

## **1.1 Функції дихання (транспорт $O_2$ і $CO_2$ , їх вміст в атмосфері і легенях). Спірографія (схема спірографа). Об'ємні параметри, стандарти для здорових. Діагностичне значення. Моніторинг дихання.**

Серед багатьох методів діагностики (рентгенівських, МРТ, ізотопних) важливе місце займає дослідження функції дихання.

### **В функції дихання потрібно виділяти два процеси:**

- 1) транспорт газів в легенях,
- 2) механіка легень і грудної клітини.

**1. Транспорт газів:** вирівнюється вміст  $O_2$  і  $CO_2$  в повітрі, в альвеолах, де відбувається поглинання газів кров'ю. Ці показники використовуються як для діагностики, так і для корекції стану хворого (лікування). Але це не механічні дослідження.

Первый этап дыхания - внешнее (легочное) дыхание. Второй этап - транспорт кислорода кровью ко всем тканям, и транспорт двуокиси углерода от тканей. Третий этап – тканевое дыхание (транспорт газов в тканях).

Внешнее дыхание осуществляется посредством трех процессов:

1. Транспорт окружающего воздуха в альвеолы легких.
2. Диффузия кислорода из альвеолярной смеси газов в кровь легочных капилляров и диффузия двуокиси углерода из крови легочных капилляров в альвеолярный воздух.
3. Транспорт выдыхаемого воздуха из альвеол легких в окружающую организм среду.



Вміст газів в повітрі: кисень — 20,96 %, CO<sub>2</sub> (вуглекислий газ) — близько 0,03 %. Вміст газів в легенях (в альвеолах): кисень — 15 %, CO<sub>2</sub> (вуглекислий газ) — 5 %.

Тип повітря ↕	Кисень, O <sub>2</sub> (%) ↕	Вуглекислий газ, CO <sub>2</sub> (%) ↕
Вдихуване	21	0,03
Видихуване	16	4
Альвеолярне	14	5

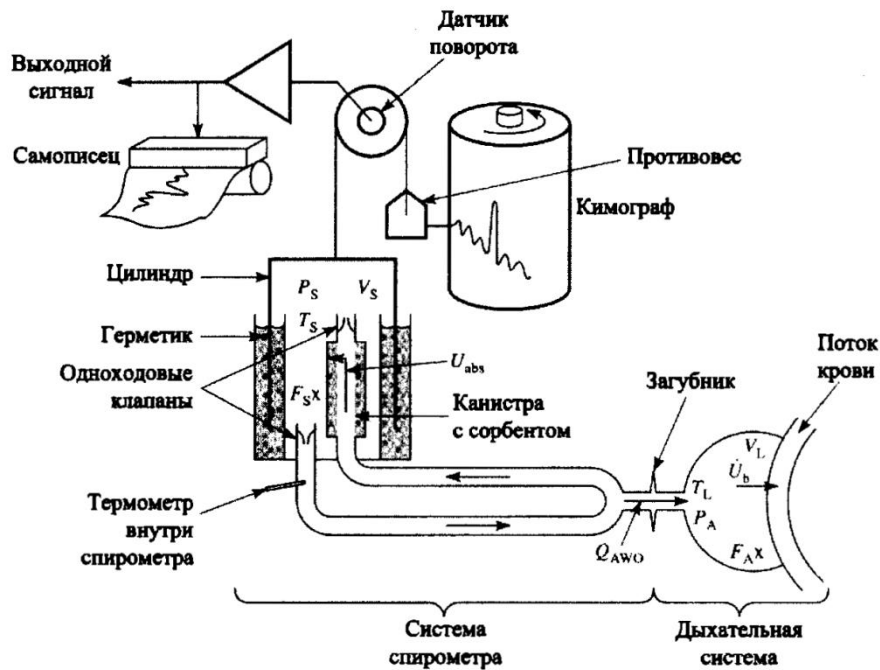
**2. Механіка дихання** — це зміна різниці тиску в плеврі при розширенні грудної клітини (ребра піднімаються і крутяться, а діафрагма опускається), в результаті чого легені розтягуються і збільшується їх об'єм. Тобто відбувається вдих, а видих — це зворотний рух анатомічних структур.

Об'єм легень можливо визначити двома способами:

1. Загальна плетизмографія (різниця об'єму тіла при вдиху і видиху).
2. Спірометрія — вимірювання об'єму газу, що пройшов через вхідний отвір (рот і ніс).

Пристрій для загальної плетизмографії — це камера потрібного об'єму, в яку поміщається пацієнт. По барометрії, волюметрії або потоку можна визначити загальний об'єм легень або альвеолярний тиск.

**Спірометрія (спірографія)** — метод графічної реєстрації змін легеневих об'ємів при виконанні різних дихальних маневрів.



**Рис. 2.1. Схема спірометра з водяною герметизацією.**

### Термінологія:

*Дихання* — газообмін ( $O_2$  і  $CO_2$ ) між повітрям і тканинами організму. *Легенева вентиляція* (зовнішнє дихання)— газообмін між атмосферою і альвеолами (легеневими капілярами). *Внутрішнє дихання* — тканинне дихання (між кров'ю і тканинами).

В медицині найчастіше застосовують спірографію. За допомогою її визначають 26 видів показників:

- легеневі об'єми і ємності;
- показники легеневої вентиляції.

