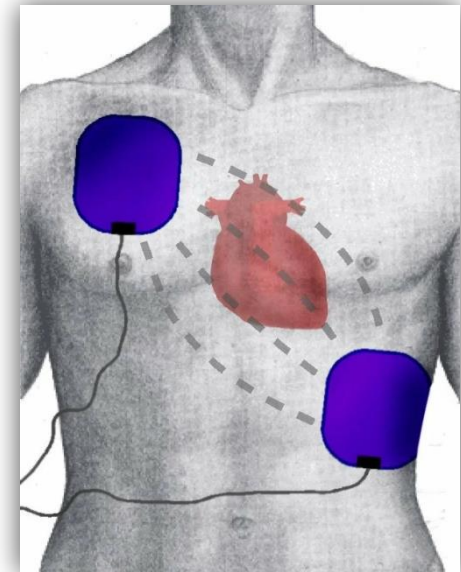


## 2. Дефібриляція

- Дефібрилятори застосовують при зупинці серця або при виникненні фібриляції шлуночків серця та інших порушеннях серцевого ритму.
- **Фібриляція** – неупорядковане скорочення окремих м'язових волокон внаслідок їхнього збудження одного одним.

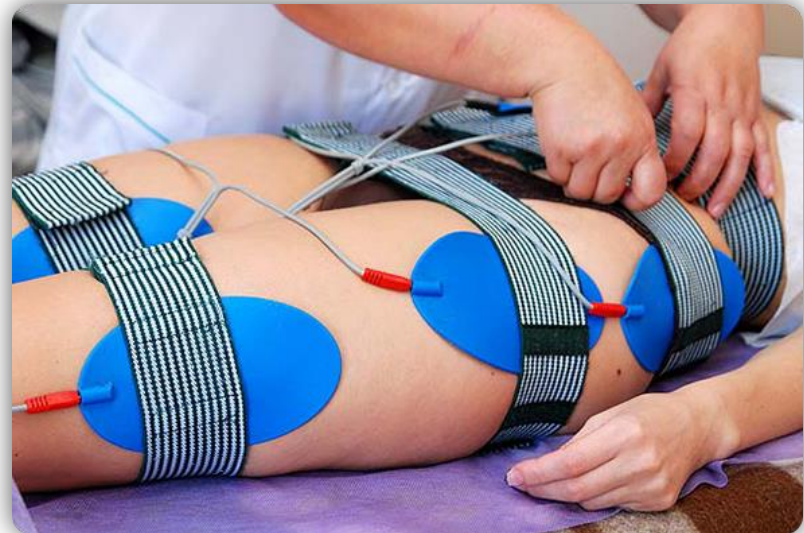


- Дефібрилятор виробляє поодинокі електричні імпульси (розряди) високої напруги, які викликають різке сильне скорочення серцевого м'яза, що часто призводить до відновлення нормальних скорочень серця.
- Напруга розряду – декілька кіловольт (до 8 кВ). У разі невдалої спроби «запустити» серце – при наступних спробах збільшують напругу.

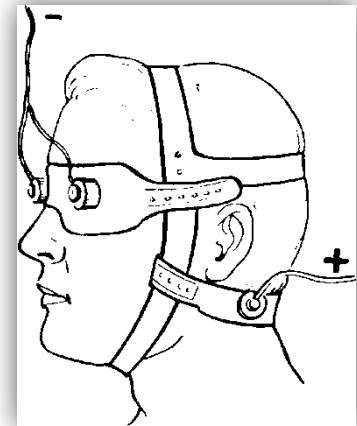


**3. Електрогімнастика м'язів** підтримує м'язовий тонус, покращує кровообіг і обмін речовин в уражених м'язах або в м'язах з порушеною іннервацією, підтримує їх здатність до скорочення.

- Використовують імпульсний струм з імпульсами трикутної форми тривалістю від 1 до 1,5 мс і частотою проходження 100 Гц або імпульси експоненціальної форми тривалістю 3–60 мс і частотою від 8 до 80 Гц.



**4. Електросон** – метод гальмування ЦНС за допомогою імпульсного струму прямокутної форми з тривалістю імпульсу 0,1–1 мс і частотою повторення імпульсів 5–150 Гц.



### **3. Змінний струм** (характеристики – $U$ , $I$ , $\omega$ , $T$ )

*Механізм дії змінного струму на тканини залежить від частоти струму:*

- при низьких частотах він чинить *подразливу дію* на збудливі тканини;
- при високих частотах – *тепловий ефект*.

## Закон Нернста:

- при частотах змінного струму **100 Гц – 3 000 Гц:**

$$i_n = k_1 \sqrt{\nu};$$

- при частотах змінного струму **50 кГц – 300 кГц:**

$$i_n = k_2 \nu,$$

де  $k_1, k_2$  – константи,

$i_n$  – порогове значення струму (поріг відчутного струму).

## **Медичні методики, засновані на використанні змінного струму**

1. Реографія.
2. Діатермія (діатермотомія, діатермокоагуляція).
3. Місцева дарсонвалізація.

# 1. Реографія (імпеданс-плетизмографія)

Повний опір (імпеданс) біологічної тканини змінному струму залежить від *природи тканини*, в тому числі від її *наповнення кров'ю*, а також від *частоти* змінного струму.

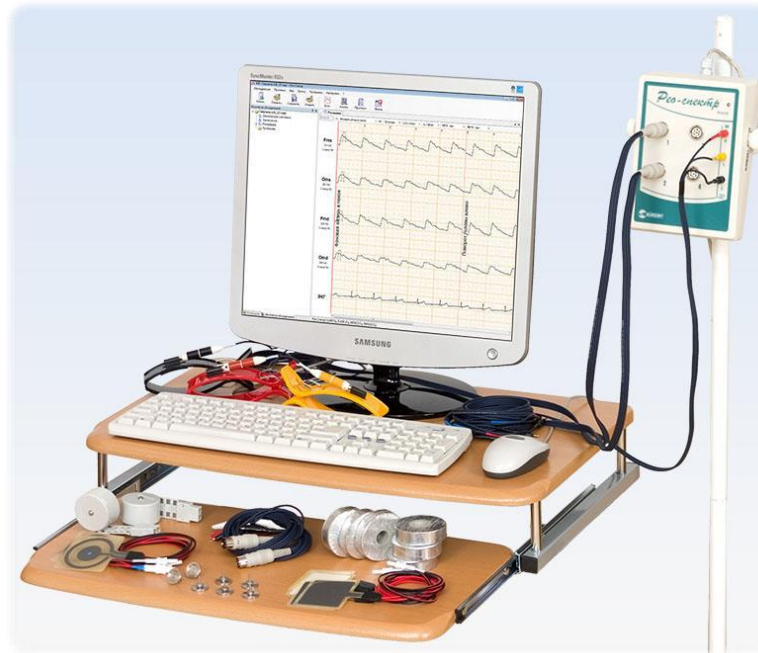
Визначаючи зміну імпедансу тканини протягом кардіоциклу на фіксованій частоті (десятки кілогерц), можна оцінити динамічні характеристики кровотоку.

Зазвичай використовується змінний струм частотою **30 кГц** (струми такої частоти не викликають подразнення збудливих тканин).

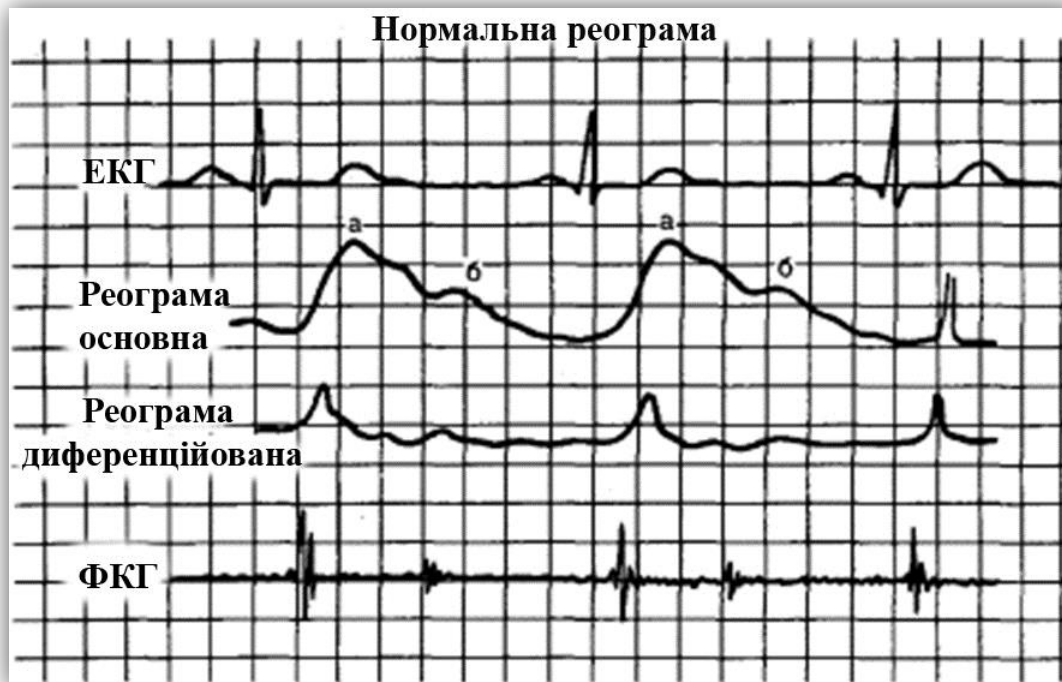
Діагностичний метод, заснований на вимірі зміни імпедансу ( $Z$ ) ділянки тканини в залежності від кровонаповнення судин цієї ділянки тканини, називається **реографією** (або електроплетизмографією, або імпеданс-плетизмографією).

Реографія є перспективним методом для функціональної діагностики судинних захворювань, при вивченні біоритмів і тонких механізмів регуляції кровообігу.

Залежність усередненого в часі імпедансу органу від частоти струму використовується для встановлення ступеня ураження тканини.



- При реографії головного мозку отримують **реоенцефалограму**, при реографії серця — **реокардіограму**.
- При реографії можна також проводити дослідження **магістральних судин** легенів, печінки і кінцівок, а в стоматології — судин пародонта, слизової оболонки порожнини рота, слинних залоз та ін.



## 2. Діатермія

**Терапевтична діатермія** – метод електротерапії; глибоке прогрівання тканин струмами високої частоти (зазвичай 1,65 МГц) великої сили.

Застосовується при запальювальних захворюваннях м'язів, периферичної нервової системи, суглобів, при спайкових процесах і деяких захворюваннях внутрішніх органів.

Метод заснований на явищі **виділення тепла** в тканинах при протіканні через них змінного струму.

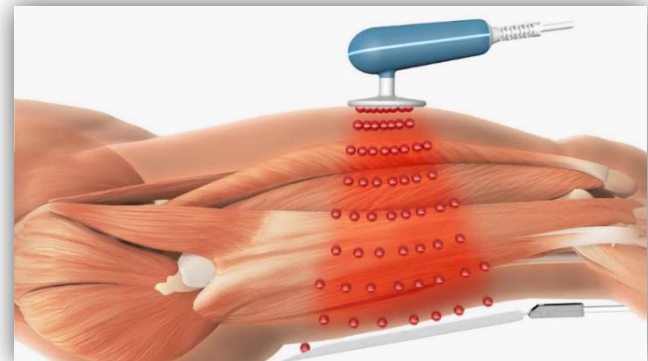
Питома теплова потужність струму (кількість теплоти, що виділяється за 1 с в одиниці об'єму тканини при протіканні струму):

$$q = j^2 \rho,$$

$q$  – питома теплова потужність струму;

$j$  – густина струму;

$\rho$  – питомий опір тканини.

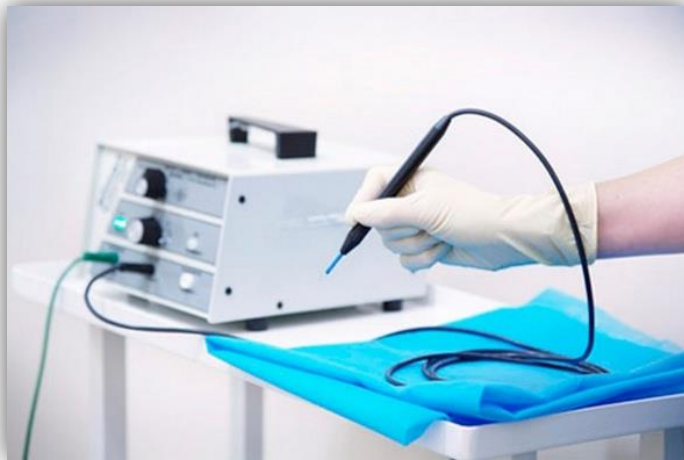


# Хірургічна діатермія (електрохірургія)

- Діатермотомія.
- Діатермокоагуляція.



- При **електрохірургії** використовується струм частотою порядку **10 МГц**. У місці дотику тіла гострим електродом створюється висока густина струму і розвивається висока питома теплова потужність.
- При **діатермокоагуляції** ( $j = 6\text{--}10 \text{ мА/мм}^2$ ) відбувається «заварювання» кровоносних судин .
- При **діатермотомії** ( $j \approx 40 \text{ мА/мм}^2$ ) гострий електрод виконує роль електроножа (електроскальпеля), який, пропалюючи тканину, розсікає її.

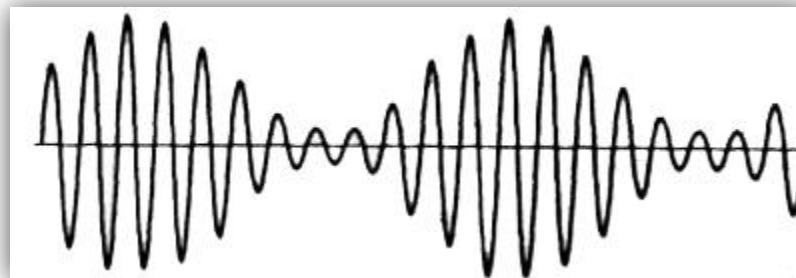


### 3. Місцева дарсонвалізація

Ряд методів використовує струм, який є одночасно і змінним, і імпульсним (амплітудно модульованим). Один з них – місцева дарсонвалізація.



- При місцевій дарсонвалізації використовують змінний струм частотою від **100 кГц** до **400 кГц**, але підводиться він до пацієнта не безупинно, а імпульсами з частотою проходження **50 Гц**.
- При цьому використовується напруга близько **10 кВ**.



- Особливістю методики місцевої дарсонвалізації є те, що струм підводиться до пацієнта за допомогою електрода, що має дуже великий опір (зазвичай це пустотілий або заповнений графітом скляний електрод).



# Дія електромагнітних полів на біологічні тканини

Якщо тканину (або частину тіла) помістити в змінне електромагнітне поле, то в ній виникають змінні струми.

## Фізіотерапевтичні методики:

1. Індуктотермія.
2. УВЧ-терапія.
3. НВЧ-терапія:
  - МКХ-терапія (або СМХ-терапія);
  - ДЦХ-терапія.

# 1. Індуктотермія

При індуктотермії на пацієнта впливають *змінним магнітним полем* з частотою коливань від **10 МГц** до **15 МГц**.

Змінне магнітне поле індукує в тканинах *вихрові електричні струми*, при протіканні яких виділяється тепло і відбувається **прогрівання тканин**.



- При індуктотермії **краще нагріваються тканини-провідники**, тобто тканини з більшими значеннями питомої електропровідності, які добре проводять струм.
- Ефективне прогрівання тканин відбувається на глибині **6–8 см**.
- Підвищення температури тканин посилює кровообіг в них, викликає активізацію роботи різних ферментів. Відбувається стимуляція імунної системи організму.

## 2. УВЧ-терапія

(УВЧ – ультрависокі частоти)

На тканини пацієнта впливають змінним електричним полем УВЧ-діапазону (**30 МГц–300 МГц**).

УВЧ-поле створює в тканинах пацієнта коливання заряджених частинок тієї ж частоти, з якою змінюється УВЧ-поле.

Виникаючі струми нагрівають тканини (органи) пацієнта: сильніше нагріваються тканини, які мають меншу електропровідність (**тканини-діелектрики**).



### 3. НВЧ-терапія

(НВЧ – надвисокі частоти)

На тканини пацієнта впливають електромагнітними хвилями з частотами **300 МГц–30 ГГц**.

При НВЧ-терапії краще прогріваються м'язові тканини та кров, тобто **тканини-провідники**.



При НВЧ-терапії виділяють **два діапазони:**

- **ДЦХ** – дециметрові хвилі ( $\nu = 460$  МГц,  $\lambda = 62,5$  см);
- **МКХ** – мікрохвилі, або сантиметрові хвилі ( $\nu = 2375$  МГц,  $\lambda = 12,6$  см).

**Глибина прогрівання:**

- при ДЦХ-терапії досягає **9 см**;
- при МКХ-терапії – **3–5 см**.



- Вплив високочастотних електромагнітних коливань на організм не зводиться тільки до **теплого ефекту**.
- Біологічна дія випромінювання проявляється на різних рівнях: субклітинному (молекулярному), клітинному, тканинному, органному, рівні організму, популяційному, видовому, біоценотичному, глобальному.
- Вважається доведеним також **негативний вплив електромагнітних випромінювань** досить високої інтенсивності на серцево-судинну, центральну нервову, ендокринну, кровотворну та інші системи організму. Через це впроваджується жорстке *гігієнічне нормування* рівнів електромагнітних полів, які впливають на людей.



# Постійне електричне поле

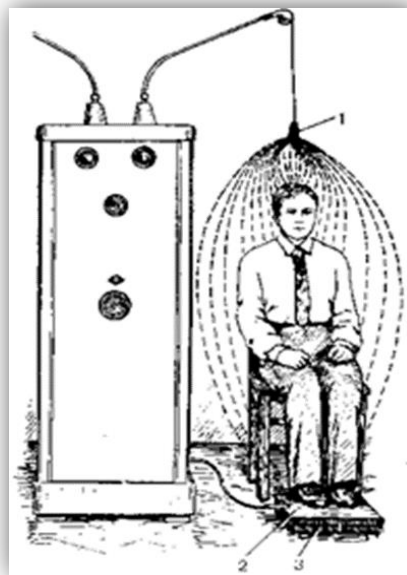
Методики:

- електростатичний душ (франклінізація);
- аероіонотерапія.



Пацієнта поміщують у сильне електростатичне поле (використовують **напругу до 50 кВ**), у якому відбувається *часткова іонізація повітря*.

При цьому з'являються **аероіони**, а також **продукти іонізації повітря** – озон та оксиди азоту, які подразнюють рецептори шкіри та слизової оболонки верхніх дихальних шляхів.



Усе це спричиняє зміну функціонального стану центральної нервової системи, яка виражається в активізації гальмівних процесів, поліпшенні самопочуття, нормалізації сну тощо.



Люстра Чижевського

## Постійне магнітне поле

Магнітні сигнали сприймаються безпосередньо мозком. Магнітне поле впливає на обмін речовин нервової тканини, і реакція виникає в усіх відділах, але найінтенсивнішою вона є в гіпоталамусі і в корі головного мозку.

Ці відділи мозку найчутливіші до його зміни. Отже, в перші моменти магнітне поле впливає передусім на функції центральної нервової системи, а пізніше, можливо, його дія позначиться і на роботі інших органів, клітин, які також відзначаються високим рівнем обміну речовин.



ДЯКУЄМО ЗА УВАГУ!





**Харківський національний медичний університет**

Кафедра медичної та біологічної фізики  
і медичної інформатики

Дисципліна  
«Медична та біологічна фізика;  
медичні інформаційні технології»

**Лекція № 6**

**Геометрична оптика.  
Оптична система ока людини**

# План лекції

1. Основи геометричної оптики:
  - а) закони відбивання та закони заломлення світла;
  - б) явище повного внутрішнього відбивання;
  - в) волоконна оптика, ендоскопи, лапароскопи;
  - г) оптична рефрактометрія.
2. Лінзи, аберації лінз.
3. Оптична система ока людини.

# Основи геометричної оптики

**Оптика** – розділ фізики, що вивчає закономірності *оптичного випромінювання*, його поширення та взаємодії з речовиною.



## Шкала електромагнітних хвиль:

- гамма-випромінювання;
- рентгенівське випромінювання;
- *оптичне випромінювання*;
- радіохвилі.

$$\nu = \frac{c}{\lambda},$$

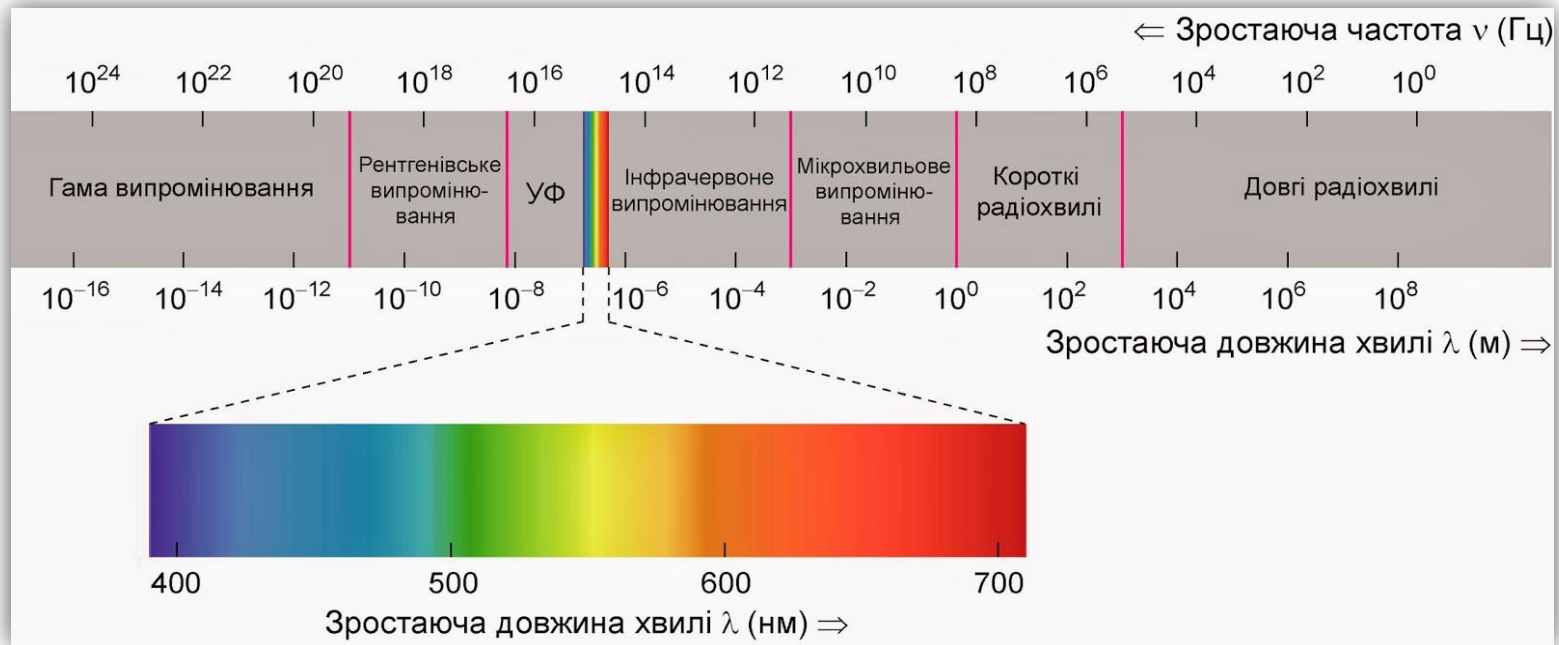
$\lambda$  – частота (Гц);

$\nu$  – довжина хвилі (м);

$c$  – швидкість світла в вакуумі,  $c = 3 \times 10^8$  м/с.

**Оптичне випромінювання** – це *електромагнітні хвилі* оптичного діапазону з довжиною хвилі від 10 нм до 400 мкм:

- *ультрафіолетове* (УФ) випромінювання (від 10 нм до 380 нм);
- **видиме світло** (від 380 нм до 760 нм);
- *інфрачервоне* (ІЧ) випромінювання (від 760 нм до 400 мкм).

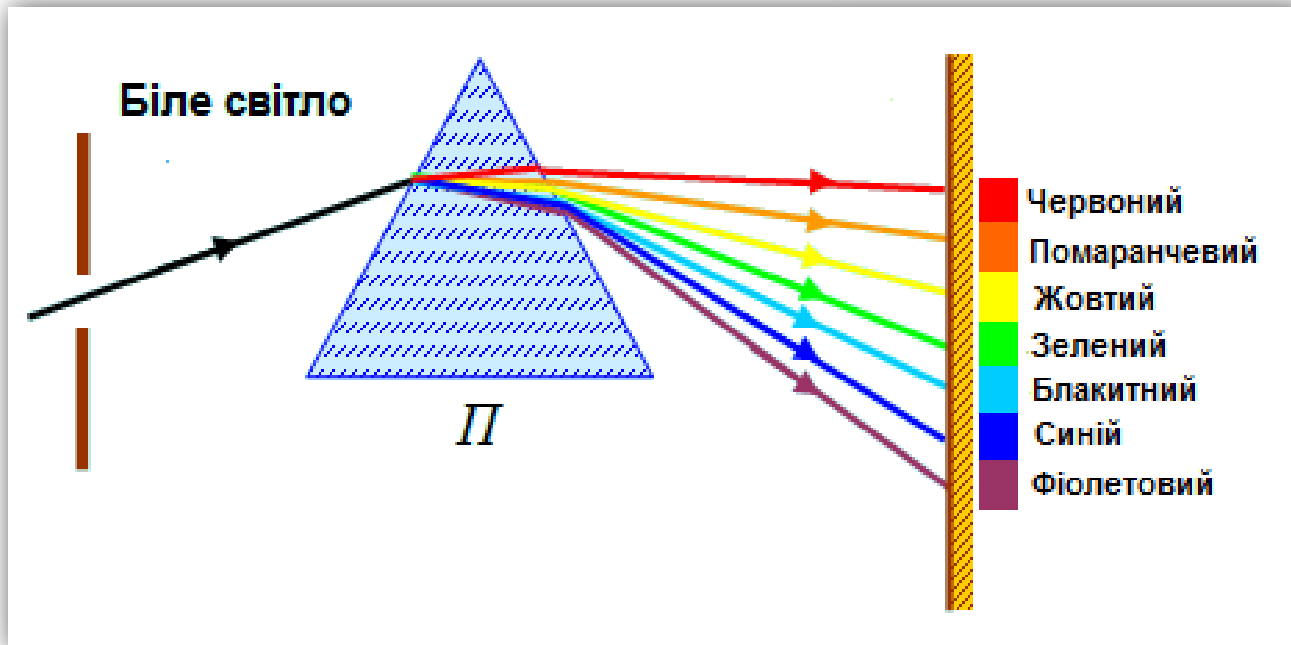


**Видиме світло** – це електромагнітні хвилі з довжиною хвилі від **380 нм** до **760 нм**, що сприймаються оком людини і викликають *відчуття кольору*.

**380 нм** – фіолетовий колір.

**555 нм** – зелений колір.

**760 нм** – червоний колір.

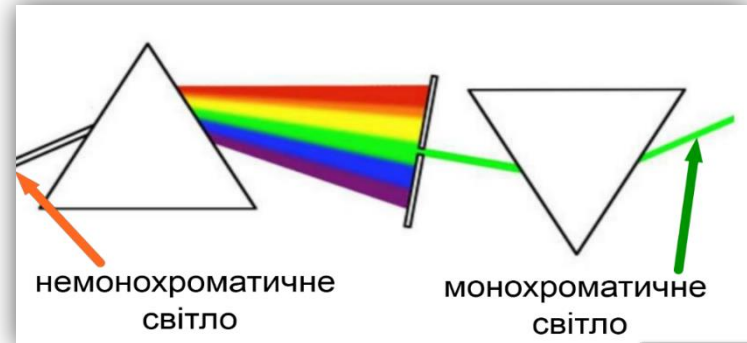
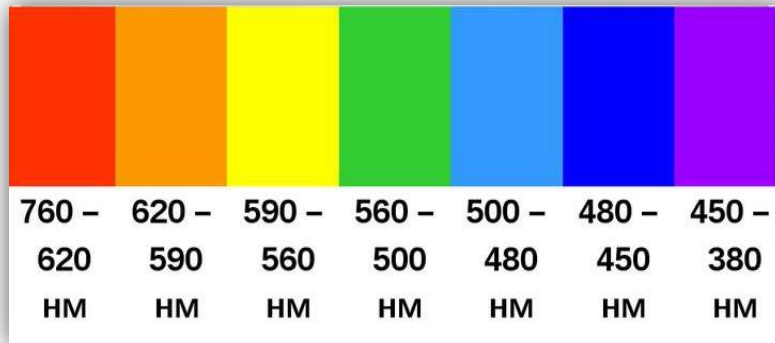


# Види випромінювання

1. **Монохроматичне** (просте) – це випромінювання якої-небудь однієї довжини хвилі.

Наприклад, монохроматичне випромінювання 555 нм відповідає **зеленому кольору**.

- Монохроматичне світло – одноколірне світло.
- Кожному кольору відповідає своя довжина і частота хвилі.



2. **Складне** – результат суперпозиції (накладання) випромінювань різних довжин хвиль.

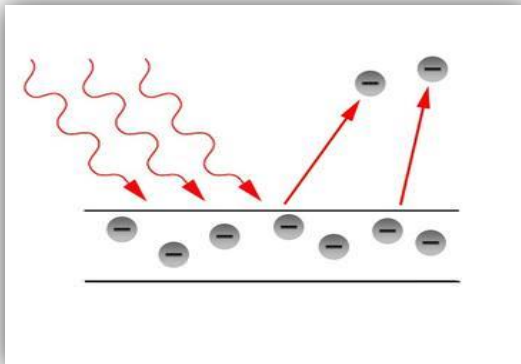
Наприклад, *біле світло* – це результат накладання хвиль всього видимого діапазону (від 380 нм до 760 нм).

# Корпускулярно-хвильовий дуалізм природи світла

- За сучасними уявленнями, світло має електромагнітну природу, але проявляє як хвильові, так і корпускулярні (квантові) властивості. За гіпотезою Луї де Бройля про, будь-яка елементарна частинка має хвильові властивості, а будь-яка хвиля має властивості, характерні для частинки.

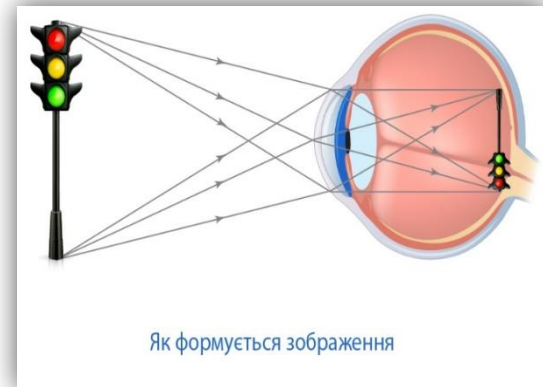
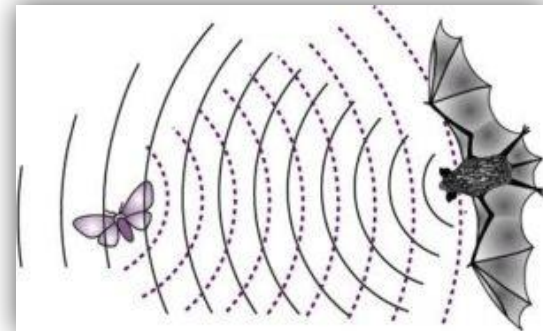
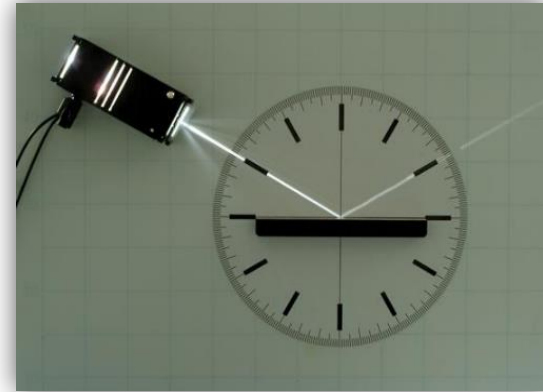
**Хвильові властивості світла** як електромагнітної хвилі, проявляються в оптичних явищах, пов'язаних з його поширенням (інтерференція, дифракція, поляризація, відбивання, заломлення тощо).

**Корпускулярні (квантові) властивості** проявляються переважно при взаємодії світла з речовиною (фотоефект тощо).



# Розділи оптики

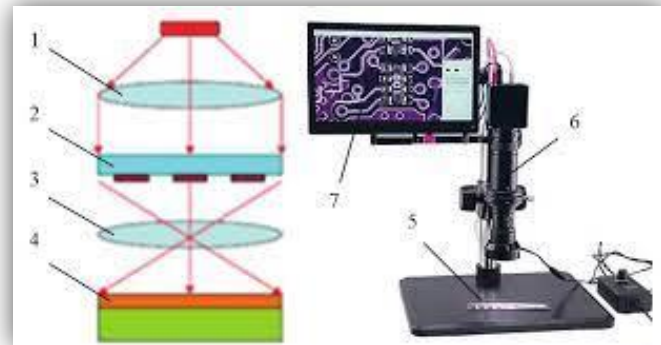
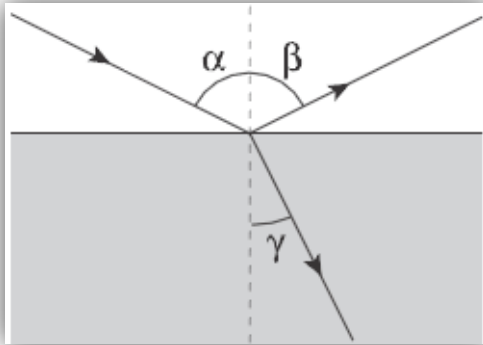
- 1. Геометрична оптика** розглядає світло як окремі **світлові промені**, що поширюються прямолінійно. (Промені відбиваються або заломлюються на межі розділу середовищ з різними оптичними властивостями).
- 2. Фізична (хвильова) оптика** розглядає світло як **електромагнітну хвилю** (вивчає явища дифракції світла, інтерференції, поляризації та ін.)
- 3. Фізіологічна оптика** розглядає основи зорової рецепції, сприйняття електромагнітних хвиль оптичною системою ока людини.



**Геометрична (або променева) оптика** – це розділ оптики, в якому вивчають закони поширення світла на підставі уявлення про світло як про світловий промінь – лінію, уздовж якої поширюється енергія світлової хвилі.

Підходи геометричній оптиці застосовують в тому випадку, якщо не проявляється хвильова природа світла, тобто **можна знехтувати явищами інтерференції і дифракції світла**. А саме, при виконанні умови: довжина хвилі світла ( $\lambda$ ) набагато менша за розмір перешкоди ( $\ell$ ).

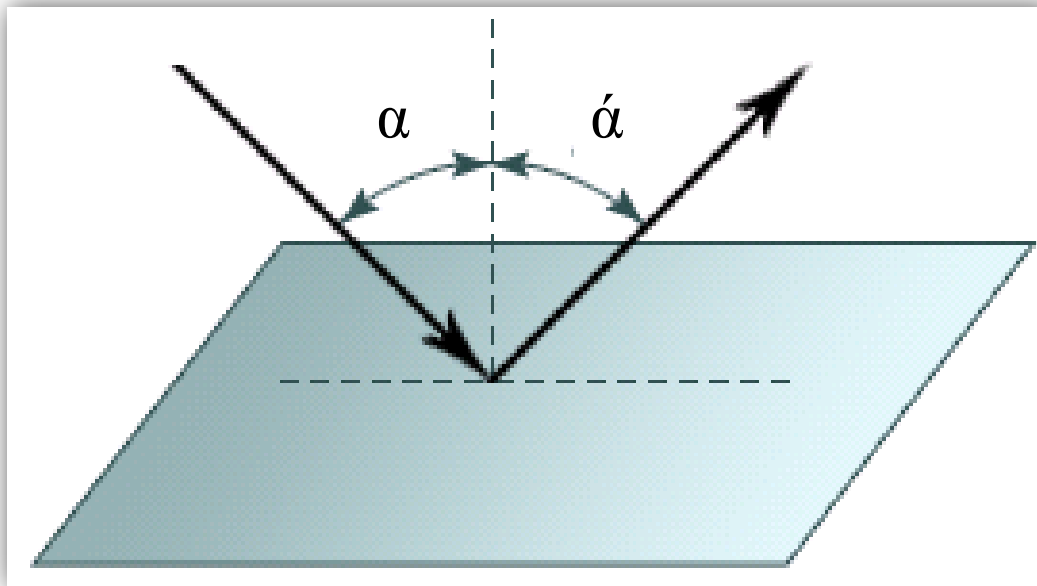
$$\lambda \ll \ell$$



## Закон відбивання світла:

- промінь падаючий, промінь відбитий і перпендикуляр до межі поділу середовищ, поставлений в точці падіння променя, лежать в одній площині;
- кут падіння ( $\alpha$ ) дорівнює куту відбивання ( $\acute{\alpha}$ ):

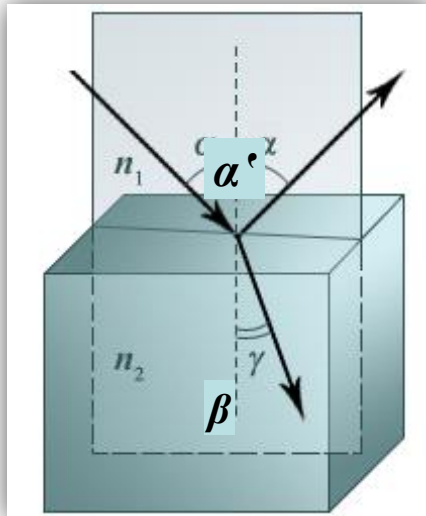
$$\alpha = \acute{\alpha}$$



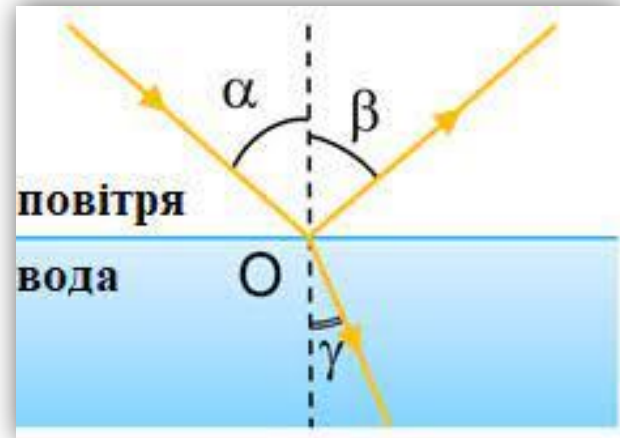
## Закон заломлення світла:

- промінь падаючий, промінь заломлений і перпендикуляр до межі поділу середовищ, поставлений у точці падіння променя, лежать в одній площині;
- відношення синуса кута падіння до синуса кута заломлення є величиною сталою для двох середовищ, яка називається відносним показником заломлення  $n_{21}$ .

Якщо позначити  $\alpha$  – кут падіння,  $\beta$  – кут заломлення, то:



$$\frac{\sin \alpha}{\sin \beta} = n_{21}$$



**Відносний показник заломлення** другого середовища по відношенню до першого ( $n_{21}$ ):

$$n_{21} = \frac{n_2}{n_1} = \frac{v_1}{v_2},$$

$v_1$  – швидкість світла в першому середовищі;

$v_2$  – швидкість світла в другому середовищі;

$n_1$  – абсолютний показник заломлення першого середовища;

$n_2$  – абсолютний показник заломлення другого середовища.

**Абсолютний показник заломлення** середовища ( $n$ ): показує, у скільки разів швидкість світла у вакуумі ( $c$ ) більша, ніж швидкість світла в даному середовищі:

$$n_1 = \frac{c}{v_1}; \quad n_2 = \frac{c}{v_2}; \quad n \geq 1.$$

| Речовина | Абсолютний показник заломлення $n$ |
|----------|------------------------------------|
| Повітря  | 1,0003                             |
| Лід      | 1,31                               |
| Вода     | 1,33                               |
| Бензин   | 1,50                               |
| Скло     | 1,43–2,17                          |
| Кварц    | 1,54                               |
| Алмаз    | 2,42                               |

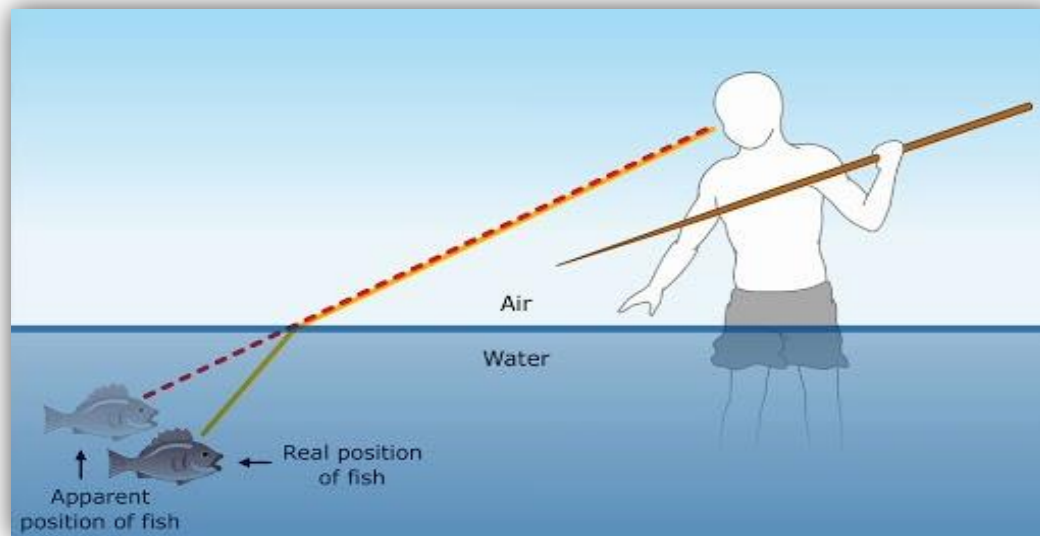
## При переході світла з одного середовища в інше:

- змінюються:
  - швидкість ( $v$ ) поширення світла;
  - довжина хвилі ( $\lambda$ ).

- НЕ змінюється:

- частота світла ( $\nu = \text{const}$ ):

$$\nu = \frac{v}{\lambda}.$$



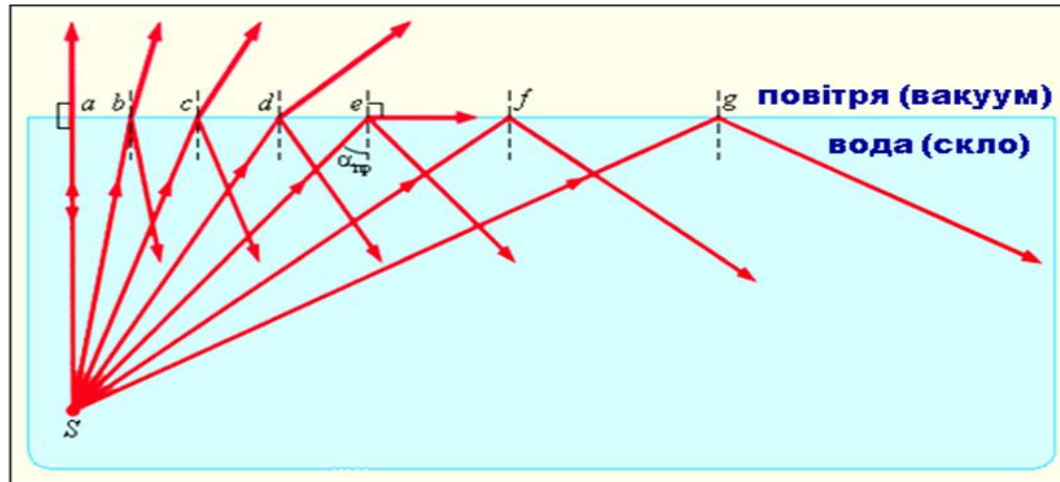
# Явище повного внутрішнього відбивання світла (ПВВ):

- світло НЕ переходить з першого середовища в друге, повністю відбиваючись від межі поділу середовищ.

## Умови спостереження явища ПВВ:

- 1) світло падає на межу поділу двох середовищ з боку оптично густішого середовища (середовища, яке має більший показник заломлення):

$$n_1 > n_2.$$



$$2) \alpha > \alpha_{gr},$$

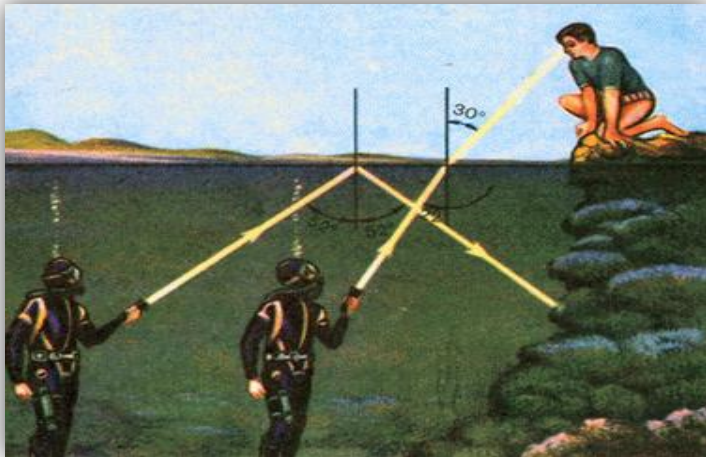
де  $\alpha$  – кут падіння світла,

$\alpha_{gr}$  – граничний кут ПВВ,

$$\sin \alpha_{gr} \approx \frac{n_2}{n_1}.$$

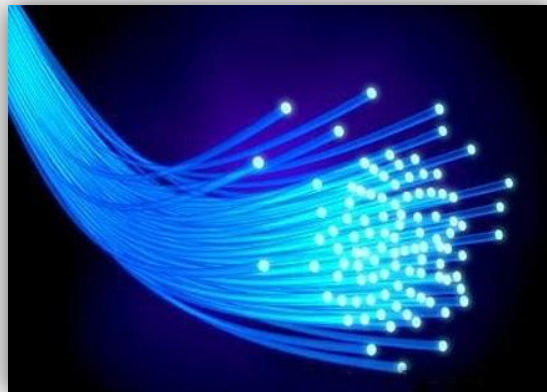
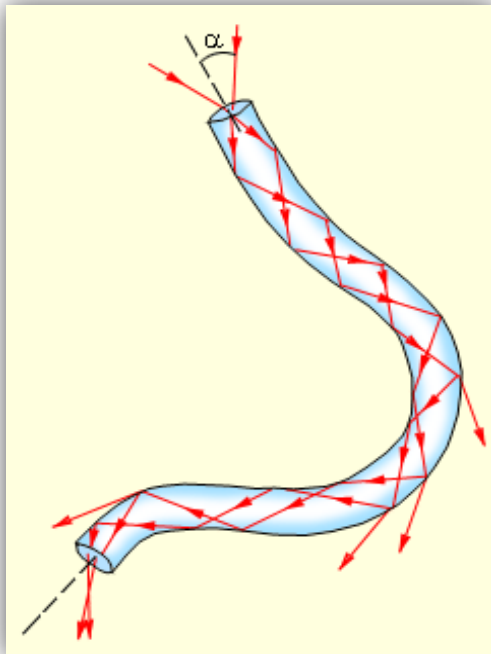
Якщо світло падає на межу поділу з повітрям, то  $n_2 \approx 1$ ,

$$\sin \alpha_{gr} \approx \frac{1}{n_1}.$$

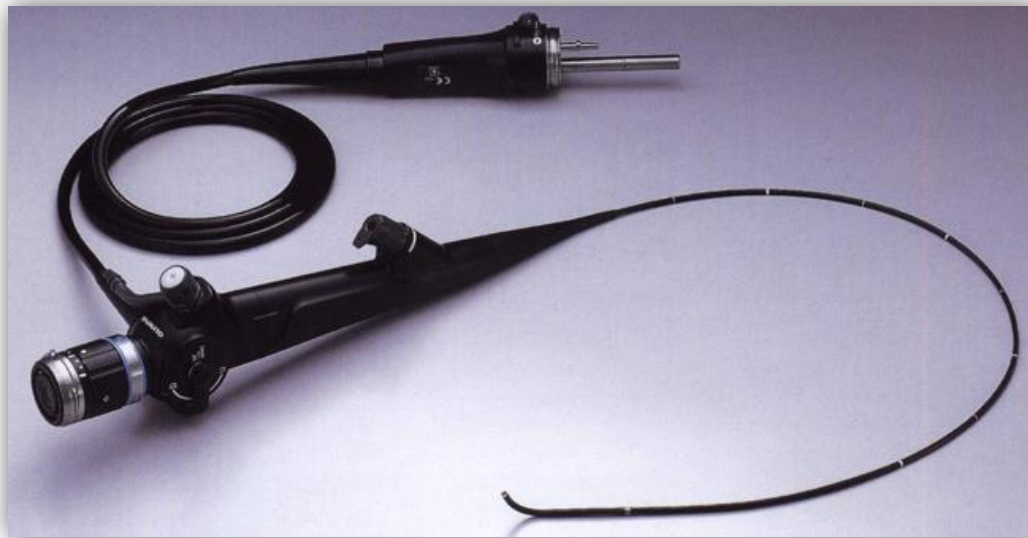


Явище ПВВ лежить в основі роботи світловодів.