### **Об'ємні показники:**

ДО — дихальний об'єм — це об'єм повітря, який вдихається і видихається при спокійному диханні (250-350 мл).

РОВд — резервний об'єм вдику — максимальний об'єм, який можна додатково вдихнути після спокійного вдику.

РОВид — резервний об'єм видиху — максимальний об'єм, який можна видихнути додатково після спокійного видиху.

ЗОЛ — залишковий об'єм легень, який залишається в легенях після максимального видиху. Наявність ЗОЛ сприяє рівномірному змішуванню газів в легенях.

Євд — ємність вдиху — сума ДО і РОвд. Вона характеризує здатність легеневої тканини до розтягування. При рестриктивному синдромі зменшується.

ЖЄЛ — життєва ємність легень — сума ДО, РОвд, РОвид. Один із важливих показників.

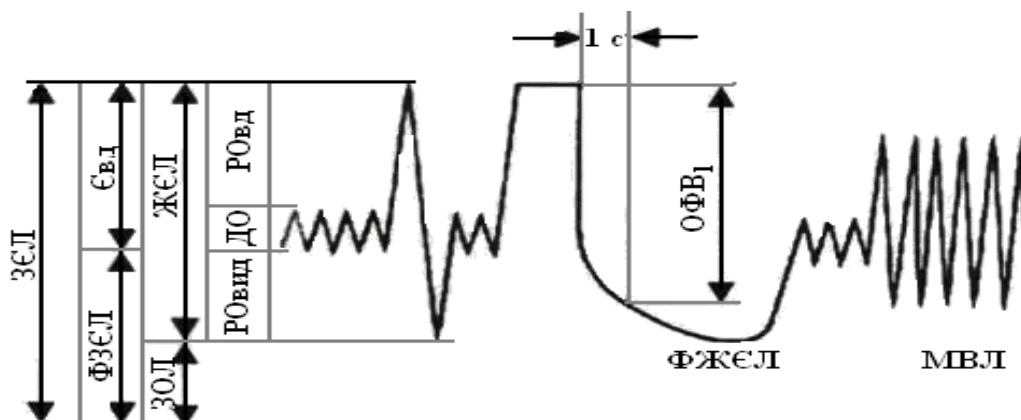
ФОЄ — функціональна ємність легень (об'єм, що залишається в легенях на рівні спокійного дихання) — це сума РОвид і ЗОЛ. Зменшення ФОЄ говорить про рестриктивний синдром.

ЗЄЛ — загальна ємність легень, сума ЖЄЛ і ЗОЛ.

Для визначення ФОЄ і ЗЄЛ використовують спеціальні методики (метод розведення гелію).

При хворобах легень для рестриктивних порушень характерні зниження ЗЄЛ, ЖЄЛ (та її складових: РОвд, РОвид, Євд).

Обструктивний синдром характеризується затрудненням видиху (звуження бронхів на видиху). При цьому зменшується РОвид, збільшується ЗОЛ, ФОЄ.



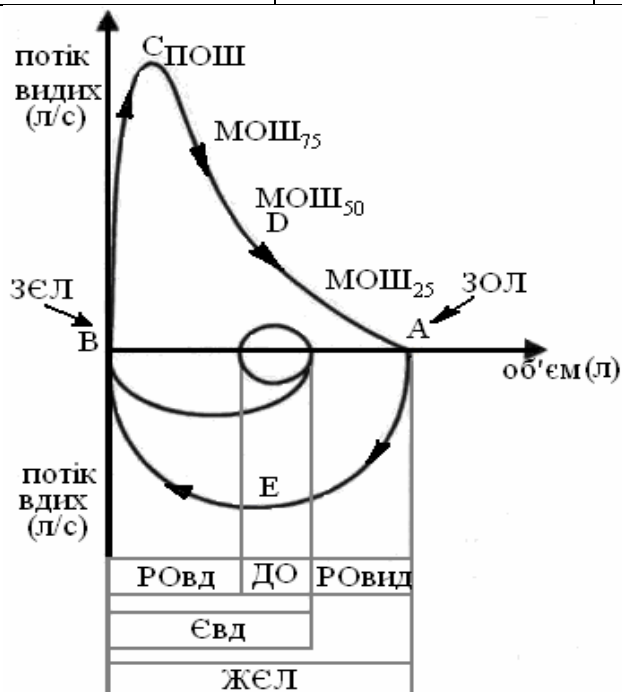
**Рис 2.2. Об'єми дихання**

### Оцінка спірографічних показників

Одержані дані порівнюються з нормою. Остання одержується при дослідженні великих груп населення. Беруться середньостатистичні показники з врахуванням статі, віку і зросту.

**Табл. 2.2. Норми величин об'ємних показників**

РОВД, 0,5 — 2 л	ЄВД 2,5 л	ЖЄЛ, 3,5 — 4,5 л	ЗЄЛ, 5 л
ДО, 0,3 — 0,5 л			
РОВИД, 0,5 — 2,0 л	ФОЄ, 2,5 л		
ЗОЛ, 1л			



**Рис. 2.3. Петля “потік — об’єм”**

Порушення ФЗД призводить до розвитку дихальної недостатності.