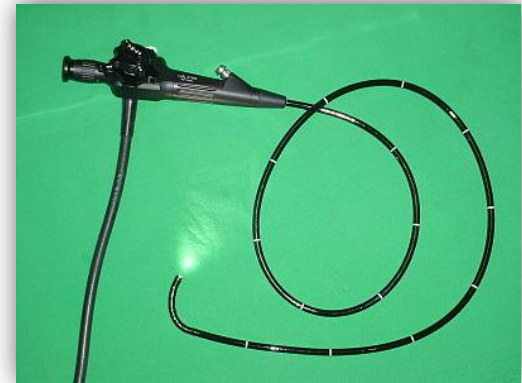
- **СВІТЛОВОД** – довге гнучке волокно з прозорого матеріалу, покрите речовиною з меншою густиною, ніж саме волокно, яке забезпечує спрямовану передачу світла (зокрема, по криволінійній траєкторії) на великі відстані.



- Область техніки, що використовує світловоди, називається **ВОЛОКОННОЮ ОПТИКОЮ** (в медицині – це ендоскопи, лапароскопи).
- **Ендоскоп** – це медичний прилад для огляду внутрішніх порожнин організму (шлунок, пряма кишка тощо); ендоскоп включає **2 світловоди**:
  - по одному світло передається в досліджувану порожнину,
  - по іншому повертається світло, що несе зображення.



- При ендоскопії ендоскопи вводяться в порожнини *через природні шляхи*, тобто без порушення цілісності шкірних покривів та слизових оболонок.



Гнучкий ендоскоп

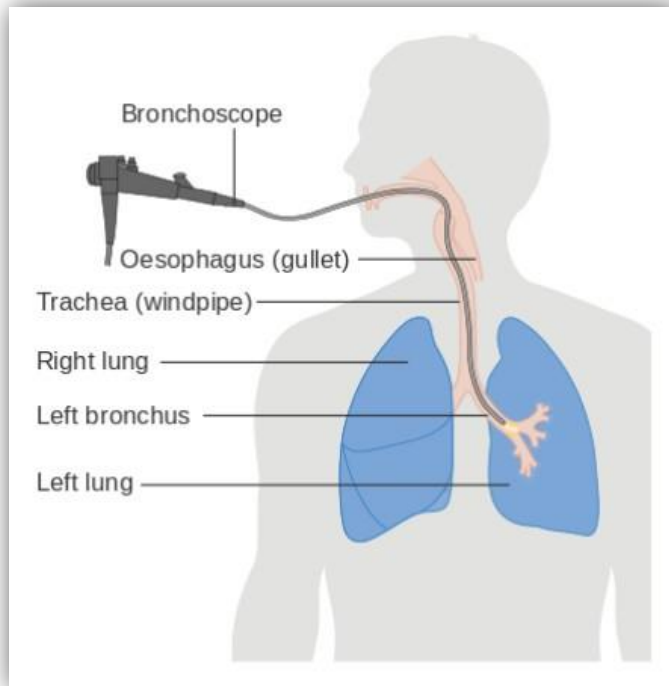
Наприклад,

- у шлунок, 12-палу кишку – через ротову порожнину і стравохід **фіброгастроуденоскопія**;
- через гортань – у бронхи і легені – **бронхоскопія**;
- через сечовипускальний канал – у сечовий міхур – **цистоскопія**;
- через пряму кишку – у товстий кишківник (пряму, сигмоподібну або ободову кишку) – **ректоскопія, ректороманоскопія, колоноскопія**.

- **Фіброгастродуоденоскопія (ФГДС)** – ендоскопічне дослідження стравоходу, порожнини шлунку і дванадцятипалої кишки. Являє собою візуальну оцінку стану слизових оболонок цих органів за допомогою ендоскопа.

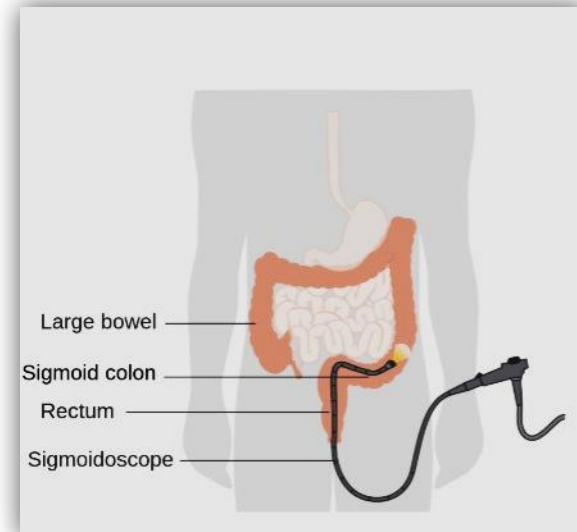
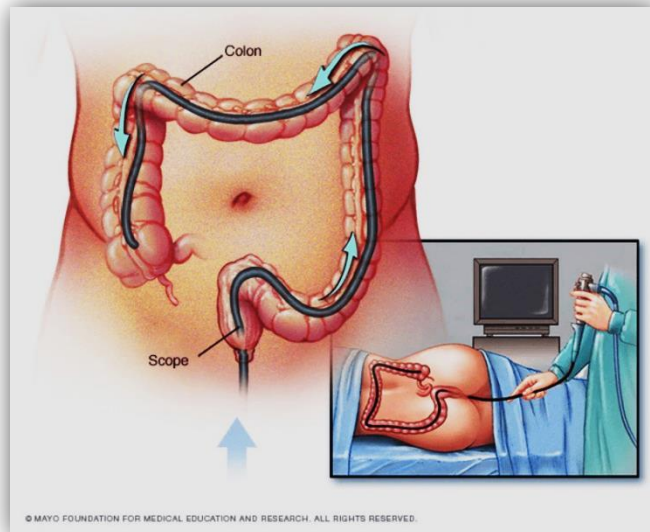


- **Бронхоскопія** (фібробронхоскопія) – ендоскопічне дослідження бронхів за допомогою ригідних (прямих) бронхоскопів або гнучких бронхофіброскопів.

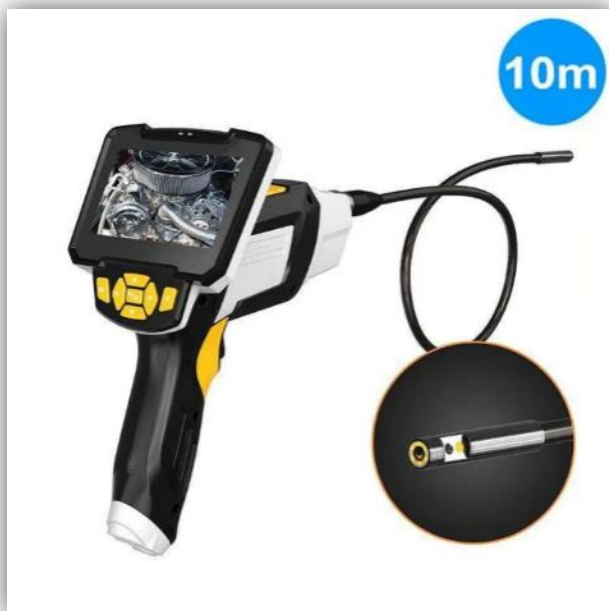


## • Ендоскопія товстого кишечника

(колоноскопія, ректороманоскопія, ректоскопія) – діагностична медична процедура, під час якої лікар-ендоскопіст оглядає і оцінює стан внутрішньої поверхні товстої кишки за допомогою ендоскопа. Колоноскопія дає можливість візуально діагностувати такі захворювання, як виразки, поліпи, пухлини та інше, а також провести їх біопсію чи видалення. Відмінність колоноскопії від ректороманоскопії полягає в тому, що колоноскопія дозволяє обстежити весь товстий кишечник (120–152 см від загальної довжини), а ректороманоскопія – його дистальну частину (останні 60 см).



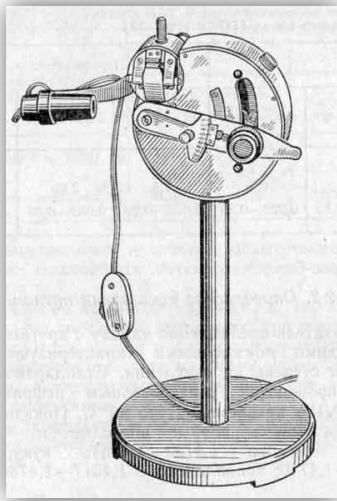
# Оптоволоконні прилади



- **Лапароскоп** – медичний *жорсткий ендоскоп*, призначений для проведення лапароскопічних діагностичних і операційних маніпуляцій на органах черевної порожнини.
- Найбільш поширені лапароскопи з зовнішнім робочим діаметром 5 і 10 мм.
- Лапароскопічні операції на внутрішніх органах проводять через невеликі (зазвичай 0,5–1,5 см) отвори, тоді як при традиційній хірургії потрібні великі розрізи.



- **Рефрактометр** – прилад, що дозволяє визначати показник заломлення ( $n$ ) різних речовин у газах або розчинах і головне – визначати концентрацію цих речовин.
- Робота рефрактометра заснована на залежності граничних кутів повного відбивання ( $\alpha_{zp}$ ) і заломлення ( $\beta_{zp}$ ) від показників заломлення ( $n$ ) середовищ, що і дозволяє по значеннях цих кутів визначати показник заломлення.



## Граничний кут заломлення ( $\beta_{gp}$ )

1. Якщо світло падає з середовища з меншим показником заломлення в середовище з більшим показником заломлення ( $n_2 > n_1$ ), кут заломлення менше кута падіння ( $\beta < \alpha$ ).
2. Оскільки  $\alpha$  не може бути більше  $90^\circ$  ( $\alpha \leq 90^\circ$ ), кут заломлення ( $\beta$ ) не може бути більше деякого граничного значення:

$$\sin \beta_{gp} = \frac{n_1}{n_2}.$$

Якщо перше середовище є повітрям, то  $n_1 \approx 1$ ,

$n$  – абсолютний показник заломлення другого середовища,

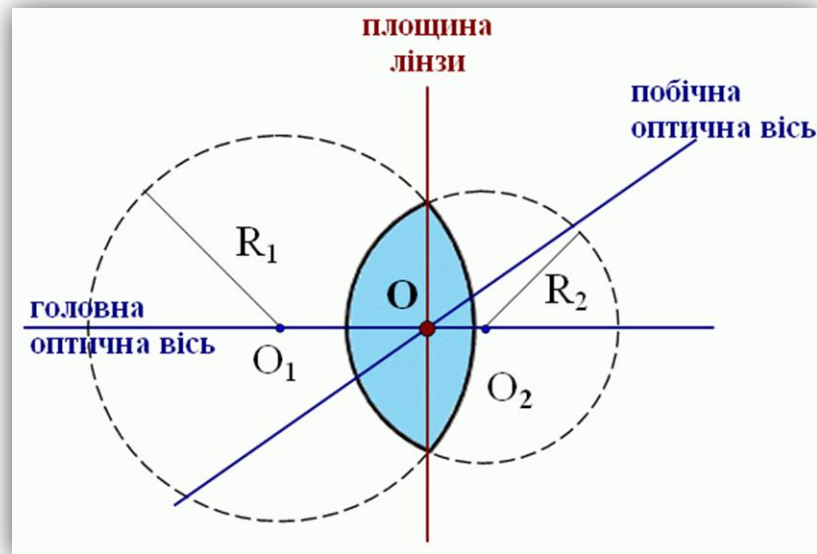
$$\sin \beta_{gp} = \frac{1}{n}.$$

## Лінзи. Аберації лінз

- **Лінза** – це прозоре тіло, обмежене двома сферичними поверхнями, показник заломлення якого відрізняється від показника заломлення довкілля.
- Якщо товщина лінзи багато менша за радіус кривизни сферичних поверхонь, що обмежують лінзу, то лінза називається **тонкою**.



- **Головна оптична вісь** лінзи – лінія, що проходить через центри сферичних поверхонь лінзи.
- **Оптичний центр** лінзи – точка перетину головної оптичної осі лінзи і геометричного центру лінзи.
- **Побічна оптична вісь** лінзи – будь-яка пряма лінія, що проходить через оптичний центр лінзи.
- Промінь, що падає на лінзу вздовж її оптичної осі (головної або побічної), проходячи через лінзу, не змінює свого напрямку.

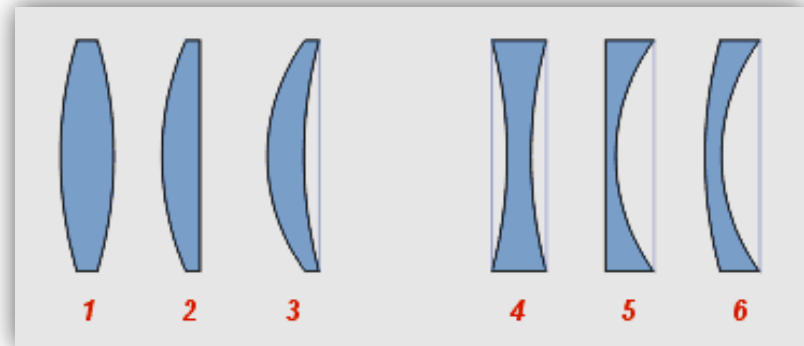


Сферичні тонкі лінзи бувають опуклі і ввігнуті.

- **Опуклі** лінзи мають властивість збирати заломлене світло, тому їх називають **збиральними** (у них середина товста, а краї тонші).
- **Ввігнуті** лінзи розсіюють світло після заломлення, їх називають **розсіювальними** (середина тонка, а краї товсті).

Залежно від розташування центрів сферичних поверхонь та їхнього радіусу розрізняють такі типи лінз:

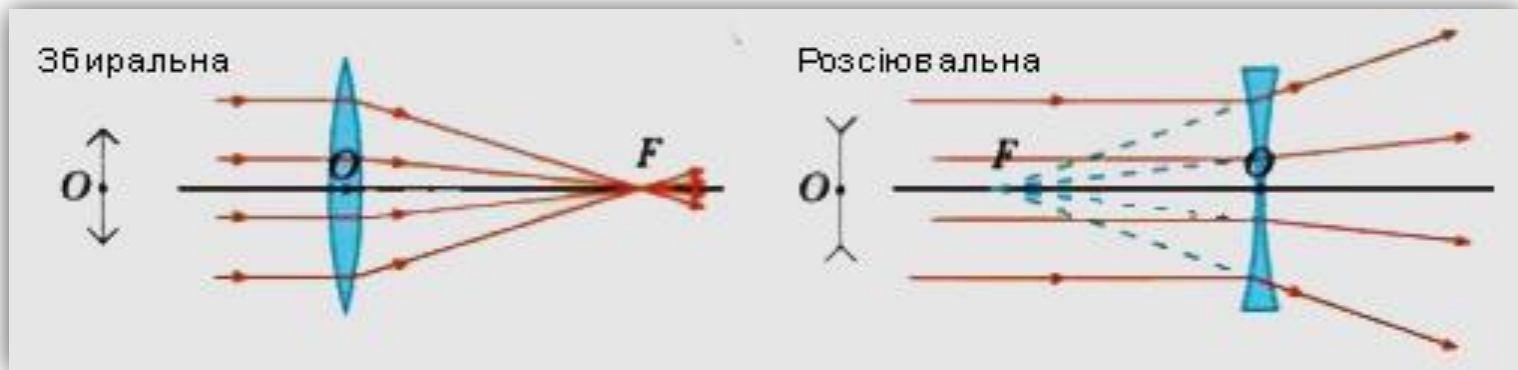
- 1) двоопукла лінза;
- 2) плоско-опукла лінза;
- 3) збиральний меніск;
- 4) двоввігнута лінза;
- 5) плоско-ввігнута лінза;
- 6) розсіювальний меніск.



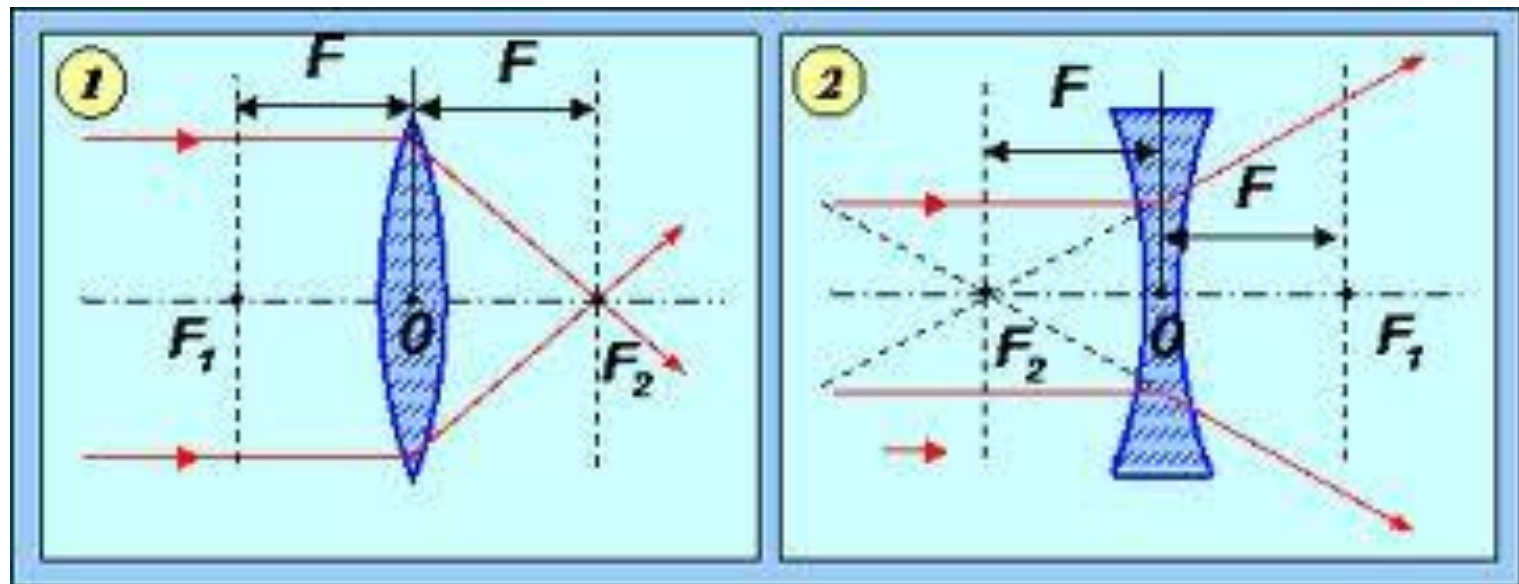
- В залежності від того, сходяться чи розходяться паралельні пучки променів після проходження лінзи, лінзи поділяють на **збиральні** й **розсіювальні**.



- Якщо при заломленні в лінзі промені відхиляються лінзою у бік головної оптичної осі, то лінза називається **збиральною**.
- Якщо промені відхиляються від напрямку головної оптичної осі, то лінза називається **розсіювальною**.



- Якщо на **збиральну лінзу** падає пучок променів, паралельних головній оптичній осі, то після заломлення в лінзі ці промені перетинаються в точці, що лежить на головній оптичній осі. Ця точка називається *фокусом збиральної лінзи*.
- Якщо на **розсіювальну лінзу** падає пучок променів, паралельних головній оптичній осі, то після заломлення в лінзі утворюється пучок променів, що розходить, а продовження цих променів перетинаються в точці, що лежить на головній оптичній осі. Ця точка називається *уявним фокусом розсіювальної лінзи*.



- **Фокусна відстань ( $F$ )** лінзи — відстань між оптичним центром лінзи і її фокусом.

Одиниця вимірювання фокусної відстані лінзи — метр (м).

- **Оптична сила ( $D$ )** лінзи — величина, обернена фокусній відстані лінзи.

Одиниця вимірювання оптичної сили лінзи — діоптрія (дптр).

$$D = \frac{1}{F}.$$

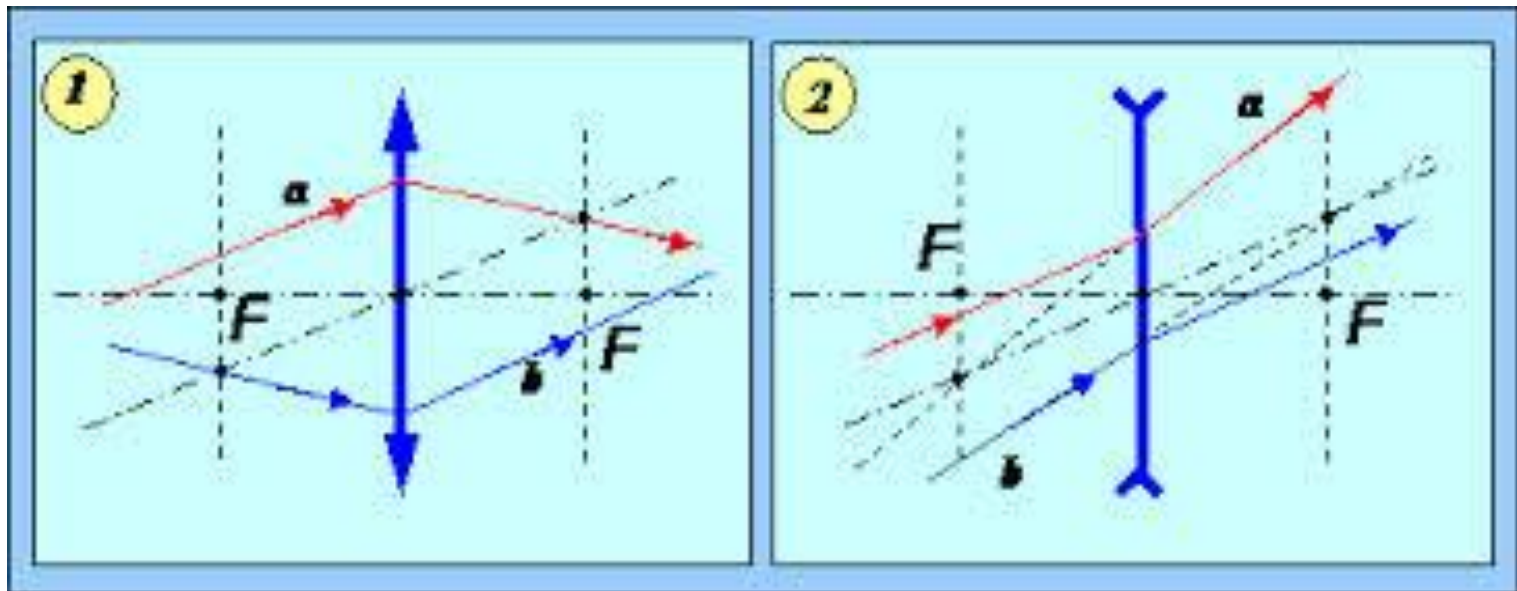
$$D = \frac{1}{F} = (n - 1) \cdot \left( \frac{1}{R_1} + \frac{1}{R_2} \right),$$

$n$  – відносний показник заломлення матеріалу лінзи,

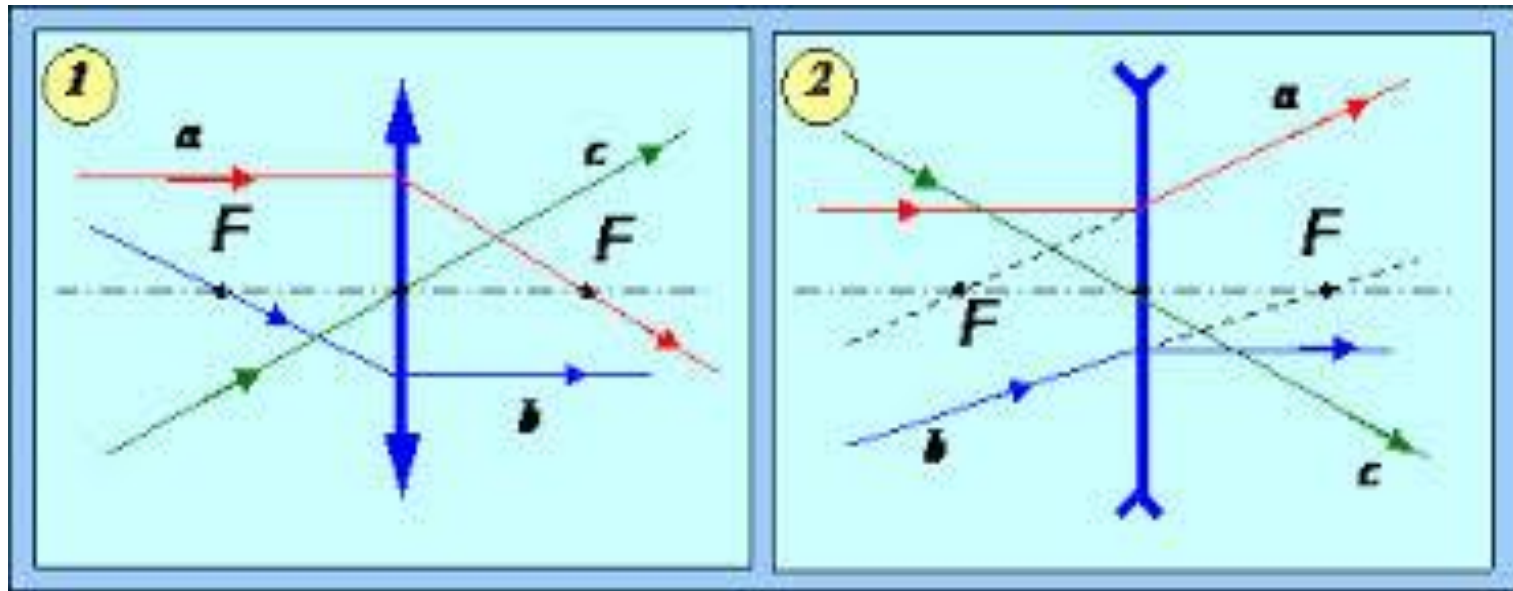
$R_1, R_2$  – радіуси сферичних поверхонь, що обмежують лінзу.

- Якщо поверхня лінзи опукла, то відповідне  $R$  береться зі знаком «+», якщо увігнута – зі знаком «-».
- Якщо величини  $D$  і  $F$  позитивні, то лінза збиральна, якщо негативні, то лінза розсіювальна.

- **Фокальна площина** – це площина, перпендикулярна до головної оптичної осі, яка містить фокус лінзи.
- Якщо на збиральну лінзу падає паралельний пучок променів, то після заломлення в лінзі ці промені перетинаються в точці, що належить фокальній площині.
- Якщо на розсіювальну лінзу падає паралельний пучок променів, то після заломлення в лінзі утворюється розбіжний пучок, але продовження цих променів перетинаються в точці, що належить фокальній площині.



- Якщо промені, що виходять з деякої точки  $A$ , після заломлення в лінзі перетинаються в деякій точці  $A'$ , то точка  $A'$  називається **дійсним зображенням** точки  $A$ .
- Якщо промені, що виходять з точки  $A$ , після заломлення в лінзі утворюють розбіжний пучок, то точка  $A'$ , у якій перетинаються продовження цих променів, називається **уявним зображенням** точки  $A$ .



- **Зображення** предмета в лінзі є геометричним місцем точок, що є зображеннями у лінзі кожної з точок предмета.

*Зображення предмета в лінзі може бути:*

- 1) дійсним або уявним;
- 2) прямим або переверненим;
- 3) збільшеним або зменшеним.

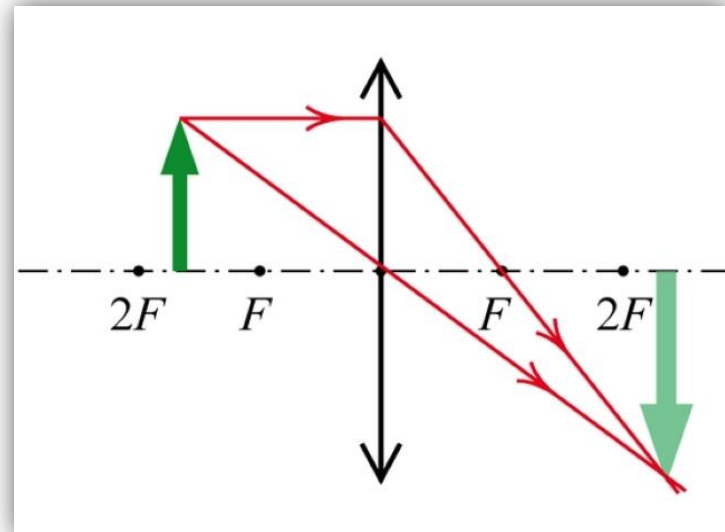
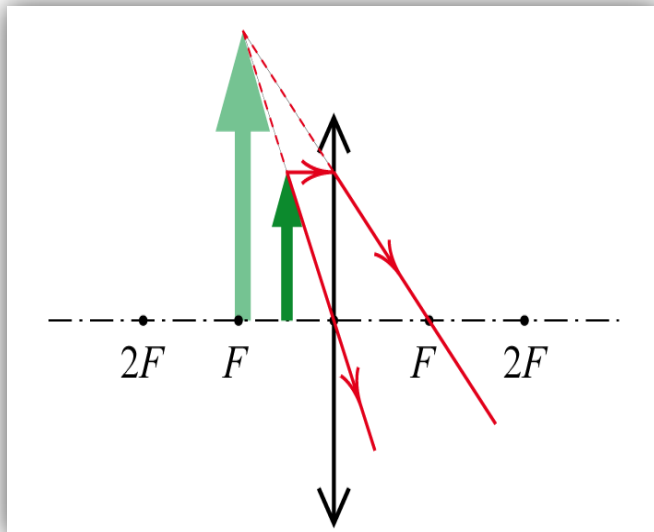
*Характер зображення визначається:*

- 1) видом лінзи (збиральна або розсіювальна);
- 2) взаємним розміщенням предмета та лінзи.

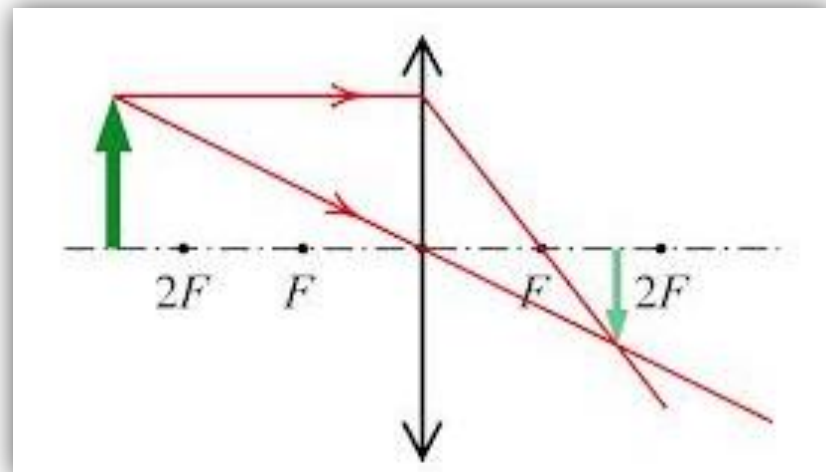
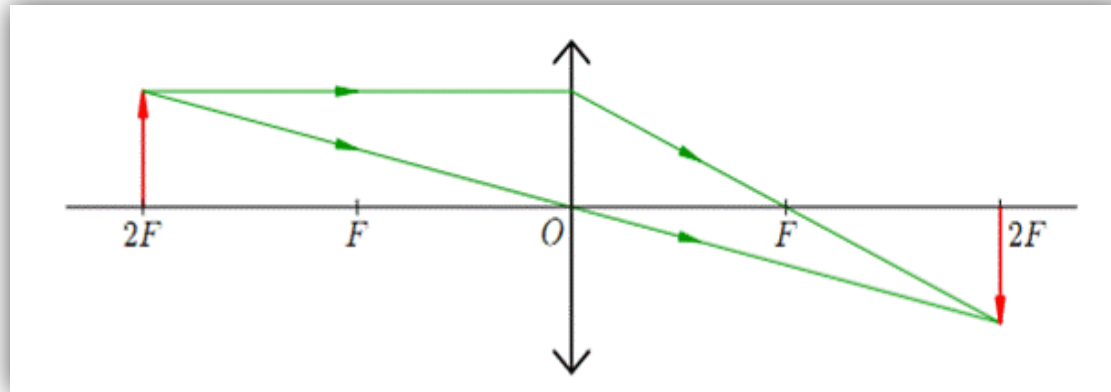
- Позначимо відстань від предмета до лінзи –  $d$ , відстань від лінзи до зображення –  $f$ .

## Збиральна лінза

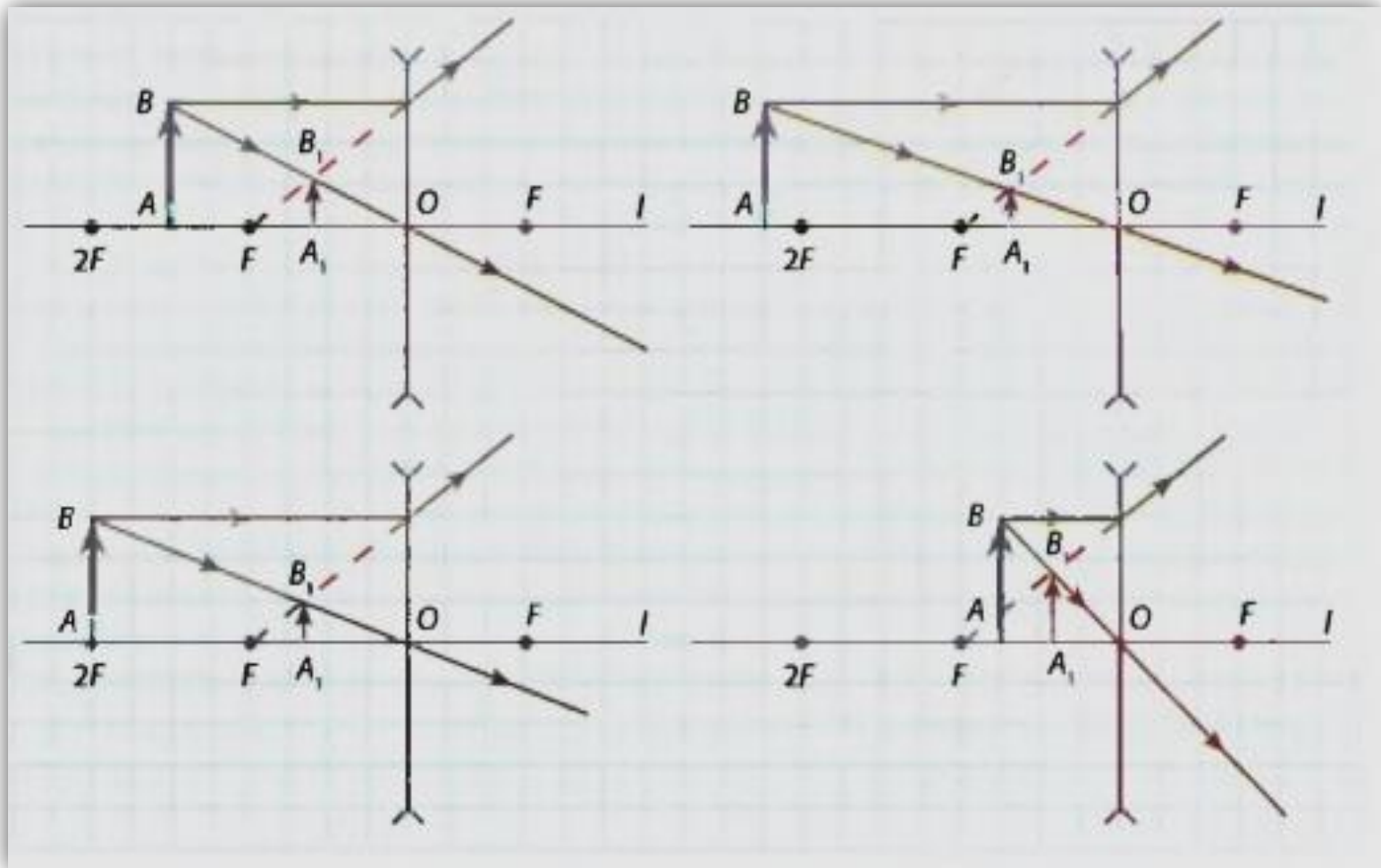
- Якщо предмет розміщено між лінзою та її фокусом, то зображення є уявним, прямим, збільшеним.
- Якщо  $d = F$ , то промені виходять з лінзи паралельно один одному, ніде не перетинаються і зображення відсутнє.
- Якщо предмет віддалено від збірної лінзи на відстань, що задовольняє умові  $F < d < 2F$ , то зображення дійсне, збільшене, перевернене.



- Якщо  $d = 2F$ , то зображення дійсне, перевернене та дорівнює за величиною предмету.
- Якщо ж  $d > 2F$ , то зображення дійсне, перевернене, зменшене.



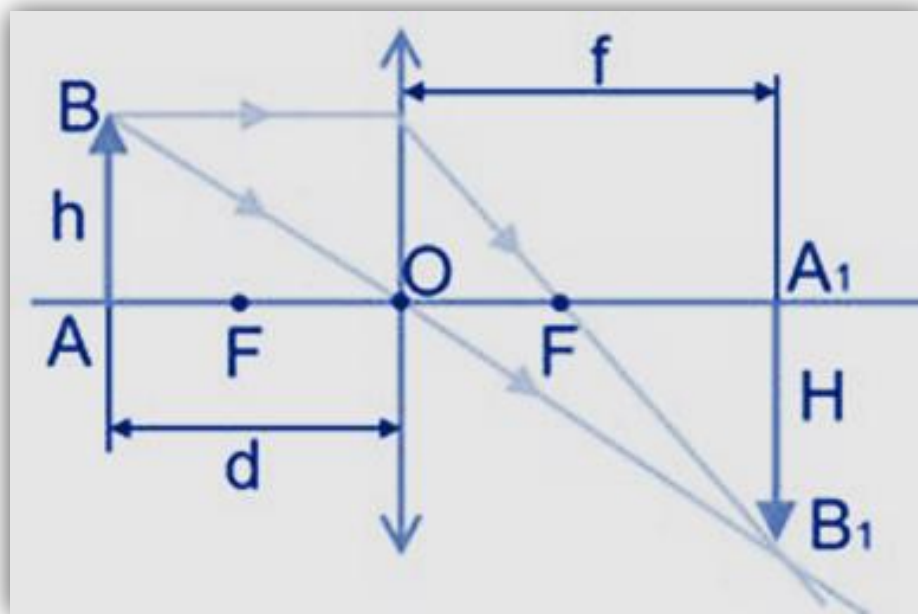
- **Розсіювальна лінза** завжди дає уявне, пряме, зменшене зображення предмета.





- **Лінійне збільшення** ( $k$ ) предмету в лінзі – це відношення розмірів зображення ( $H$ ) до розмірів предмета ( $h$ ):

$$k = \frac{H}{h}, \quad k = \frac{f}{d}.$$



**Аберація лінзи** —  
це спотворення  
зображення  
предмета в лінзі.

**Види аберацій:**

- 1) сферична;
- 2) хроматична;
- 3) астигматизм;
- 4) дисторсія.



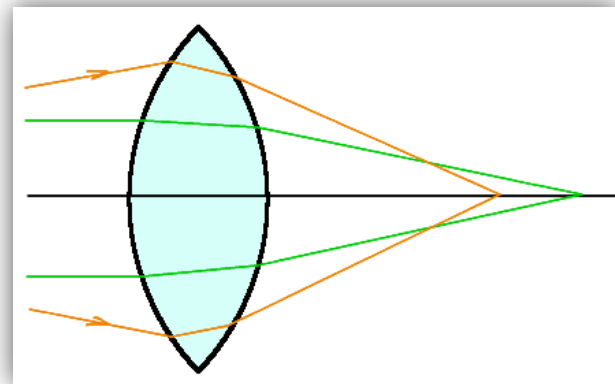
**1. Сферична аберація** пов'язана з тим, що краї лінзи заломлюють промені сильніше, ніж центральна її частина. Тому зображення предмета на екрані виявляється дещо розмитим.

Монохроматичні аберації поділяють на:

- аберації третього порядку;
- аберації вищого порядку.

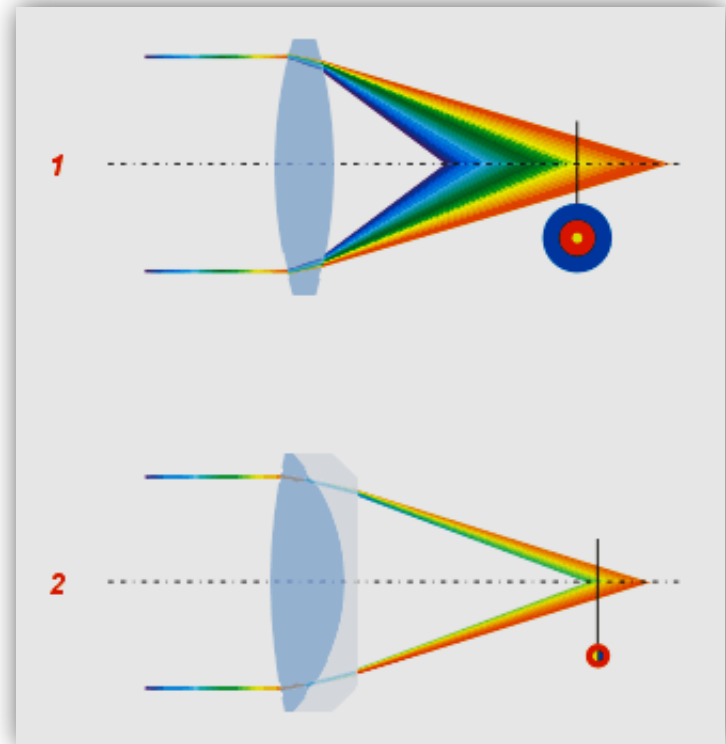
Хроматичні – на:

- аберації першого порядку;
- третього порядку;
- вищого порядку.



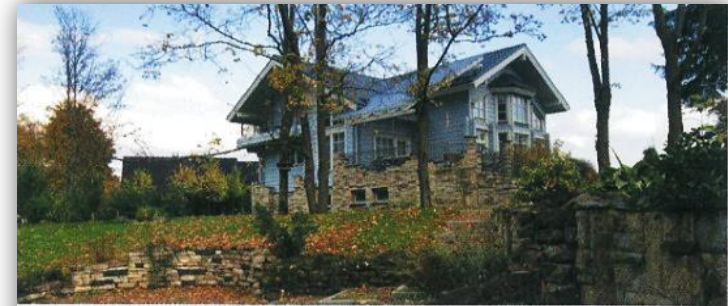
## 2. Хроматична аберація

пов'язана з *явищем дисперсії показника заломлення* (тобто із залежністю показника заломлення речовини ( $n$ ) від довжини хвилі ( $\lambda$ ) світла), внаслідок чого оптична сила ( $D$ ) лінзи для променів з різними довжинами хвиль є різною. В результаті краї зображення предмета на екрані виявляються забарвленими.



### 3. АСТИГМАТИЗМ

1. Астигматизм косих пучків (якщо промені падають на лінзу під великим кутом до головної оптичної осі).
  2. Астигматизм, спричинений асиметрією (несферичністю) оптичної системи.
- При астигматизмі залежно від положення екрана зображення точкового об'єкта є або **розмитою прямою**, або еліпсом, або відрізком – вертикальним чи горизонтальним.



а)



б)

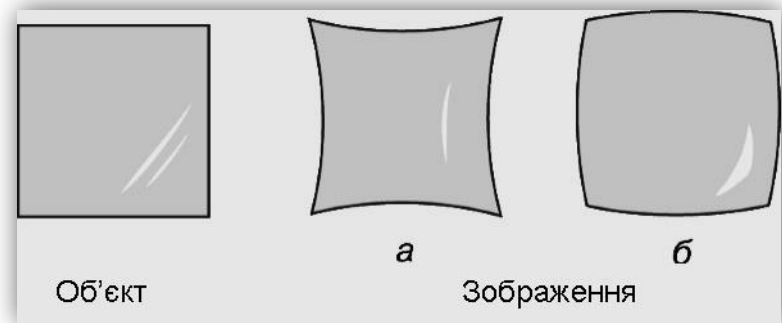
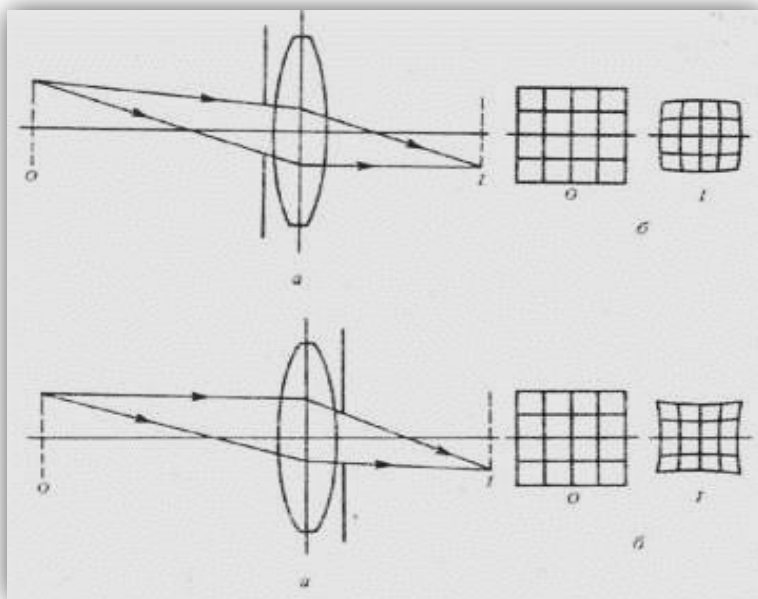


в)

а) так бачить людина з добрим зором;  
б, в) так – з астигматизмом.