#### **Причини дихальної недостатності:**

- захворювання легень (при зменшенні об’єму легень, при запаленні), так і при бронхоспазмі (астма, емфізема);
- порушення регуляції дихання (пухлини мозку, крововилив у мозок);
- захворювання грудної клітини або плеври.

#### **Типи вентиляційної недостатності:**

- рестриктивна (обмежувальна): пов’язана зі зменшенням сумарної площі газообміну (пневмонія, рак легень);
- обструктивна: спричинена порушенням прохідності бронхів або бронхоспазмом (астма).

**Завдання дослідження ФЗД** — встановлення наявності порушення та диференціальна діагностика характеру цих порушень. Від цього залежить адекватність лікування.

## Моніторинг дихання

1. **Спирометрия** – метод определения жизненной емкости легких (ЖЕЛ) и составляющих ее объемов воздуха.

2. **Спирография** – метод графической регистрации показателей функции внешнего дыхания.

3. **Пневмотахометрия** – метод измерения максимальной скорости вдоха и выдоха при форсированном дыхании.

4. **Пневмография** – метод регистрации дыхательных движений грудной клетки.

5. **Пикфлуорометрия** – измерение объема проходящего воздуха при выдохе в единицу времени (**пиковая скорость выдоха**).

З інженерної точки зору необхідно освітити такі питання: параметри, що досліджуються, межі параметра, що досліджується, частотний діапазон, вид сенсора (табл. 2.1).

Табл. 2.1.

Параметри і методи	Межі	Частота	Сенсор
Частота дихання	2 — 5 1/хв	0,1 — 10	Тензосенсор на грудній клітині
Дихальний об'єм (спірометрія)	50 — 1000 мл	0,1 — 10	Тензосенсор
Пневмотахографія (об'ємна швидкість потоку повітря)	0 — 600 л/хв	*ДС–40	Тензо (двокамерний) або манометри (2)
Плетизмографія			
— об'ємна	—	ДС–30	Витиснююча камера або імпеданс
— оклюзивна	0 — 30	ДС–30	

\*ДС — дихальний стандарт.

**1.2. Динамічні показники спірографії, петля «об'єм-потік». Флоуспірографічні перетворювачі (в т.ч. зі звужуючим пристроєм – трубка Флейша і трубка Піто, схеми)**

Динамічні показники визначають під час форсованого дихання. Записують петлю "об'єм-потік". Вона дозволяє визначити швидкість і потужність повітряного потоку на різних рівнях бронхіального дерева (крупних, середніх і дрібних бронхів – відповідно МОШ75, МОШ50, МОШ25).

**Показники легеневої вентиляції** характеризують кількість газу, що надійшов в легені та що був виведений з них за одиницю часу.

ЧД — частота дихання — число дихальних рухів за хвилину при спонтанному диханні.

ХОД — хвилинний об'єм дихання — добуток ДО і ЧД — величина загальної вентиляції за хвилину при спокійному диханні.

ХАВ — хвилинна альвеолярна вентиляція — кількість газу, що змішується в альвеолах за хвилину часу при спокійному диханні.

$$\text{ХАВ} = (\text{ДО} - \text{мертвий простір}) \cdot \text{ЧД}$$

Проба **ФЖЄЛ** (форсована ЖЄЛ) — максимальний вдих і видих при максимальній швидкості видиху. Зменшення показників ФЖЄЛ визначається ступенем звуження (спазму) бронхів (астма, емфізема).

Основними показниками ФЖЄЛ є **ОФВ1** (об'єм форсованого видиху за першу сек) та **МОШ** (максимальна об'ємна швидкість).

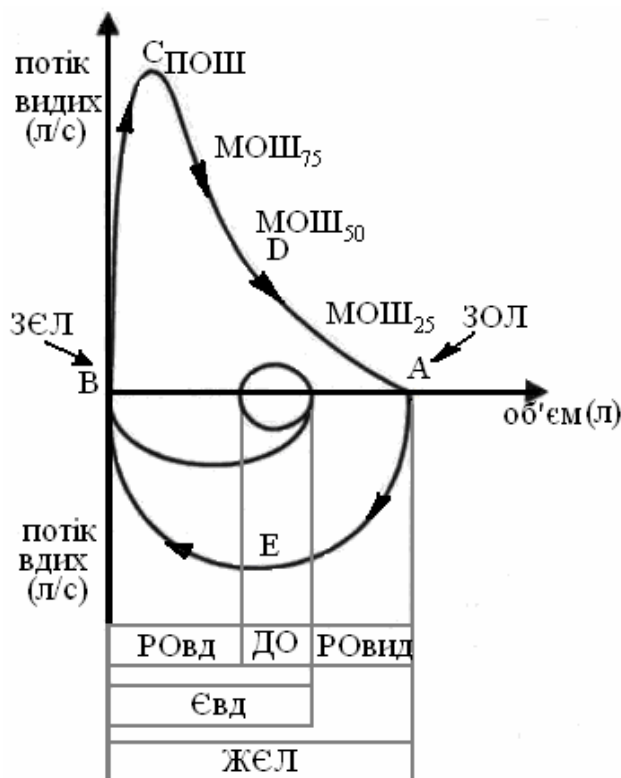
В нормі  $\text{ОФВ1} > 80\%$ .  $\text{ОФВ1}$  — це ЖЄЛ за 1 сек.

**Індекс Тиффно** =  $\text{ОФВ1} / \text{ЖЄЛ}$ . В нормі  $> 70\%$ .

МВЛ — максимальна вентиляція легень — максимальний об'єм, який пацієнт може провентилювати за хвилину.

$$\text{МВЛ} = \text{ДО}_{\text{max}} \cdot \text{ЧД}_{\text{max}}$$

Цей показник не має важливого значення для діагностики.



**Рис. 2.3. Петля “потік — об’єм”**

### **Структура флоуспірометрів**

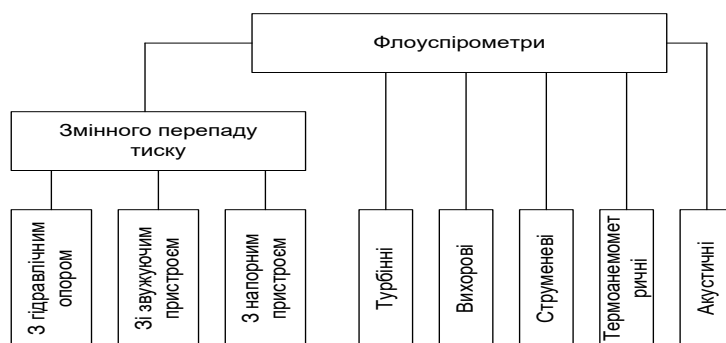
Складається із трьох компонентів:

- вимірювальний перетворювач (ВП);
- реєструючий модуль;
- програмне забезпечення;

Повинні бути витримані основні вимоги до них, особливо до ВП.

### **Класифікація флоуспірометричних перетворювачів (витратомірів)**

Флоуспірометричні перетворювачі (ФСП) (витратоміри) є перетворювачами об’ємної швидкості потоку повітря. ФСП мають класифікацію (рис. 2.4).

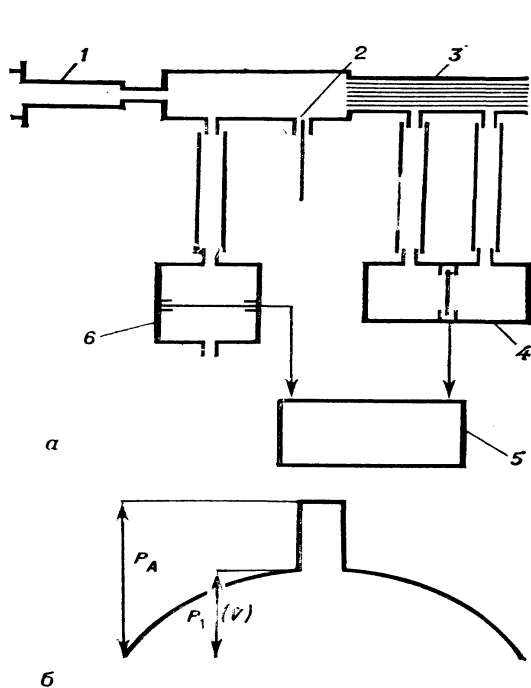


**Рис. 2.4. Класифікація флоуспірометрів**



Принцип дії перетворювачів змінного перепаду тиску залежить від об'ємної швидкості повітряного потоку, перепаду тиску, що створюється спеціальним пристроєм. В залежності від конструкції чутливого елемента у ФСП змінного перепаду тиску, на якому вимірюється перепад тиску, вони поділяються на три види (рис. 2.4). Частіше використовують пневмотахометр капілярний (Флейша) і пневмотахометр з напірним пристроєм (Піто).

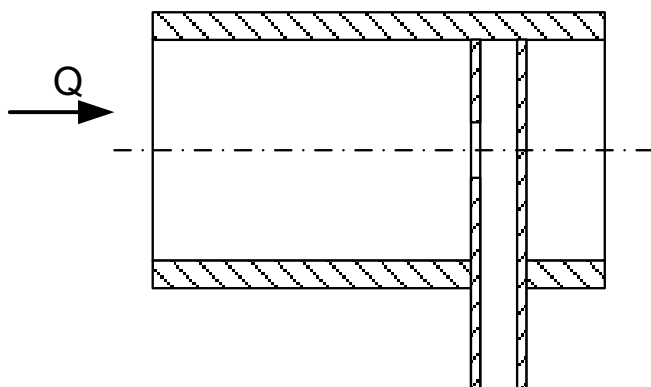
**Перетворювач зі звужуючим пристроєм** діє за принципом залежності перепаду тиску від об'ємної швидкості в звужуючому пристрої (циліндричний корпус з діафрагмою). Перепад тиску в ньому (на діафрагмі) вимірюється сенсором тиску.



1 — загубник, 2 — заслонка, 3 — пневмотахографическая трубка, 4 — преобразователь перепада давления, 5 — регистрирующее устройство, 6 — преобразователь; 6 — фрагмент пневмотахограммы:  $P_1$  — величина давления, необходимая для преодоления аэродинамического сопротивления дыхательной трубки,  $P_A$  — величина альвеолярного давления,  $V$  — объемная скорость воздушного потока.

**Перетворювач з напірним пристроєм** побудований за принципом залежності повітряного потоку від величини перепаду тиску при гальмуванні потоку напірним пристроєм.