#### 4. Дисторсія – це спотворення зображення **ВЕЛИКИХ** предметів.

- Причина: промені, що йдуть від різних точок великого предмета, падають на лінзу під істотно різними кутами, що призводить до різного збільшення лінзою центральних і периферичних частин предмета, тобто до спотворення зображення.



# Оптична система ока людини

Око людини:

- це зоровий аналізатор;
- це своєрідний оптичний прилад;
- це «вікно в мозок»;
- це джерело інформації про велику кількість «не очних хвороб»;
- це «дзеркало душі».



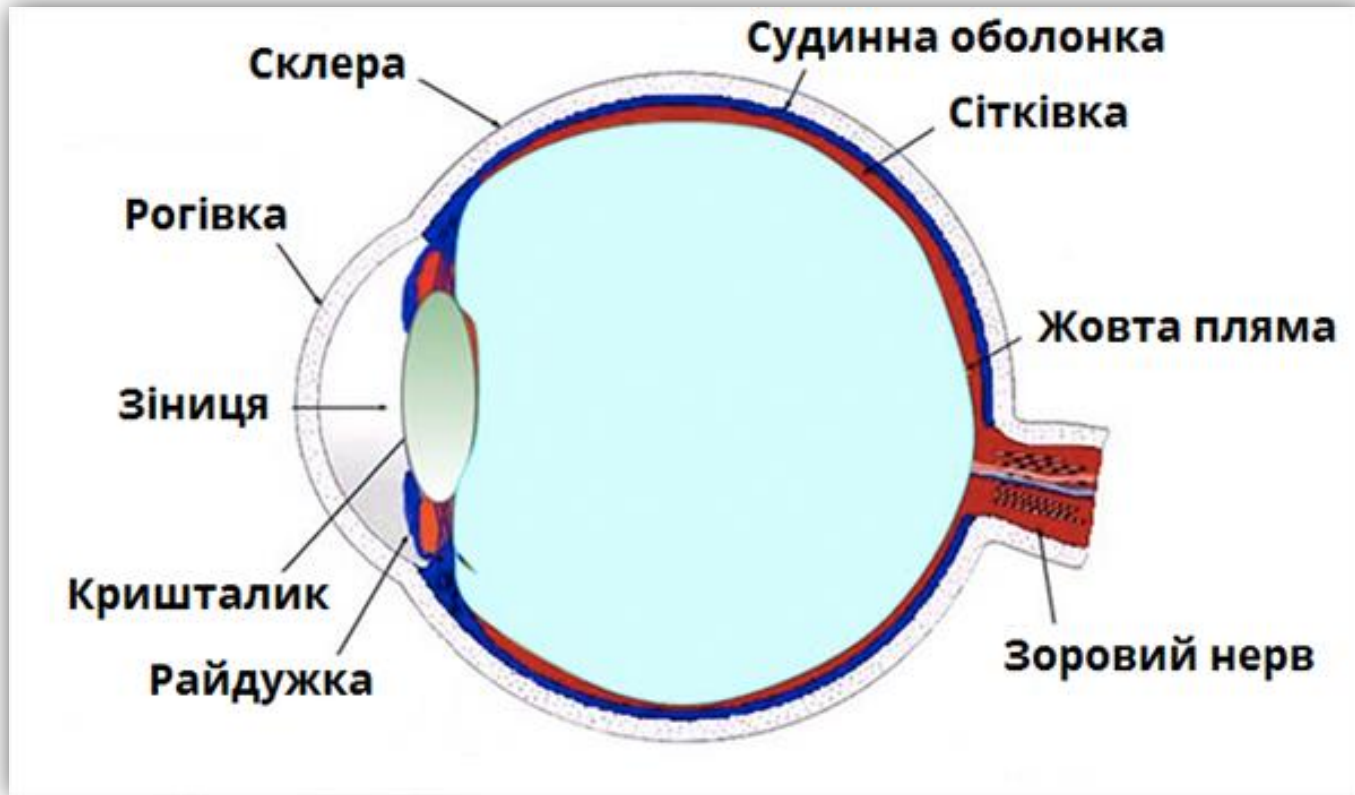
# Будова ока людини

- **Очне яблуко** (*bulbus oculus*) має кулясту форму діаметром **23–24 мм**.

Очне яблуко має **три оболонки**:

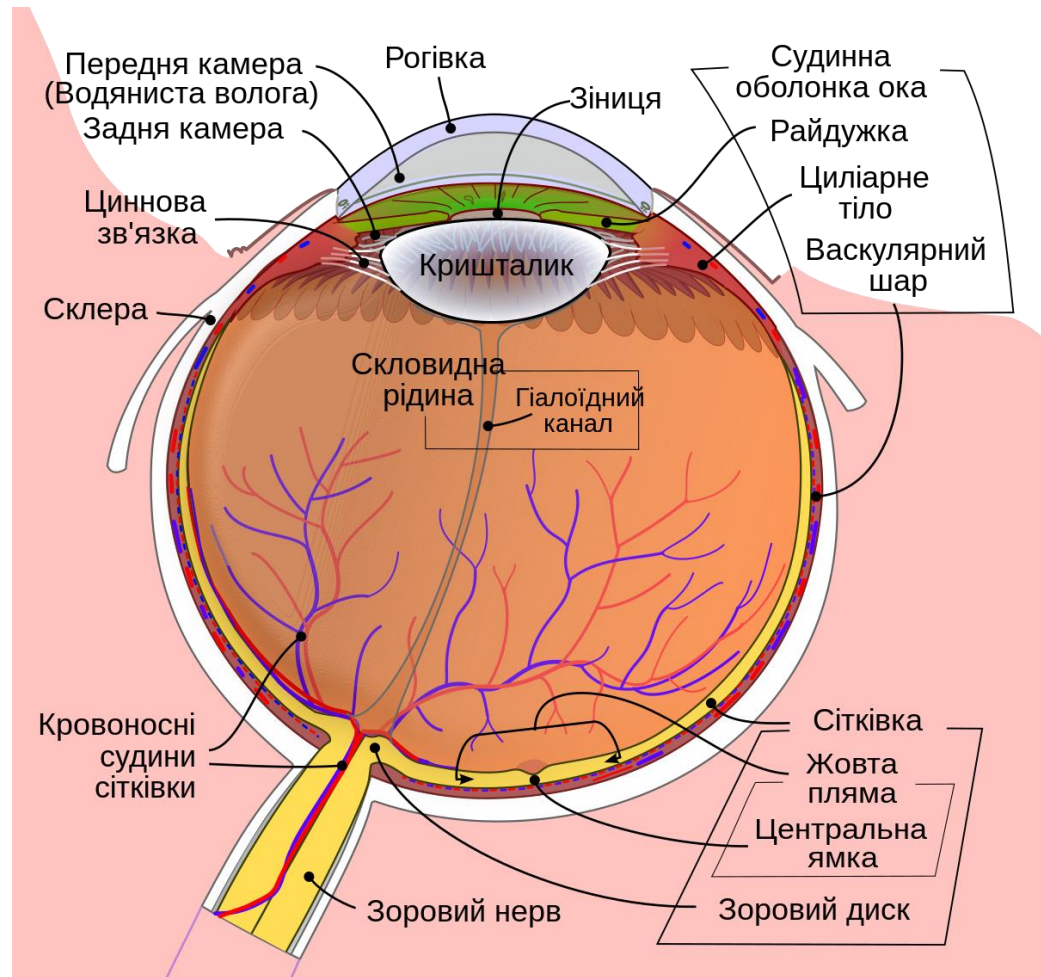
- 1) зовнішню – фіброзну, або білкову (склера або рогівка);
- 2) середню – судинну (хоріоїдея, циліарне тіло і райдужка);
- 3) внутрішню – нервову, або чутливу (сітківка або ретина).

# Оболонки ока



# Вміст очного яблука:

1. Волога передньої і задньої камер.
2. Кришталик.
3. Скловидне тіло.



## Світлопровідна система ока

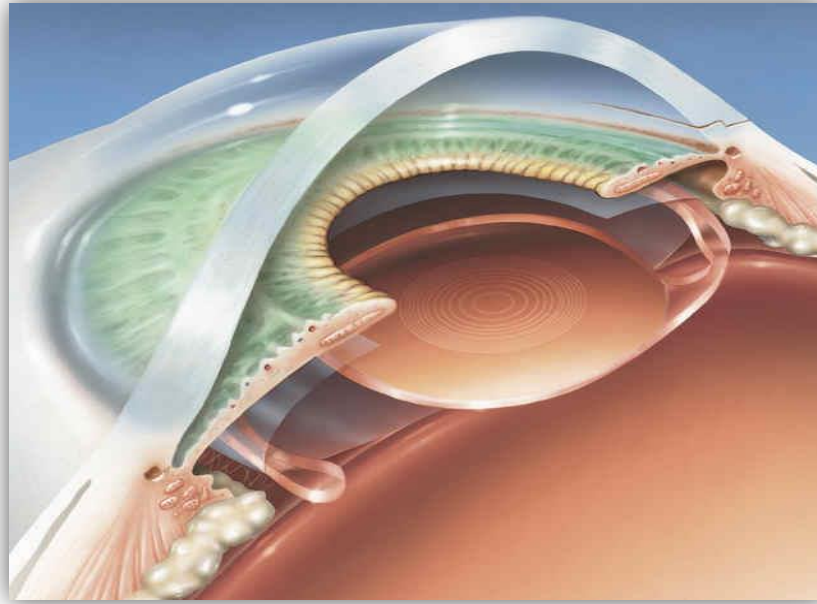
1. Рогівка (*cornea*).
2. Волога передньої і задньої камер.
3. Кришталик (*lens*).
4. Скловидне тіло (*vitreous body*).

**1. Рогівка (cornea)** – це передня частина зовнішньої (фіброзної) оболонки ока. Задня частина називається **склерою**.

Світло потрапляє в око через рогівку.

Рогівка прозора, має найбільшу кривизну і міцність.

- $D = 40$  дптр,  $n = 1,38$ .



**2. Волога передньої і задньої камер** – рідина з показником заломлення світла.

- $D = 1$  дптр,  $n \approx 1,33$ .

Передня камера ока розташована відразу за рогівкою.

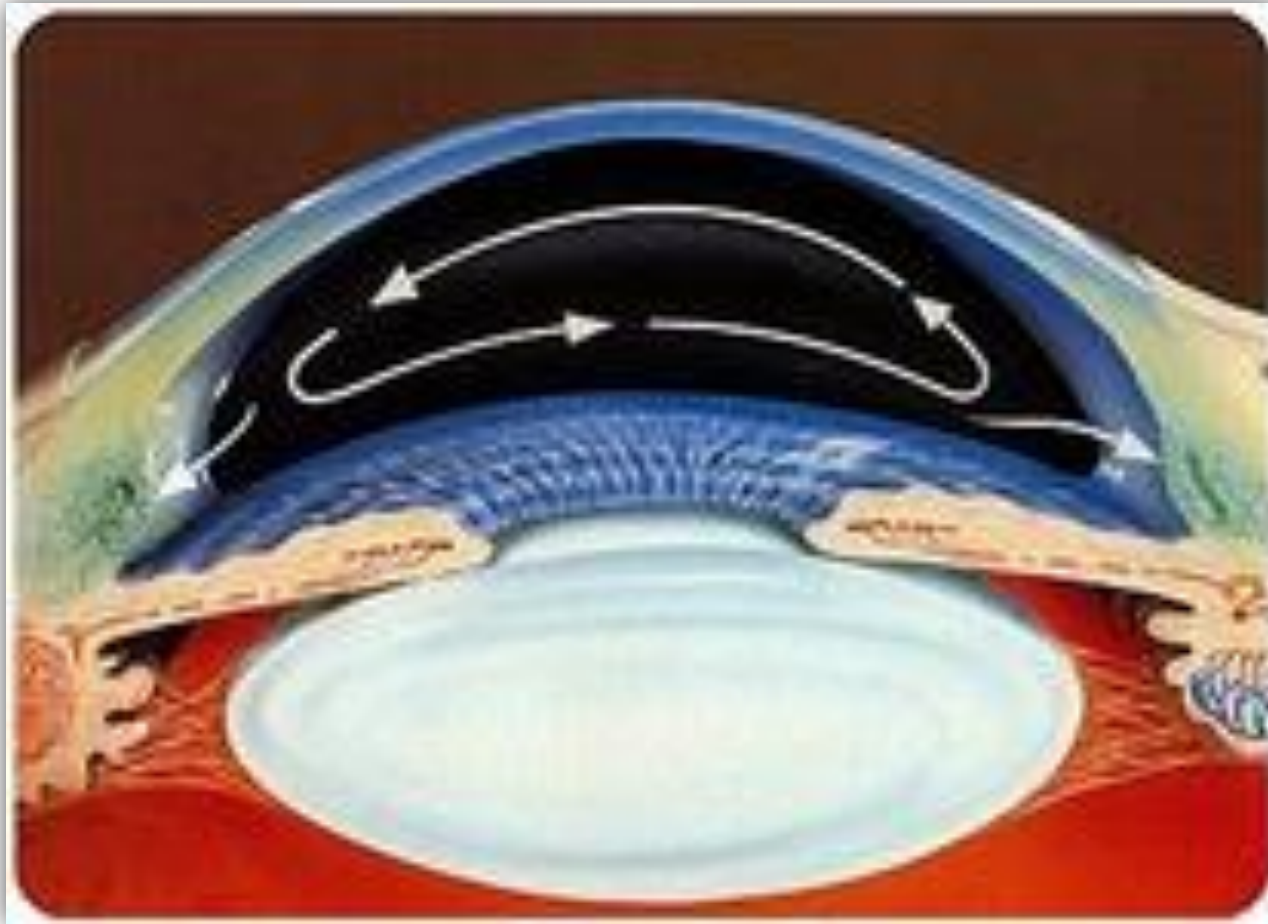
Задня камера ока відокремлена від передньої камери райдужкою, але рідина в них циркулює загальна, проникаючи через зіницю.

**Райдужна оболонка (райдужка)** – передня частина судинної оболонки, визначає колір очей людини.

У центрі райдужної оболонки знаходиться невеликий отвір – **зіниця**.

Кількість світла, що потрапляє в око, регулюється діаметром зіниці (від **2–3** мм при яскравому світлі до **7–8** мм у сутінках).

# Передня і задня камери ока

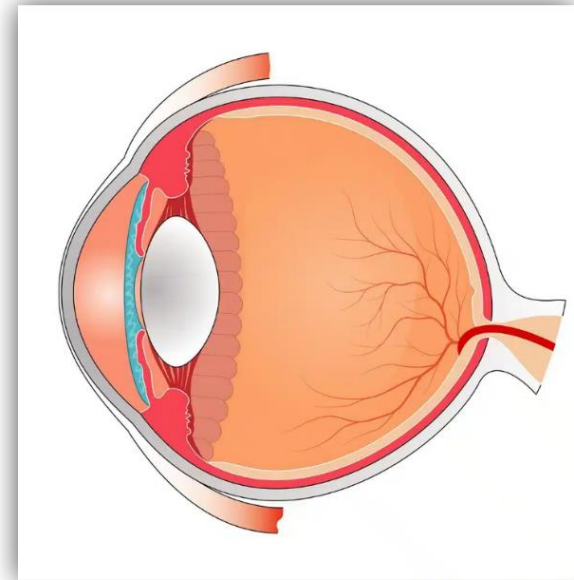


### 3. Кришталик – прозоре еластичне тіло:

- має багато шарів, нагадує цибулину;
- має форму двоопуклої збиральної лінзи;
- заломлює промені світла у бік сітківки.

Оптична сила кришталіка:

- $D$  (у спокої) = **20 дптр**;
- $D$  (при акомодациі) = **30 дптр**;
- $n = 1,44$ .



**4. Скловидне тіло** – прозора желеподібна речовина, що заповнює простір очного яблука між кришталиком та сітківкою; займає приблизно  $2/3$  об'єму очного яблука.

- $n = 1,336$ ;  $D = 1$  дптр.

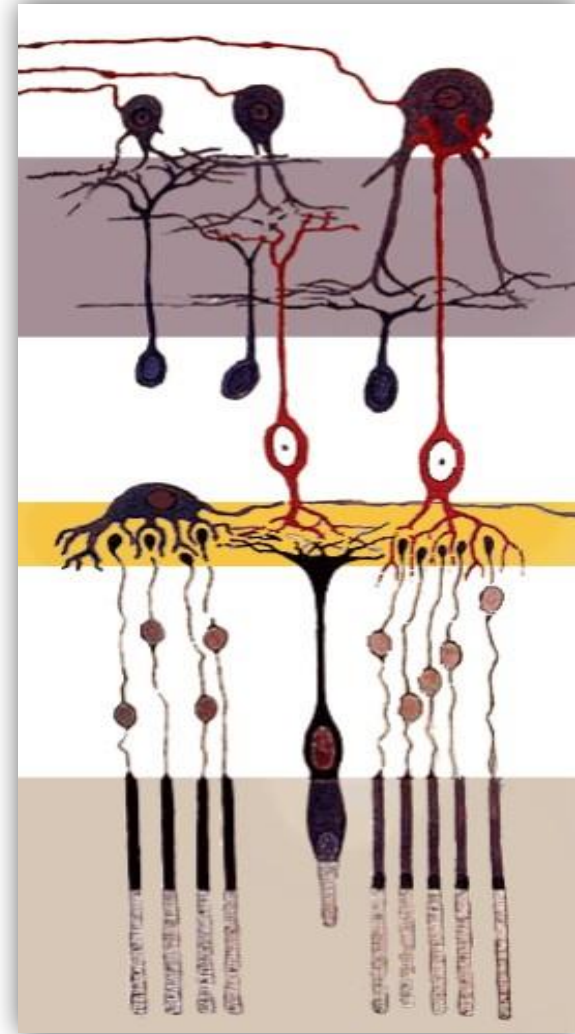
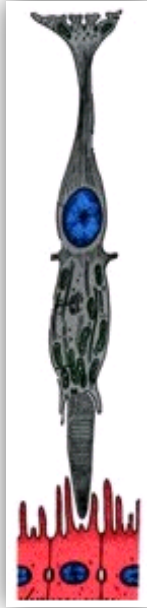
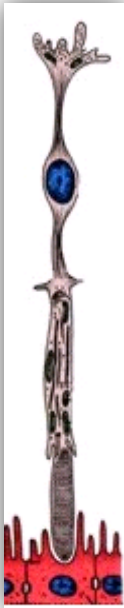
Підтримує форму очного яблука.

Весь вміст ока знаходиться під тиском, що перевищує тиск навколишнього середовища на **18–20 мм рт. ст.** Цей тиск називається **внутрішньоочним тиском (ВОТ)**.

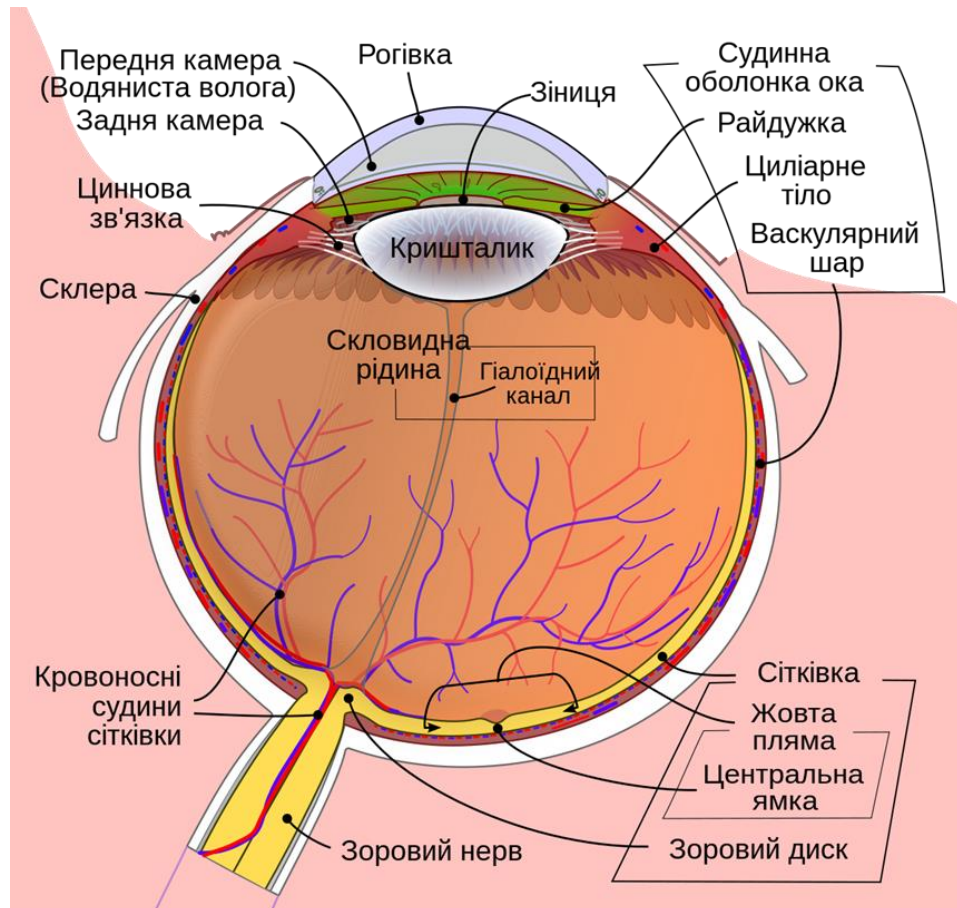
При миганні ВОТ збільшується на 5 мм рт. ст., при примружуванні – на 26 мм рт. ст.

# Світлосприймаюча система ока – це сітківка.

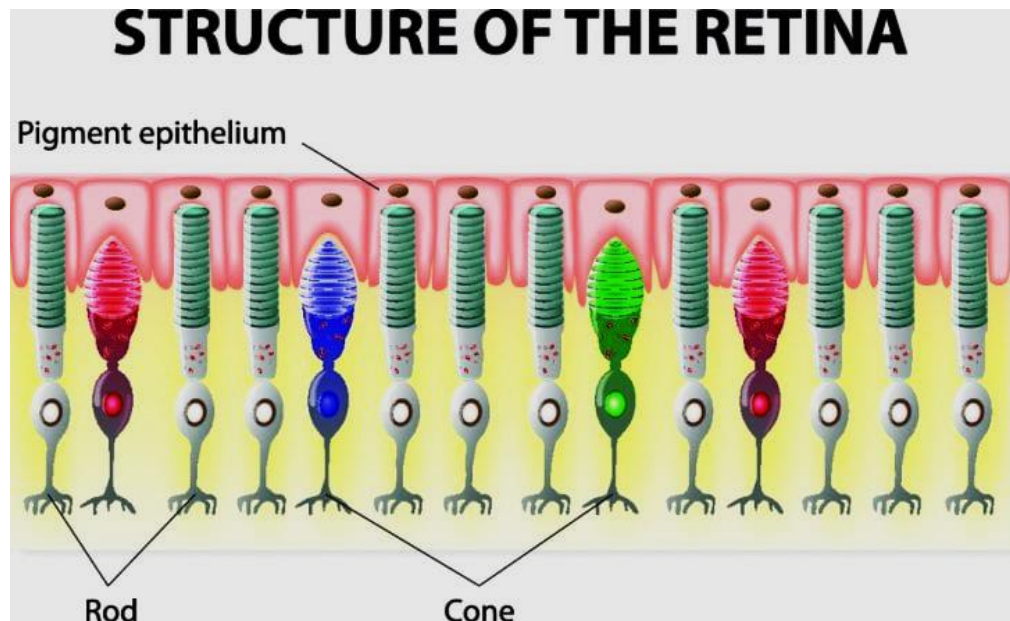
- Сітківка (або *ретина*, *retina*) – це високодиференційована нервова тканина, що містить фоторецептори (клітини, чутливі до світла) двох видів:  
1) палички;      2) ковбочки.



- **Сліпа пляма** – місце входження зорового нерва в очне яблуко; це область сітківки, *нечутлива* до світла.
- **Жовта пляма (макула)** – *найбільш чутлива* до світла область сітківки.



- **Кількість:**
  - ковбочок – **7 млн**,
  - паличок – **130 млн**.
- **Розподіл** паличок та ковбочок на сітківці *нерівномірний*:
  - ковбочки розташовані в основному в центрі сітківки (в «жовтій плямі»),
  - палички – в основному на периферії сітківки;
  - немає зорових рецепторів тільки в «сліпій плямі».



- **Сприйнятливість до кольору:**
  - ковбочки забезпечують здатність ока розрізняти кольори;
  - палички – ні.
- **Світлочутливість:**
  - у ковбочок – невисока (вимагають для своєї роботи яскравого денного світла);
  - у паличок – висока (можуть працювати навіть в сутінках).
- **Максимум загальної чутливості:**
  - ковбочок  $\lambda = 555$  нм (жовто-зелений колір);
  - паличок  $\lambda = 510$  нм (сіро-блакитний колір).

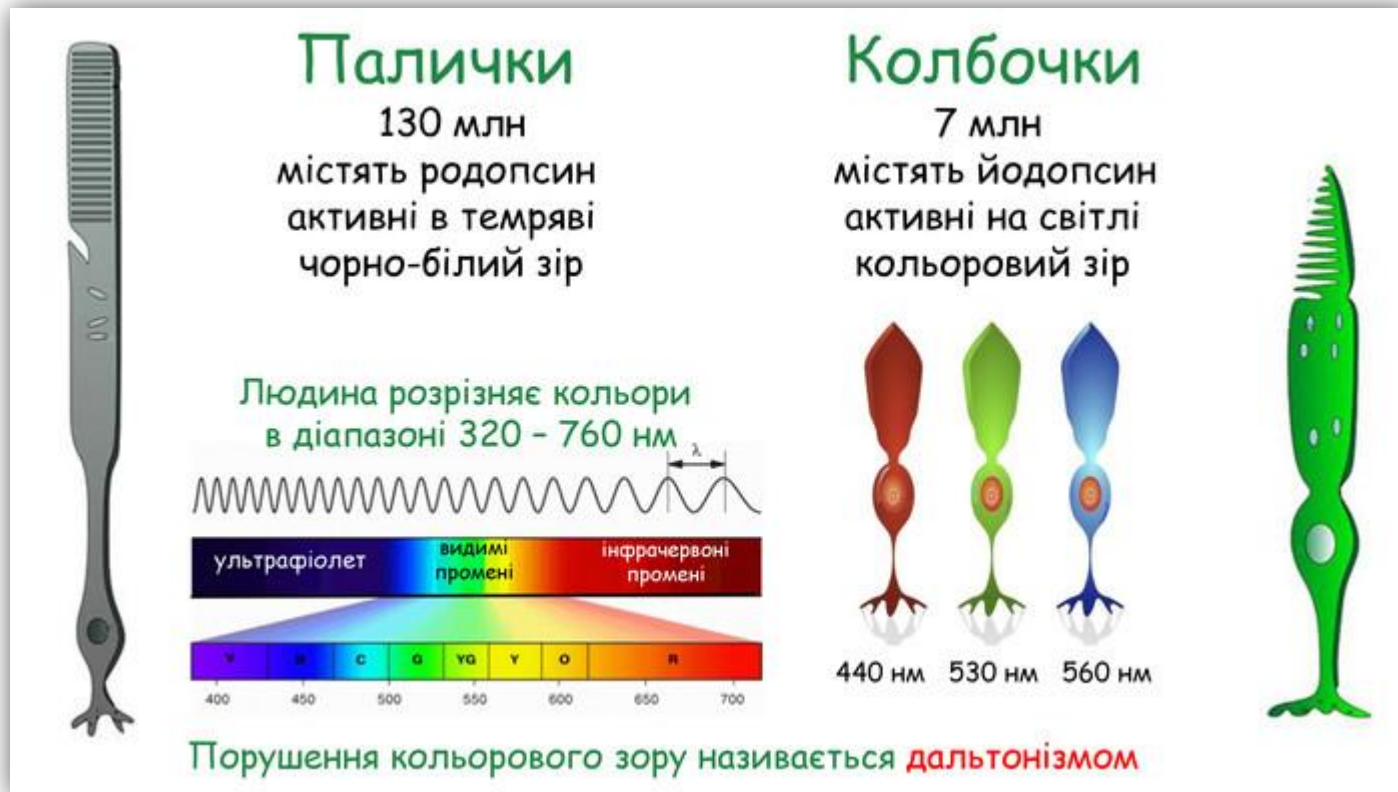
Отже,

**палички** утворюють апарат:

- ахроматичного (некольорового);
- сутінкового;
- периферичного зору.

**ковбочки** утворюють апарат:

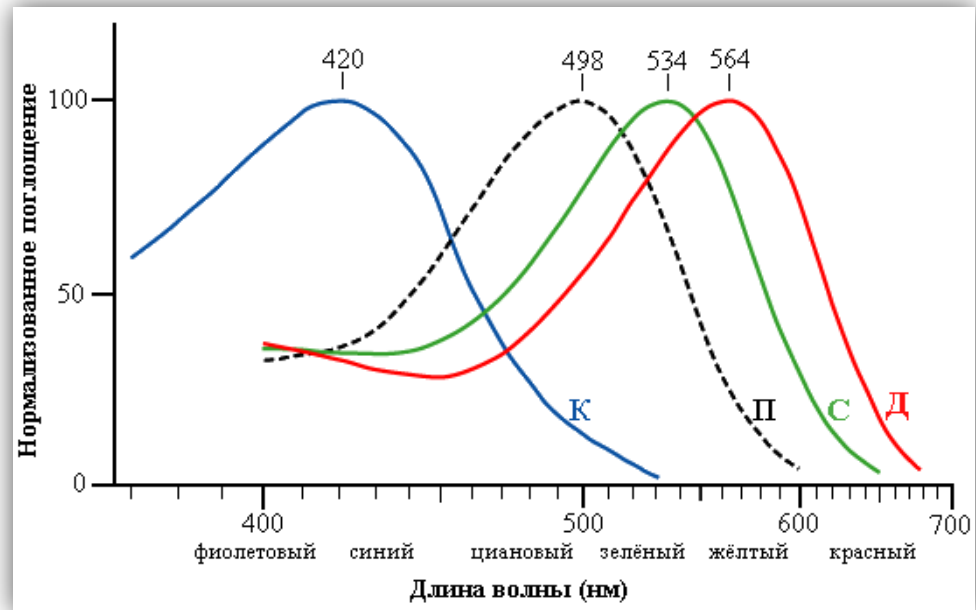
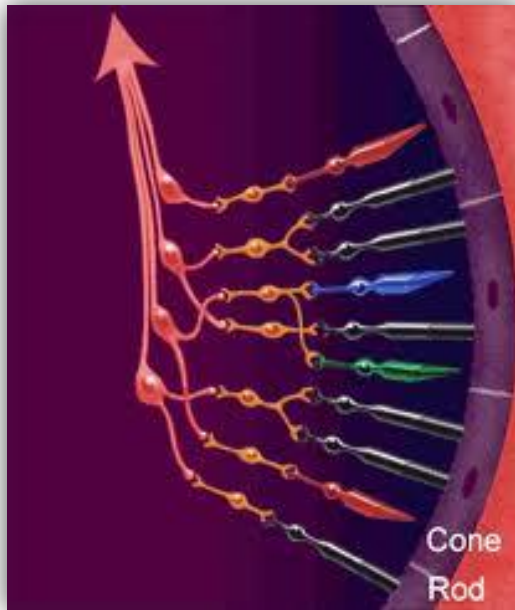
- хроматичного (кольорового);
- денного;
- центрального зору.



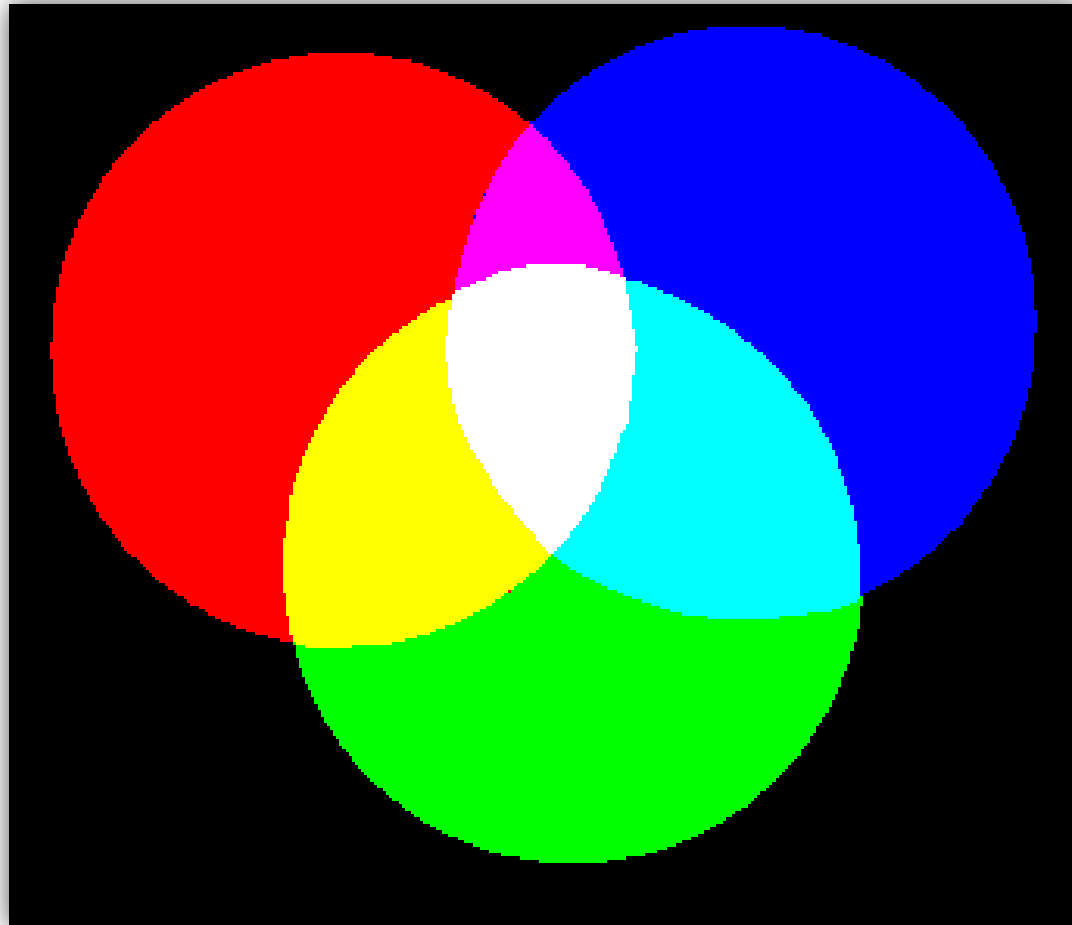
# Здатність людини розрізняти кольори

На сітківці є три групи колбочок, максимум чутливості яких відповідає трьом кольорам:

- 1)  $\lambda_{max} = 445$  нм (синій колір);
- 2)  $\lambda_{max} = 535$  нм (зелений колір);
- 3)  $\lambda_{max} = 570$  нм (червоний колір).



Те, який колір сприйматиметься мозком, залежить від **ступеня збудження** кожної з груп ковбочок.



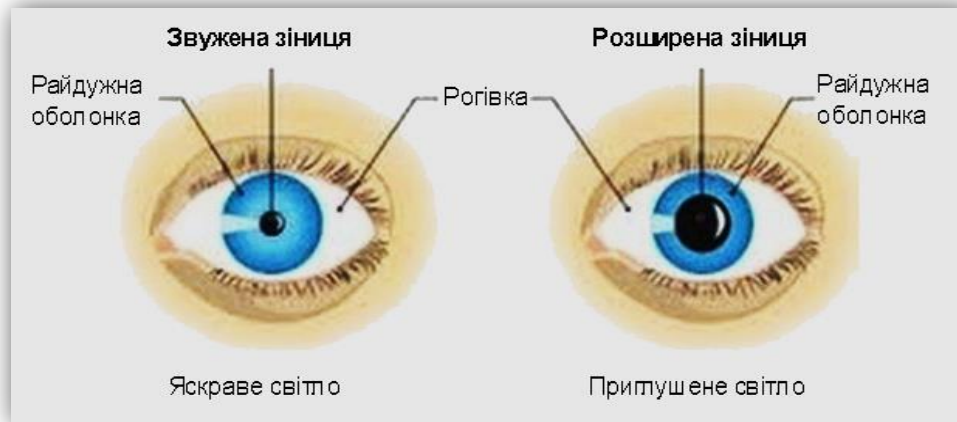
**Адаптація** – здатність ока пристосовуватися до бачення при різних *яскравостях* світла.

- **Механізми адаптації:**

1) зміна діаметра зіниці від **2 мм** до **8 мм**;

2) зміна концентрації світлочутливої речовини, що міститься в зорових рецепторах, розщеплення якої викликає збудження цих рецепторів;

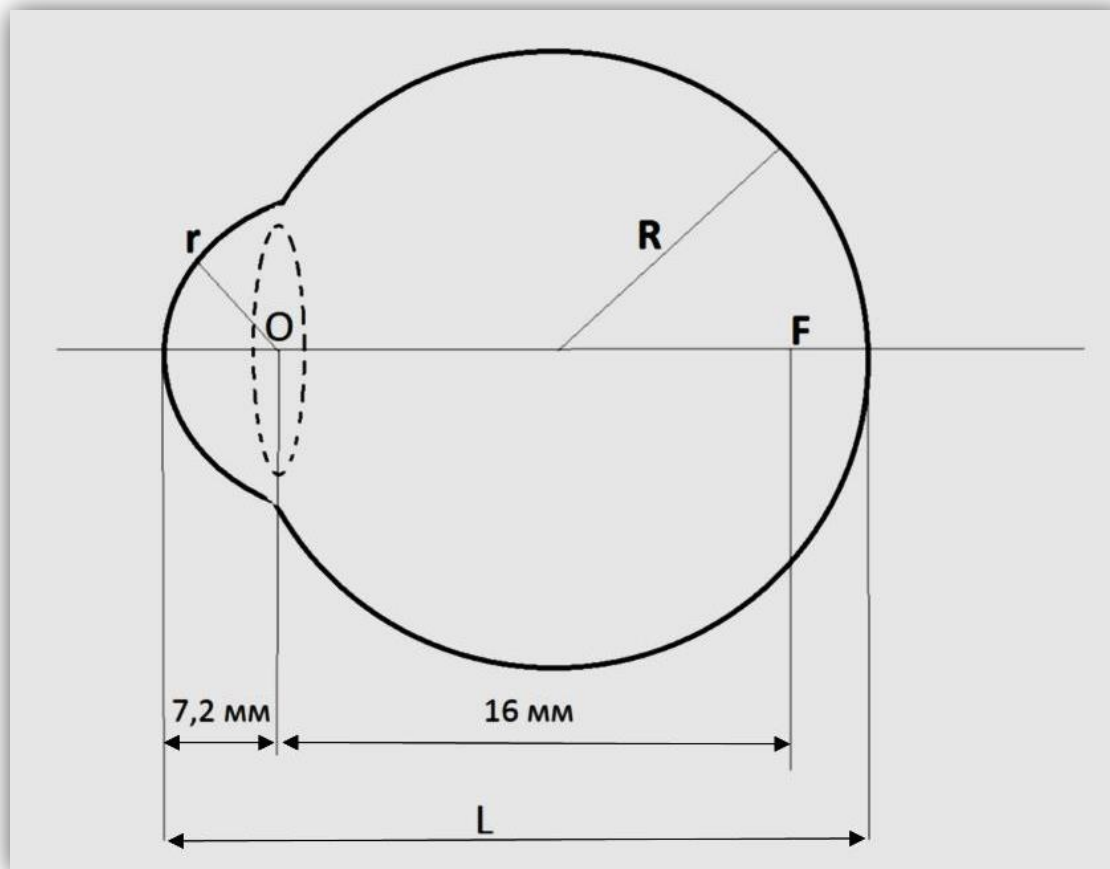
3) екранування ковбочок і паличок темним пігментом, що знаходиться в судинній оболонці і здатен в процесі адаптації переміщатися в напрямку склоподібного тіла.



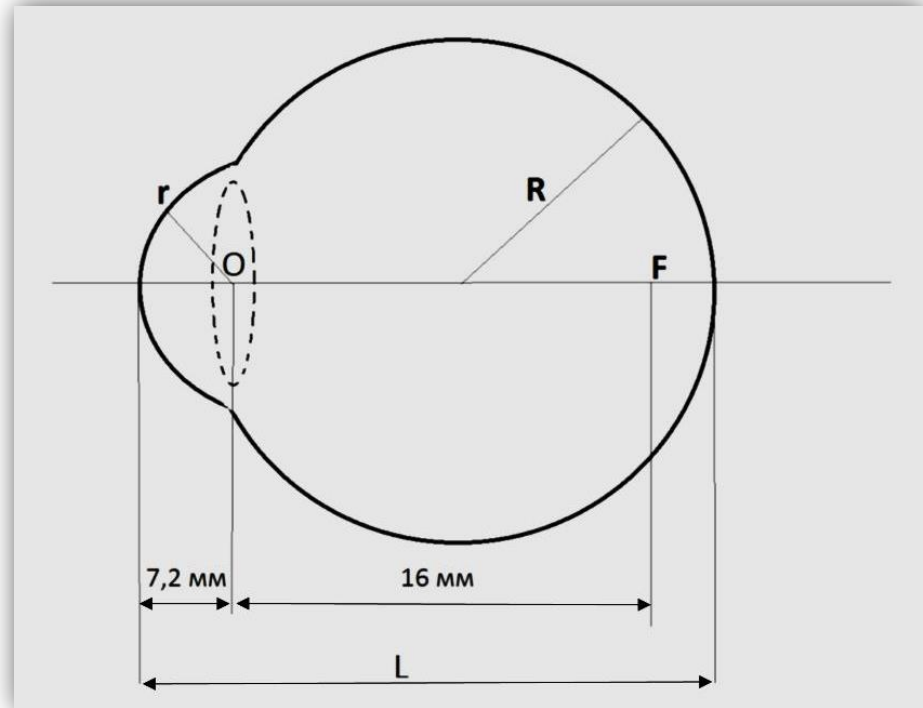


**Око за Вербицьким** – це фізична модель людського ока, яка розглядає око як одну збиральну лінзу.

Оптична схема ока за Вербицьким

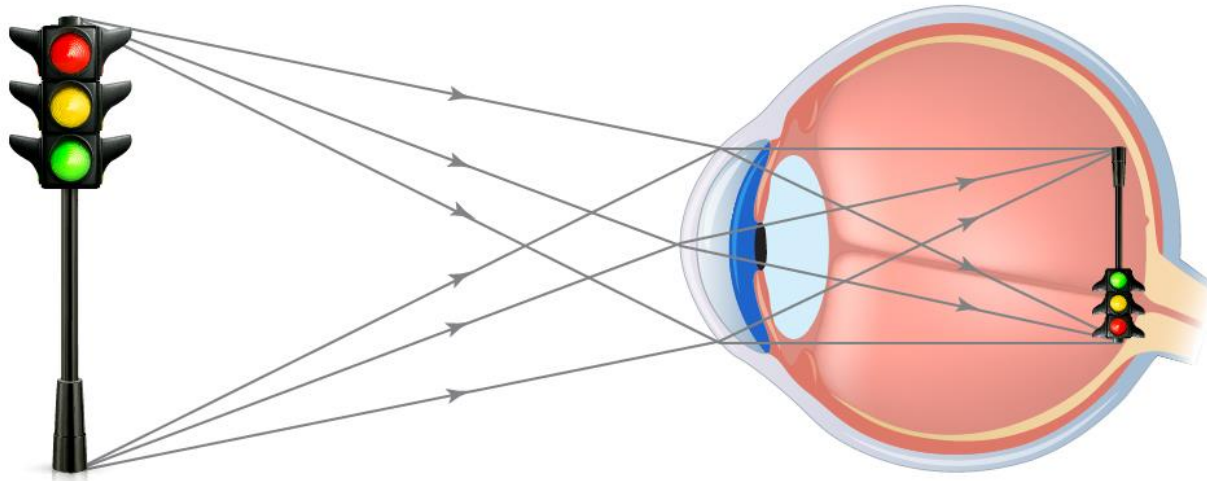


- **Оптичний центр ока** знаходиться приблизно *в центрі кришталіка* – на відстані **7,2 мм** від рогівки і на відстані **16–17 мм** від сітківки.
- **Головна оптична вісь ока** проходить через геометричні центри рогівки, зіниці і кришталіка.
- **Зорова вісь ока** проходить через оптичний центр ока і жовту пляму, під кутом  $\approx 5^\circ$  до головної оптичної осі.



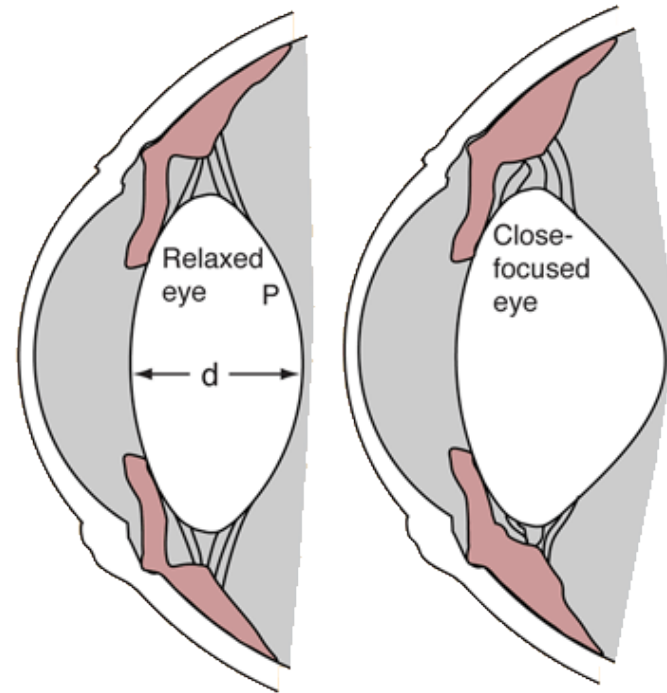
# Зображення предмета

- формується на сітківці в ділянці **макули (жовтої плями)**;
- воно є дійсним, перевернутим, зменшеним.



Як формується зображення

- **Акомодація** — це процес пристосування ока до чіткого бачення різновіддалених предметів за допомогою зміни кривизни і оптичної сили кришталика.



- При розгляданні близьких предметів м'язи ока напружуються, кришталик округляється і збільшує свою оптичну силу ( $D$ ) від **20** до **30** дптр.