Напірними пристроями зазвичай слугують приймачі швидкісного напору і трубки Піто, які встановлюють в корпусі перетворювача назустріч потоку повітря (рис. 2.5). Вимірювання тиску проводиться із внутрішньої порожнини приймача або трубки Піто.



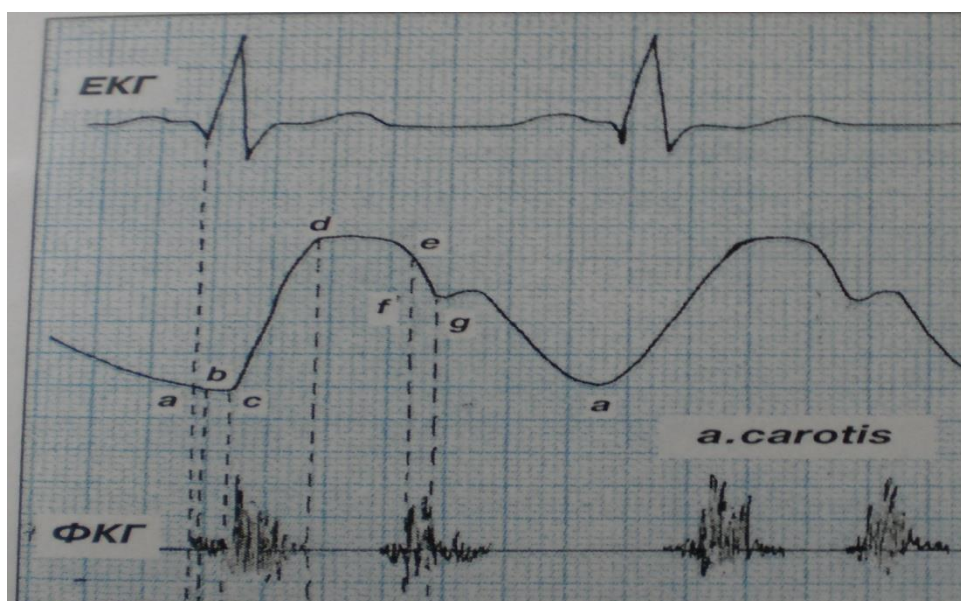
*Рис. 2.5. Конструкція перетворювача з напірним пристроєм (трубка Піто)*

### 1.3. Механічні методи і засоби діагностики серцево-судинної системи(ССС): сфігмографія, флебографія, фонокардіографія. Тонетрія артеріального тиску. Параметри систолічного та діастолічного тиску. Види тонометрів (схема електронного тонометра)

**Сфігмографія** — це графічна реєстрація пульсових коливань стінки артерії за допомогою тензосенсора, який перетворює коливання стінки судини в електричний сигнал. Він підсилюється і реєструється електрокардіографом.

За характером кривої сфігмограми можна судити про патологічні зміни.

Структура сфігмограми (рис. 2.6): а) висхідна частина кривої — анакрота, б) нисхідна частина кривої — катакрота.



**Рис. 2.6. Сфігмограма**

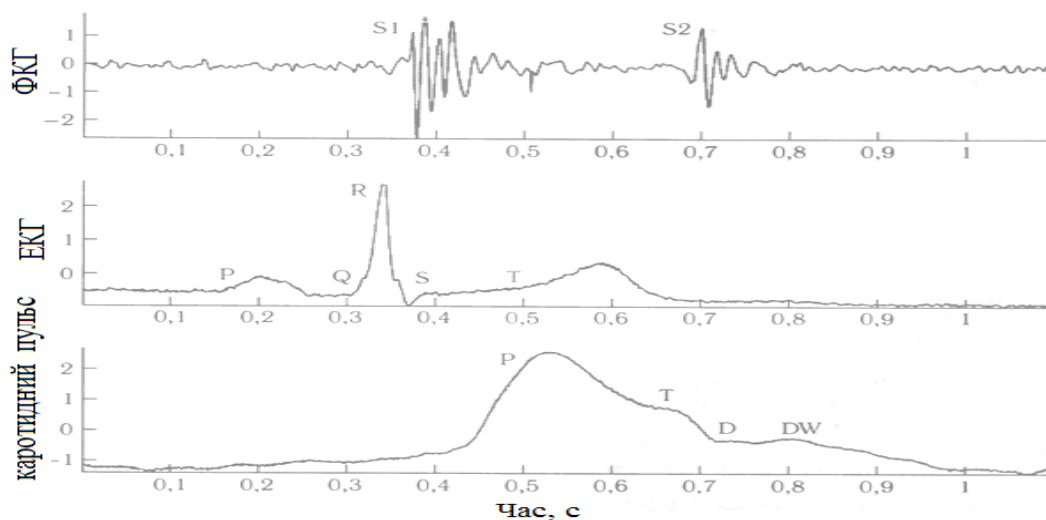
При оцінюванні даних сфігмограми мають значення форма кривої, швидкість хвилі, характер дикротичних зубців. Вони свідчать про зміни в скоротливій функції міокарду лівого шлуночка.

**Флебографія** — це дослідження коливань венозної стінки аналогічне сфігмографії. Воно характеризує роботу (функцію) міокарда правого шлуночка, тобто тиск в легеневій артерії, стан міокарда правого шлуночка.