## Загальна оптична сила ока – $D(\text{ока})$ :

$$D_{(\text{ока})} = D_{(\text{рого́вки})} + D_{(\text{кришталіка})} + D_{(\text{вологи камер, скловидного тіла})}$$

$$D(\text{ока в спокої}) = 40 + \underline{20} + 3 = \mathbf{63} \text{ дптр};$$

$$D(\text{ока при акомодаци́ї}) = 40 + \underline{30} + 3 = \mathbf{73} \text{ дптр.}$$

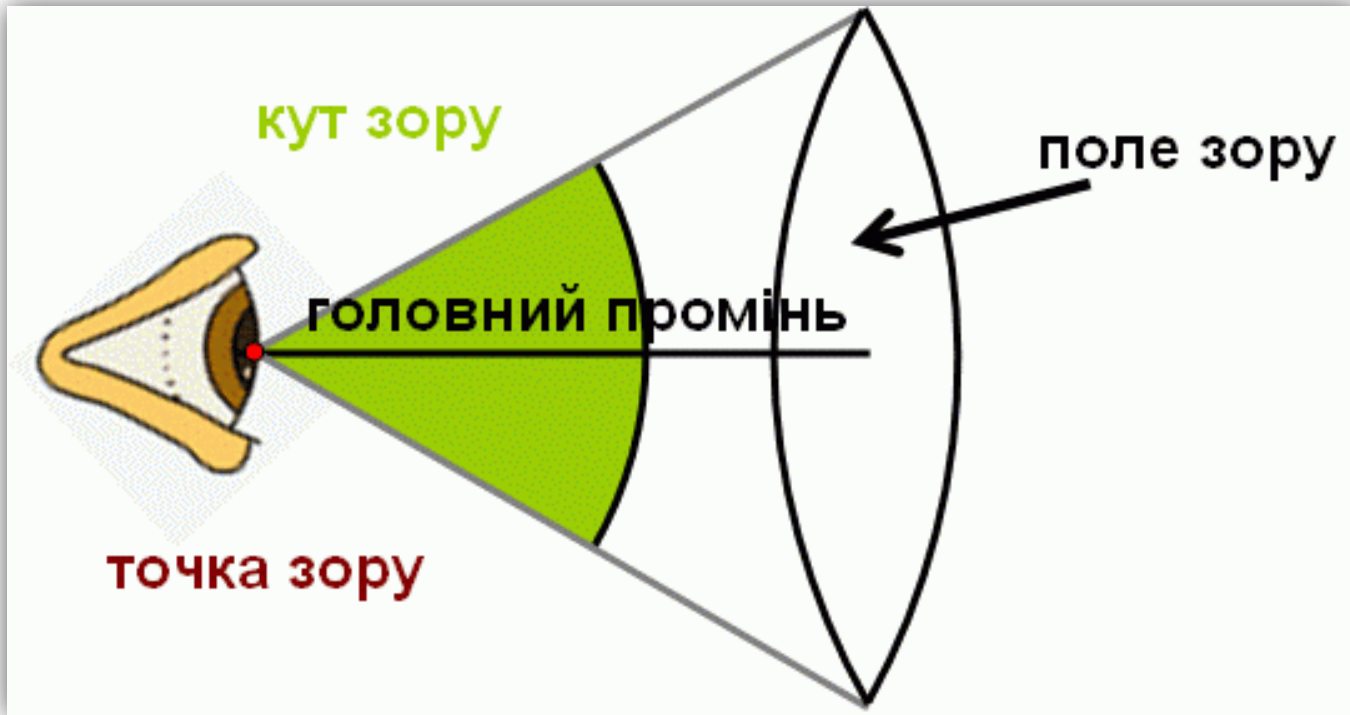
- **Відстань найкращого зору ( $a_0$ )** в нормі дорівнює  **$a_0 = 25 \text{ см} = 0,25 \text{ м}$ .**

Якщо предмет розташований на відстані  $a > 25 \text{ см}$ , то акомодация не потрібна.

- **Ближня точка ока** (або ближня точка ясного бачення) – це найменша відстань від ока до предмета, при якому ще можливо отримати його чітке зображення на сітківці.

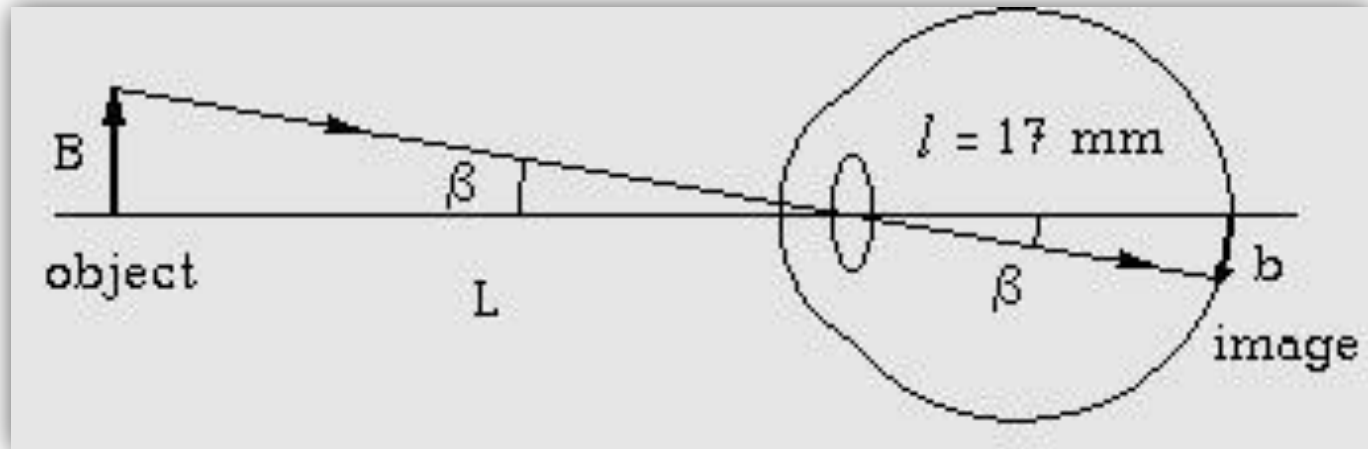
**Кут зору ( $\beta$ )** – кут, утворений променями, що йдуть від країв предмета і проходять через оптичний центр ока.

**Найменший кут зору (в нормі)  $\beta_{min} = 1'$**

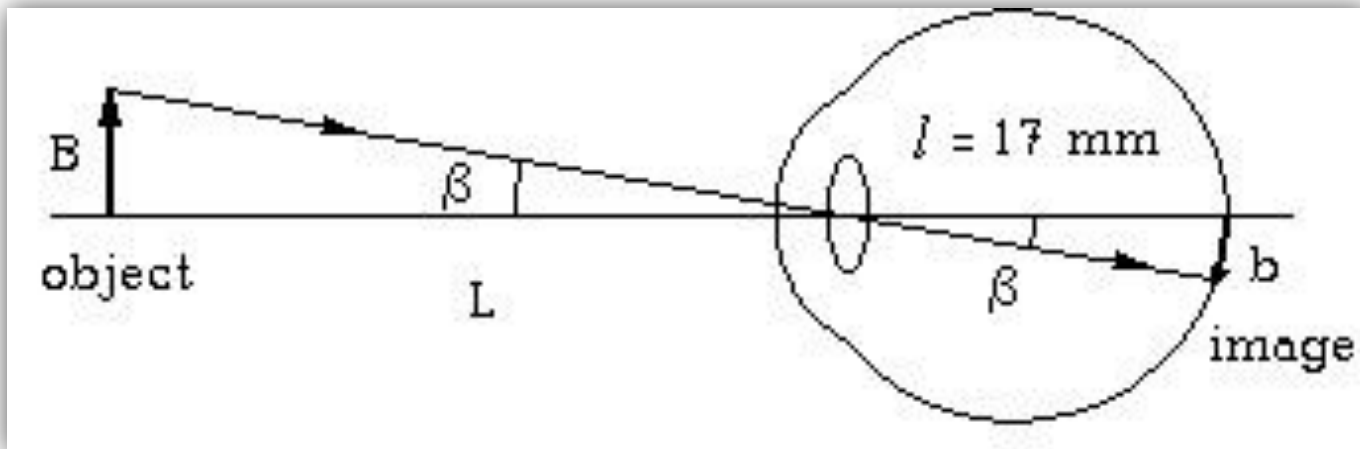


- **Межа розрізнення ока ( $z$ )** – мінімальна відстань між двома точками предмета, які можуть бути розрізнені оком.

В нормі  $z = 70$  мкм, якщо предмет знаходиться на відстані найкращого зору ( $L = a_0 = 25$  см = 0,25 м).



- **Розмір зображення ( $b$ ) на сітківці** в цьому випадку дорівнює **5 мкм**, що відповідає *середній відстані між двома сусідніми ковбочками*.



- Здатність ока розрізняти (бачити як окремі) різні точки предмета називають **роздільною здатністю ока (РЗ)**.

- Роздільна здатність ока тим більша, чим менша його межа розрізнення ( $z$ ), тобто чим менше найменший кут зору ( $\beta_{min}$ ).

У медицині для характеристики роздільної здатності ока використовують таке поняття, як **гострота зору (ГЗ)**:

$$\text{ГЗ} = \beta_{\min} (\text{у нормі}) / \beta_{\min} (\text{пацієнта}),$$

$$\text{ГЗ} = 1 / \beta_{\min} (\text{пацієнта}).$$

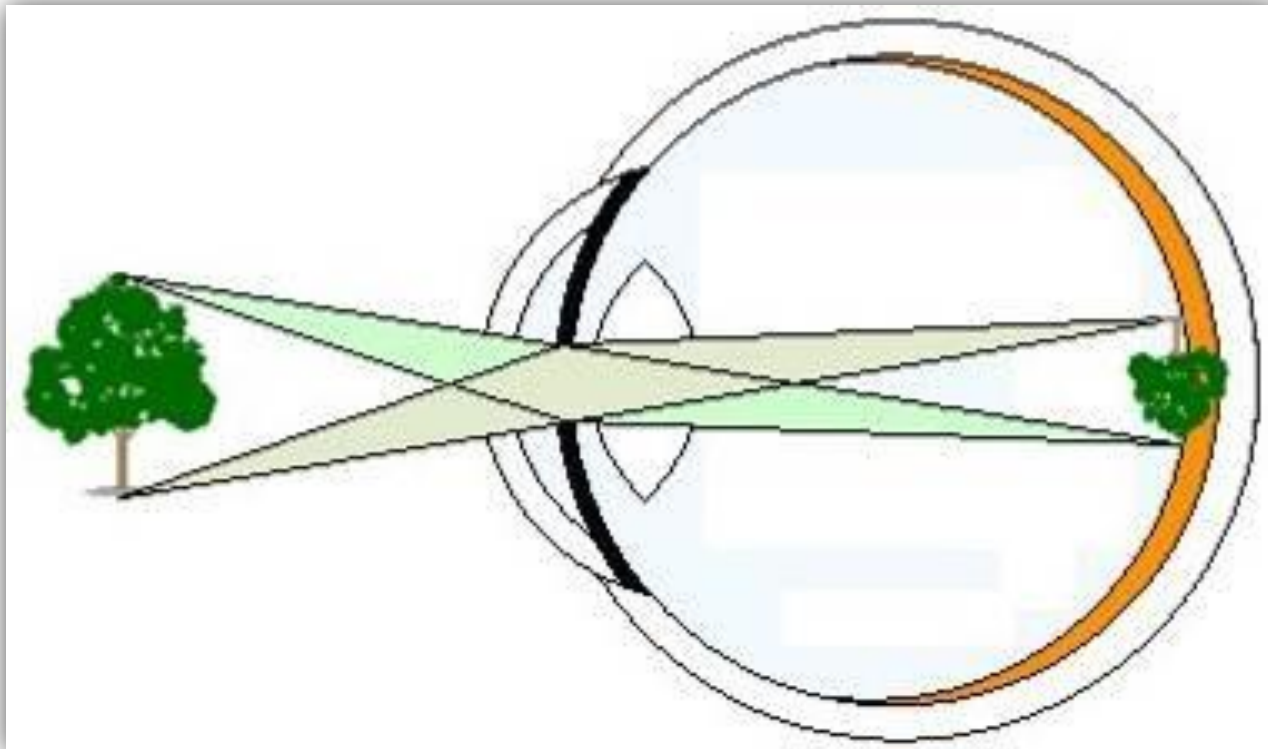
- Наприклад, якщо  $\beta_{\min} (\text{пацієнта}) = 4'$ , то  $\text{ГЗ} = 1/4 = 0,25$ .



# Дефекти світлопровідної системи ока:

1. Міопія.
2. Гіперметропія.
3. Астигматизм.

В нормі зображення предмета має формуватися **строго на сітківці** ока:



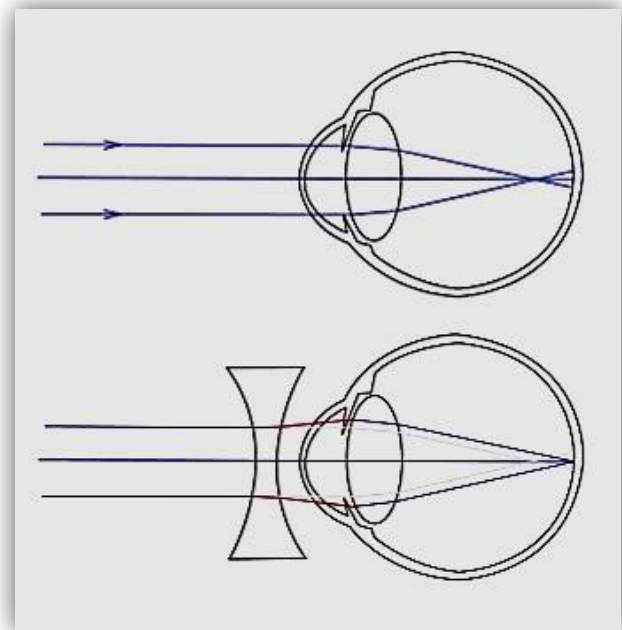
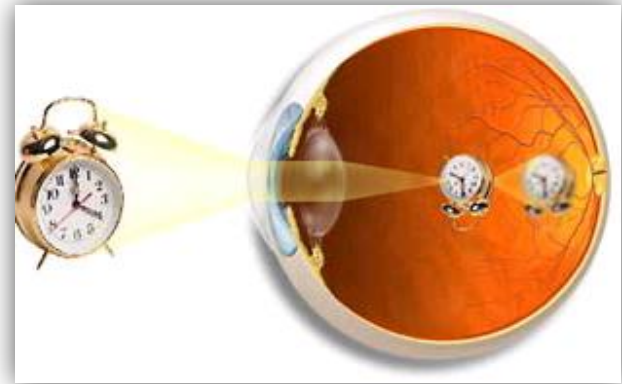
# 1. Міопія (короткозорість): зображення предмета формується *перед* сітківкою.

Причини:

- 1) *витягнута* (видовжена) форма очного яблука,
- 2) «рефракційна міопія» – надмірна заломлююча здатність різних елементів світлопровідної системи ока.

Корекція:

Використання *розсіювальних* лінз (для зменшення оптичної сили ока).



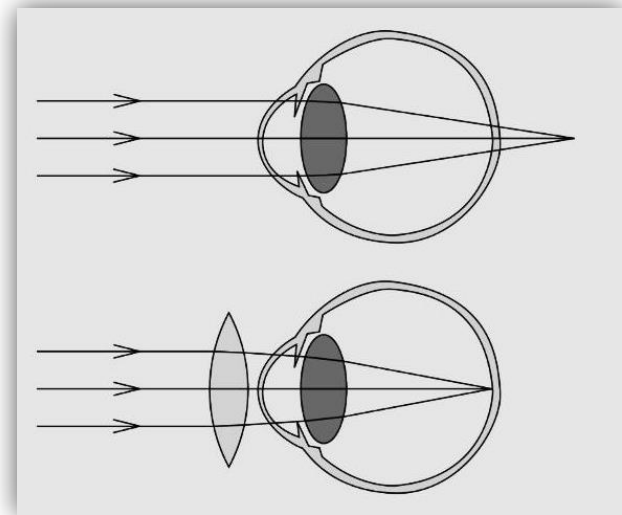
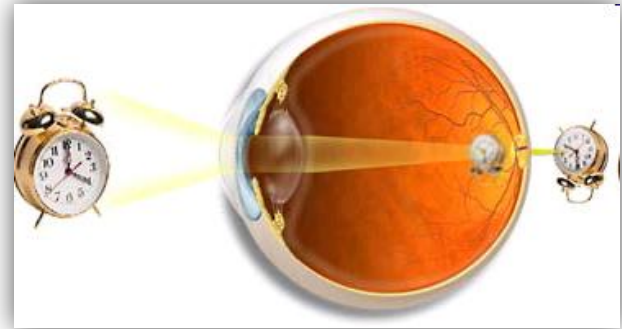
## 2. Гіперметропія (далекозорість): зображення предмета формується *за* сітківкою.

Причини:

- 1) *укорочена* (сплюснута)  
форма очного яблука.
- 2) втрата кришталіком  
еластичності (стареча  
далекозорість).

Корекція:

Використовуються *збиральні*  
лінзи (для збільшення  
оптичної сили ока).



**3. Астигматизм** – розмите зображення предмета на сітківці, оскільки зображення фокусується одразу у декількох точках (на сітківці утворюється декілька фокусів).

Причина:

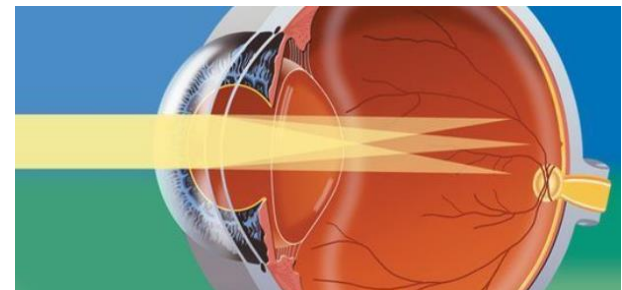
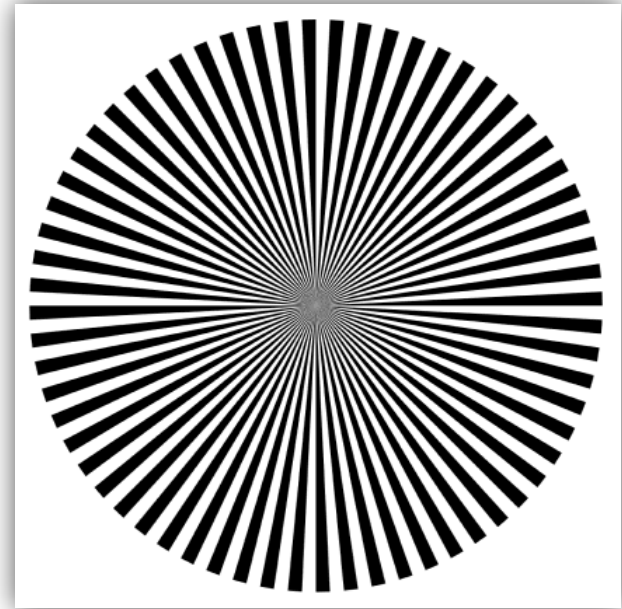
викривлена рогівка, *неоднакова кривизна* заломлюючих поверхонь ока в різних меридіанних площинах.

Корекція:

- *циліндричні* лінзи.

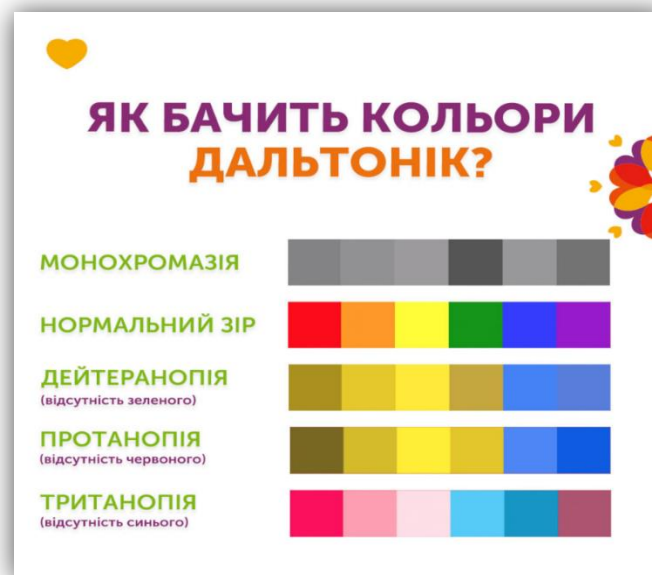
Тест на астигматизм

Зірка Сіменса



# Недоліки світлосприймаючої системи ока

- **Дальтонізм** – неспроможність ока розрізняти кольори, найчастіше – червоний і зелений.  
Причина – порушення роботи однієї з груп ковбочок.



ДЯКУЄМО ЗА УВАГУ!





**Харківський національний медичний університет**

Кафедра медичної та біологічної фізики  
і медичної інформатики

Дисципліна  
«Медична та біологічна фізика;  
медичні інформаційні технології»

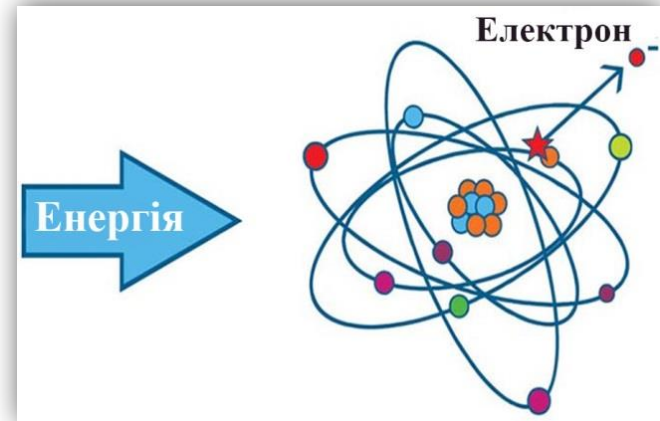
**Лекція № 7**

# **Іонізуючі випромінювання. Рентгенівське випромінювання**

# План лекції

1. Іонізуючі випромінювання.
2. Рентгенівське випромінювання, механізми його виникнення.
3. Характеристичне та тормозне рентгенівське випромінювання, спектри.
4. Взаємодія рентгенівського випромінювання з речовиною.
5. Використання рентгенівського випромінювання в медицині.
6. Радіоактивність, види радіоактивних розпадів.
7. Закон радіоактивного розпаду.

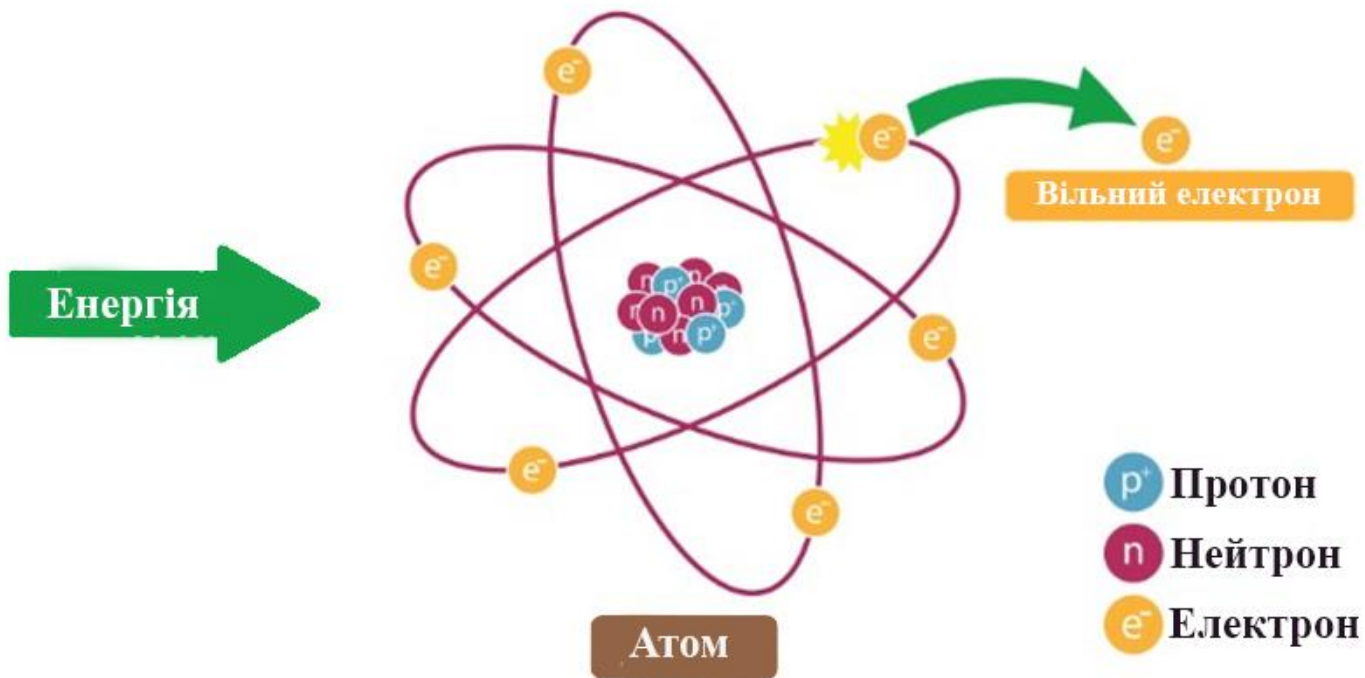
**Іонізуючі випромінювання** – це випромінювання, вплив яких на речовину призводить до іонізації її атомів і молекул.



**Іонізація атомів** – утворення електрично заряджених частинок, вільних електронів та іонів з електрично нейтральних частинок середовища.

Іонізація може здійснюватися шляхом відриву від атому одного або декількох електронів з утворенням **позитивного іона** або за рахунок переходу електрона (електронів) до атому з набуттям ним негативного заряду, тобто утворенням **негативного іона**.

## Схема іонізації



# Іонізуючі випромінювання (ІВ)



## Корпускулярні:

- $\alpha$ -випромінювання;
- $\beta$ -випромінювання;
- потоки нейтронів;
- потоки протонів.

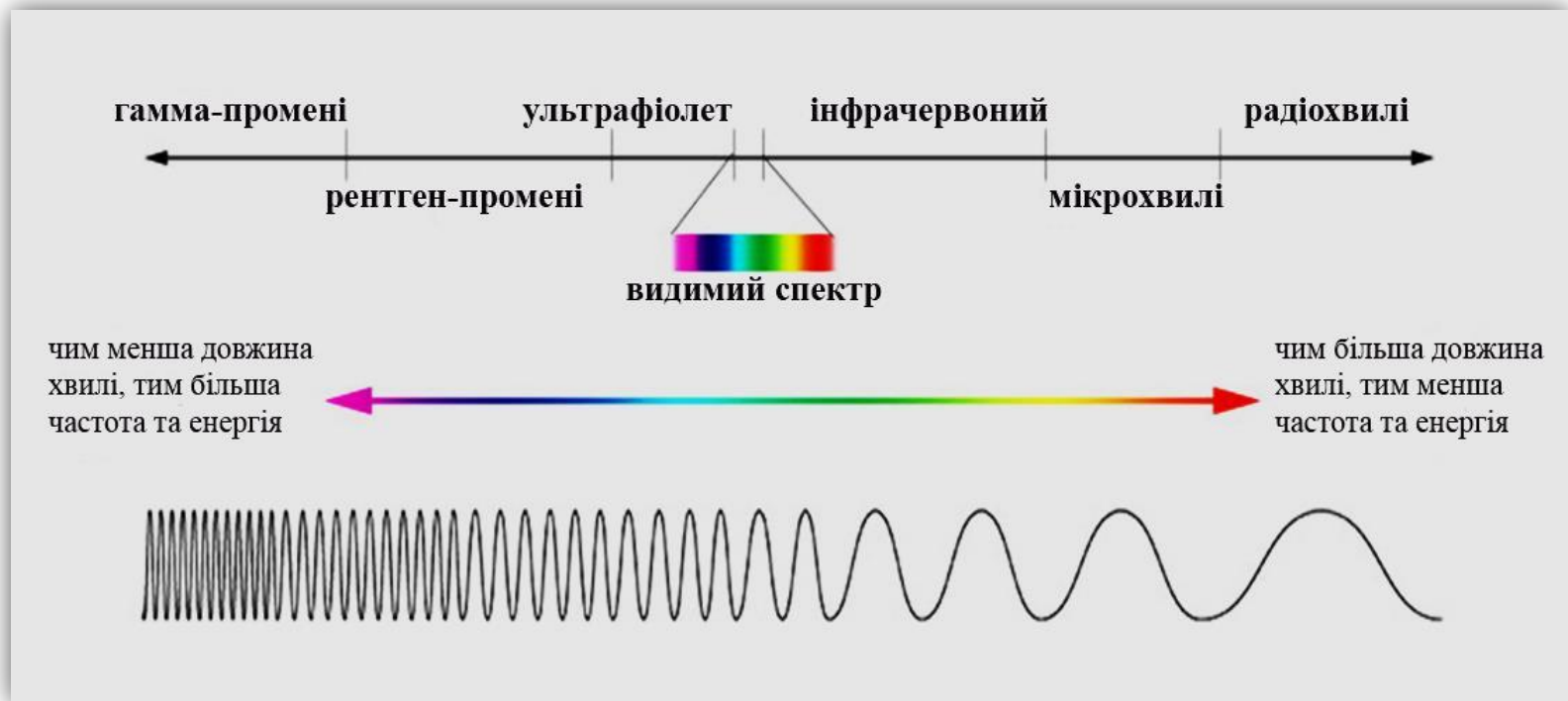


## Електромагнітні хвилі:

- рентгенівське;
- $\gamma$ -випромінювання.

# Шкала електромагнітних хвиль

$$E = h\nu = \frac{hc}{\lambda}$$



# Іонізуюче випромінювання



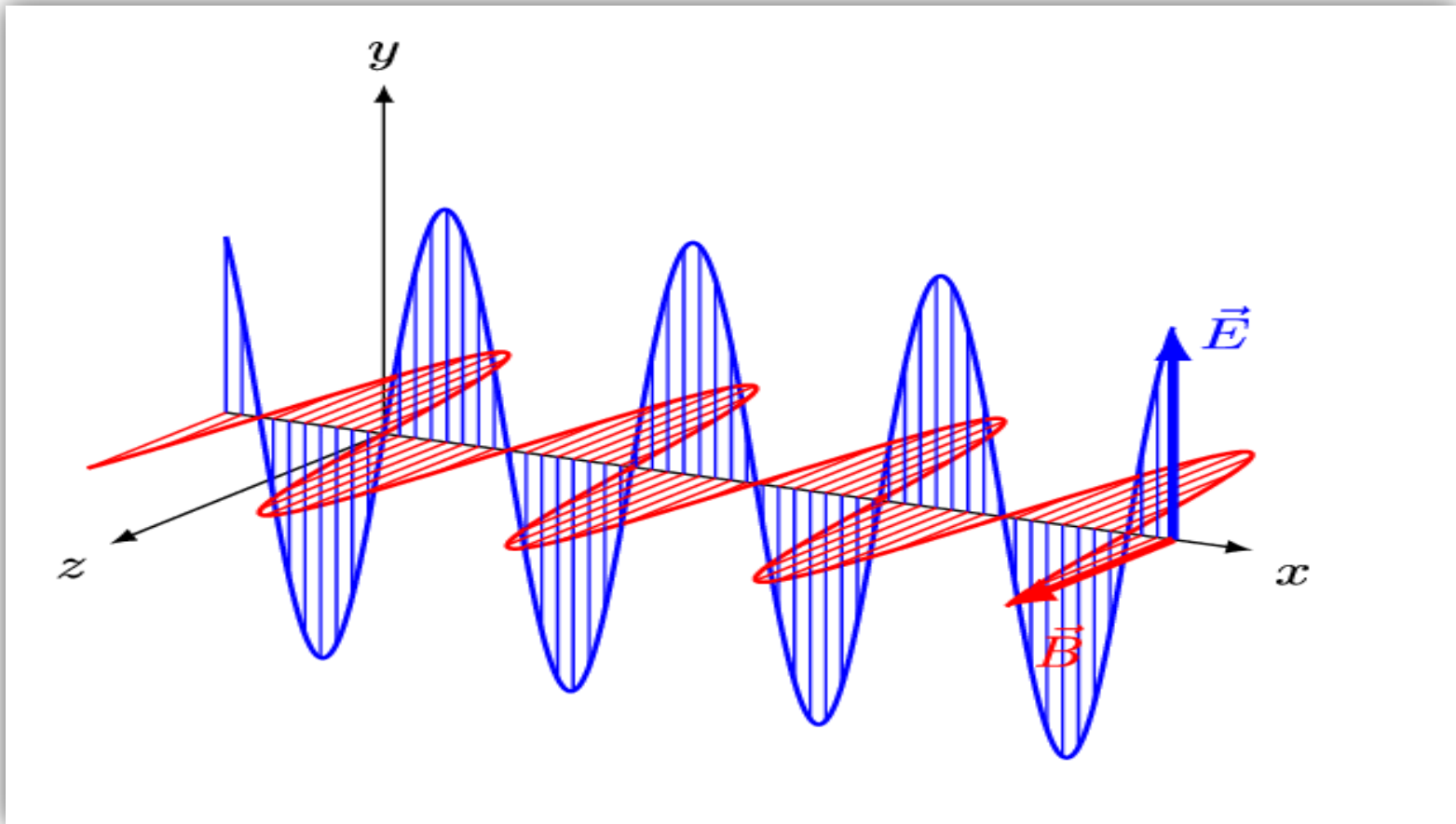
# Неіонізуюче випромінювання



**Рентгенівське випромінювання (X- або R $\ddot{o}$ -промені) – це електромагнітні хвилі з довжиною хвилі від  $10^{-5}$  нм до 80 нм.**

**Гамма-випромінювання ( $\gamma$ -промені) – це електромагнітні хвилі з довжиною хвилі  $\lambda < 10^{-5}$  нм, які виникають при внутрішньоядерних процесах.**

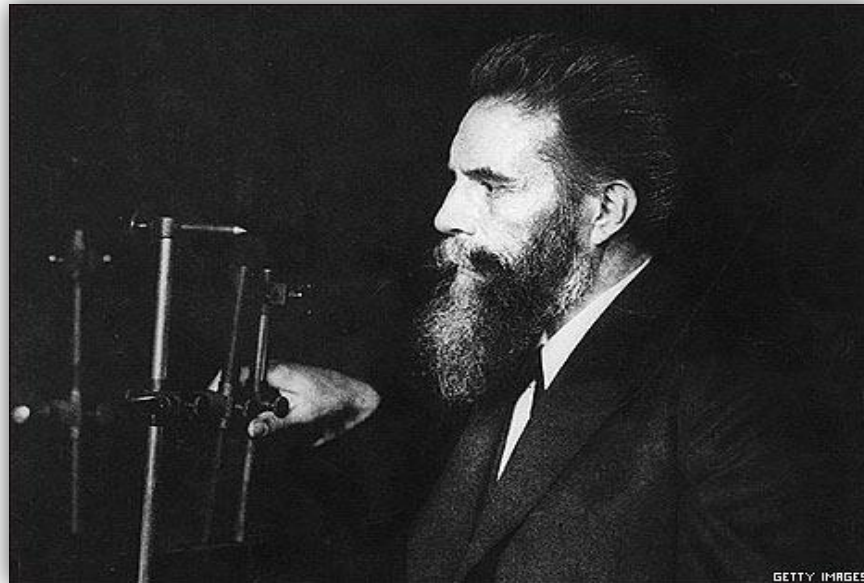
Електромагнітна хвиля – це поперечна хвиля.



# Вільгельм Кónрад Рентгén

(Wilhelm Conrad Röntgen) (1845–1923) – видатний німецький інженер і фізик, який у **1895 році** відкрив короткохвильові електромагнітні промені «Х-промені» (*рентгенівські проміні*).

Перший в історії фізики – лауреат Нобелівської премії (1901).



Інша назва рентгенівського випромінювання – *пулюївське випромінювання* походить від імені українського фізика **Івана Пулюя**.



Іван Павлович Пулюй (1845–1918) – видатний український науковець, фізик, винахідник, перекладач. Народився в Королівстві Галичина, Австро-Угорщина.

- Його дослідження катодних променів проклали шлях до двох важливих відкриттів у класичній фізиці – X-променів (1895) і електрона (1897).

# Рентгенівське випромінювання (РВ)

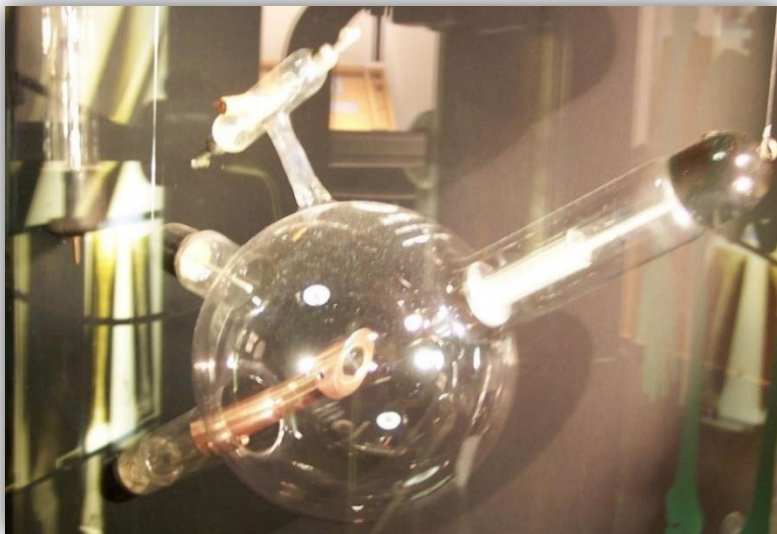
## РВ класифікують:

- *за механізмом виникнення:*
  - 1) гальмівне РВ;
  - 2) характеристичне РВ.
- *за довжиною хвилі (або за енергією):*
  - 1) м'яке (довгохвильове);
  - 2) жорстке (короткохвильове).

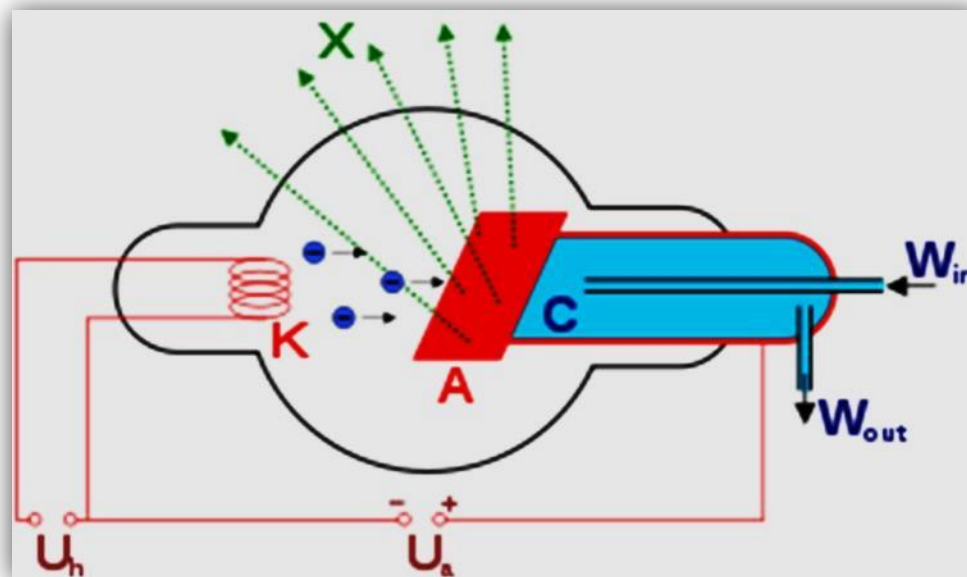
# 1. Гальмівне РВ.

- Отримують в *рентгенівських трубках* при різкому гальмуванні електронів в речовині анода (антикатода).

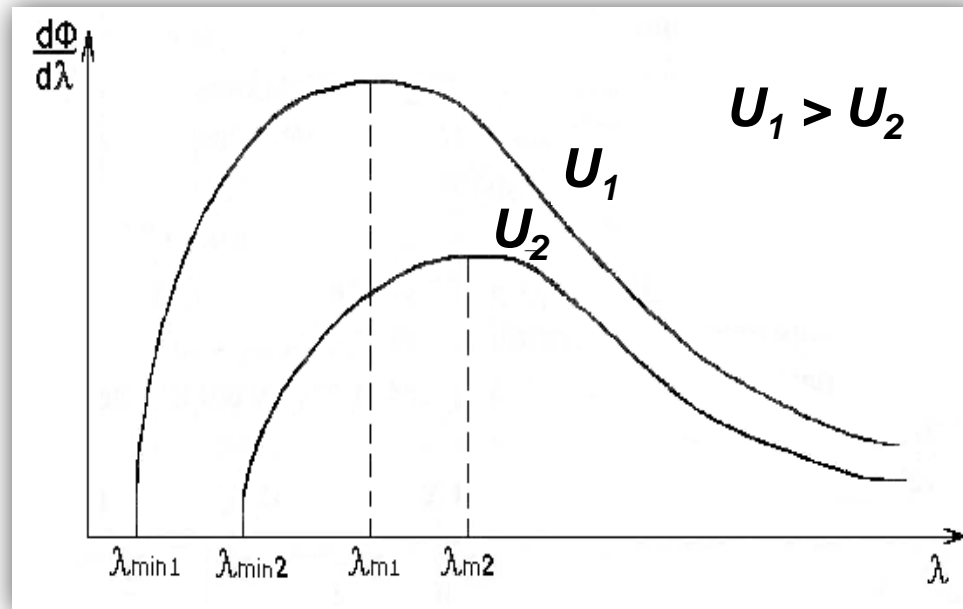
Рентгенівська трубка є основною частиною рентгенівського апарату.



- **Рентгенівська трубка** – це скляна посудина, з якої відкачано повітря, тобто знаходиться вакуум; трубка містить два електроди – катод (–) і анод (+).
- Розігрітий електричним струмом катод випускає електрони (*явище термоелектронної емісії*). Термоелектрони летять до анода і гальмуються в речовині анода, породжуючи гальмівне РВ.



- Гальмівне РВ має **безперервний спектр**.
- Зі збільшенням напруги ( $U$ ) спектр гальмівного РВ зміщується в бік *менших* довжин хвиль (вліво).



$U_1$  и  $U_2$  – напруга між анодом і катодом трубки (анодна напруга);  
 $d\Phi/d\lambda$  – спектральна щільність потоку випромінювання;  
 $\lambda$  – довжина хвилі випромінювання.

## Енергія ( $E$ ) кванта рентгенівського випромінювання:

$$E = hc / \lambda ,$$

$h$  – стала Планка;

$c$  – швидкість світла;

$\lambda$  – довжина хвилі;

$eU$  – енергія електрона;

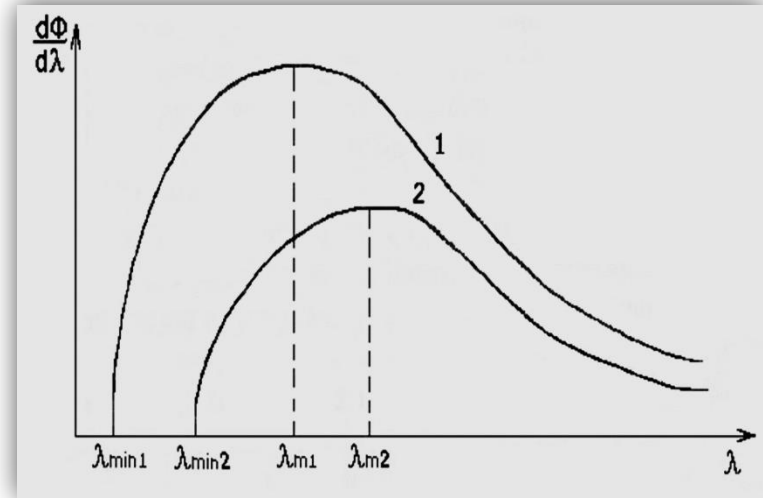
$e$  – елементарний заряд;

$U$  – напруга.

$$\frac{hc}{\lambda} \leq eU, \quad \lambda \geq \frac{hc}{eU}.$$

Мінімальна довжина хвилі ( $\lambda_{min}$ )  
в спектрі гальмівного РВ:

$$\lambda_{min} = \frac{hc}{eU},$$

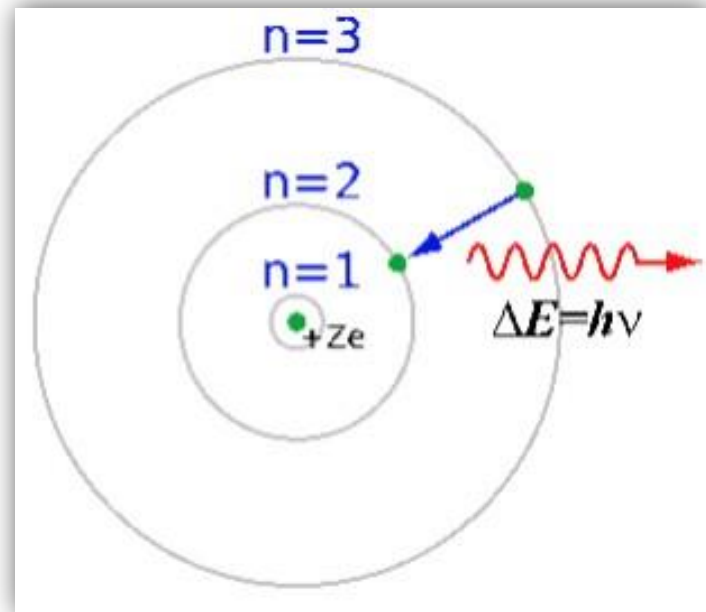
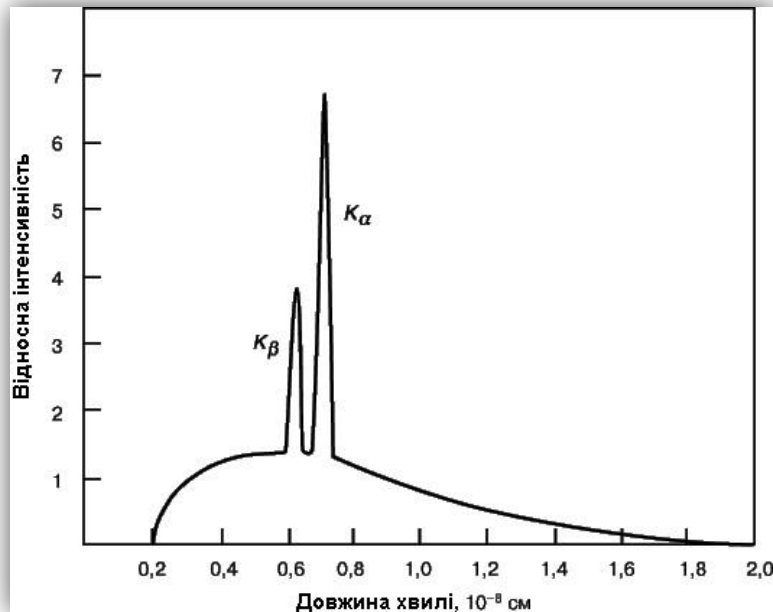


$\lambda_m$  — довжина хвилі, яка відповідає максимальній  
величині потоку енергії в спектрі випромінювання:

$$\lambda_m \approx \frac{3}{2} \lambda_{min}.$$

**2. Характеристичне РВ:** лінійчаста складова спектру рентгенівського випромінювання, характерна для кожного хімічного елемента. Характеристичне рентгенівське випромінювання виникає при *вибиванні електрона із внутрішньої електронної оболонки атома.*

На наступному етапі один із електронів зовнішніх оболонок переходить на внутрішню із випромінюванням кванта світла. Частота цього кванта лежить у рентгенівському діапазоні електромагнітного спектру.



- Слово «характеристичне» в назві пояснюється тим, що для кожного хімічного елемента властиві свої частоти випромінювання.
- Ці частоти не залежать або дуже слабо залежать від того, до складу якої хімічної сполуки входить елемент, і, таким чином, можуть служити основою для *ідентифікації хімічних елементів*, визначення хімічного складу сплавів, мінералів, порід тощо.

Така специфіка характеристичного рентгенівського випромінювання є основою для *рентгенофлуоресцентного аналізу* – сучасного методу спектрального аналізу спектрів флюоресценції елементів, випромінених при адсорбції високоенергетичного випромінювання.

Це один із сучасних спектроскопічних методів дослідження речовини з метою отримання його якісного і кількісного елементного складу, тобто його елементного аналізу.



Рентгенівський флюоресцентний спектрометр з автоматичною подачею зразків у лабораторії контролю якості

**Спектри характеристичного РВ**  
підпорядковуються **закону Мозлі:**

$$\sqrt{\nu} = A( Z - B ),$$

$\nu$  – частота спектральної лінії;  
 $Z$  – порядковий номер атома;  
 $A, B$  – константи.

При проходженні РВ крізь речовину потік випромінювання ( $\Phi$ ) послаблюється за **законом Бугера**:

$$\Phi = \Phi_0 \times e^{-\mu l},$$

$\Phi_0$  – потік випромінювання, що падає на речовину;

$\Phi$  – потік випромінювання, яке пройшло через шар речовини товщиною  $l$ ;

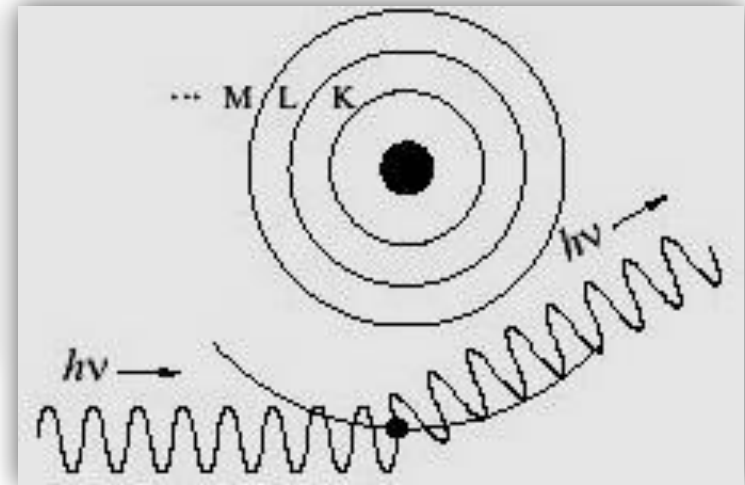
$\mu$  – лінійний коефіцієнт послаблення РВ.

## **Три механізми взаємодії рентгенівського випромінювання з речовиною:**

1. Когерентне розсіювання.
2. Некогерентне розсіювання (або комптонівське розсіювання, або ефект Комптона).
3. Фотоефект (внутрішній).

**1. Когерентне розсіяння** спостерігається у тому випадку, коли енергія кванта РВ менша за енергію іонізації атома (енергії, яку необхідно затратити, щоб відірвати електрон від атома).

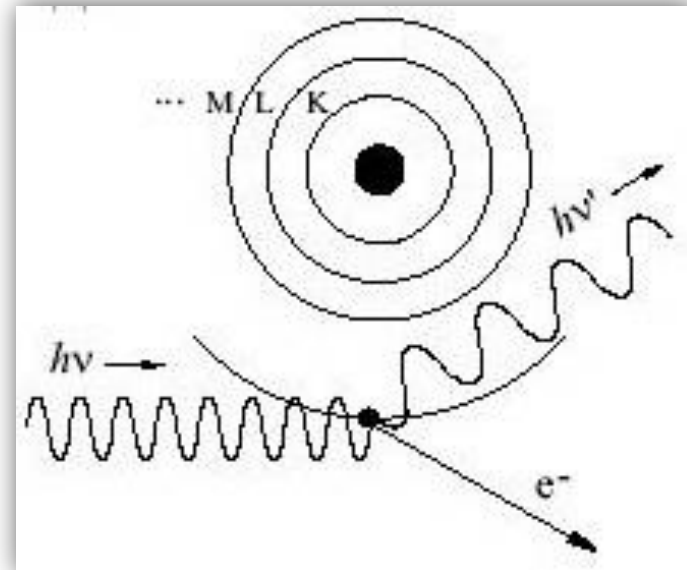
РВ розсіюється (тобто змінює напрямок поширення) без поглинання енергії випромінювання речовиною (тобто без зміни частоти фотона РВ).



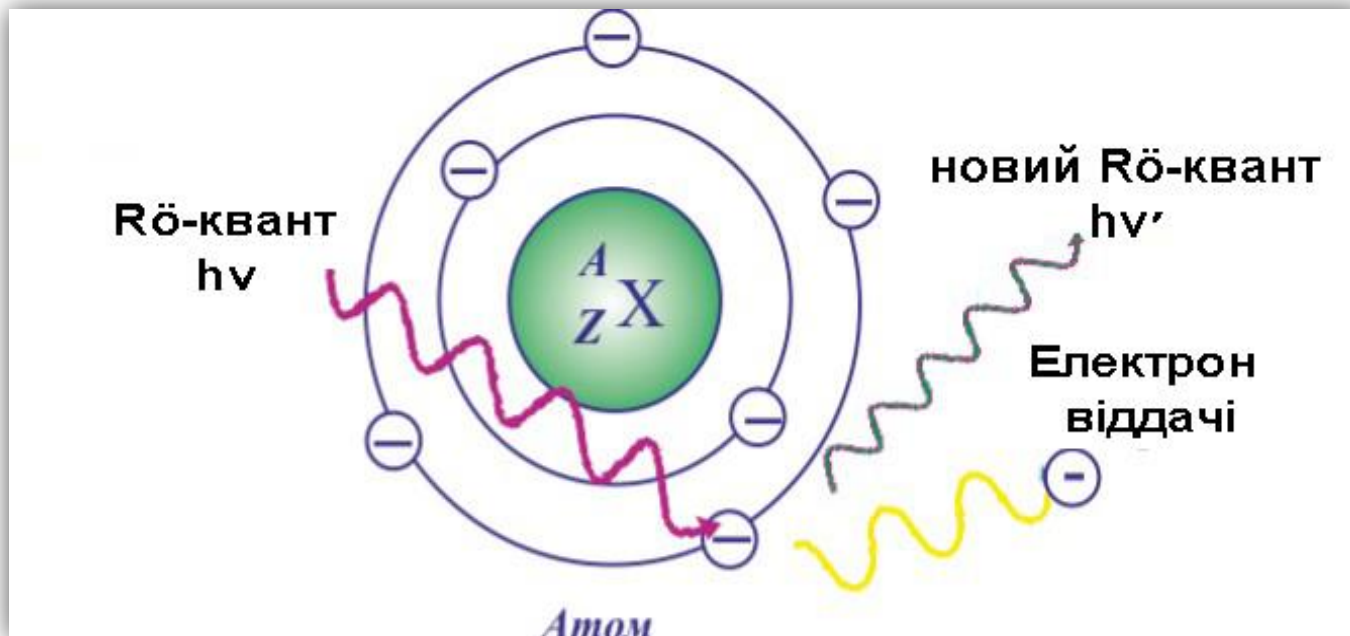
## 2. Некогерентне розсіяння (ефект Комптона):

- кванти РВ взаємодіють з електронами зовнішніх оболонок атомів (оскільки вони пов'язані з ядром слабше, ніж електрони внутрішніх оболонок);
- електрон відривається від атома (іонізація атома) і набуває кінетичної енергії;
- РВ розсіюється у вигляді квантів з меншою частотою.

$$h\nu = A_e + \frac{mv^2}{2} + h\nu'$$

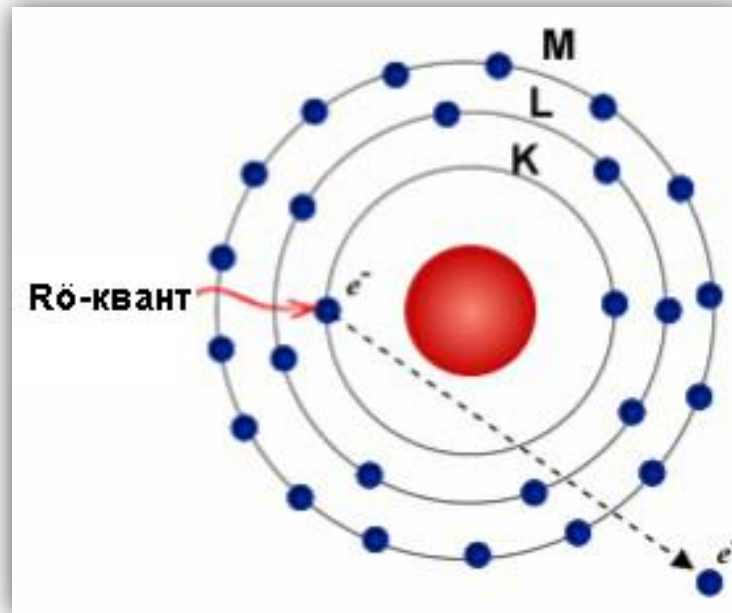


- Електрони, що відриваються від атомів при ефекті Комптона, називаються *електронами віддачі*.



### 3. Фотоефект (внутрішній):

- кванти РВ взаємодіють з електронами *внутрішніх* оболонок атомів;
- вся енергія кванта РВ йде на *іонізацію атома* (виривання електрона з атома);
- РВ *повністю поглинається* атомом, а не розсіюється.



**Коефіцієнт послаблення ( $\mu$ ) рентгенівського випромінювання речовиною:**

$$\mu = \mu_{\kappa} + \mu_{\text{н}} + \mu_{\phi},$$

$\mu_{\kappa}$  – коефіцієнт послаблення, обумовлений когерентним розсіюванням;

$\mu_{\text{н}}$  – коефіцієнт послаблення, обумовлений некогерентним розсіюванням;

$\mu_{\phi}$  – коефіцієнт послаблення, обумовлений фотоелементом.

**Коефіцієнт послаблення РВ ( $\mu$ ):**

$$\mu = \tau + \sigma,$$

$\tau$  – коефіцієнт **поглинання** РВ;

$\sigma$  – коефіцієнт **розсіяння** РВ.

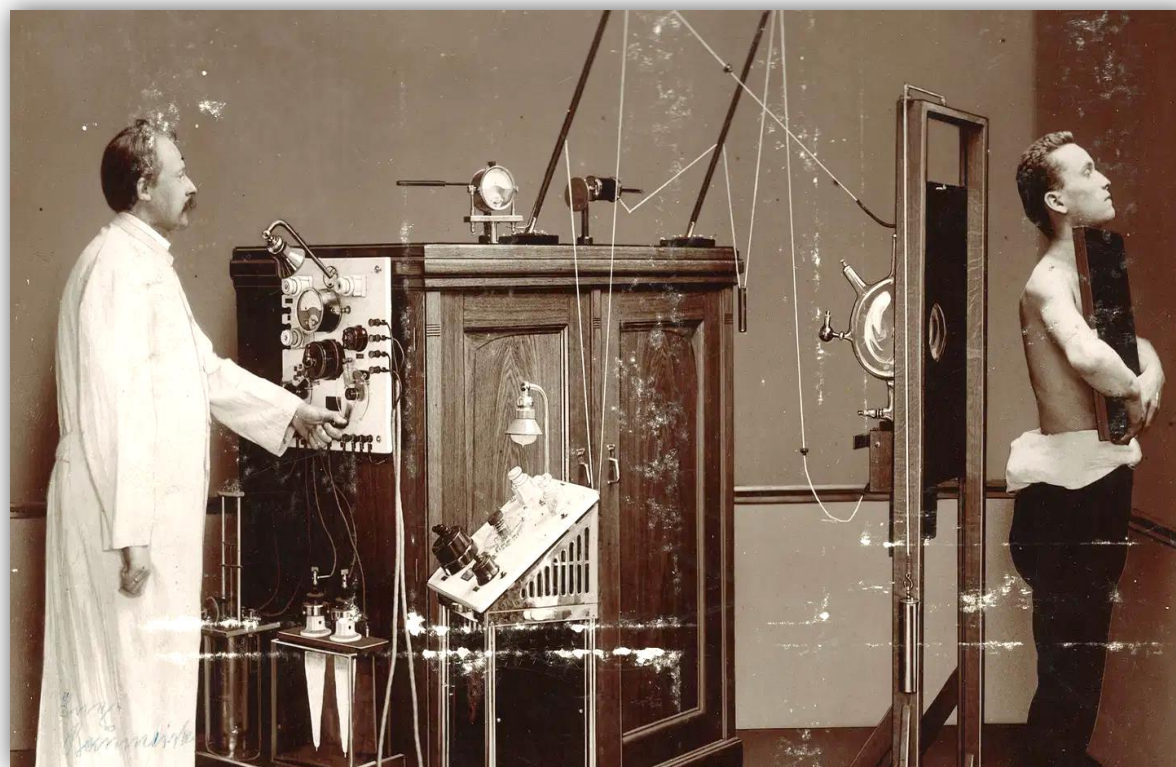
$$\tau \sim \nu \cdot Z^4 \cdot \lambda^3.$$

- **Масовий коефіцієнт послаблення ( $\mu_m$ )**  
не залежить від  $\rho$ :

$$\mu_m = \frac{\mu}{\rho}.$$

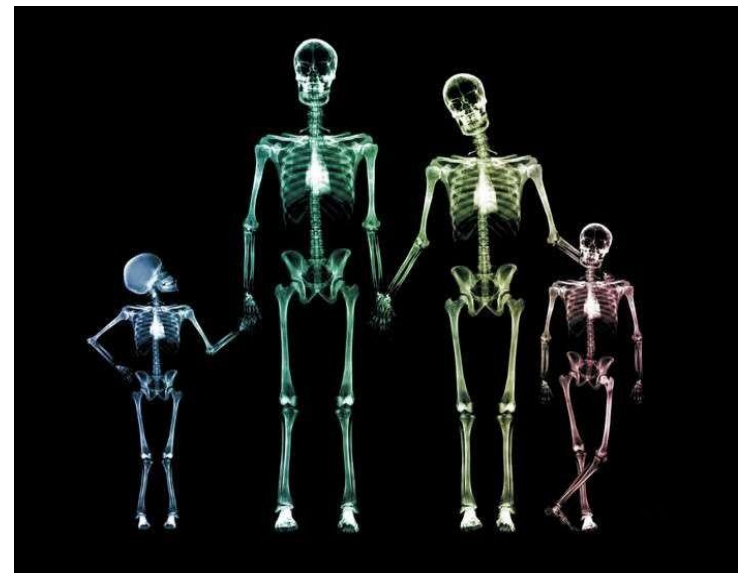
# Застосування РВ в медицині

1. Рентгенодіагностика.
2. Рентгенотерапія.



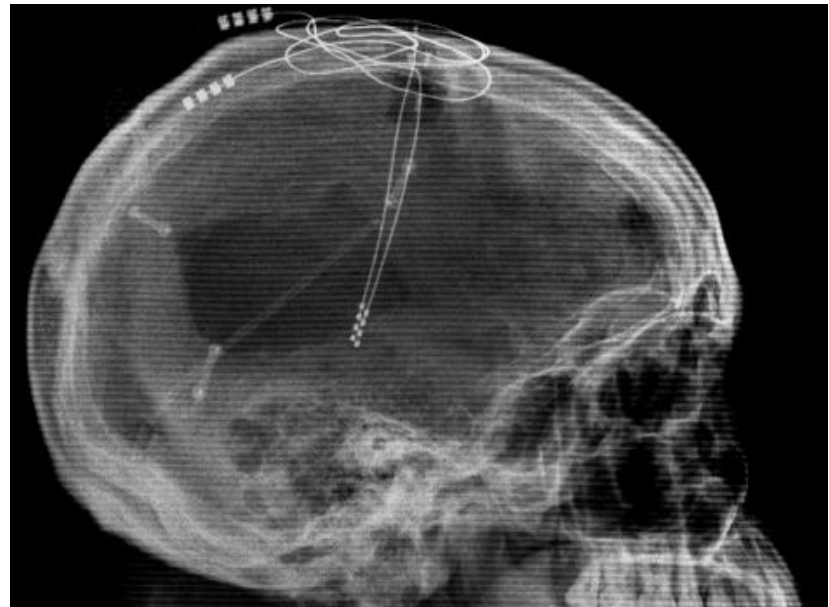
- В основі **рентгенодіагностики** лежить сильна залежність здатності ( $\mu$ ) речовини поглинати РВ від величини порядкового номера елемента ( $Z$ ):

$$\mu \sim Z^4 .$$



- **Кісткова тканина** містить багато кальцію ( $Z = 20$ ) та фосфору ( $Z = 15$ ).
- **М'які тканини** містять в основному вуглець, азот, кисень і водень ( $Z = 6, 7, 8, 1$  відповідно).

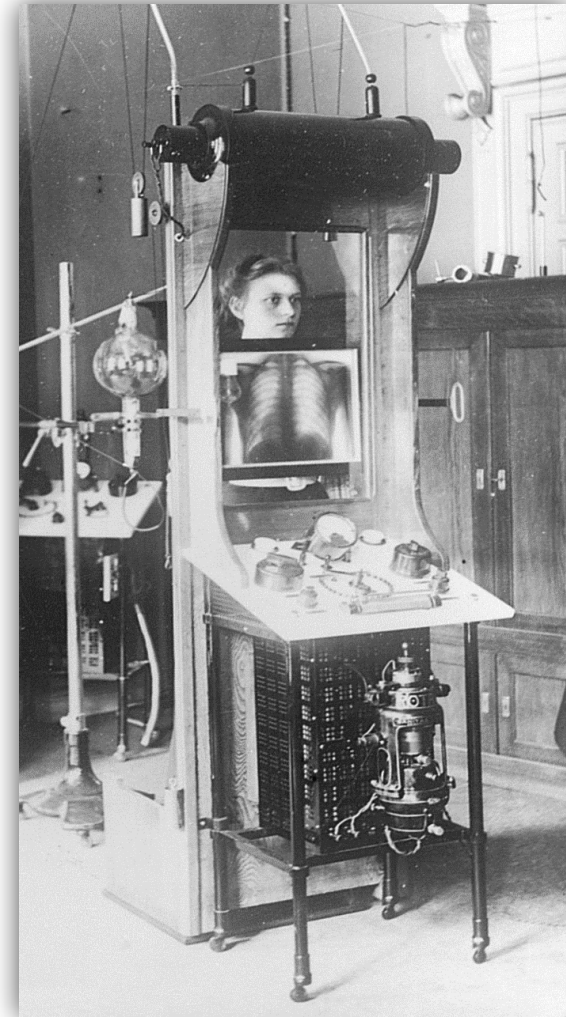
Тому кістки *в десятки разів* сильніше поглинають рентгенівське випромінювання, ніж м'які тканини.



# Рентгенодіагностика

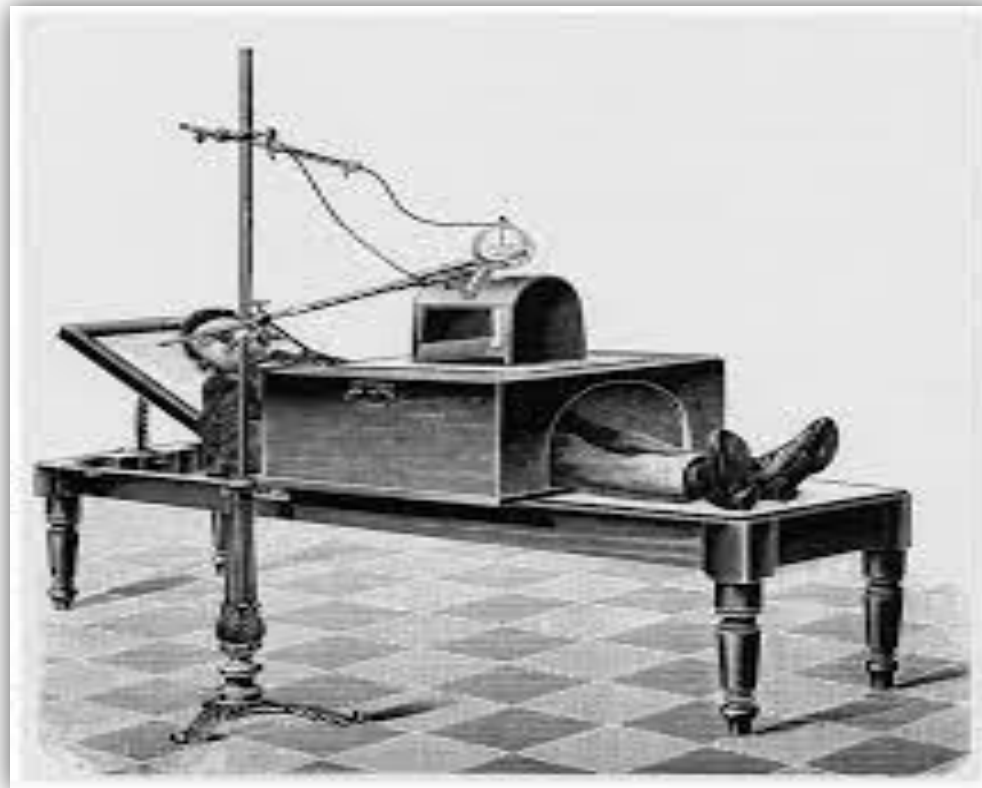
- **Рентгеноскопія** – зображення розглядають на рентгенолюмінесцентному екрані (екрані, що світиться під дією рентгенівського випромінювання).

**Рентгенолюмінесценція** – явище світіння деяких речовин під дією рентгенівського випромінювання.



**Рентгенографія** – зображення фіксується:

- на фотоплівці (зокрема, *флюорографія*):
- на електронному носії (рентгенівська комп'ютерна томографія *РКТ* ).



Рентгенівські знімки є *негативами*, тобто тканини з високою щільністю на рентгенограмах світліше, ніж м'які тканини.

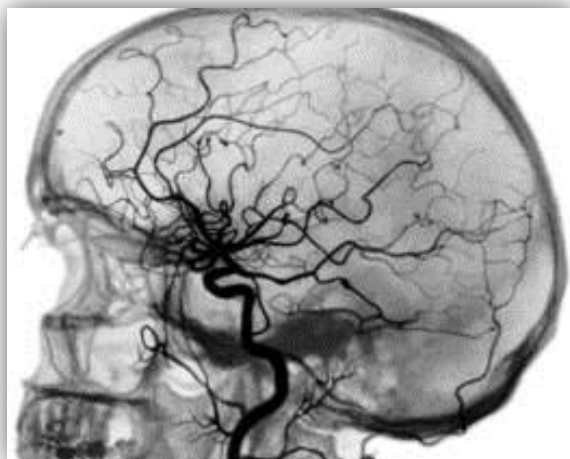
- Наприклад, кістки на знімках мають світлий колір. Чим орган менш щільний і більш повітряний, тим темніше він виходить на знімку. Здорові легені, заповнені повітрям, на рентгенограмі майже чорного кольору.
- Світлі ділянки рентгенограми лікарі називають «затемненням», а темні – «просвітленням», тому що на позитивному знімку ці зони виглядали б саме так.



- **Негатоскоп** – спеціальний екран для перегляду і опису рентгенівських знімків.



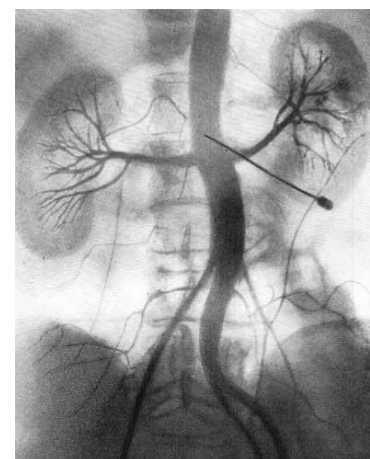
- При **рентгенодіагностиці порожнин та судин** використовуються **рентгеноконтрастні речовини**, які добре поглинають рентгенівські промені (сульфат барію, препарати йоду).



**Ангіографія**  
(дослідження після інсульту)



**Іригоскопія**  
(рентгенологічне дослідження кишківника)



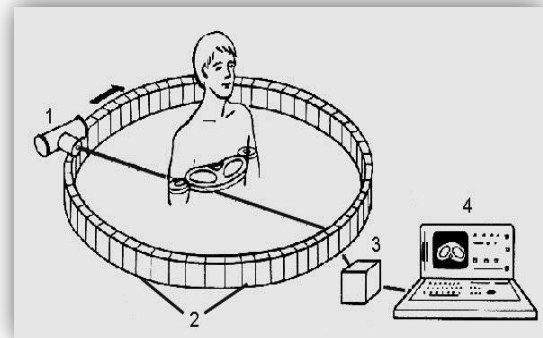
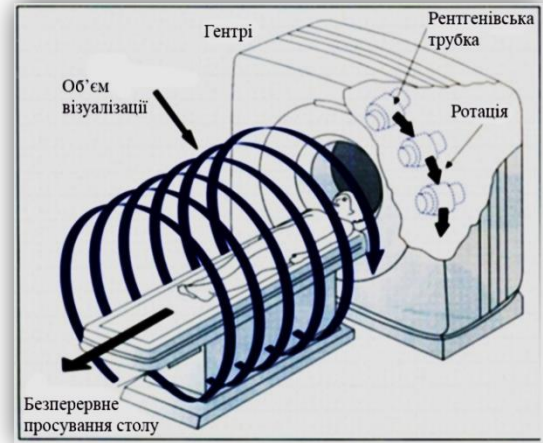
**Ниркова  
ангіографія**  
(транслюмбальний метод)

- **Рентгенівська комп'ютерна томографія (РКТ)** – один з найбільш інформативних сучасних діагностичних методів.

- **1979** рік – творці комп'ютерного рентгенівського томографа вчені Хаунсфілд і Мак-Кормак (Нобелівська премія).

- Через ділянку тонкого плоского шару тіла людини пропускають тонкий промінь РВ і реєструють величину потоку, що пройшов.

- Посилаючи промінь через різні ділянки шару в різних напрямках, можна при досить великій кількості вимірювань розрахувати величину поглинання випромінювання в кожній невеликій ділянці досліджуваного шару.



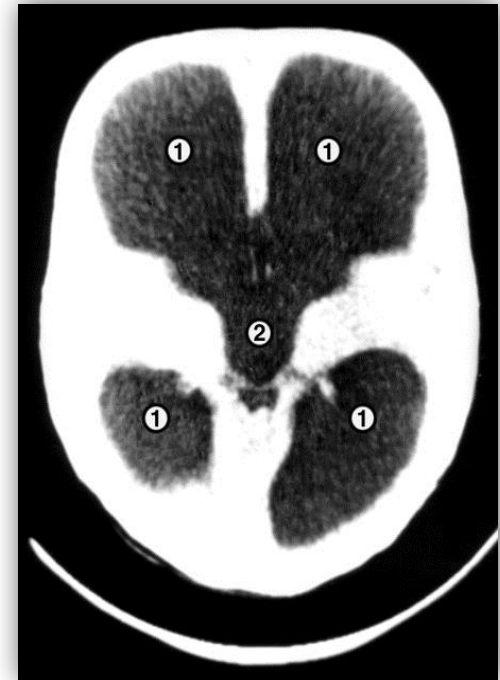
- РКТ – найбільш інформативний метод для виявлення злоякісних пухлин .



РКТ хворого:  
кістозне новоутворення  
правої нирки  
(після контрастування)

- Роздільна здатність РКТ – менше 2 мм.

- Якщо результати розрахунку вивести на екран монітора у вигляді двомірної картини, де ділянки шару, що відрізняються за величиною поглинання випромінювання, розрізняються на моніторі за яскравістю зображення або за кольором, то виходить наочне зображення внутрішньої будови обраного шару організму.



РКТ голови немовляти з гідроцефалією: на зрізах, виконаних на різних рівнях, видно різке розширення бічних (1) і третього (2) шлуночків.

- **Рентгенотерапія** (окремий випадок променевої терапії) – використання впливу РВ на тканини в лікувальних цілях.
- Рентгеновські апарати створюють випромінювання заданої інтенсивності та жорсткості.



- Потік ( $\Phi$ ) рентгенівського випромінювання рентгенівської трубки:

$$\Phi = kIU^2Z,$$

$k$  – коефіцієнт пропорційності;

$I$  – сила струму в трубці;

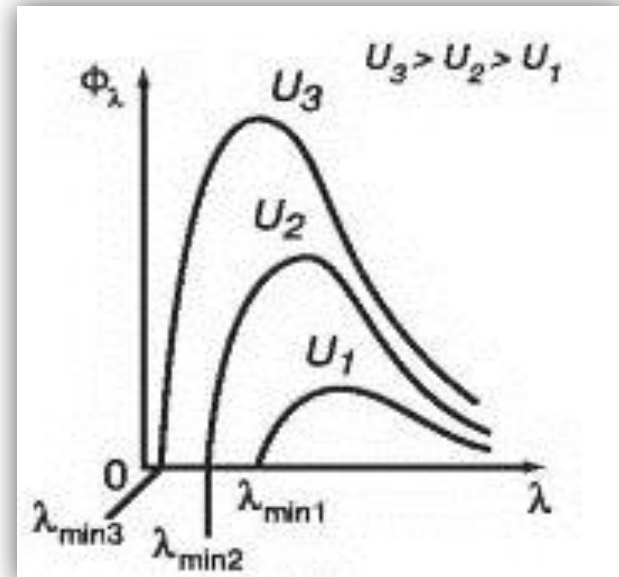
$U$  – напруга між антикатодом і катодом;

$Z$  – порядковий номер елемента (речовини антикатада);

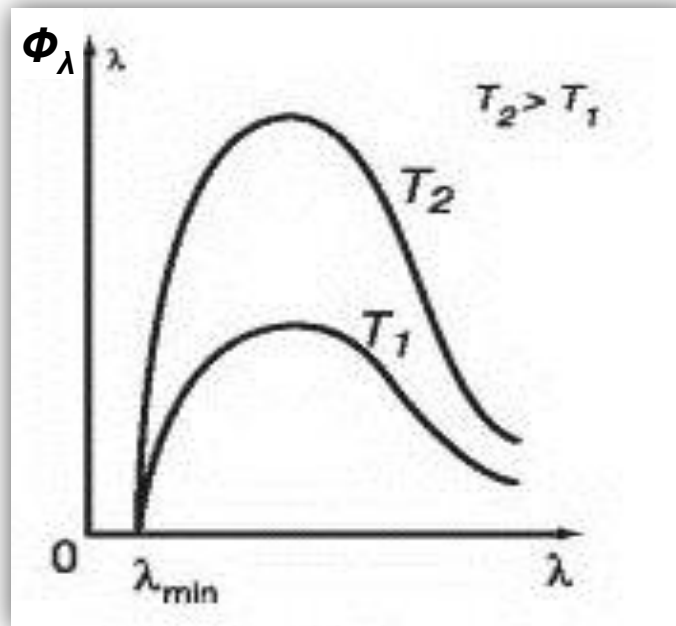
$U \sim 60\text{--}120$  кВ.

Змінюючи величину напруги, можна отримувати необхідну жорсткість випромінювання.

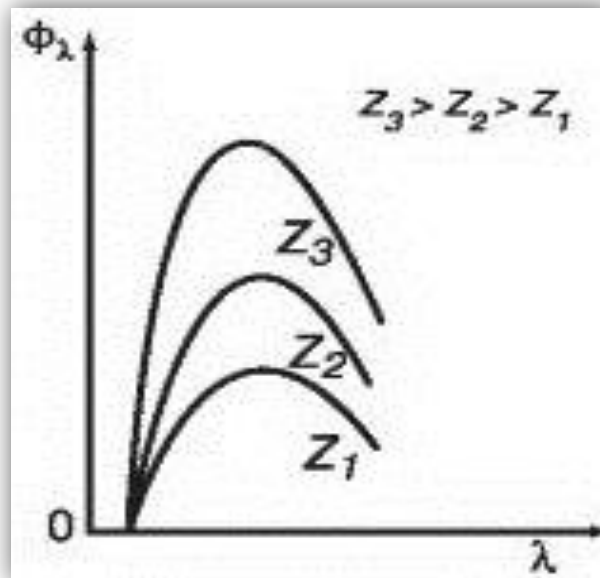
При більших значеннях  $U$  генерується більш жорстке випромінювання, при менших значеннях – більш м'яке.



- Рентгенівський апарат має дозволяти змінювати величину потоку  $\Phi$ , не змінюючи жорсткості випромінювання ( $\lambda_{\min} = \text{const}$ ), тобто без зміни величини  $U$ .
- Тому зміна потоку випромінювання ( $\Phi$ ) досягається в трубці шляхом зміни сили струму ( $I$ ) в ній, що, в свою чергу, досягається шляхом зміни температури ( $T$ ) катода, а, отже, і кількості електронів, що випускаються ним в одиницю часу.



- Антикато́д слід робити з тугоплавких матеріалів з якомога більшим значенням  $Z$ .
- При бомбардуванні антиката́да електронами тільки 1–2 % енергії електронів перетворюється в енергію РВ, інша частина енергії йде на *нагрів антиката́да*.
- Тому частина антиката́да, яка бомбардується електронами, («дзеркальце антиката́да») повинна виготовлятися з тугоплавких матеріалів (вольфрам, молібден).



**Сильний розігрів антикатада** вимагає постійного його охолодження: обертові електроди, усередині яких зроблені канали для циркуляції тепловідвідної рідини.

**Живлення рентгенівських трубок** повинно здійснюватися постійним струмом, тому що електрони в трубці повинні летіти від катода до електрод, але не навпаки.

# Радіоактивність

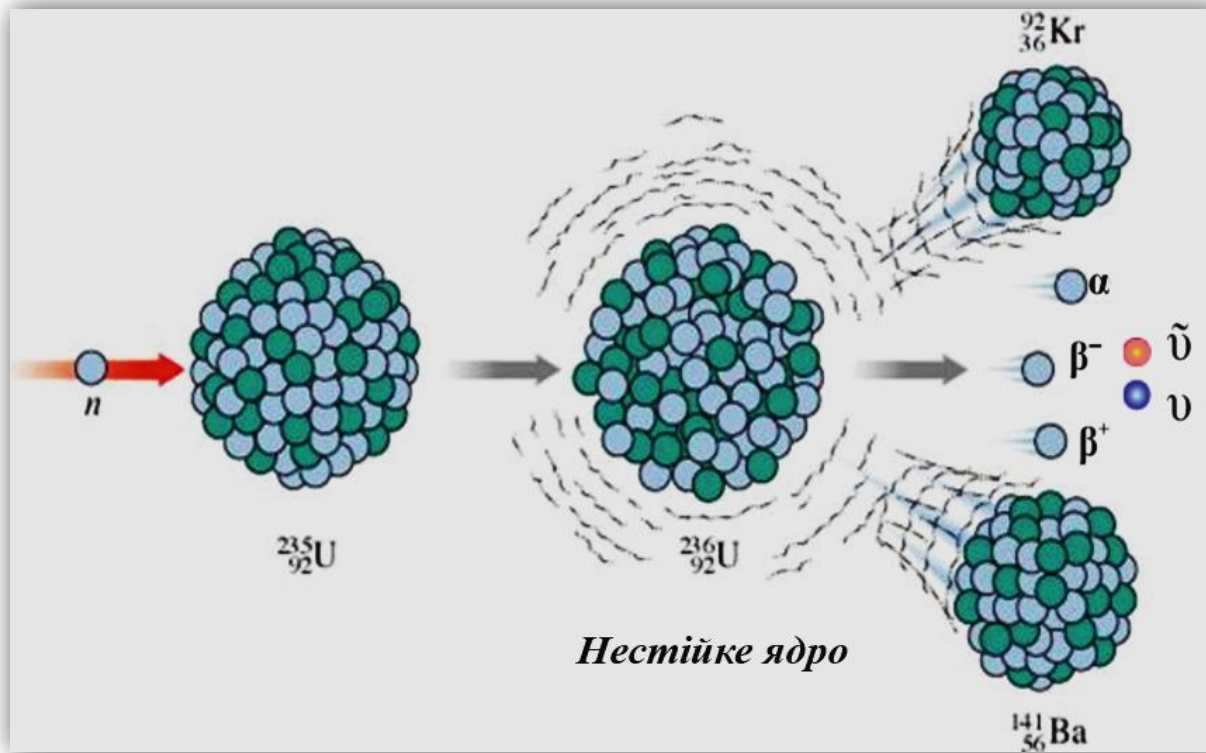
Іонізуючі випромінювання (за винятком рентгенівського) найчастіше утворюються внаслідок явища радіоактивності.

- **Радіоактивність** (або **радіоактивний розпад ядер**) – це самовільний розпад нестійких ядер з утворенням інших ядер і випусканням елементарних частинок.

**Основні види радіоактивного розпаду:**

- 1)  $\alpha$ -розпад;
- 2)  $\beta$ -розпад.

# Самовільний розпад ${}_{92}\text{U}^{236}$



$\alpha$  – частинка (тобто ядро атома гелію  ${}^4_2\text{He}$ );

$\beta^-$  – частинка (електрон);

$\beta^+$  – частинка (позитрон, або антиелектрон);

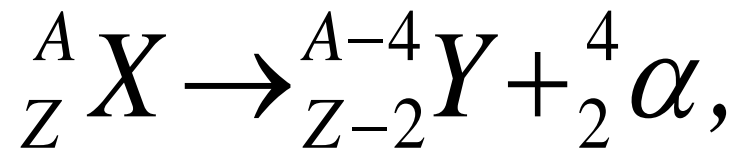
$\bar{\nu}$  – антинейтрино;

$\nu$  – нейтрино.

## Альфа-розпад ( $\alpha$ -розпад)

При  $\alpha$ -розпаді утворюються  $\alpha$ -частинки (ядра атома гелію  ${}^4_2\text{He}$ ), і ядро атома, масове число ( $A$ ) якого менше масового числа вихідного ядра на 4, а порядковий номер ( $Z$ ) менше порядкового номера вихідного ядра на 2.

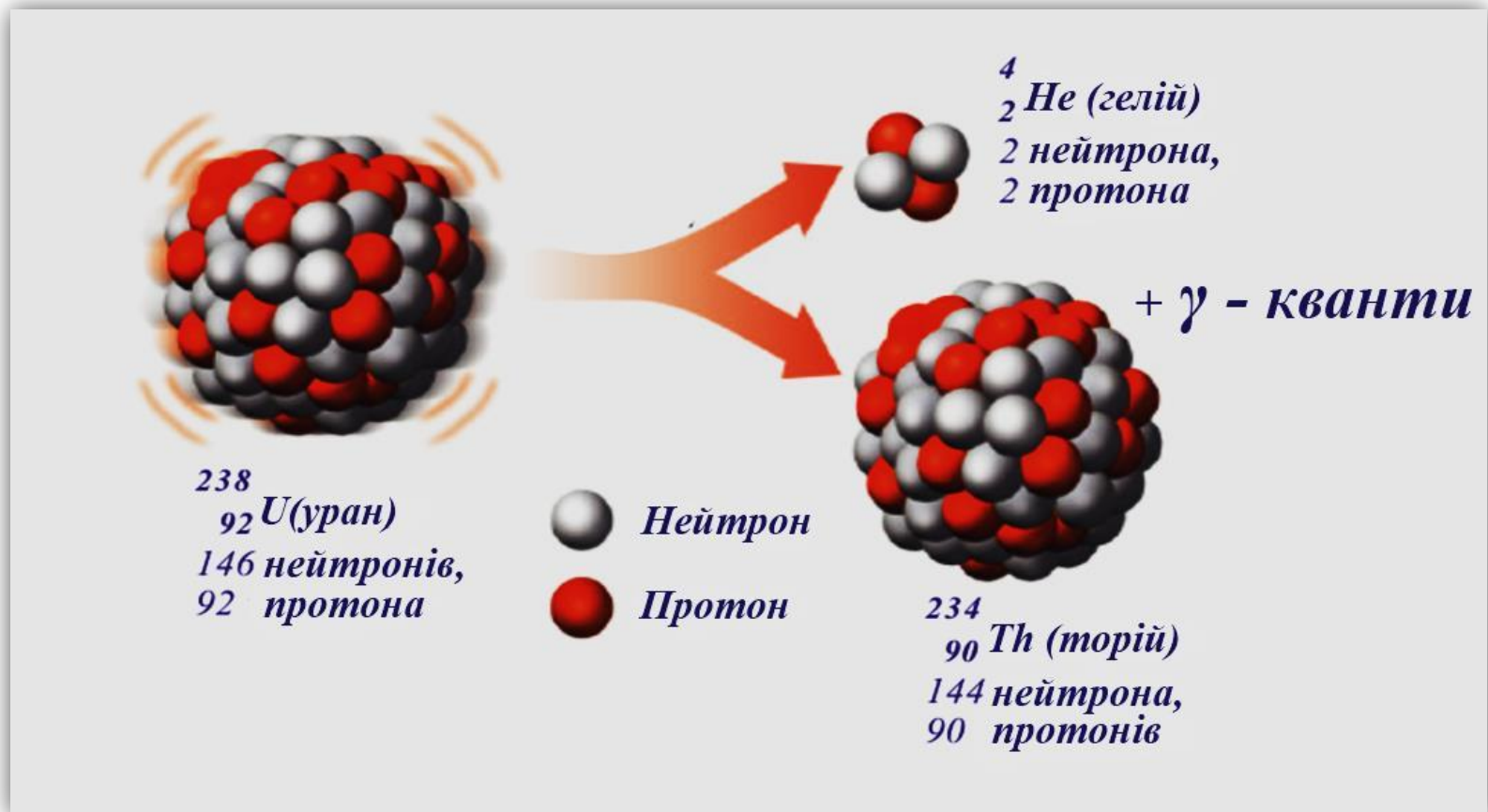
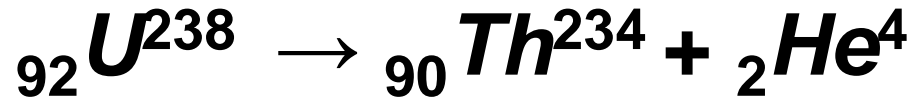
Рівняння  $\alpha$ -розпаду має вигляд:



$Y$  – ядро, що утворилося при  $\alpha$ -розпаді ядра  $X$ .

При  $\alpha$ -розпаді утворюється також  $\gamma$ -випромінювання.

Приклад  $\alpha$ -розпаду – перетворення  ${}_{92}\text{U}^{238}$  в  ${}_{90}\text{Th}^{234}$  :



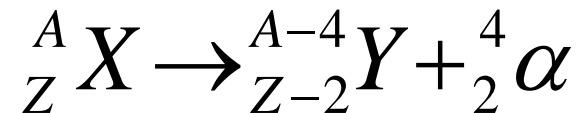
## Три види $\beta$ -розпаду:

- 1) електронний ( $\beta^-$ -розпад);
- 2) позитронний ( $\beta^+$ -розпад);
- 3) е-захват (електронний захват).

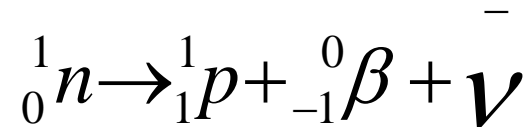
# 1. Електронний розпад

- із ядра виділяється  $\beta^-$ -частинка (електрон);
- утворюється нове ядро, порядковий номер якого на одиницю більше, ніж у вихідного ядра, а масове число не змінюється;
- випускається антинейтрино ( $\bar{\nu}$ ).

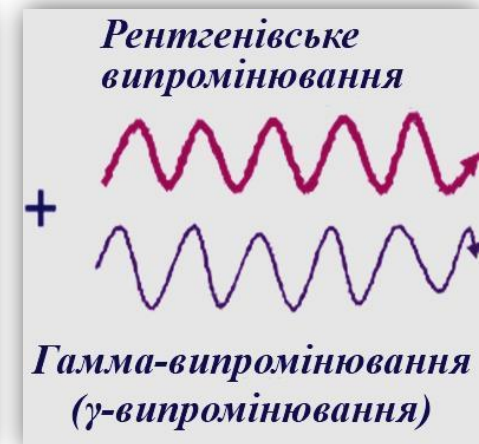
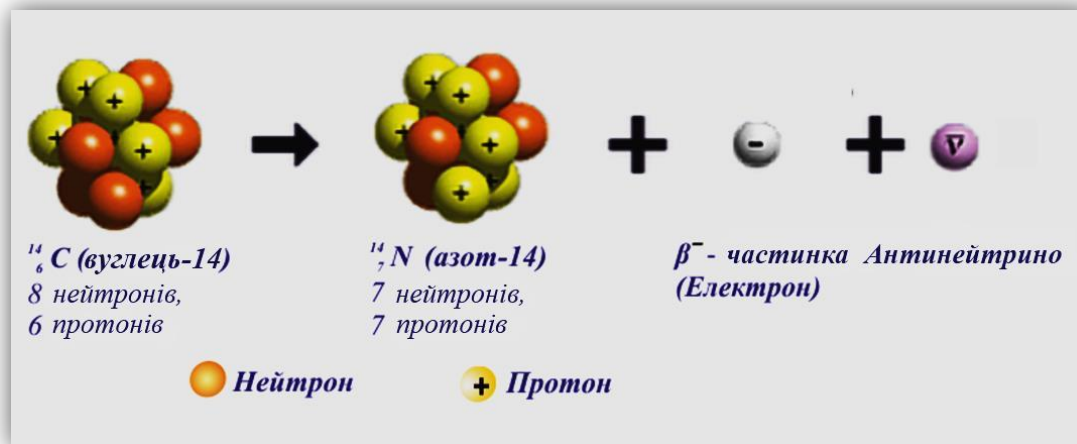
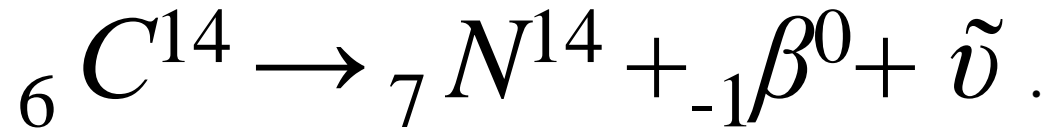
Рівняння  $\beta^-$ -розпаду має вигляд:



Електрон утворюється внаслідок внутрішньоядерного перетворення нейтрона в протон:



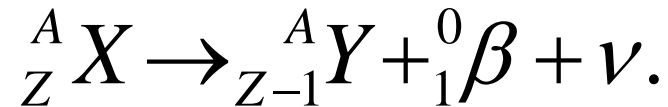
Приклад  $\beta^-$ -розпаду – перетворення  ${}_6\text{C}^{14}$  в  ${}_7\text{N}^{14}$ :



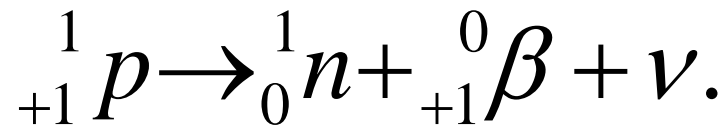
## 2. Позитронний ( $\beta^+$ ) розпад

- виділяється  $\beta^+$ -частинка (позитрон, або антиелектрон);
- утворюється нове ядро, порядковий номер якого на одиницю менше, ніж у вихідного ядра, а масове число не змінюється;
- випускається **нейтрино** ( $\nu$ ).