**Фонокардіографія.** Метод графічної реєстрації тонів та шумів серця.

**Тони серця.** Нормальний серцевий цикл містить два основних звуки (тони) - перший тон серця (S1) і другий тон серця (S2) (рис. 6.2). Тон S1 виникає на початку скорочення шлуночків і за часом відповідає QRS-комплексу в сигналі ЕКГ. Різні компоненти тону S1 відносяться до роботи різних клапанів серця

(мітральний і тристулковий клапани, аортальний і легеневий клапани), а також коливанням крові між основою аорти і стінками шлуночків, а також вібраціям, викликаним турбулентністю виштовхнутої крові. Другий тон S2 викликається закриттям півмісяцевих клапанів: перша компонента тону пов'язана із закриттям аортального клапана, а друга — із закриттям легеневого клапана.



*Шуми серця.* Інтервали між тонами серця зазвичай не містять звуків. На цих інтервалах можуть виникати шуми (рис.6.4), які викликаються різними дефектами і хворобами серцево-судинної системи. Шуми являють собою високочастотні звуки, які нагадують завади і виникають через те, що швидкість крові змінюється при протіканні крізь нерегулярності (звуження або перешкоди).

Фонокардіографія допомагає діагностувати вади серця. Фонокардіограф складається з трьох частин: мікрофон, підсилювач, пристрій для реєстрації.

Спектр звуків серця знаходиться в діапазоні від 10 до 1000 Гц. Людське вухо сприймає коливання від 20 до 20 000 Гц, але коливання в діапазоні 20 — 50 Гц сприймаються важко. Фонокардіографія відрізняється від аускультатії тим, що пристрій має електричні фільтри, які дозволяють вибрати для запису звуки необхідної частоти й, таким чином, дослідити характеристику патологічних змін того чи іншого тону серця.

Оцінюють дані дослідження за тривалістю шуму, за частотою, за амплітудою. Їх порівнюють з нормою.

**Тонометрія** — вимірювання артеріального тиску. У 1896 р. італієць першим запропонував метод визначення артеріального тиску (ртутний метод). У людини в судинах біля 5-6 л крові. За 1 хв серце перекачує біля 5 л. Близько 80% крові знаходиться у венах, 20% — в артеріях. Циркуляція відбувається завдяки насосній функції лівого шлуночка. Після систоли закривається аортальний клапан і кров далі протискується за рахунок пульсової хвилі артерій і вен.

**Показники тиску:** аорта — 140 мм. рт. ст., крупні артерії — 120 мм. рт. ст., середні артерії — 100 – 80 мм. рт. ст., дрібні артерії (артеріоли) — 60 – 30 мм. рт. ст., капіляри — 15 мм. рт. ст., вени — 5 мм. рт. ст., порожнинна вена — 2 мм. рт. ст.. **Нормальний тиск – 120/70 мм рт.ст.**

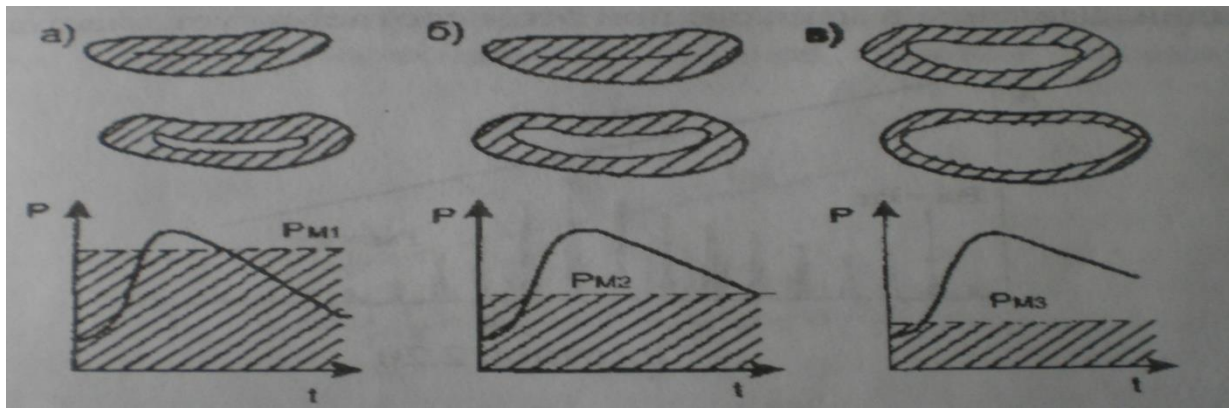
Потік крові залежить від тиску крові й опору, який спричиняють судини (так само як і електричний струм від напруги і опору провідника).

Тонометрія базується на коливанні артеріальної стінки (тобто сфігмографія). Замість манометра використовують манжету, яка накладається на плече. Якщо артеріальний тиск починає перевищувати тиск в манжеті, то з'являються звуки (шуми) — тобто артерія відкрилася.

Розрізняють два показники артеріального тиску:

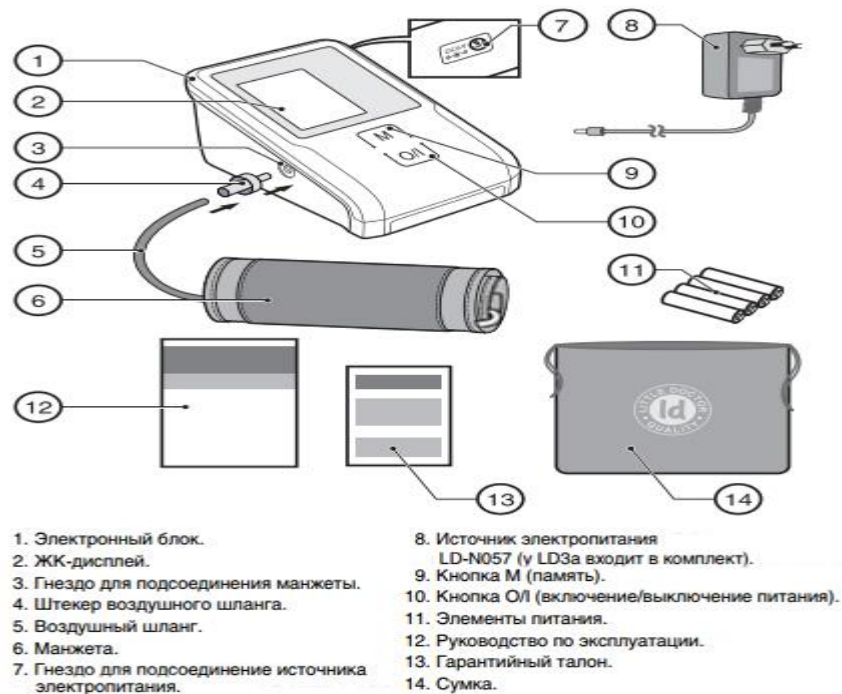
Систолічний (верхній) артеріальний тиск - це рівень тиску крові в момент максимального скорочення серця. Діастолічний (нижній) артеріальний тиск - це рівень тиску крові в момент максимального розслаблення серця.

На манометрі реєструється систолічний артеріальний тиск. По мірі зниження тиску в манжеті діаметр артерії збільшується і тоді як він повністю відновиться від тиску манжети, звуки (шуми) зникають — це показник діастолічного тиску (рис. 2.7).



**Рис. 2.7. Фази зміни просвіту артерій при тонометрії.**

Для тонометрії є три види засобів (тонометрів): ртутний, механічний (пружинний), електронний.



### Схема електронного тонометра

#### **1.4. ЯМР-основа МРТ. Принцип дії і будова МРТ. Магнітноядерний резонанс. Порівняльна характеристика МРТ і рентгенівської КТ.**

МРТ – це метод візуалізації органів за допомогою ядерно-магнітного резонансу. Принцип методу заключається в тому, що під впливом електромагнітного випромінювання вивчають фізико-хімічні зміни тканини досліджуваного органу. Тест–маркером є протони водню тканини організму. В процесі дослідження вивчають його поведінку в магнітному полі. Потрібно підкреслити, що на відміну від рентгенівського та радіонуклідного методів цей спосіб діагностики не є іонізуючим, тобто він не є шкідливим для організму. Але в цілому МРТ, як і рентгенівський та радіоізотопний методи, відноситься до променевих методів діагностики.

Магнітним резонансом називають вибіркова взаємодія електромагнітного поля з речовиною (тканиною органа), поміщеною в постійне магнітне поле. Резонанс – це поглинання енергії, є три його види: електронний парамагнітний, ЯМР (ядерний магнітний резонанс)- поглинання та випромінення енергії в діапазоні радіохвиль., ядерний квадрупельний.

#### **Фізичні основи магнітно-резонансної томографії**

**Принцип методу** полягає у зміні положення та обертання протонів, що є магнітними диполями, під впливом сильного зовнішнього магнітного поля. Електромагнітні імпульси, що виникають, та наведена електрорушійна сила реєструються та обробляються комп'ютером, на основі чого будується візуальне зображення. Дослідження проводять за допомогою магнітно-резонансного томографа.

**Магнітно-резонансний томограф** складається з надсильного магніта, радіоперетворювача, приймальної радіочастотної котушки, комп'ютера (ЕОМ) та консолі керування і діагностики.