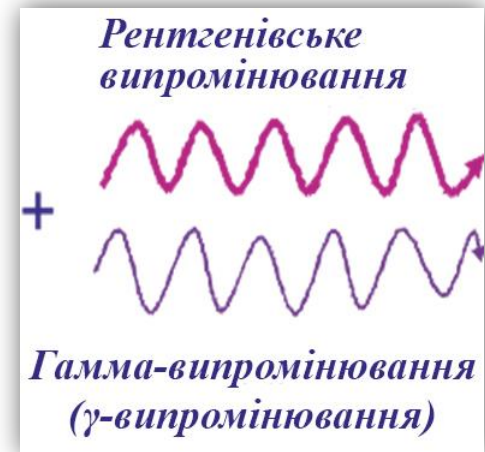
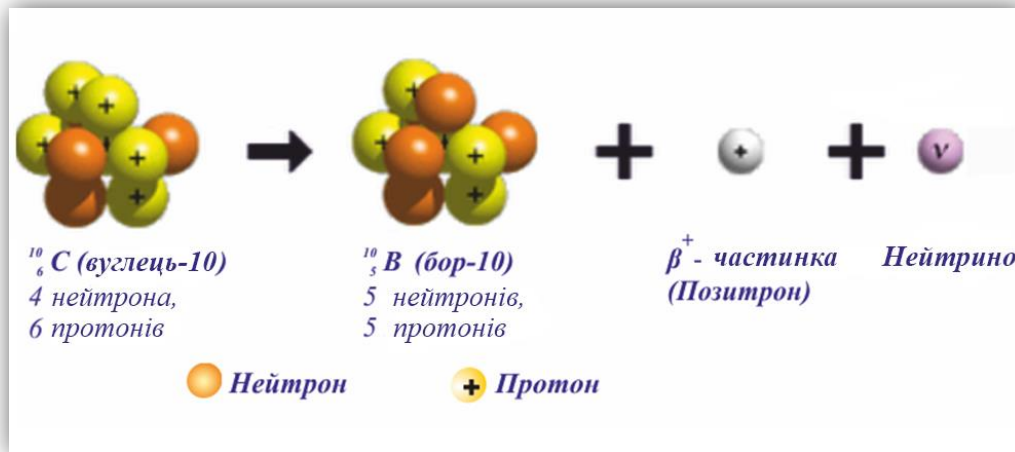
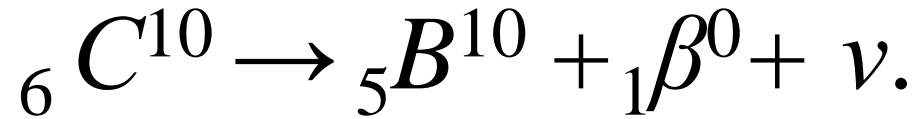
Рівняння  $\beta^+$ - розпаду має вигляд:



- Позитрон утворюється внаслідок внутрішньоядерного перетворення протона в нейтрон :



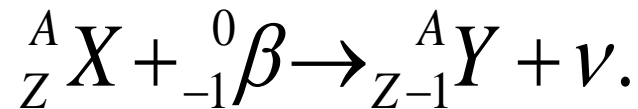
Приклад | – розпаду – перетворення  ${}_6\text{C}^{10}$  в  ${}_5\text{B}^{10}$  :



### 3. e-захват

- при електронному захваті відбувається захват атомним ядром одного з внутрішніх електронів цього ж атома, в результаті чого протон ядра перетворюється в нейтрон:  
$${}_{+1}^1p + {}_{-1}^0\beta \rightarrow {}_0^1n + \nu;$$
- утворюється нове ядро, порядковий номер якого на одиницю менше, ніж у вихідного ядра, а масове число не змінюється;
- випускається нейтрино ( $\nu$ ).

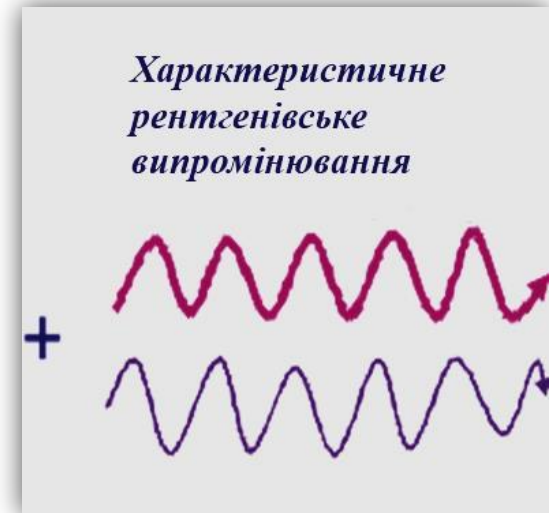
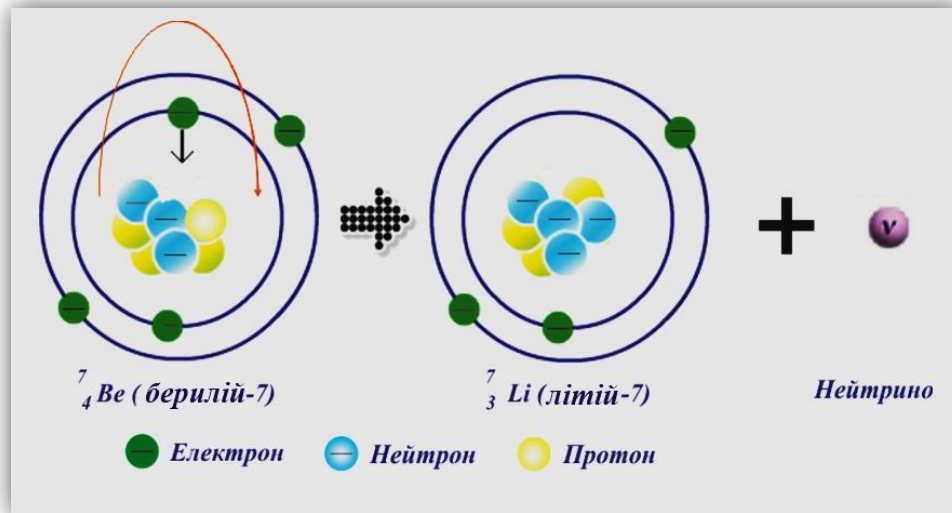
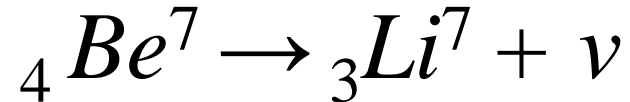
Рівняння e-захвату має вигляд :



При всіх видах  $\beta$ -розпаду може виникати рентгенівське або  $\gamma$ -випромінювання.

Приклад е-захвату:

- перетворення берилію  ${}^7_4\text{Be}$  в літій  ${}^7_3\text{Li}$  :



При е-захваті звільняються місця в електронній оболонці атома, тому цей вид радіоактивності супроводжується характеристичним рентгенівським випромінюванням.

Різновидом радіоактивного розпаду є також самовільний розпад ядер атомів.

- **Закон радіоактивного розпаду:**

число атомів речовини зменшується з часом (***t***):

$$N = N_0 e^{-\lambda t},$$

$N_0$  – початкове число атомів радіоактивної речовини;

$N$  – число атомів, які не розпались на момент часу  $t$ ;

$\lambda$  – **стала розпаду**.

Закон радіоактивного розпаду часто записують в іншому вигляді:

$$N = N_0 \cdot 2^{-\frac{t}{T}}$$

**T – період напіврозпаду речовини** – час, за який кількість радіоактивних атомів зменшується в 2 рази.

Період напіврозпаду ( $T$ ) речовини є обернено пропорційним сталій розпаду ( $\lambda$ ) цієї речовини:

$$T = \frac{\ln 2}{\lambda} \approx \frac{0,7}{\lambda}.$$

- **Активність речовини (A)**

– характеризує інтенсивність іонізуючих випромінювань, що утворюються при радіоактивному розпаді.

Активність речовини прямо пропорційна швидкості розпаду атомів (кількості атомів, що розпадаються за одиницю часу), де знак мінус вказує на зменшення кількості початкової радіоактивної речовини:

$$A = -\frac{dN}{dt}.$$

- Активність речовини змінюється з часом за законом:

$$A = \lambda \cdot N = \lambda \cdot N_0 e^{-\lambda t}.$$

Одиниця активності – **беккерель (Бк)**.

- Активність речовини дорівнює одному Беккерелю, якщо за одну секунду розпадається ядро одного атома речовини.
- З практичної точки зору беккерель занадто маленька одиниця виміру, тому активність радіоактивних препаратів частіше вимірюють у **мегабеккерель (МБк)**.

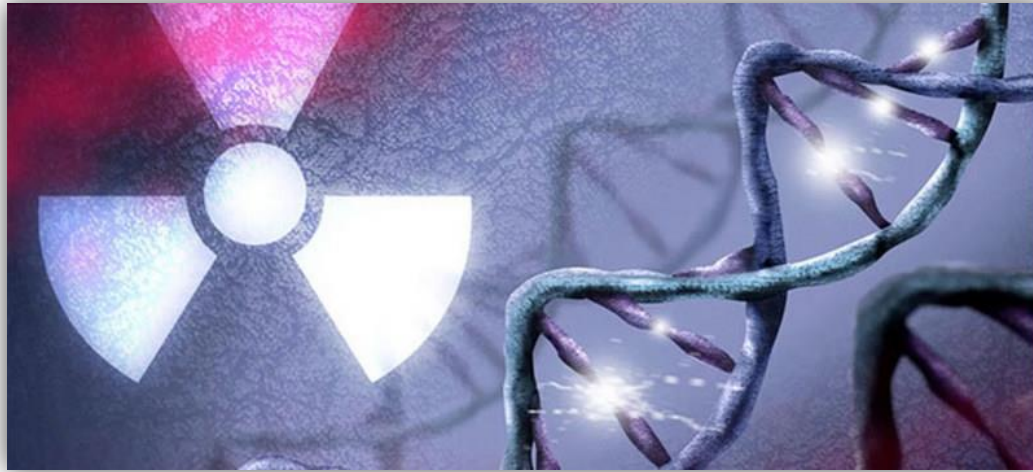
Позасистемні одиниці активності:

– **кюрі (Ки)** і **резерфорд (Рд)**.

$$1 \text{ Ки} = 3,7 \cdot 10^{10} \text{ Бк},$$

$$1 \text{ Рд} = 1 \text{ МБк} = 10^6 \text{ Бк}.$$

ДЯКУЄМО ЗА УВАГУ!





**Харківський національний медичний університет**

Кафедра медичної та біологічної фізики  
і медичної інформатики

Дисципліна

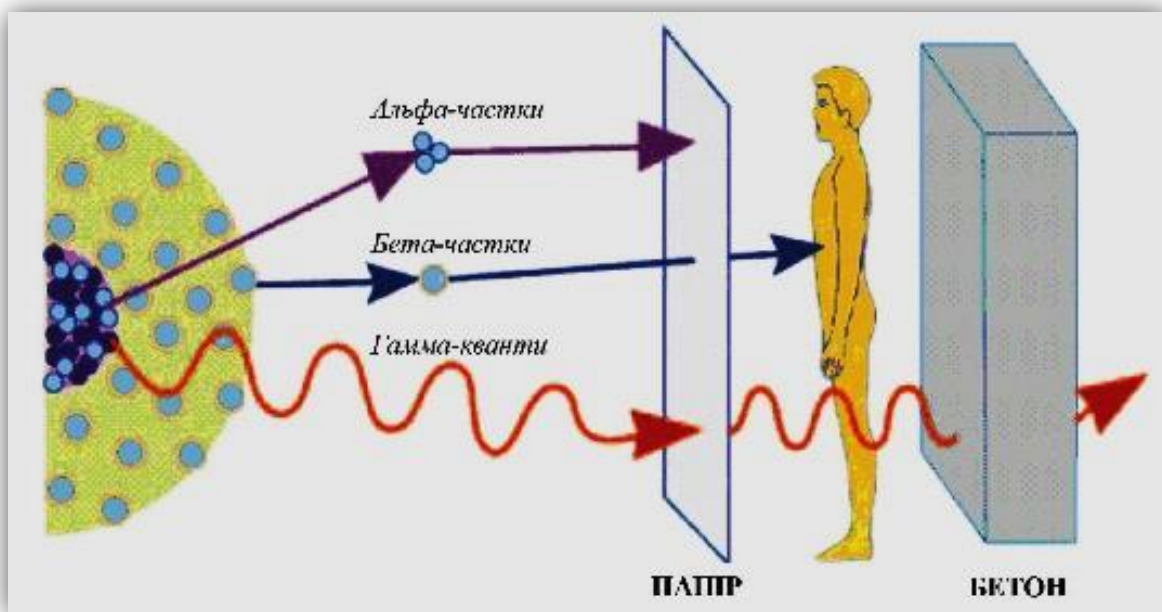
«Медична та біологічна фізика;  
медичні інформаційні технології»

**Лекція № 8**

**Дозиметрія іонізуючих  
випромінювань. Променева  
діагностика та променева терапія**

# План лекції

1. Взаємодія іонізуючого випромінювання ( $\alpha$ ;  $\beta^-$ ;  $\beta^+$ ;  $\gamma$ ;  $p$ ,  $n$ ) з речовиною.
2. Вплив іонізуючих випромінювань на біологічні об'єкти.
3. Дозиметрія іонізуючих випромінювань.
4. Застосування іонізуючих випромінювань в медицині.



# Взаємодія іонізуючих випромінювань з речовиною

Вплив іонізуючих випромінювань (ІВ) на речовину призводить до *іонізації атомів* цієї речовини.

Механізми іонізації речовини різними видами ІВ відрізняються.

# Корпускулярні випромінювання

(потоки нейтронів і протонів, альфа-, бета-випромінювання)

- **Нейтрон (n)** – електрично нейтральна елементарна частинка з масою, близькою до 1 а.о.м. (в 1840 разів більше маси електрона).
- **Протон (p)** – позитивно заряджена елементарна частинка, ядро атома водню.

Маса протона приблизно дорівнює масі нейтрона.

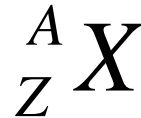
Число протонів в ядрі хімічного елемента визначає його порядковий номер в таблиці Менделєєва.

Атомне ядро складається з протонів ( $p$ ) і нейтронів ( $n$ ).  
Загальна назва протонів і нейтронів – **нуклони**.

- $A$  – масове число - число нуклонів в ядрі;
- $Z$  – зарядове (протонне) число – число протонів в ядрі;
- $N$  – число нейтронів:

$$A = Z + N.$$

Хімічний елемент  $X$ :



- **Альфа-випромінювання** ( $\alpha$ -випромінювання) – це потік  $\alpha$ -частинок.

Альфа-частинкою називають ядро атома гелію:



- масове число (число нуклонів)  $A = 4$ ,
- число протонів  $Z = 2$ , число нейтронів  $N = 2$ .

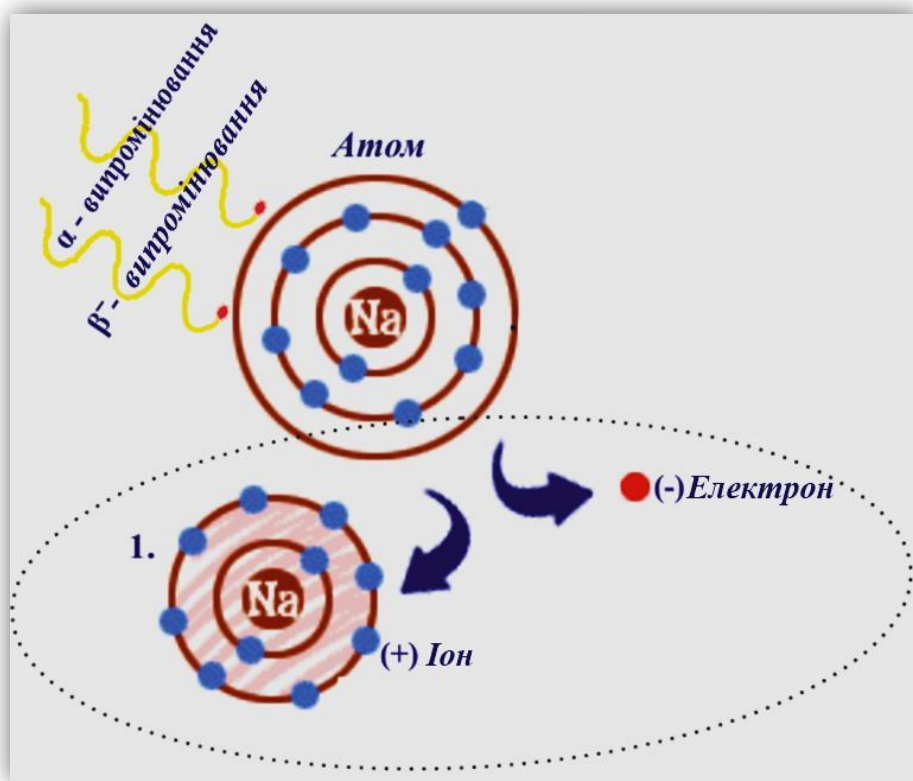
- **Бета-випромінювання** ( $\beta$ -випромінювання) – це потік  $\beta$ -частинок:

$\beta^-$ -частинка – це електрон, ( $e^-$ );

$\beta^+$ -частинка – це позитрон, ( $e^+$ ).

Тому розрізняють бета-позитронне і бета-електронне випромінювання.

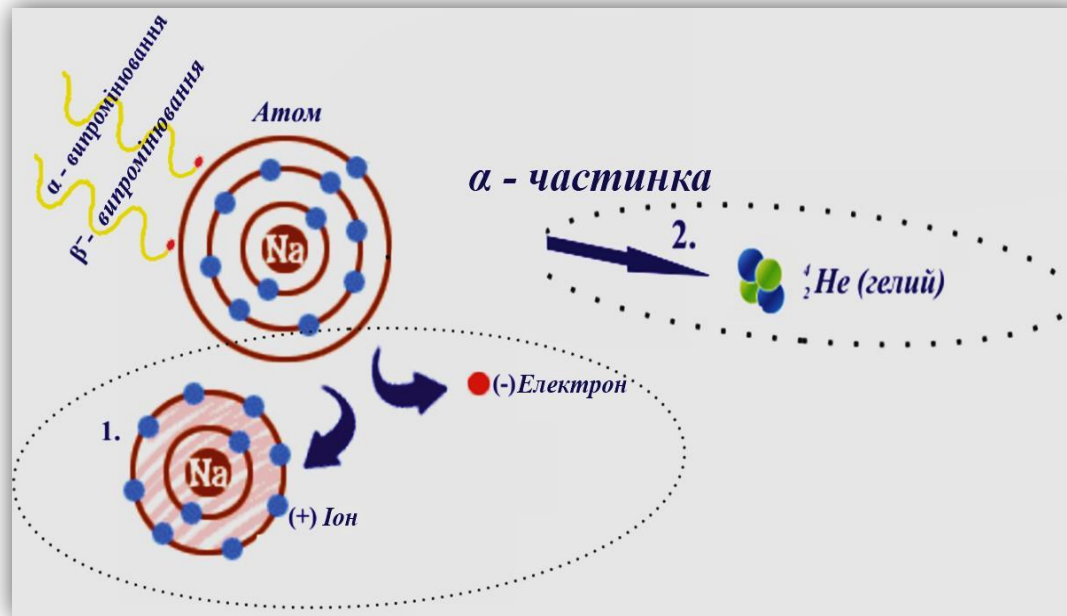
Заряджені  $\alpha$ - і  $\beta^-$ -частинки виривають з атомів електрони; атоми при цьому перетворюються в позитивно заряджені іони,  $\alpha$ - і  $\beta^-$ -частки гальмуються.



- Вирвані електрони можуть захоплюватися іншими атомами, внаслідок чого утворюються негативні іони.

**Взаємодія  $\alpha$ -частинки з речовиною** завершується тим, що, віднявши два електрони в атомів речовини,  $\alpha$ -частинка перетворюється на нейтральний атом гелію, а речовина іонізується.

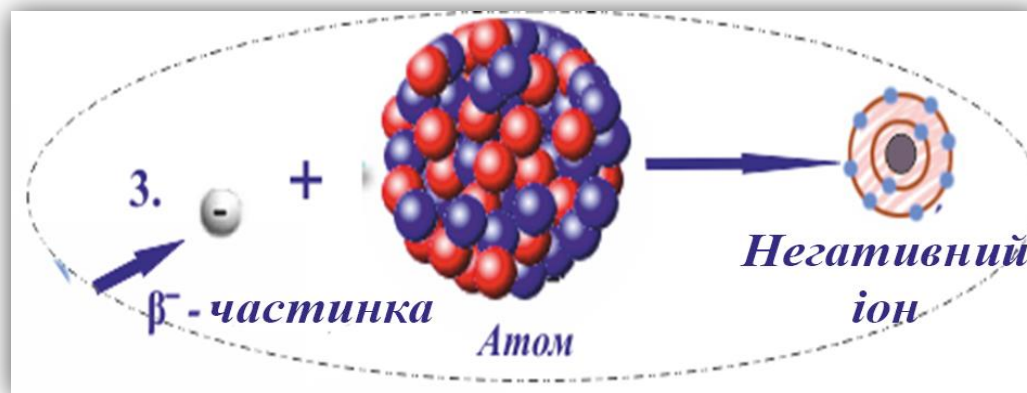
Первинними процесами взаємодії  $\alpha$ -частинок з речовиною є *іонізація* і *збудження*. Вторинними процесами можуть бути збільшення швидкості молекулярно-теплого руху, характеристичне рентгенівське випромінювання, радіолюмінісценція.



Значно більш рідкісним процесом, ніж іонізація, є взаємодія  $\alpha$ -частинок з ядрами.

При цьому можливі ядерні реакції, а також розсіювання  $\alpha$ -частинок.

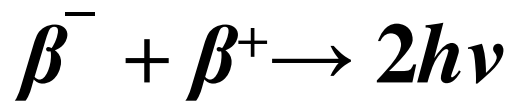
- 1)  $\beta^-$ -випромінювання (як і  $\alpha$ -випромінювання) викликає іонізацію речовини.  $\beta^-$ -частинка, загальмувавшись до теплових швидкостей, зазвичай захоплюється яким-небудь атомом, який перетворюється при цьому в *негативний іон*.
- 2) При гальмуванні електронів виникає гальмівне рентгенівське випромінювання.
- 3)  $\beta^-$ -частинки можуть розсіюватися на електронах речовини.



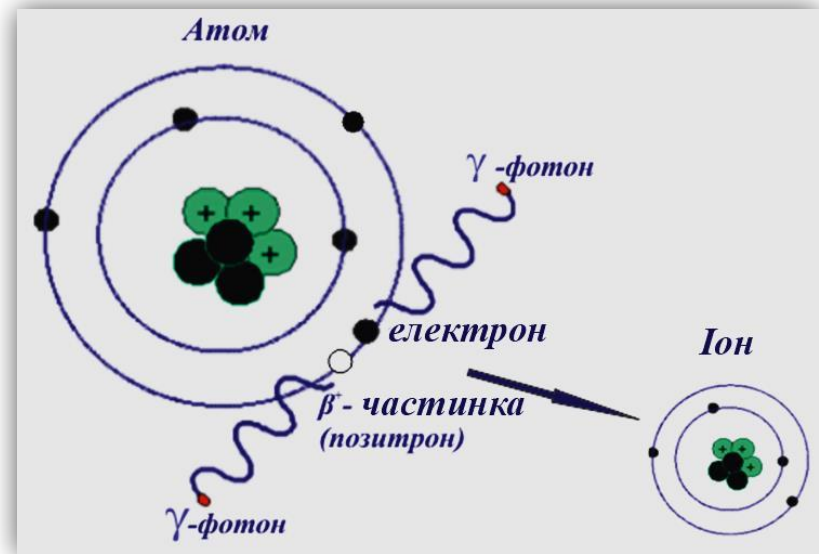
**Механізм взаємодії  $\beta^+$ -частинок (позитронів) з речовиною:**  
 $\beta^+$ -частинки взаємодіють з *електронами* атомів.

**Реакція анігіляції** – реакція взаємодії позитронів з електронами; при цьому позитрон і електрон зникають, а на їх місці утворюються два  $\gamma$ -фотона.

Зникнення електрона з оболонки атома перетворює цей атом в іон. Утворене  $\gamma$ -випромінювання взаємодіє з речовиною, що також викликає іонізацію речовини.



Відбувається перетворення однієї форми матерії (частинок речовини) в іншу форму – польову фотони).



# Взаємодія $\gamma$ -випромінювання з речовиною

Основні механізми, які призводять до іонізації речовини:

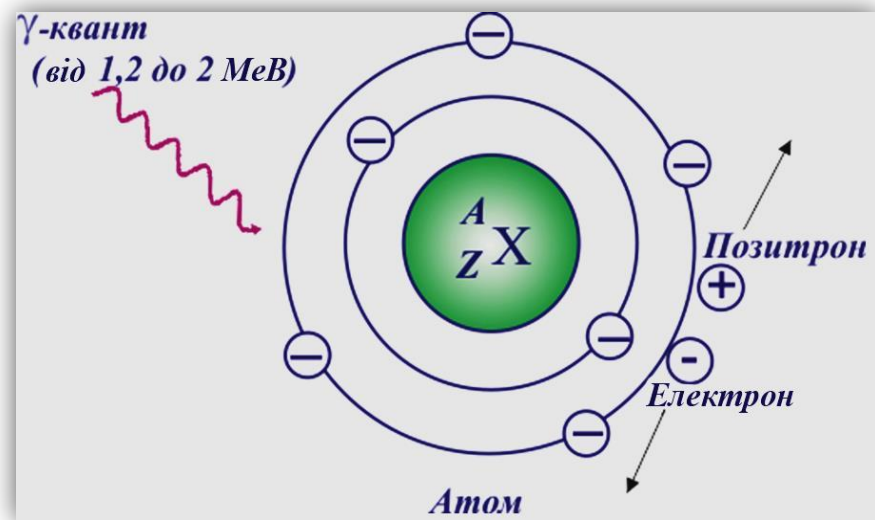
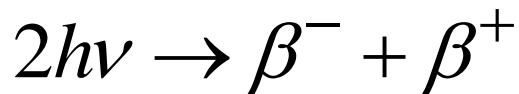
1. Некогерентне розсіяння (ефект Комптона) \*.
2. Фотоефект \*.
3. Утворення електрон-позитронних пар.
4. Фотоядерні реакції.

---

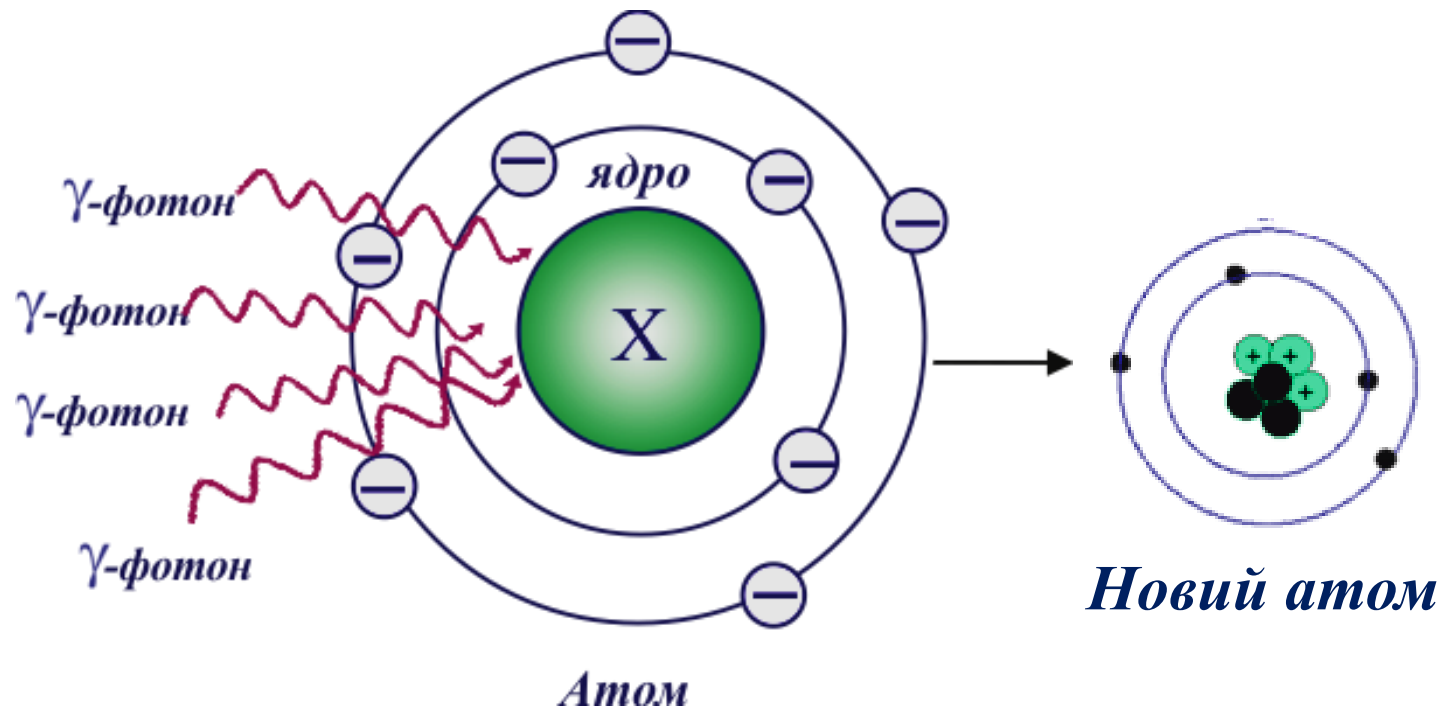
\* Ці механізми було розглянуто в попередній лекції.

- **Утворення електрон-позитронних пар** спостерігається тільки при достатньо великих енергіях  $\gamma$ -квантів (не менше 1,2 MeV, але зазвичай більше 2 MeV). При цьому  $\gamma$ -фотон зникає, а на його місці утворюються електрон і позитрон.
- Електрон, що утворився, може приєднуватися до нейтрального атома, перетворюючи його на негативний іон, а позитрон – вступати в розглянуту вище реакцію анігіляції.

$\gamma$ -фотон з великою енергією, пролітаючи *крізь* речовину, під дією досить сильного електричного поля поблизу ядра атома, перетворюється в пару електрон і позитрон.



**Фотоядерні реакції** – це радіоактивні перетворення ядер атомів після поглинання ними  $\gamma$ -фотонів з великим енергіями.



# Взаємодія нейтронів з ядрами атомів речовини

Нейтрони безпосередньо не викликають іонізацію речовини, але, вступаючи у взаємодію з ядрами атомів речовини, породжують випромінювання, які безпосередньо іонізують речовину.

У результаті взаємодії нейтронів з ядрами відбувається або *розсіяння нейтронів*, або *захоплення нейтронів ядрами*:

- 1. При розсіянні** частина кінетичної енергії нейтрона передається ядру. Якщо ядро легке, воно при такій взаємодії може набути значної швидкості. Ядра віддачі, що утворилися у такий спосіб, мають кінетичну енергію достатню для іонізації речовини по механізму іонізаційного гальмування.
- 2. При захопленні** нейтрона ядро переходить в збуджений стан, найчастіше нестійкий – відбувається **радіоактивний розпад ядра, найчастіше або у формі  $\beta^-$ -розпаду**, або у формі поділу ядра, хоча можуть відбуватися і реакції з виділенням протонів або  $\alpha$ -частинок.

# Закон Бугера

При проходженні *γ-випромінювання* через речовину його потік послаблюється.

Послаблення потоку ( $\Phi$ ) монохроматичного *γ-випромінювання* відбувається відповідно до закону Бугера:

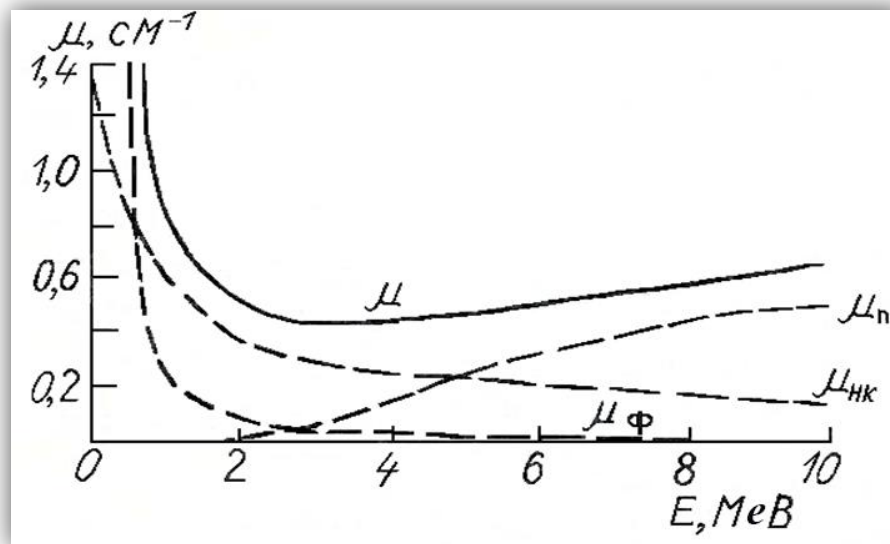
$$\Phi = \Phi_0 e^{-\mu l},$$

$\mu$  – коефіцієнт послаблення.

$$\mu = \mu_{\phi} + \mu_n + \mu_{\text{нк}}$$

$\mu_{\phi}, \mu_n, \mu_{\text{нк}}$  – складові загального коефіцієнта послаблення ( $\mu$ ), обумовлені фотоефектом, некогерентним розсіянням та утворенням електрон-позитронних пар відповідно.

Графік залежності величини  $\mu$  та її складових від енергії випромінювання  $E$  показаний на рисунку:



**Проходження корпускулярних випромінювань  
крізь речовину характеризують такими величинами:**

- 1) лінійна щільність іонізації;
- 2) лінійна гальмівна здатність;
- 3) середній лінійний пробіг.

**1. Лінійна щільність іонізації ( $i$ )** – це відношення числа іонів одного знаку ( $n$ ), утворених частинкою на шляху довжиною ( $l$ ), до довжини цього шляху:

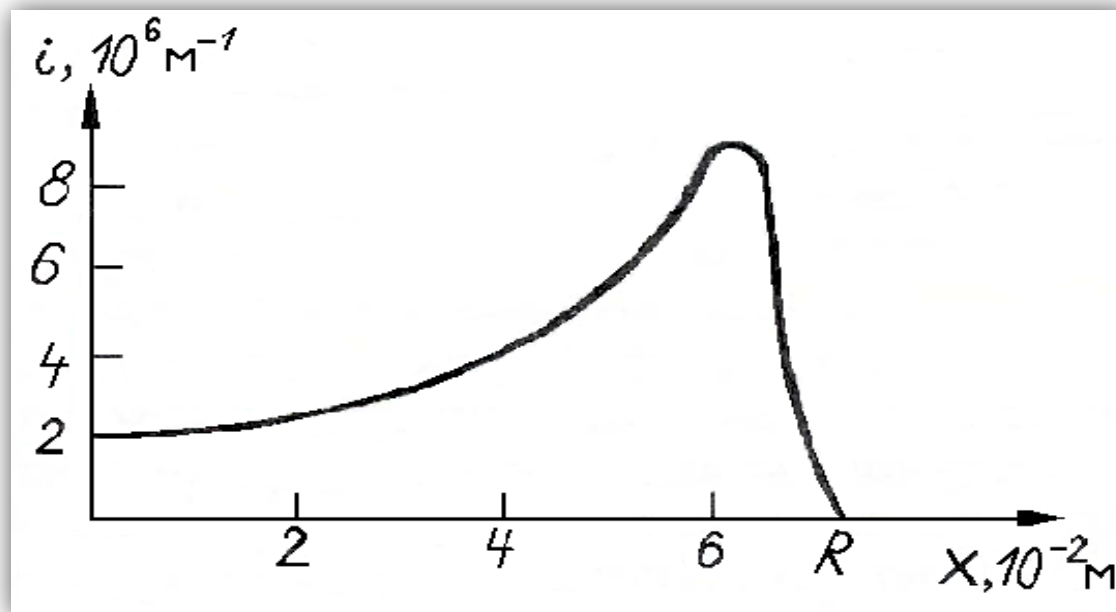
$$i = \frac{dn}{dl}.$$

**2. Лінійна гальмівна здатність ( $S$ )** – це відношення енергії ( $E$ ), що втрачається частинкою при проходженні шляху ( $l$ ), до довжини цього шляху:

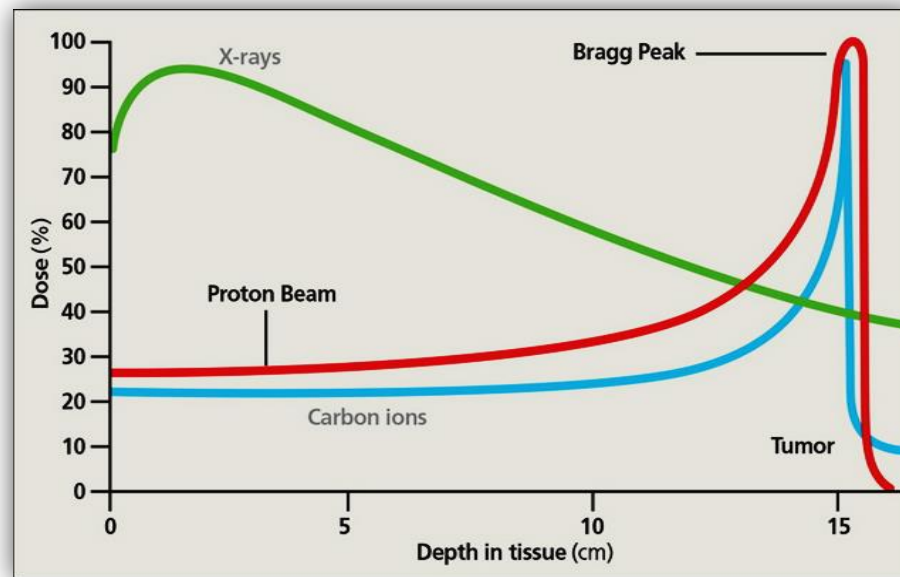
$$S = \frac{dE}{dl}.$$

**3. Середній лінійний пробіг частинки ( $R$ )** – це середня відстань, яку проходить частинка в речовині доти, поки її швидкість не знизиться до значення швидкості теплового руху частинок.

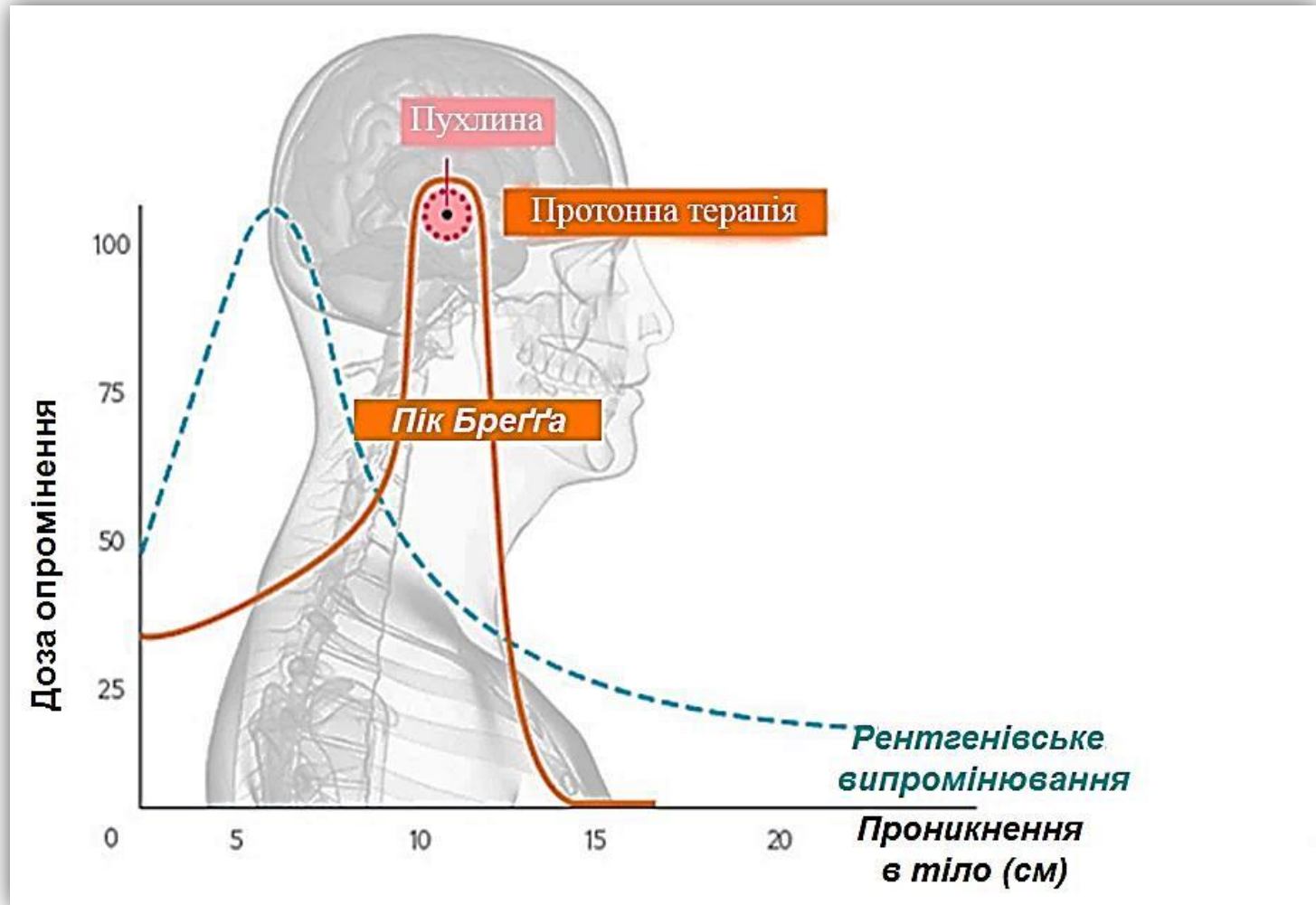
**Графік** залежності лінійної щільності іонізації ( $i$ ) від відстані ( $x$ ), пройденої в речовині:



- Такий характер залежності величини  $i$  від величини  $x$  обумовлений тим, що при великих швидкостях частинки настільки швидко пролітають повз атоми, що майже не іонізують їх, тобто створюють невисоку лінійну щільність іонізації.
- Пройшовши деякий шлях в речовині, вони уповільнюються до таких швидкостей, при яких починають ефективніше взаємодіяти з електронними оболонками атомів, іонізуючи їх та забезпечуючи великі значення лінійної щільності іонізації.



Ділянка високих значень величини  $i$  називається **піком Бреґґа**.



- **Адронотерапія** – вид променевої терапії, в якому для доставки дози використовуються заряджені частинки (адрони) замість рентгенівського випромінювання.
- **Адрони** (наприклад, протони, альфа-частинки, іони) – це клас елементарних частинок, які беруть участь у сильних взаємодіях.



- В 1946 році *Роберт Вілсон* запропонував використовувати *пік-ефект Брегга* для лікування раку з використанням **адронів**, пік втрат енергії яких відбувається безпосередньо перед зупинкою частинки.
- Пік-ефект Брегга вперше був застосований в лабораторії Лоуренса, в Берклі.



**Послаблення потоку  $\beta$ -випромінювання речовиною описується експоненціальною залежністю:**

$$N = N_0 e^{-\mu l} .$$

$N_0$  – кількість  $\beta$ -частинок, які падають на речовину протягом деякого часу;

$N$  – кількість тих частинок, які досягли глибини  $l$ ;

$\mu$  – лінійний коефіцієнт послаблення потоку  $\beta$ -випромінювання речовиною.

**Проникаюча здатність ІВ** – це здатність випромінювання проникати вглиб речовини.

Високу проникаючу здатність мають:

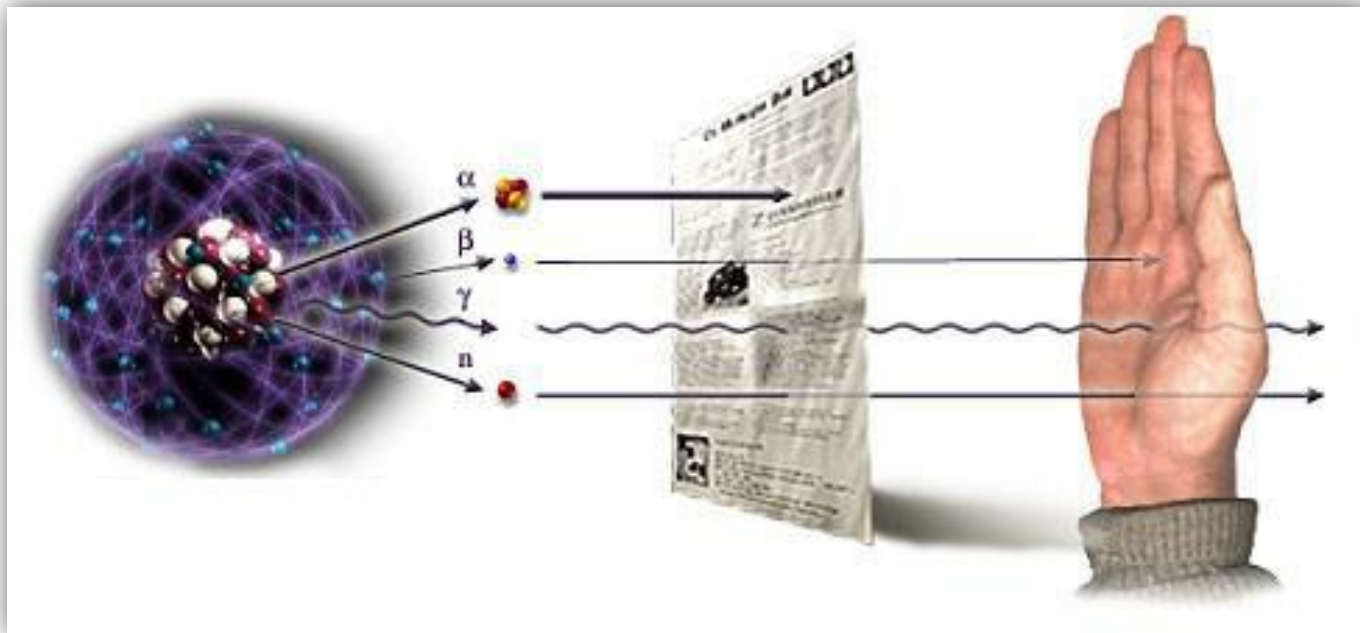
- 1) нейтронне випромінювання (нейтральні частинки);
- 2)  $\gamma$ -випромінювання;
- 3) рентгенівське випромінювання.

Заряджені частинки ( $\alpha$ -,  $\beta^-$ -,  $\beta^+$ -випромінювання) мають значно меншу проникаючу здатність.

Чим більша проникаюча здатність випромінювання, тим менша його іонізуюча здатність і навпаки.

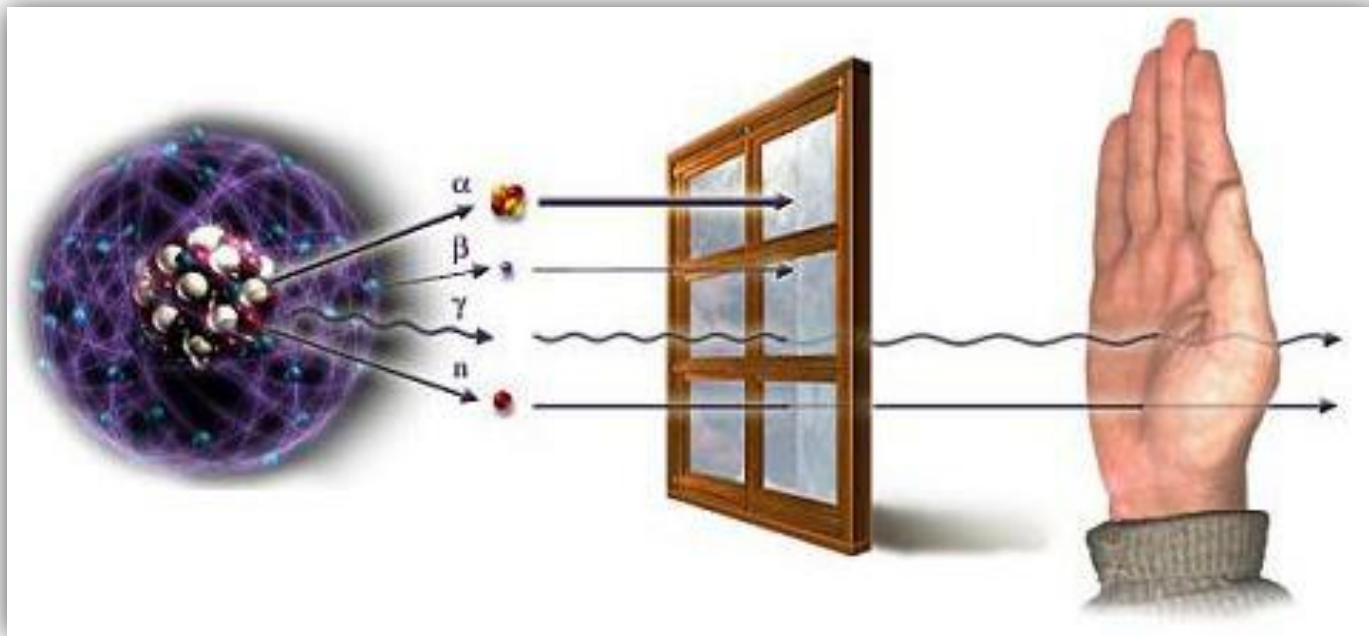
# Папір

затримує тільки альфа-випромінювання



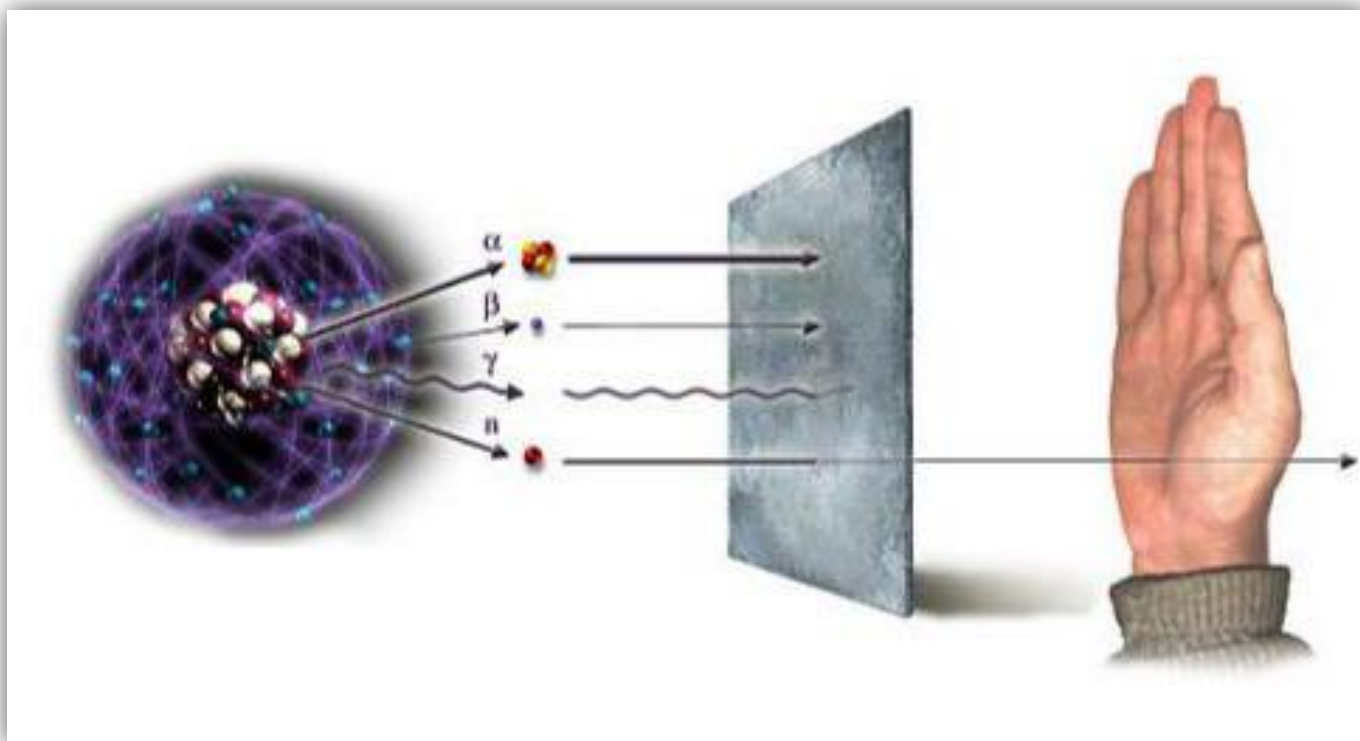
# Скло

затримує альфа- та бета-випромінювання



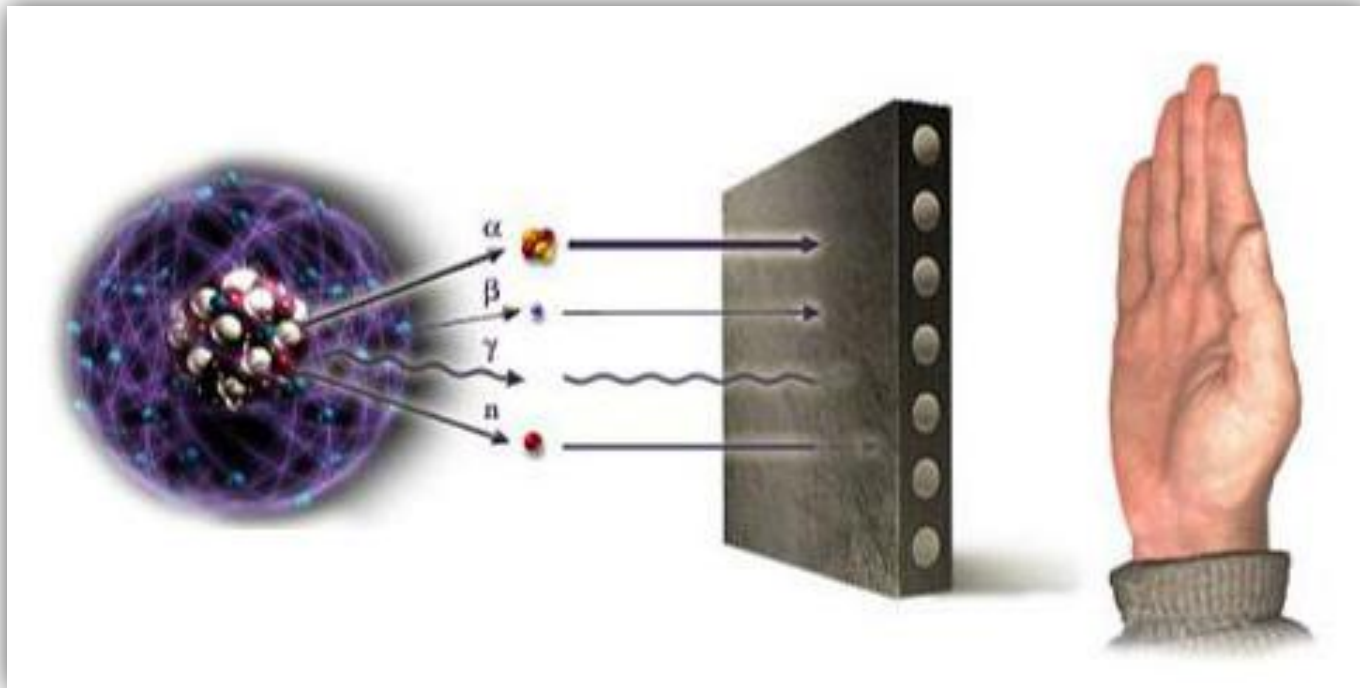
# Сталевий лист

затримує альфа-, бета-, рентгенівське  
та гамма-випромінювання



## Бетонна плита

затримує альфа-, бета-, рентгенівське, гамма- та нейтронне випромінювання



## Захист від ІВ

1. **Захист матеріалом** базується на різній здатності речовин поглинати різні види іонізуючого випромінювання.
2. **Захист часом:** чим менший час контакту з джерелом іонізуючого випромінювання, тим менша отримана доза опромінення (Доза  $D \sim 1 / t$ ).
3. **Захист відстанню:** чим далі об'єкт, що опромінюється, від джерела іонізуючого випромінювання, тим менша отримана доза:

$$D \sim \frac{1}{r^2}.$$

Залежність є обернено квадратичною, оскільки від джерела промені йдуть радіально і розподіляються по сфері, площа якої пропорційна квадрату відстані.

**Дія іонізуючих випромінювань на біологічні об'єкти має, в основному, негативний характер.**

**Особливості:**

- 1) значний біологічний ефект створюється дуже малими дозами;
- 2) існує латентний (прихований) період, після якого починають виявлятися наслідки опромінення;
- 3) різні тканини організму, різні клітини, різні частини клітин відрізняються за чутливістю до іонізуючих випромінювань;
- 4) найчутливішими до опромінення є тканини, у яких відбувається активний поділ клітин;
- 5) найнебезпечнішим є опромінення ядра клітини, точніше, пошкодження генетичного апарату клітини;
- 6) наслідки пошкодження генетичного апарату клітин часто проявляються і в подальших поколіннях.

- При великих дозах радіація може руйнувати клітини, пошкоджувати тканини органів і стати причиною **швидкої загибелі** організму.
- Малі дози опромінення можуть «запустити» не до кінця ще встановлений ланцюг подій, що призводить до онкологічних захворювань або до генетичних ушкоджень.

# Дозиметрія іонізуючих випромінювань

Дозиметрія – це область науки і техніки, що вивчає кількісні характеристики (دوزи) впливу ІВ на біологічні об'єкти, а також методи і апаратуру для вимірювання цих характеристик.

## ДОЗИ

1. Поглинена доза (або доза випромінювання) ( $D$ ).
2. Експозиційна доза ( $X$ ).
3. Еквівалентна доза ( $H$ ).

**1. Поглинена доза, або доза випромінювання ( $D$ ):**

$$D = \frac{E}{m},$$

$E$  – енергія випромінювання, поглиненого речовиною,  
 $m$  – маса речовини.

Системна одиниця – **грей (Гр)**, позасистемна одиниця – **рад**.

1 Гр = 100 рад.

При дозі випромінювання в 1 Гр 1 кг речовини поглинає 1 Дж енергії іонізуючого випромінювання.

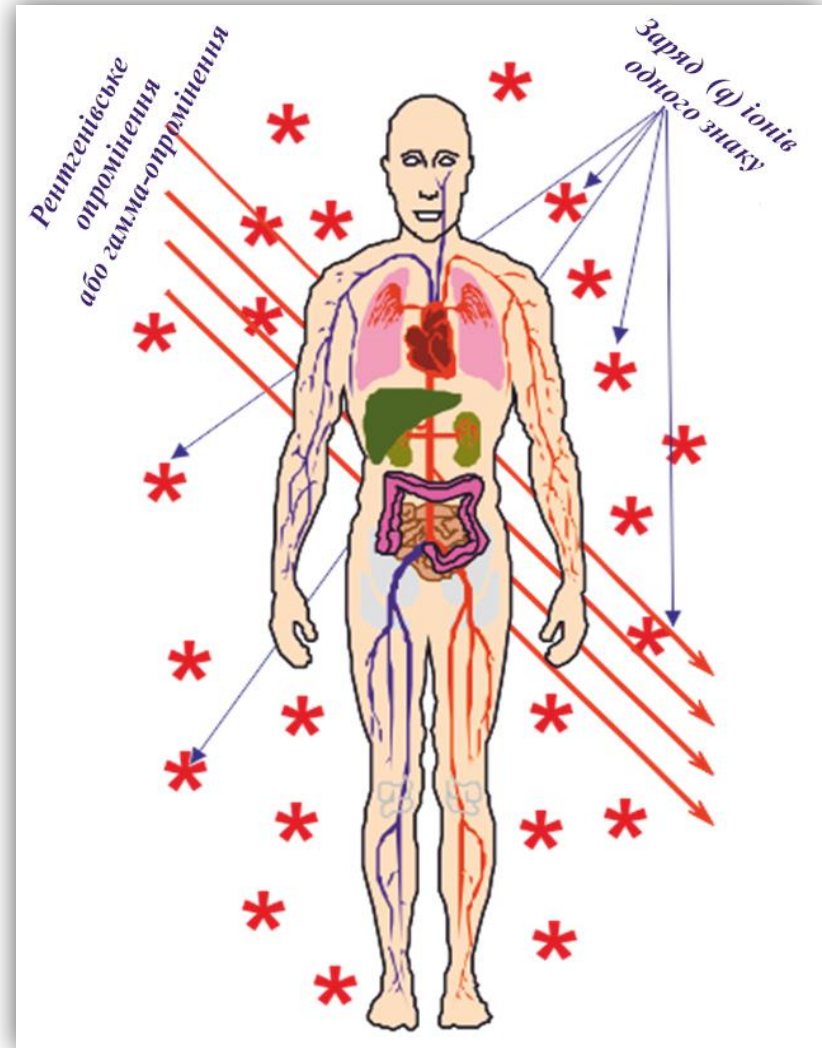
*Потужність поглиненої дози ( $\dot{D}$ ):*  $\dot{D} = \frac{D}{t}$

Системна одиниця – **грей за секунду (Гр/с)**,

позасистемна одиниця – **рад за секунду (рад/с)**.

Практично виміряти дозу, поглинену біологічним об'єктом, складно. Тому дозу випромінювання, поглинену тілом, оцінюють, вимірюючи *ступінь іонізації повітря, що оточує тіло.*

Характеристикою іонізації рентгенівським або  $\gamma$ -випромінюванням повітря є *експозиційна доза (X).*



## 2. Експозиційна доза ( $X$ ):

$$X = \frac{q}{m},$$

$q$  – заряд іонів одного знаку, утворених в повітрі під дією рентгенівського або  $\gamma$ -випромінювання;

$m$  – маса повітря.

Системна одиниця – кулон на кілограм (**Кл/кг**).

Позасистемна одиниця – рентген ( **$P$** ).

$$1 P = 2,58 \cdot 10^{-4} \text{ Кл/кг.}$$

*1 рентген* – це доза рентгенівського або  $\gamma$ -випромінювання, під дією якої при повній іонізації в  $1 \text{ см}^3$  повітря, що знаходиться за нормальних умов (при температурі  $0 \text{ }^\circ\text{C}$  і тиску  $760 \text{ мм рт. ст.}$ ), утворюється  $2,08 \times 10^9$  пар іонів кожного знаку.

*Потужність експозиційної дози ( $\dot{X}$ ):*

$$\dot{X} = X / t.$$

Системна одиниця – ампер на кілограм (А/кг),

позасистемна одиниця – рентген за секунду (Р/с).

*Зв'язок між поглиненою дозою ( $D$ )  
та експозиційною дозою ( $X$ )*

$$D = fX$$

- Величина коефіцієнта  $f$  залежить від властивостей опромінюваної речовини, а також від величини енергії фотонів.
- Якщо поглинену дозу виражати в радах, а експозиційну дозу – в рентгенах, то:
  - для води та м'яких тканин організму  $f = 1$ ;
  - для кісткової тканини  $f = 1-4,5$ .

**3. Еквівалентна доза ( $H$ )** – характеризує *радіобіологічний ефект*, створений різними видами випромінювання:

$$H = kD$$

**$k$**  – коефіцієнт якості (або відносна біологічна ефективність (ВБЕ)):

- для рентгенівського та гамма-випромінювання  $k = 1$ ;
- для повільних (теплових) нейтронів  $k = 3$ ;
- для  $\alpha$ -випромінювання  $k = 20$ .

Системна одиниця  $H$  – **зіверт (Зв)**,

позасистемна одиниця – **бер**.

$$1 \text{ Зв} = 100 \text{ бер}$$

# Гігієнічне нормування

Для гігієнічного нормування променевих навантажень на людину використовується поняття гранично допустимої дози.

**Гранично допустима доза (ГДД)** – це найбільше значення індивідуальної еквівалентної річної дози ( $H_{max}$ ) при рівномірній дії протягом 50 років, яке не викликатиме змін у здоров'ї людини.

При професійному опроміненні прийнято:

$$\text{ГДД} = 5 \text{ бер.}$$

- Для оцінки віддалених наслідків опромінювання, що мають імовірнісний (стохастичний) характер, необхідно враховувати різну *радіочутливість* різних тканин.
- Із цією метою вводиться поняття **ефективної еквівалентної дози** ( $H_E$ ):

$$H_E = \sum_{i=1}^n w_i \cdot H_{Ti},$$

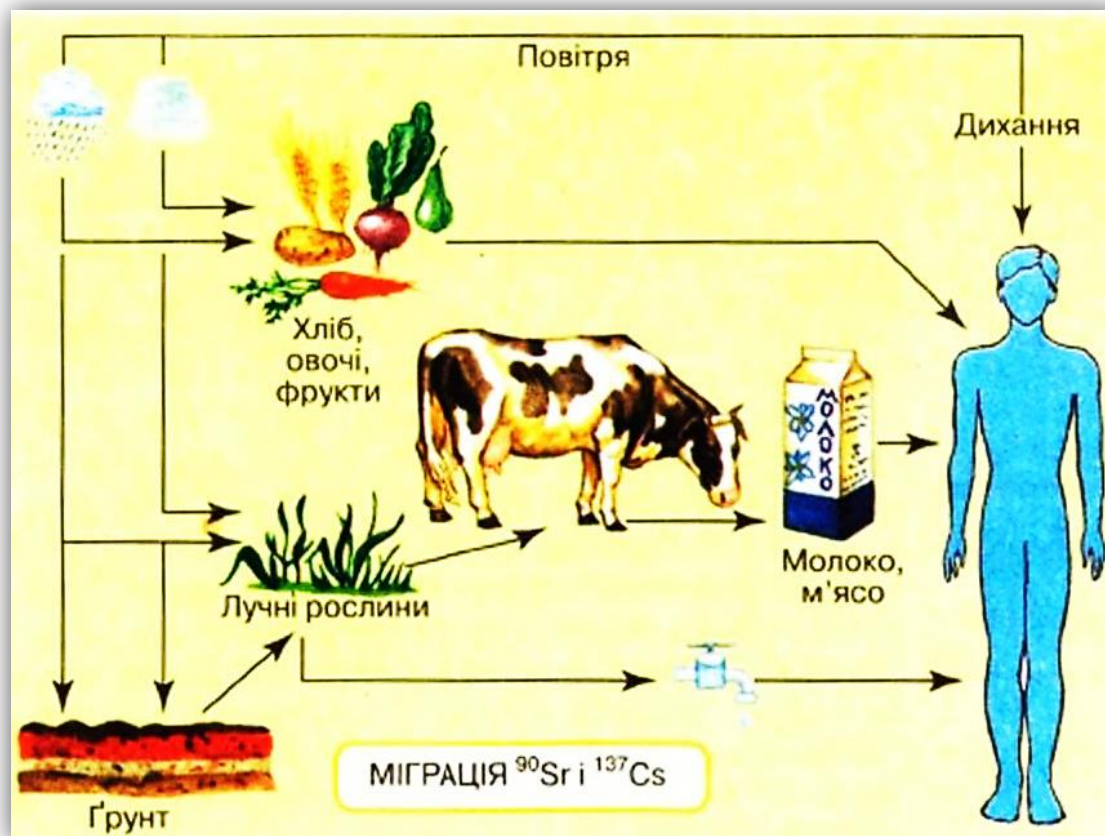
$H_{Ti}$  – середнє значення еквівалентної дози для  $i$ -ої тканини (органу);

$w_i$  – ваговий коефіцієнт, що враховує внесок  $i$ -ої тканини (органу) в загальну радіочутливість організму (в інтегральний радіобіологічний ефект при опромінюванні).

## Значення вагового коефіцієнта ( $w_i$ ) для різних органів

| Тканина або орган        | $w_i$      |
|--------------------------|------------|
| <b>Гонади</b>            | <b>0,2</b> |
| Червоний кістковий мозок | 0,12       |
| Легені                   | 0,12       |
| Шлунок                   | 0,12       |
| Сечовий міхур            | 0,12       |
| Грудна залоза            | 0,05       |
| Печінка                  | 0,05       |
| Щитовидна залоза         | 0,05       |
| Шкіра                    | 0,01       |
| Надкiсниця               | 0,01       |

**Внутрішнє опромінення** людини виникає, коли джерела іонізуючих випромінювань потрапляють всередину організму при диханні, з їжею або водою, при пошкодженні шкірних покривів



## Особливості внутрішнього опромінення людини:

- збільшується час опромінювання тканин організму, оскільки опромінювання продовжується протягом усього часу знаходження радіоактивної речовини в організмі;
- зростає доза випромінювання для внутрішніх органів внаслідок малої відстані між органами (тканинами) та джерелами випромінювання;
- виключно небезпечними стають також ті види опромінення, які практично безпечні при зовнішньому опромінюванні, наприклад,  $\alpha$ -випромінювання, яке повністю затримується шкірою при зовнішньому опроміненні;
- більшість радіоактивних речовин розподіляється в організмі нерівномірно, що підсилює **локальне опромінювання** окремих органів.

**Радіаційний фон** – це природний, фоновий рівень випромінювань, який створюється природними джерелами ІВ, що постійно впливають на всі організми на Землі.

**Річна еквівалентна доза**, пов'язана з природним фоном, складає нині за різними даними:

$$H = 125\text{--}200 \text{ мбер.}$$



# Характеристика організмів за критерієм імовірності летального ефекту

## 1. Мінімальна летальна доза $H_{min}$

- Від  $\gamma$ -випромінювання за умов опромінювання всього організму для людини:

$$H_{min} = 6 \text{ Зв} = 600 \text{ бер}$$

## 2. $LD_{50}$ – це величина поглиненої дози ( $D$ ), при якій гине 50% опромінених організмів.

- Для людини при опроміненні  $\gamma$ -випромінюванням:

$$LD_{50} = 2,5\text{--}3,5 \text{ Гр}$$

# Прилади для реєстрації та вимірювання дози ІВ

- Детектори ІВ.
- Дозиметри ІВ.

Детектори ІВ – використовуються для *реєстрації ІВ*, а також для вимірювання деяких їх характеристик (енергії, швидкості частинок, заряду, маси та ін.):



Лічильник Гейгера



Бульбашкова камера



Камера Вільсона

**Дозиметри** – пристрої для *вимірювання дози ІВ*. Залежно від фізичного явища, яке лежить в основі дії дозиметра, розрізняють іонізаційні, люмінесцентні, напівпровідникові та фотодозиметри.



# Застосування іонізуючого випромінювання в медицині

- Діагностичне.
- Терапевтичне.
- В наукових дослідженнях.

## **Радіонуклідна діагностика:**

- динамічна;
- статична.

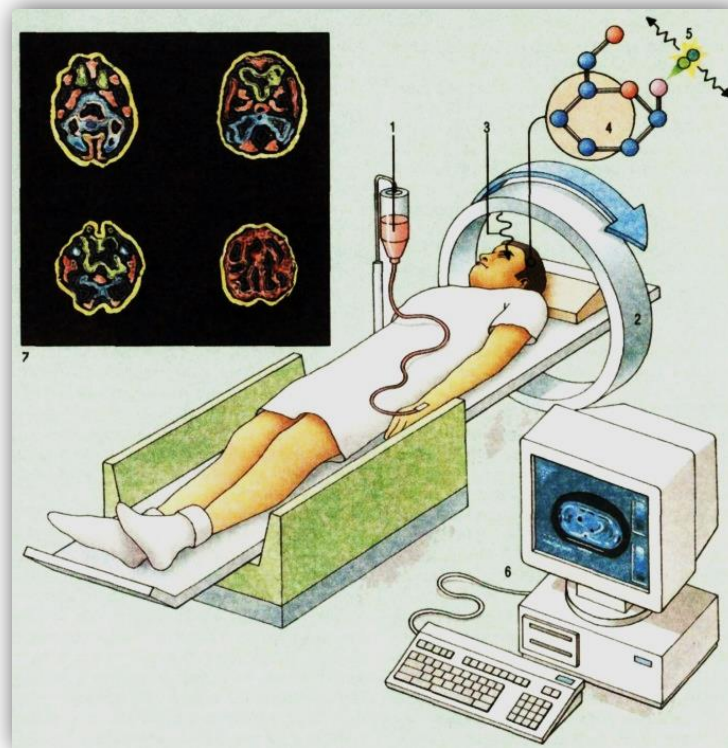
- Для проведення радіонуклідної діагностики використовуються **радіофармпрепарати (РФП)** – речовини, які містять радіонукліди (радіоактивні атоми).

РФП вводять в кров пацієнта (зазвичай внутрішньовенно) і через короткий час реєструють випромінювання від цього препарату над певною ділянкою тіла людини.

Для цього найчастіше використовуються речовини, *тропні* певному органу, тобто такі, що специфічно накопичуються або виводяться цим органом.



- В якості радіонукліда найчастіше використовують **технецій-99** – короткоживучий радіонуклід з періодом напіврозпаду близько 6 год. Він застосовується для діагностики практично всіх органів.
- Питаннями застосуванням радіонуклідних фармацевтичних препаратів в діагностиці та лікуванні захворювань займається **ядерна медицина**.

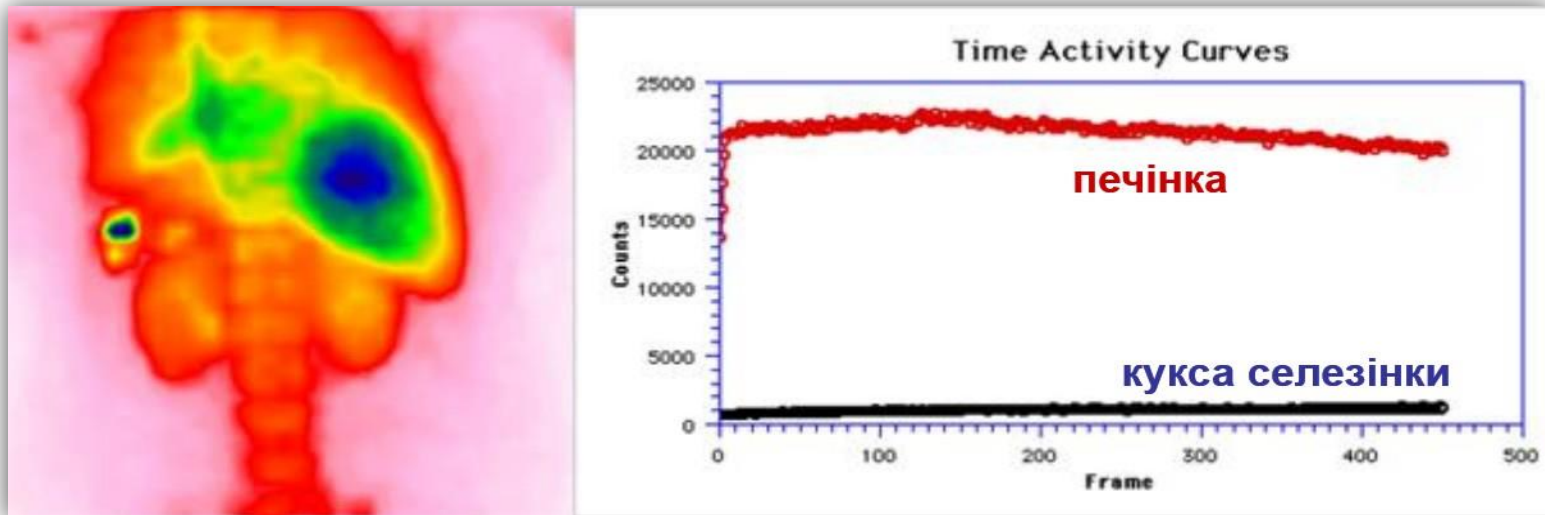


- Для реєстрації випромінювання використовують спеціальні прилади (*сцинтилятори, одnofотонні емісійні томографи і позитронні (двофотонні) емісійні томографи*), які вловлюють  $\gamma$ -випромінювання міченого радіонукліда.



- Динамічна радіонуклідна діагностика використовується з метою вивчення *динаміки розподілу радіофармпрепарату (РФП)* в органі.
- Статична радіонуклідна діагностика використовується для оцінки *просторового розподілу РФП* в тілі або в органі хворого.

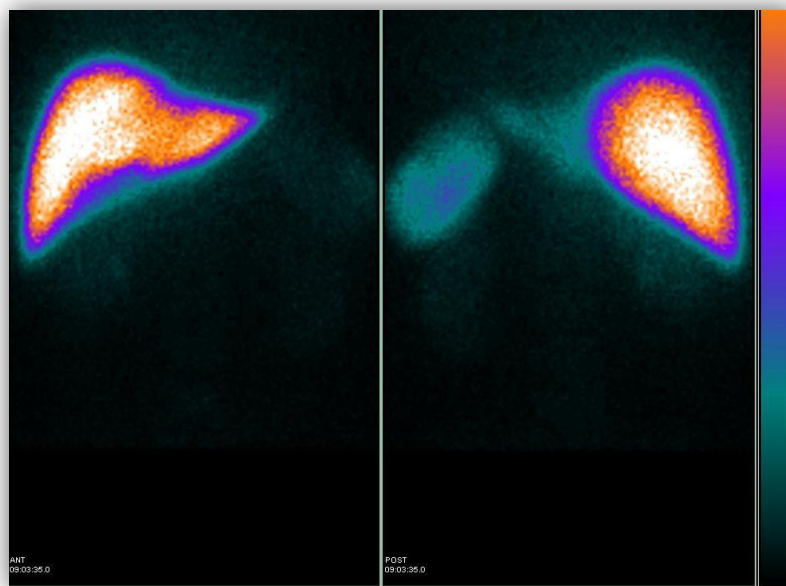
- Під час динамічної радіонуклідної діагностики над досліджуваним органом розміщують детектор, який дозволяє вимірювати величину потоку випромінювання, створеного препаратом, який знаходиться в органі.
- Реєструючи залежність потоку випромінювання від часу, отримують інформацію, яка є важливою для *функціональної діагностики* органу, що вивчається.



Динамічна гамма-сцинтиграфія з еритроцитами, міченими  $^{99m}\text{Tc}$  (натрію пертехнетата) з ділянок кукси селезінки і печінки пацієнтки

- Під час статичної радіонуклідної діагностики вивчають просторовий розподіл радіофармпрепарату в досліджуваному органі.

Особливості накопичення або розподілу препарату в органі відображають, в першу чергу, порушення його структури, тобто *морфологічні зміни*.



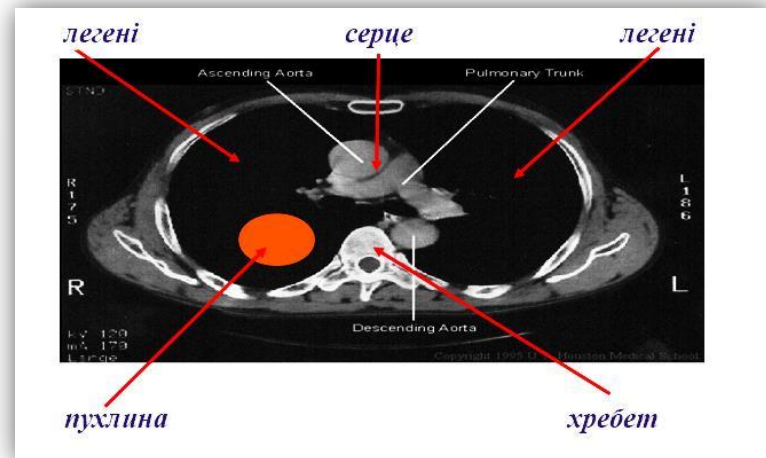
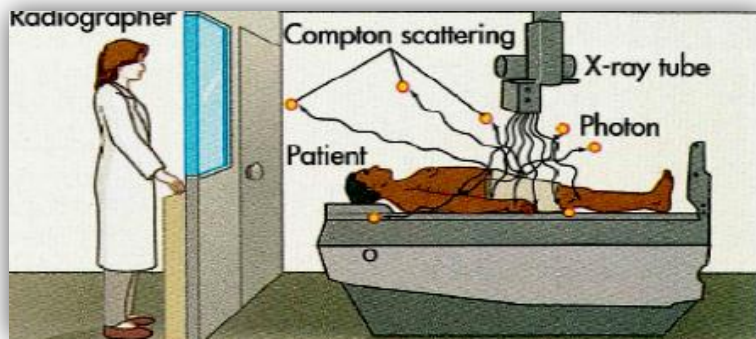
Сцинтиграфічна анатомія печінки.  
 $^{99m}\text{Tc}$  (натрію пертехнетата) – колоїд активністю 2 МБк/кг  
вводять внутрішньовенно

# Променева терапія

Променева терапія використовується, ГОЛОВНИМ ЧИНОМ, для знищення клітин злоякісних пухлин.



Найчастіше застосовується *дистанційна променева терапія*, при якій використовується зовнішнє по відношенню до пацієнта джерело іонізуючого випромінювання.

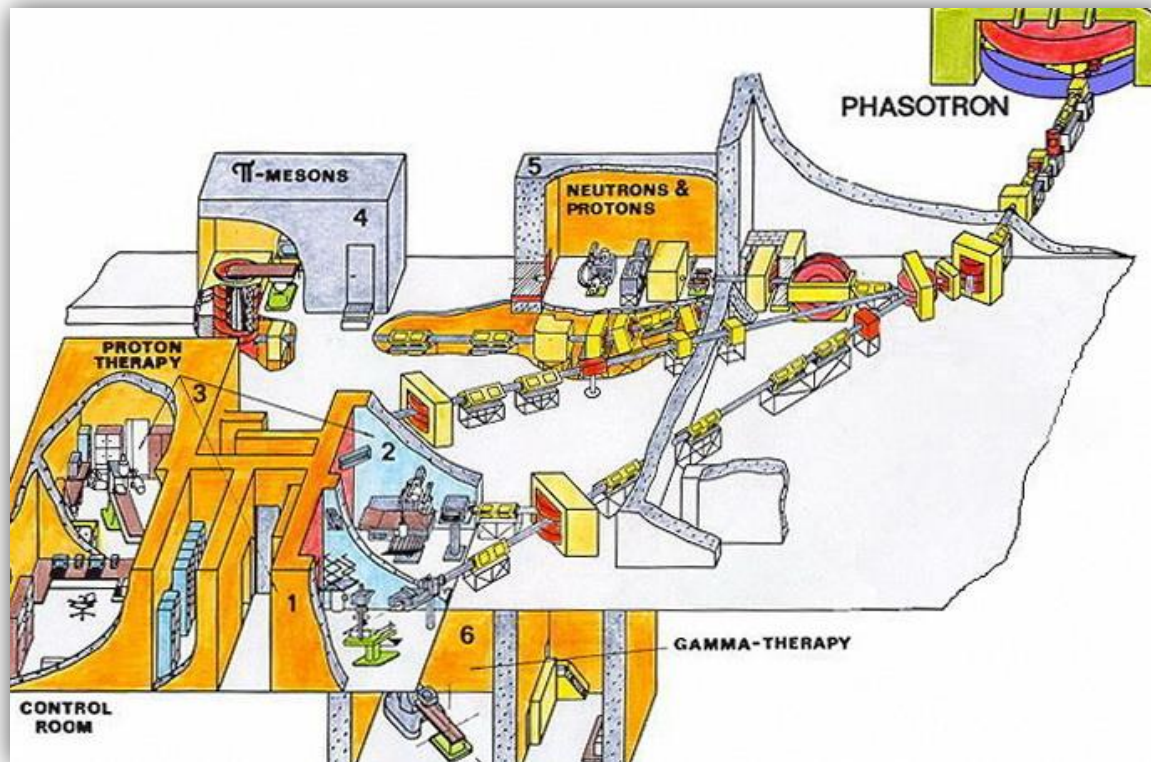


В теперішній час **при променевій терапії** широко **використовуються:**

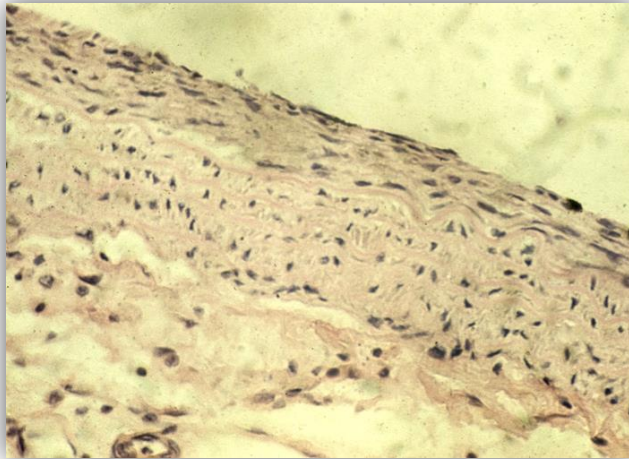
- рентгенівське і  $\gamma$ -випромінювання;
- прискорені до високих швидкостей електрони;
- важкі заряджені частинки;
- прискорені  $\pi^-$ -мезони.

## Клініко-фізичний комплекс включає:

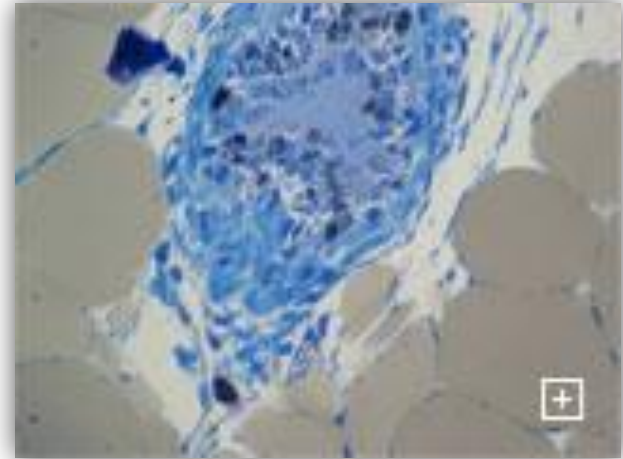
- три протонних канали (1, 2, 3) медичного призначення для опромінення клітин глибоко залеглих пухлин;
- (4) канал інтенсивних пучків негативних  $\pi^-$ -мезонів;
- (5) нейтронний канал;
- (6) канал гамма-променів.



- Одним з інформативних методів у наукових медико-біологічних дослідженнях є **авторадіографія**.
- При авторадіографічних дослідженнях піддослідній тварині вводяться речовини, що беруть активну участь у клітинному метаболізмі. Ці речовини мічені якимось радіонуклідом, наприклад, амінокислоти, попередники ДНК та ін. Після отримання зрізів тканин піддослідної тварини ці зрізи покривають спеціальною фотоемульсією. Потім проявляючи їх, вивчають інтенсивність тих або інших метаболічних процесів у різних клітинах і тканинах.

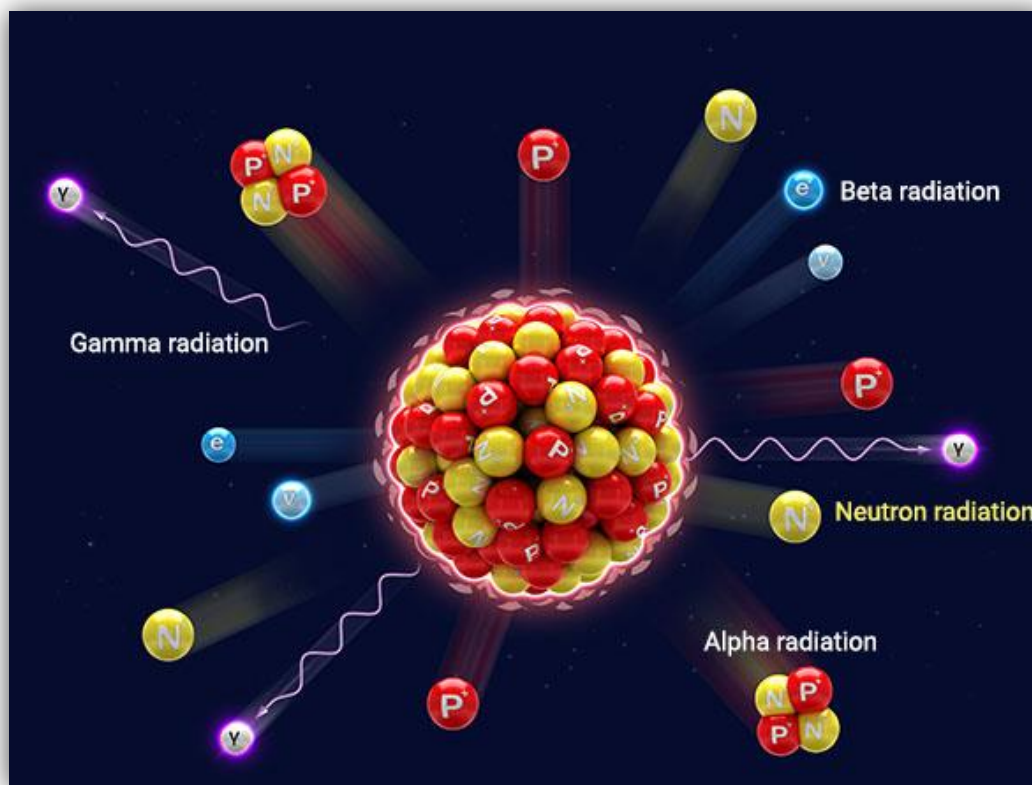


Мікропрепарат (авторадіограмма) аорти:  
в інтимі аорти видно клітини гладеньких м'язів  
з темної радіоактивною міткою в ядрі,  
що свідчить про збільшений синтезі в них ДНК.



Авторадіограмма волосяного  
фолікула

ДЯКУЄМО ЗА УВАГУ!





**Харківський національний медичний університет**

Кафедра медичної та біологічної фізики  
і медичної інформатики

Дисципліна  
«Медична та біологічна фізика;  
медичні інформаційні технології»

**Лекція № 9**  
**Медичні інформаційні технології**

# План лекції

1. Медична інформатика як наука.
2. Основні поняття медичної інформатики.
3. Електронна система охорони здоров'я.
4. Електронні медичні картки.
5. Медичні класифікаційні системи. Основи медичної стандартизації.

# Медична інформатика як наука

**Медична інформатика** – це наукова дисципліна, що займається дослідженням процесів отримання, передачі, обробки, зберігання, поширення та відображення інформації з використанням інформаційної техніки й технологій в медицині й охороні здоров'я.

Основною метою медичної інформатики є оптимізація інформаційних процесів у медицині за рахунок використання комп'ютерних технологій, що забезпечує підвищення якості надання медичних послуг в системі охорони здоров'я населення.

# Напрямки оптимізації медичних інформаційних процесів:

- Створення банків даних.

Регістр цукрового діабету - [Синдіаб]

Дані Аналіз даних Довідники Вікна Справка

Закрити [Іконки] Довідники Пошук

**Синдіаб** Основний інформаційний лист хворого на цукровий діабет

|                                     |                                 |              |                          |                     |
|-------------------------------------|---------------------------------|--------------|--------------------------|---------------------|
| Скарги за останні 12 міс.           | Фактори ризику                  | Самоконтроль | Освіті/DIAB.тов.хворих   | Якість життя        |
| Причини консультації госпіталізації | Цифрові дані за останні 12 міс. | Ускладнення  | Клінічні о'єктивні данні |                     |
| Лікування ЦД                        | Додаткове лікування             | Вагітність   | Трудова діяльність       | Вибув з-під нагляду |
|                                     |                                 |              |                          | Помітки лікаря      |

**Лікування цукрового діабету**

|                     | До огляду  | Після огляду   | До огляду                        | Після огляду         |
|---------------------|--|--|----------------------------------|----------------------|
| Лише дієта:         | З якого року <input type="text"/> <input type="checkbox"/> Т <input type="checkbox"/> Н <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> Т <input type="checkbox"/> Н <input type="checkbox"/> | Вид інсул.: <input type="text"/> | <input type="text"/> |
| Бігуниди:           | З якого року <input type="text"/> <input type="checkbox"/> Т <input type="checkbox"/> Н <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> Т <input type="checkbox"/> Н <input type="checkbox"/> | <input type="text"/>             | <input type="text"/> |
| Сульфаніламідс:     | З якого року <input type="text"/> <input type="checkbox"/> Т <input type="checkbox"/> Н <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> Т <input type="checkbox"/> Н <input type="checkbox"/> | Дози інсуліну:                   | <input type="text"/> |
| Інгібітори глюкоз.: | З якого року <input type="text"/> <input type="checkbox"/> Т <input type="checkbox"/> Н <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> Т <input type="checkbox"/> Н <input type="checkbox"/> |                                  | <input type="text"/> |
| Інше лікування:     | <input type="checkbox"/> Т <input type="checkbox"/> Н <input type="checkbox"/>                                   | <input type="checkbox"/> Т <input type="checkbox"/> Н <input type="checkbox"/> | Кільк. ін'єкцій інсуліну:        | <input type="text"/> |

Запись: [Іконки] 1 [Іконки] из 1

Новий пацієнт Клінічні дані хворого Закрити

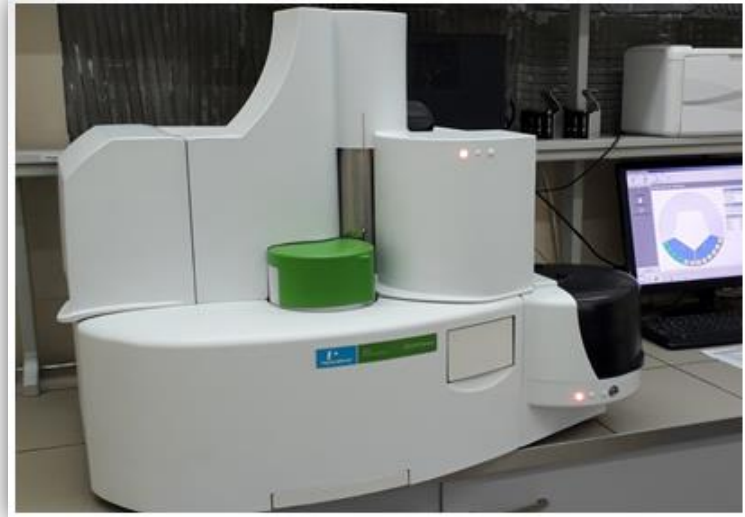
Запись: [Іконки] 1 [Іконки] из 1249

Режим форми

Нові клінічні данні

- Створення скринінгових систем.

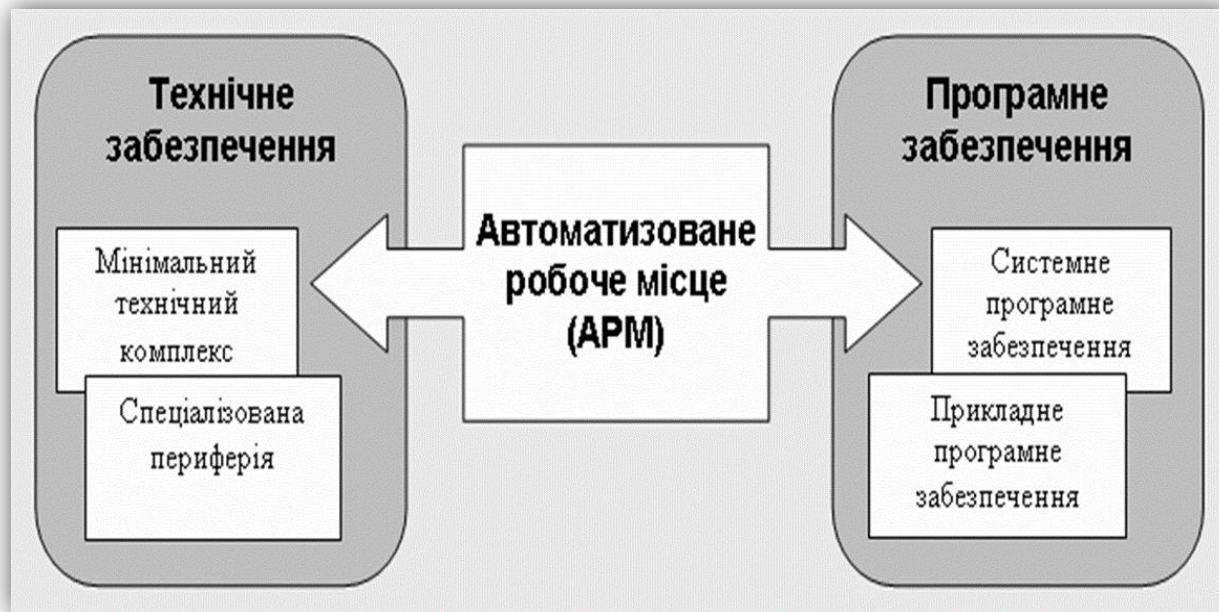
Наприклад, ANA Screen – скринінг захворювань сполучної тканини



- Розробка прикладних комп'ютерних систем.



- Створення консультативно-діагностичних систем.



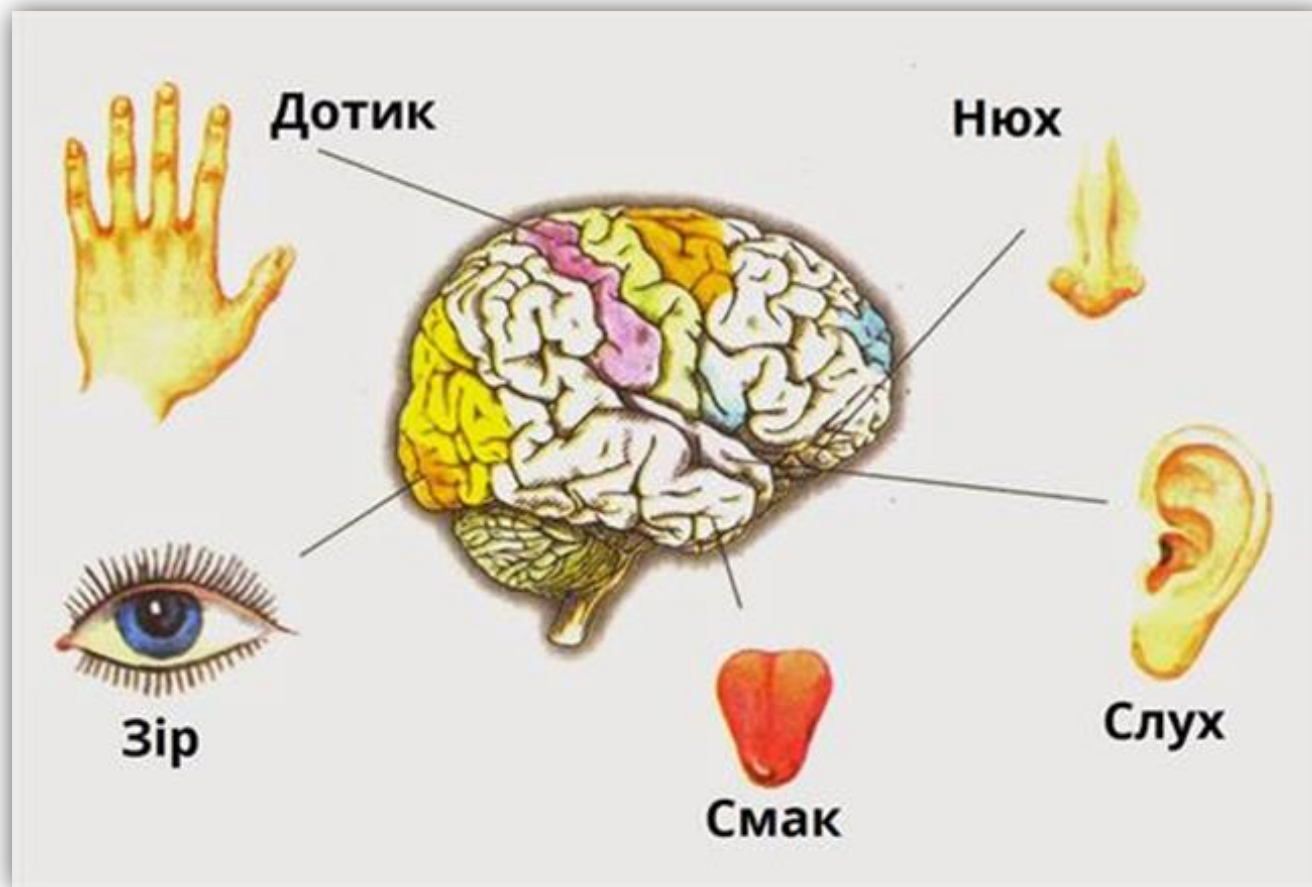
# Основні поняття медичної інформатики

- Інформація.
- Дані.
- Повідомлення.
- Сигнал.
- Канал зв'язку.
- Кодування.
- Кількість інформації (формула Хартлі, формула Шеннона).
- Інформаційні технології. Інформаційні системи.

- **Інформація** – це отримана в процесі переробки даних сукупність знань (нових, раніше не відомих фактів).
- **Дані** – це інформація, представлена у формалізованому вигляді та призначена для обробки її технічними засобами, наприклад ЕОМ.
- **Повідомлення** – це впорядкована сукупність сигналів, здатних переносити інформацію

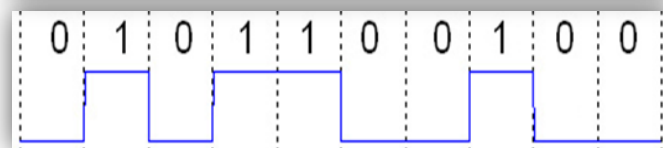
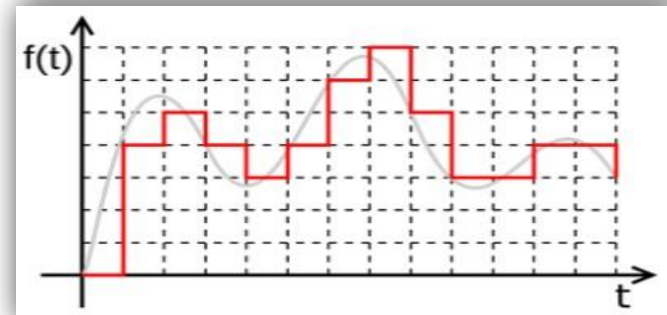
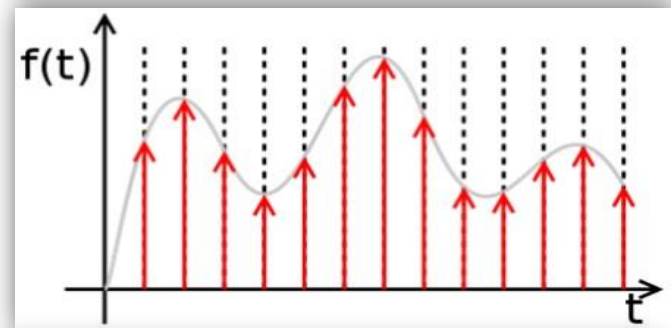
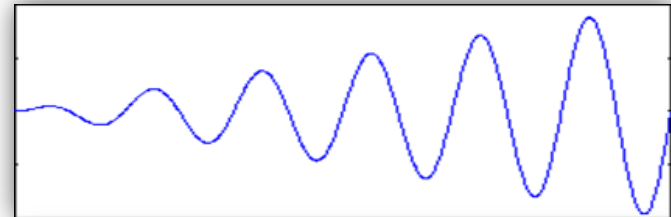


- **Сигнал** являє собою будь-який процес, що впливає на сенсорні системи.



# Класифікація сигналів залежно від функції, що описує параметри сигналу:

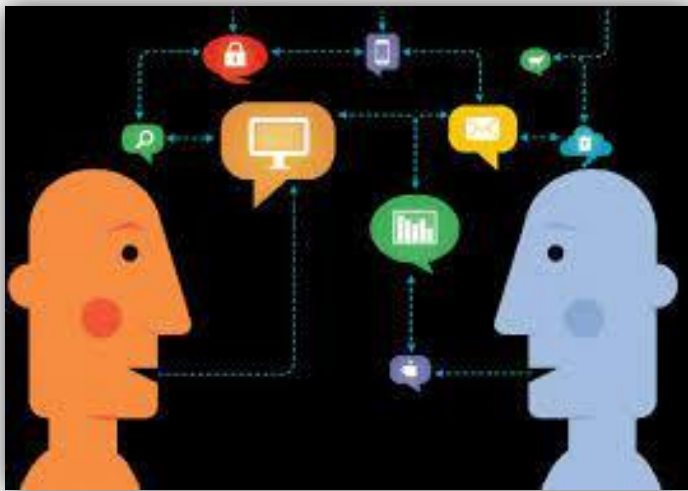
- неперервні (аналогові), що описуються неперервною функцією;
- дискретні, що описуються функцією відліків, взятих в певні моменти часу;
- квантовані за рівнем;
- цифрові – дискретні сигнали, квантовані за рівнем.



- **Канал зв'язку** – це середовище, по якому передаються сигнали.

Канал зв'язку є частиною комунікаційної системи, яка зв'язує між собою джерело та приймач повідомлень.

Наприклад, при усній розмові сигналом є мова, а каналом зв'язку – повітря, у нервовій системі сигналом є нервові імпульси, а каналами – нервові волокна.

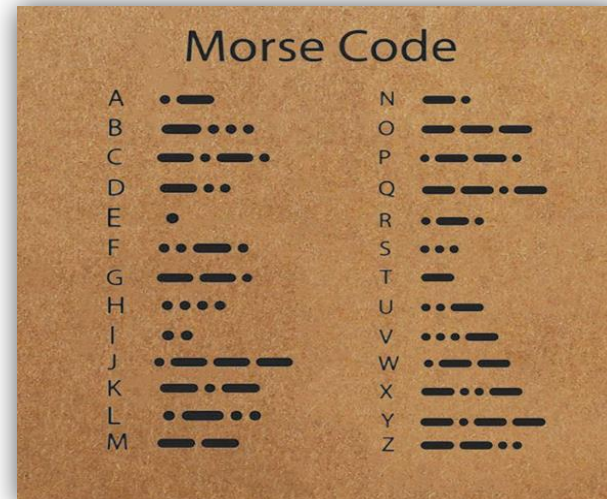


## • Кодування

Кодуванням прийнято вважати перетворення інформації, що посиляється джерелом, у форму, придатну для передачі по використовуваному каналу зв'язку.

Один з простих прикладів кодування – це азбука Морзе. В ній буквена інформація перетворюється в послідовність точок і тире, тобто коротких і довгих сигналів. Приймаюча сторона повинна декодувати цю послідовність.

| Закодоване повідомлення | Таблиця кодування             | Декодоване повідомлення |
|-------------------------|-------------------------------|-------------------------|
| — • •                   | А — Б —••• В —• Г —••• І —•   | ДОБРИЙ<br>ДЕНЬ          |
| — — —                   | Д —• Е • Є —••• Ж —••• З —••• |                         |
| — • • •                 | И —••• І • І —••• Й —••• К —• |                         |
| • — •                   | Л —•• М — Н • О —• П —••      |                         |
| — • — —                 | Р —• С —• Т — У —• Ф —••      |                         |
| • — — —                 | Х —• Ц —•• Ч —•• Ш —•• Щ —••  |                         |
| — • •                   | Ь —•• Ю —•• Я —•              |                         |
| •                       | 1 —••• 2 —••• 3 —•••          |                         |
| — •                     | 4 —•••• 5 —•••• 6 —••••       |                         |
| — • • —                 | 7 —••• 8 —••• 9 —•••          |                         |
|                         | 0 —••••                       |                         |



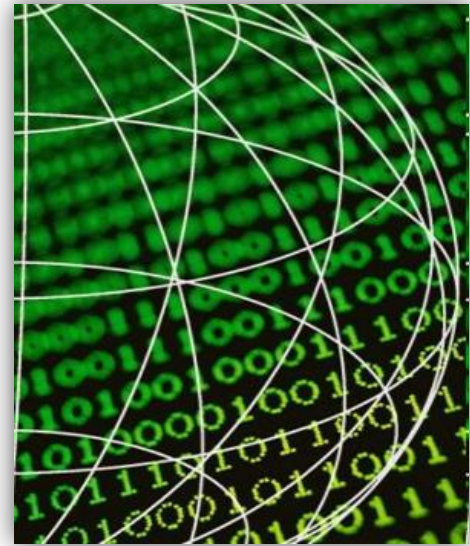
Будь-яке повідомлення складається з комбінації невеликої кількості простих сигналів певної фізичної природи.

Повний набір таких сигналів називають *алфавітом*.

Один сигнал із цього набору – *буквою алфавіту*.

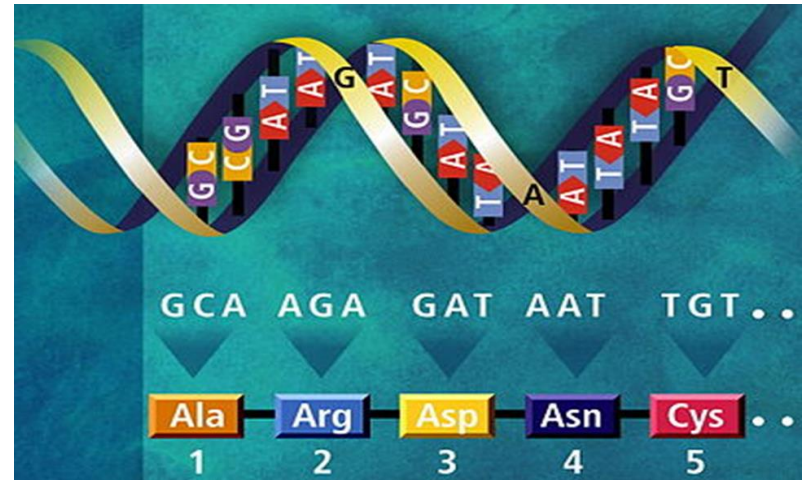
У сучасних інформаційних системах використовується цифровий зв'язок. При цьому інформація перетворюється (кодується) в *двійкові дані*, тобто послідовність двох знаків – 0 і 1.

Такий код називається *двійковим*.



Існують і інші способи кодування, у тому числі створені природою.

Наприклад:



- *кодування інформації в ДНК* клітини реалізується за допомогою 4 нуклеотидів – аденін (А), гуанін (G), тимін (Т), цитозин (С). Ці букви складають алфавіт «генетичного коду»;
- за допомогою послідовності нуклеотидів у ДНК відбувається *кодування амінокислотної послідовності білків*; первинна структура білків кодується за допомогою 20 амінокислот, наприклад, аланін (Ala), аргінін (Arg), аспарагінова кислота (Asp), аспарагін (Asn), цистеїн (Cys), ... .

- **Кількість інформації**

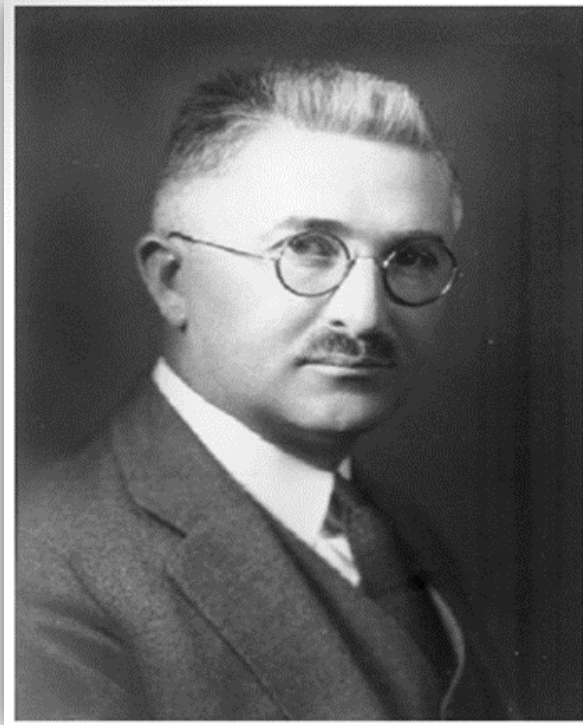
Одне з основних понять теорії інформації – **кількість інформації ( $I$ )**. Чим більше різних можливостей має подія, тим більшу інформацію про неї несе повідомлення.

Кількість інформації  $I(A)$  про подію  $A$  змінюється у відношенні, зворотному **ймовірності  $P(A)$**  цієї події. Іншими словами, чим більше ймовірність події, тим менше міститься інформації в повідомленні про те, що ця подія відбулася, і навпаки.

Кількість інформації – це *адитивна величина*: інформація, що міститься в повідомленні про те, що відбулися дві події  $k1$  і  $k2$ , повинна дорівнювати сумі кількості інформації про кожну з них:  $f(k1, k2) = f(k1) + f(k2)$ . Всім цим вимогам задовольняє функція:

$$f(k) = \log_a k$$

Залежність кількості інформації від імовірності події описується *формулою Хартлі*. Формула була виведена американським ученим Ральфом Хартлі в 1928 р.

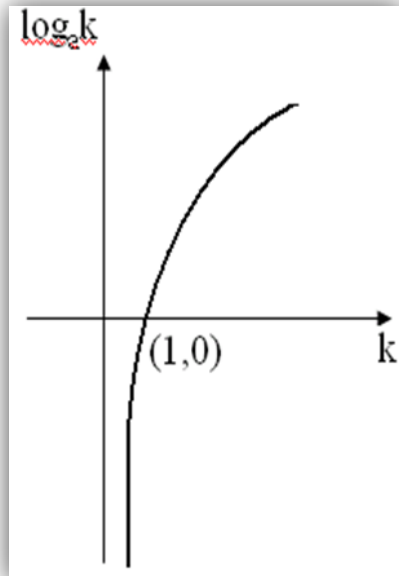


Ральф Хартлі  
(1888–1970)

## Формула Хартлі:

$$I(A) = \log_2 k = \log_2 \frac{1}{P} = \log_2 P^{-1} = -\log_2 P$$

де  $I(A)$  – кількість інформації про результат події  $A$ ;  
 $k$  – кількість рівноймовірних результатів;  
 $P$  – ймовірність події ( $P = 1 / k$ ).

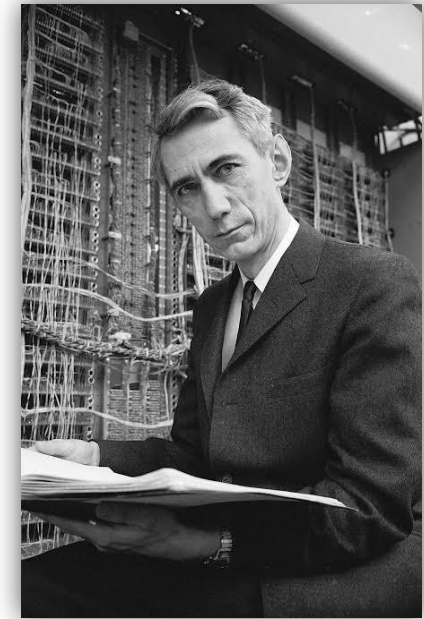


Якщо подія має два рівноймовірні результати, то кількість інформації в повідомленні дорівнює 1 біт:

$$k = 2; \quad I = \log_2 2 = 1$$

Якщо події не рівноймовірні, а мають ймовірності  $p_1, p_2 \dots p_n$ , то кількість інформації, яка в середньому міститься в повідомленні про вихід події, обчислюється за **формулою Шеннона**:

$$\bar{I} = - \sum_{i=1}^n p_i \log_2 p_i$$



Клод Шеннон  
(1916–2001)

де  $n$  – число всіх можливих наслідків події, про які надходять повідомлення;

$p_i$  – ймовірність  $i$ -го результату ( $i = 1, 2, \dots, n$ );

$\bar{I}$  – середня кількість інформації, або інформаційна ентропія (міра невизначеності ситуації).

**Інформаційні технології** – це сукупність методів і програмно-технічних засобів, об'єднаних в технологічний ланцюг, що забезпечує збір, обробку, зберігання і відображення інформації з метою зниження трудомісткості її використання, а також для підвищення її надійності і оперативності.

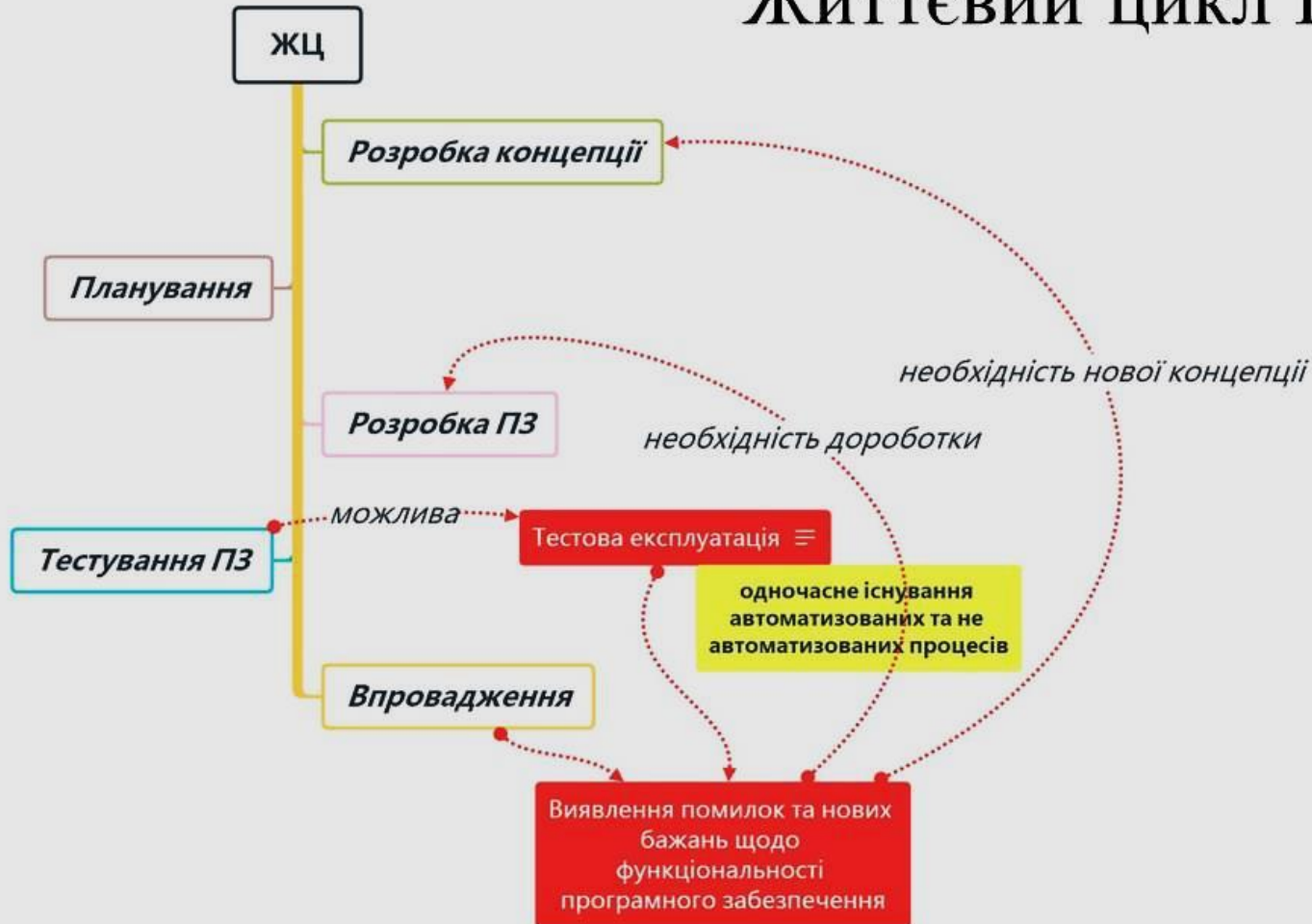
*Інформаційні процеси* – процеси збору, обробки, накопичення, зберігання, пошуку і розповсюдження інформації.

*Інформаційні ресурси* – окремі документи і масиви документів, документи і масиви документів в інформаційних системах (бібліотеках, архівах, фондах, банках та інших інформаційних системах).

*Документована інформація* – інформація, що зафіксована на матеріальному носії і має реквізити для її ідентифікації.

**Інформаційна система** – це організаційно впорядкована сукупність документів (масивів документів) та інформаційних технологій (у тому числі, з використанням засобів обчислювальної техніки та зв'язку), що реалізують інформаційні процеси.

# ЖИТТЄВИЙ ЦИКЛ ІС

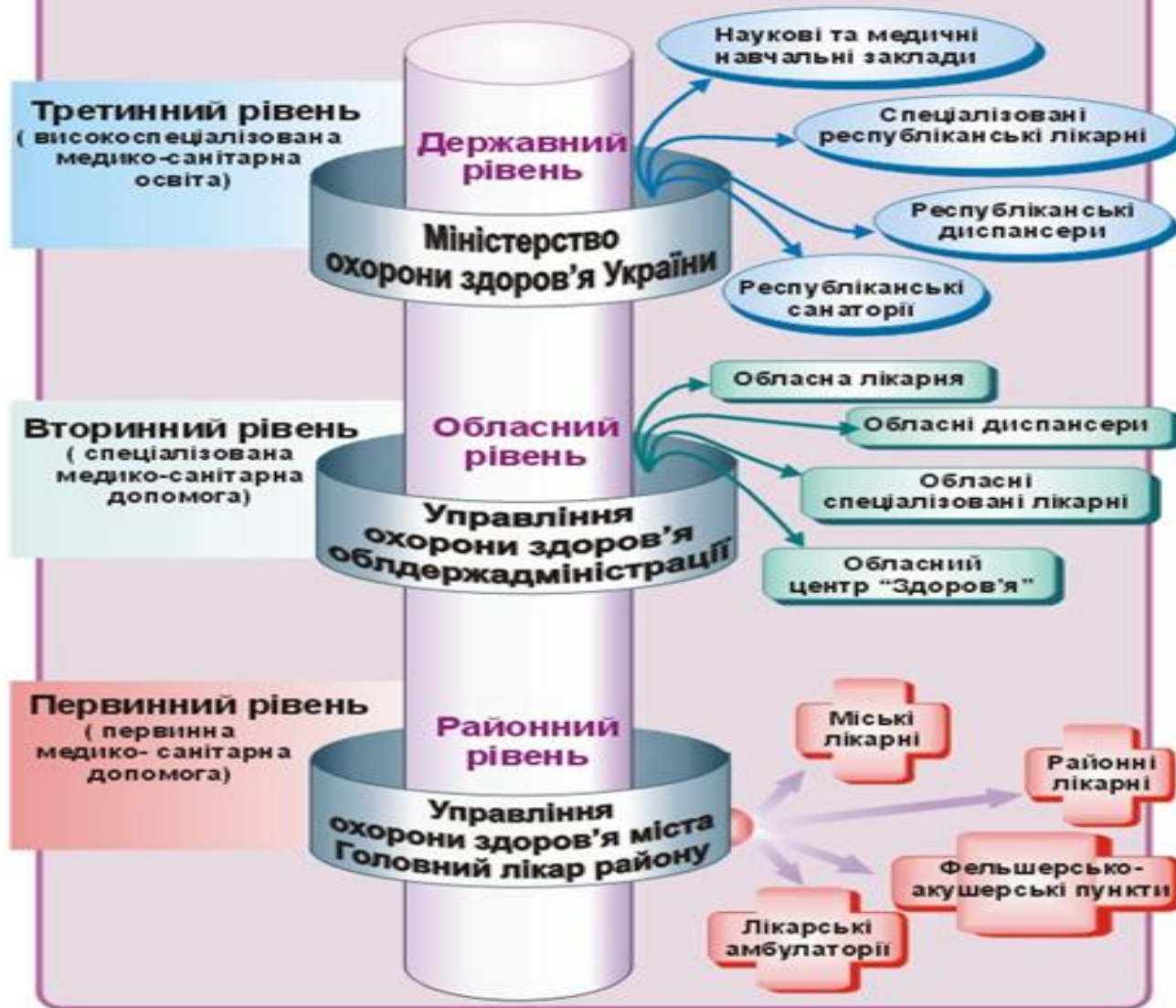


# Електронна система охорони здоров'я (ЕСОЗ)

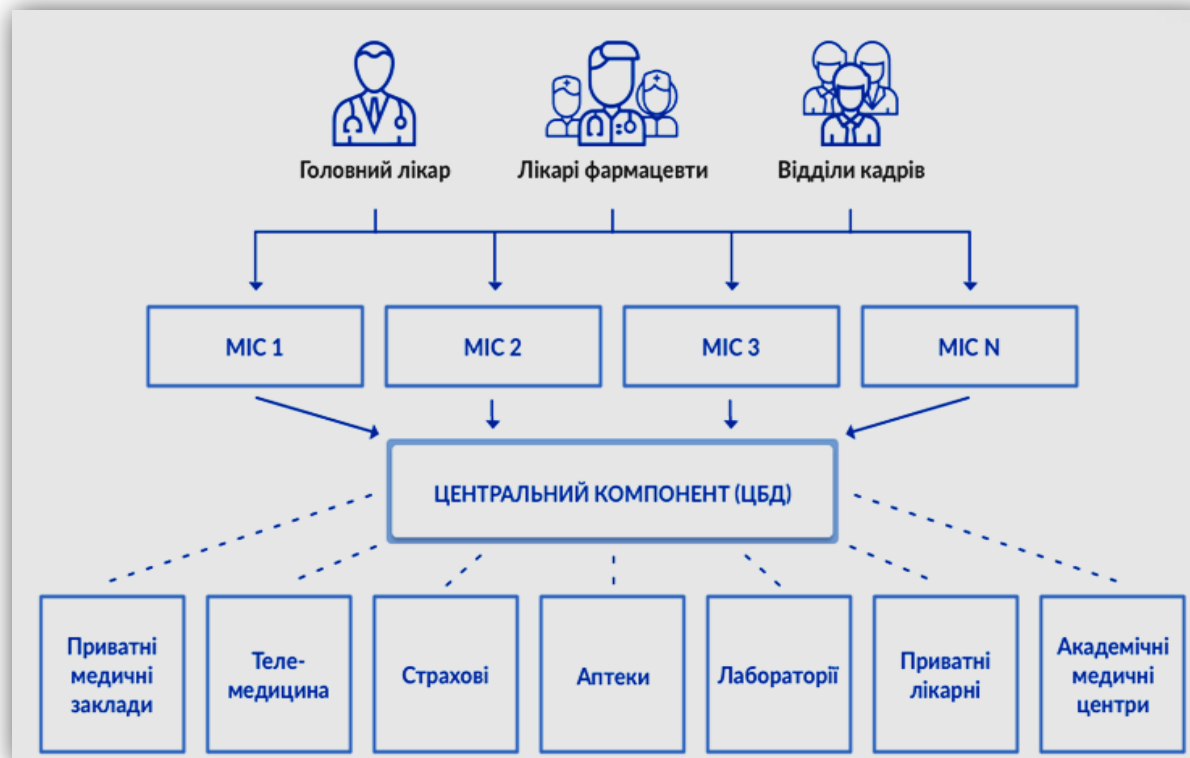
Безперервне впровадження інформаційних технологій привело до революційних змін у поглядах на охорону здоров'я та надання медичних послуг, зокрема — на механізми і канали взаємодій між пацієнтами та постачальниками медичних послуг.

У 2019 році Міністерство охорони здоров'я України оприлюднило проект Концепції інформатизації охорони здоров'я, який ініціював використання електронних процесів в системі охорони здоров'я з метою створення електронної охорони здоров'я *eHealth*.

# СХЕМА СИСТЕМИ ОХОРОНИ ЗДОРОВ'Я В УКРАЇНІ



**Електронна система охорони здоров'я (ЕСОЗ)** – це електронна **ДВОКОМПОНЕНТНА** система, яка складається з Центральної бази даних (ЦБД) та медичних інформаційних систем (МІС).  
За допомогою ЕСОЗ користувач через МІС взаємодіє з ЦБД.



**Центральна база даних (ЦБД)** електронної системи охорони здоров'я – це інформаційно-телекомунікаційна система, яка містить передбачені законодавством реєстри, програмні модулі, інформаційну систему *національної служби системи здоров'я (НСЗУ)*, в частині, необхідній для реалізації державних фінансових гарантій та ін.

ЦБД забезпечує можливість створення, перегляду, обміну інформацією та документами між реєстрами, державними електронними інформаційними ресурсами, електронними медичними інформаційними системами.

**МІС** (*електронна медична інформаційна система*) – це інформаційно-телекомунікаційна система, яка дає можливість автоматизувати роботу суб'єктів господарювання у сфері охорони здоров'я, створювати, переглядати, обмінюватися інформацією в електронній формі, зокрема з центральною базою даних (у разі підключення до неї).

Для закладів охорони здоров'я eHealth означає можливість автоматизувати медичні процеси, процеси обліку медичних послуг та управління медичною інформацією, підтримку електронного документообороту.

Для пацієнта eHealth означає можливість реалізації їх прав у межах Програми державних гарантій медичного обслуговування населення за допомогою електронних сервісів незалежно від міста проживання.

### e-Health для пацієнта:



Створення заявки на електронний рецепт лікарем



Активация електронного рецепта лікарем



Створення заявки на погашення електронного рецепта працівником аптеки



Погашення електронного рецепта працівником аптеки

Існує два стандартних види МІС для організацій:

- **хмарна МІС;**
- **серверна МІС.**

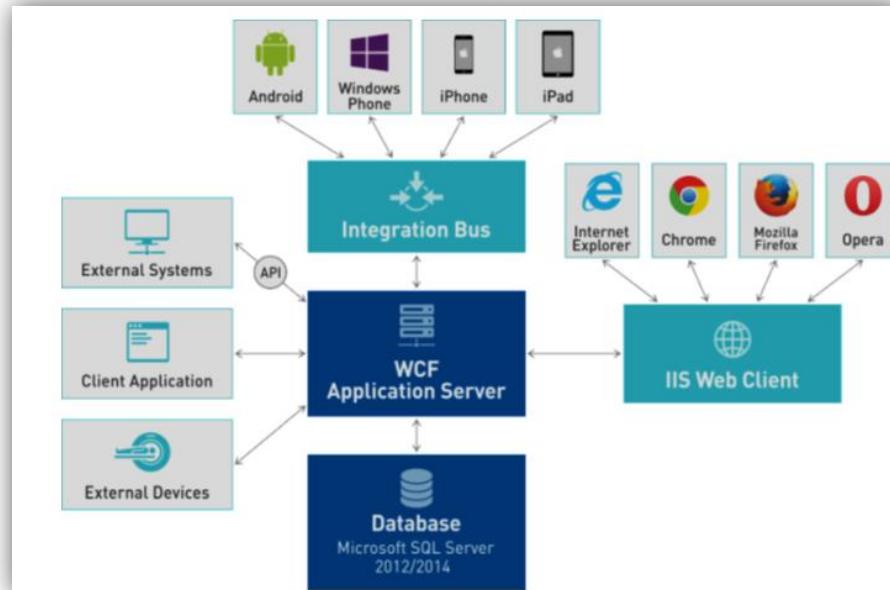
Вибір МІС залежить від потреб та розмірів організації.

**Хмарні сервіси** (*SaaS, Software as a Service* – «Програмне забезпечення як послуга») надають онлайн-доступ до необхідної інформації та обчислень, є одним з найбільш перспективних напрямків у сфері ІТ-послуг. Така форма роботи підвищує мобільність доступу до функціоналу прикладних додатків та значно скорочує витрати на інформаційну підтримку діяльності медичних закладів.

Хмарні сервіси підходять для будь-яких закладів охорони здоров'я та лікарів з приватною практикою. Перевагою таких систем є доступність, практично, з будь-якого пристрою з доступом до Інтернету. Її впровадження не потребує розгортання дорогого серверного обладнання, а її підтримку здійснює компанія-розробник.



**Серверні МІС** є актуальними для дуже великих медичних установ через їхню складну інфраструктуру і величезний обсяг інформації. Серверні МІС встановлюються на сервер компанії. Збором інформації, організацією і адмініструванням системи при цьому займається безпосередньо установа охорони здоров'я. Перевагою серверної МІС є можливість встановлення додаткових модулів, адаптованих під внутрішні потреби установи, що може зробити програму більш гнучкою.



# Електронні медичні картки

**Електронна медична картка** (електронна історія хвороби; електронний паспорт пацієнта; *electronic medical record, EMR*) – це медична картка пацієнта медичного закладу в електронній формі, в якій відображається історія звернень, хвороб та діагнозів пацієнта. Інформація ЕМК зберігається в електронній системі охорони здоров'я.

Електронна медична картка є єдиним інформаційним ресурсом, що дозволяє оперувати особистими даними пацієнтів, а також обмінюватися такими даними з іншими медичними установами для складання, обліку й зберігання медичної інформації.

### ЕМК СКЛАДАЄТЬСЯ З

- ✓ Посилання на персональні дані пацієнта (його ID)
- ✓ Електронних медичних записів про отримані медичні послуги, що формують медичну історію пацієнта



### ПЕРЕВАГИ ЕМК

- ✓ Доступ до повної медичної історії пацієнта, поданої в зручному уніфікованому вигляді
- ✓ Завжди актуальна інформація
- ✓ Дані пацієнта захищені від втрати, витоку або доступу сторонніх осіб
- ✓ Сприяє більш ефективній допомозі та догляду за пацієнтами
- ✓ Автоматизація рутинних задач щодо ведення медичних записів



Національна служба  
здоров'я України




МІНІСТЕРСТВО  
ОХОРОНИ  
ЗДОРОВ'Я  
УКРАЇНИ



Дані ЕМК пацієнта можуть передаватися до компетентних організацій: страхових компаній, органів контролю за наданням медичної допомоги, правоохоронних органів тощо.

Електронні медичні картки пацієнтів медичного закладу зберігаються в інформаційній системі, яка спирається на *технологію реляційних баз даних*. Такий спосіб зберігання інформації дозволяє зручно, в автоматичному режимі, відбирати та сортувати дані за деякою ознакою або набором ознак, упорядковувати їхнє відображення за різними стовпцями таблиці, наприклад, за датою, прізвищем, діагнозом.

## ПЕРЕВАГИ ЦЕНТРАЛІЗОВАНОГО ЗБЕРІГАННЯ ДАНИХ



Інформація гарантовано доступна для пацієнта й лікаря, який його обслуговує. Доступ до централізованих даних наявний незалежно від того, чи працюють сервери в закладі, із якого внесено інформацію, чи є в нього інтернет-зв'язок тощо.



Заклади охорони здоров'я можуть переходити з однієї МІС на іншу без втрати ключових даних, адже вони зберігаються в централізованій системі.



МОЗ та НСЗУ оброблятимуть знеособлені дані для ефективного управління системою охорони здоров'я, НСЗУ має право використовувати їх для підвищення якості медичних послуг.

# Ключові етапи створення електронної медичної карти

1. Створення та затвердження національних стандартів цифрової медицини.
2. Впровадження комп'ютеризованого медичного запису (*Computerized Medical Record System*). Оцифрування даних медичних карток, архівне резервування даних.
3. Впровадження електронних медичних записів (*Electronic Medical Records*). У медичній установі має бути розвинена відповідна інфраструктура для введення, обробки та зберігання інформації з робочих місць користувачів. Користувачі мають бути ідентифіковані системою, їм надаються права доступу. Відповідно, медичні карти пацієнтів проводяться в електронній формі. Надається доступ до оцифрованих архівів медичних карток. Дублікати на паперовому носії не потрібні.

4. Впровадження електронного запису про пацієнта (системи електронних медичних записів) – *Electronic Patient Record Systems*, або *Computer-based Patient Record Systems*. У електронних записах про пацієнта міститься вся відповідна медична інформація про даного пацієнта; джерелами такої інформації можуть бути як одна, так і декілька медичних установ. Дані з різних джерел поєднуються в одній базі даних, таким чином кожен лікар може отримати доступ і можливість внесення даних.
5. Впровадження електронного запису про здоров'я (*Electronic Health Record*). Відрізняється від системи електронних записів про пацієнта існуванням практично необмеженої кількості джерел інформації про здоров'я пацієнта. Інтегрується з системою eHealth.

## ЕТАПИ ВПРОВАДЖЕННЯ ЕЛЕКТРОННОЇ МЕДИЧНОЇ КАРТКИ

**Квітень 2019**

Виписка е-рецептів в рамках програми "Доступні ліки"

**Друга половина 2019**

Спеціалісти лабораторій, користуються ел. медкарткою

**Березень 2019**

Можливість ведення ел. мед. записів

**Червень 2019**

Повноцінне ведення ел. медзаписів (ICPC-2)

**2020**

Лікарні мають доступ до ел. медкартки

# Медичні класифікаційні системи.

## Основи медичної стандартизації

Мета класифікації в медицині полягає, у створенні умов для реєстрації, систематизації, аналізу, інтерпретації та порівняння даних про смертність та захворюваність, отриманих в різний час в різних країнах або населених пунктах і таким чином підтримувати створення статистики охорони здоров'я та полегшувати статистичні дослідження

При цьому описи медичних діагнозів або процедур перетворюються у статистичний код. Цей код використовується у державних програмах охорони здоров'я, при страхуванні, у програмному забезпеченні ЕСОЗ.

# Приклади медичних класифікаційних систем

- Міжнародна класифікація хвороб 10-го перегляду МКХ-10 (ICD-10).
- Міжнародна класифікація первинної медичної допомоги ІСРС-2.
- Скандинавський перелік медичних маніпуляцій NCSP.
- Австралійська класифікація медичних втручань АСНІ.
- Міжнародна класифікація функціонування, обмежень життєдіяльності та здоров'я МКФ.



Міжнародна класифікація хвороб (МКХ) є нормативним документом, який забезпечує єдність методичних підходів та міжнародну верифікацію матеріалів. МКХ періодично переглядається під керівництвом Всесвітньої Організації Охорони Здоров'я (ВООЗ).



В процесі класифікації *поняття упорядковуються за родовими зв'язкам*. Родові зв'язки – це зв'язки типу "А з роду В". Наприклад, пневмонія є хворобою легень, де пневмонія є більш конкретним поняттям, а хвороба легень є більш загальним. Класифікація дозволяє упорядкувати поняття в межах певної області.

У більшості класифікацій класи позначаються *кодами*. Кодування, фактично, – це інтерпретація різних властивостей об'єкту. Коди можуть бути позначені числами, буквами або і тим, і іншим.

## Види кодів

**Числові коди** можуть надаватися послідовно. Це означає, що кожен новий клас отримує наступне невикористане число. Числові коди можуть надаватися і випадковим чином.

**Мнемонічний код** формується з одного або декількох символів класу. Це допомагає легше запам'ятовувати коди. Для класифікацій з багатьма класами це може привести або до довгих складних кодів. Рекомендується використовувати такі коди для обмеженої кількості класів або елементів одного класу.

**Ієрархічні коди** формуються, розширюючи код, який вже існує на один або більшу кількість додаткових символів для кожного додаткового рівня деталізації. Ієрархічний код несе інформацію відносно рівня деталізації спорідненого класу і відносно ієрархічних зв'язків з його родовим (батьківським) класом.

**Коди зіставлення** – це складні коди, що складаються з частин (сегментів). Кожен сегмент характеризує пов'язаний з ним клас. Для кодування окремого сегменту може бути використано один з попередніх видів кодів. Також кожен сегмент кодує інформацію відповідно до однієї вісі класифікації, а код зіставлення в цілому використовується для багатоосьових класифікаційних систем.

ДЯКУЄМО ЗА УВАГУ!



## Література

1. Медична та біологічна фізика : підручник для студентів медичних ВНЗ / за ред. В. Г. Кнігавка. Харків : ХНМУ, 2019. 354 с.
2. Тлумачний словник термінів з медичної та біологічної фізики. В. Г. Кнігавко, О. В. Зайцева, М. А. Бондаренко та ін. Харків : ХНМУ, 2017. 96 с.
3. Медична і біологічна фізика : підручник для студентів вищих медичних закладів освіти III–IV рівнів акредитації / О. В. Чалий та ін. Київ : «ВПОЛ», 2017. 528 с.
4. Медична та біологічна фізика : підручник / С. В. Погорєлов, Е. О. Ромоданова, Р. Р. Османов, В. О. Тіманюк. Харків : НФаУ; Золоті сторінки, 2019. 264 с.

5. Медична інформатика : навчальний посібник для іноземних студентів медичних університетів / В. Г. Книгавко, О. В. Зайцева, М. А. Бондаренко, Л. В. Батюк, О. С. Рукін. Харків : ХНМУ, 2019. 82 с.
6. Medical and biological physics: textbook for students studying the subject in English: In 2 parts / V. G. Knigavko, O. V. Zaytseva, M. A. Bondarenko. Kharkiv : Kh. N. M. U., 2018. Lectures. 556 p.
7. Ph. Nelson. Biological physics : energy, information, life. Student edition, University of Pennsylvania, 2021. 556 p.
8. S.A. Kane, B.A. Gelman. Introduction to Physics in Modern Medicine. CRC Press, 2020. 450 p.

*Навчальне видання*

Зайцева Ольга Василівна  
Бондаренко Марина Анатоліївна  
Солодовніков Андрій Сергійович

# **Медична та біологічна фізика. Медичні інформаційні технології**

Курс лекцій  
для здобувачів вищої медичної школи

Відповідальний за випуск М.А. Бондаренко

Комп'ютерна верстка М.Ю. Орлова

Формат слайдів «Екран 4:3». Формат PDF 254,0×190,5. Зам. № 24-34424.

---

**Редакційно-видавничий відділ  
ХНМУ, пр. Науки, 4, м. Харків, 61022  
izdatknurio@gmail.com, vid.redact@knmu.edu.ua**

Свідоцтво про внесення суб'єкта видавничої справи до Державного реєстру видавництв, виготівників і розповсюджувачів видавничої продукції серії ДК № 3242 від 18.07.2008 р.