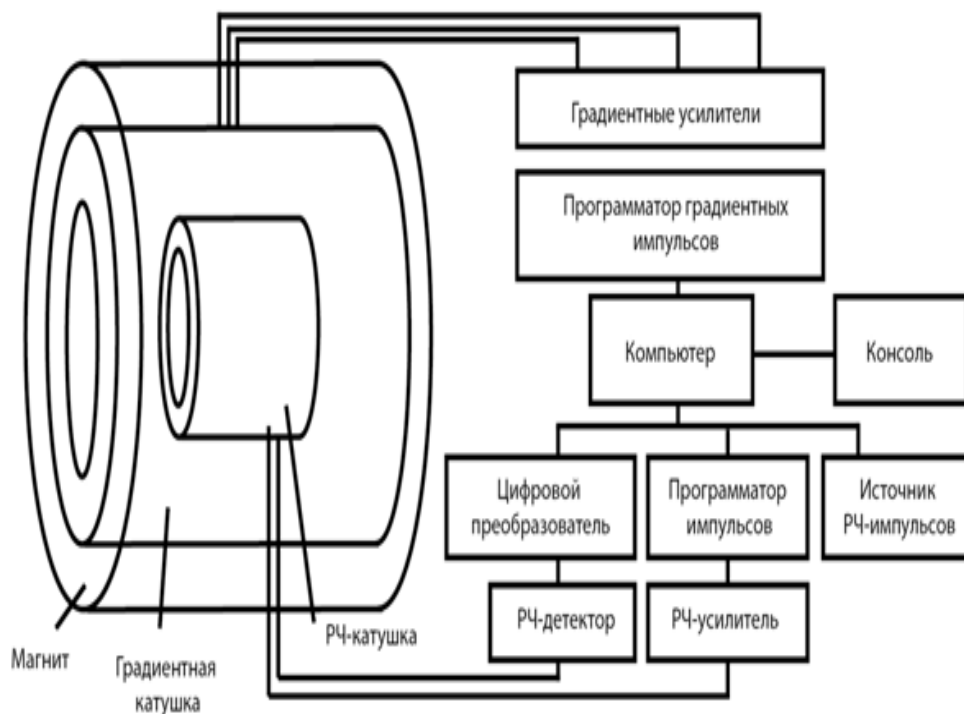
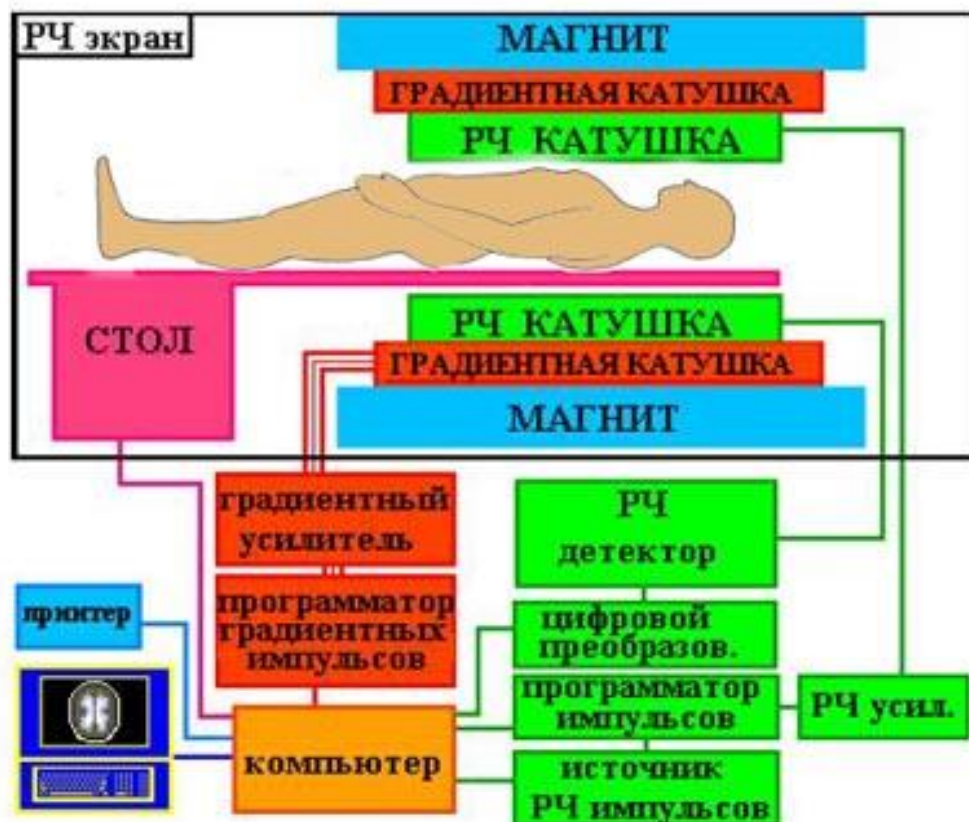


Схема основных систем РМ-томографа



Застосовують три типи магнітів: постійний, резистивний (електромагніт) та надпровідний. Останній є найдосконалішим. Він дозволяє виконувати складні дослідження завдяки значній силі та рівномірності магнітного поля. Надпровідність котушок досягається завдяки системі охолодження інертними зрідженими газами (азот, гелій) до температури  $-269^{\circ}\text{C}$  ( $4^{\circ}\text{K}$ ).

Як правило, в сучасних МРТ-сканерах постійне магнітне поле направлене горизонтально.

Магнітне поле створюється

- **постійними магнітами** (ферромагнітні сплави), які не потребують енергії для підтримки поля та не потребують охолодження. Також вони мають менше поле розсіяння (поза робочою областю).

Недолік: вага (100-20 тон), слабе магнітне поле (до 0,3 Тл)

- **електромагнітами** (резистивні магніти). Складаються з одної або кількох спеціальних котушок, через які проходить великий струм. При точному дотриманні геометричних розмірів створюється гомогенне магнітне поле. Вони споживають велику потужність та потребують охолодження.

Вони мають напруженість до 0,7 Тл та вагу близько 5 тон. Перевага – їх можна швидко вимкнути.

- **надпровідними магнітами**. Деякі метали (Nb, Tc, Pb, La, V, Ta) стають надпровідниками при абсолютному нулі (273 градуса). НМ створюють зі сплавів, які при охолодженні до 4 К ( $-269^{\circ}\text{C}$ ) втрачають опір електричному струму. Через них можна пропускати великі струми та створювати високостабільні магнітні поля великої напруженості.

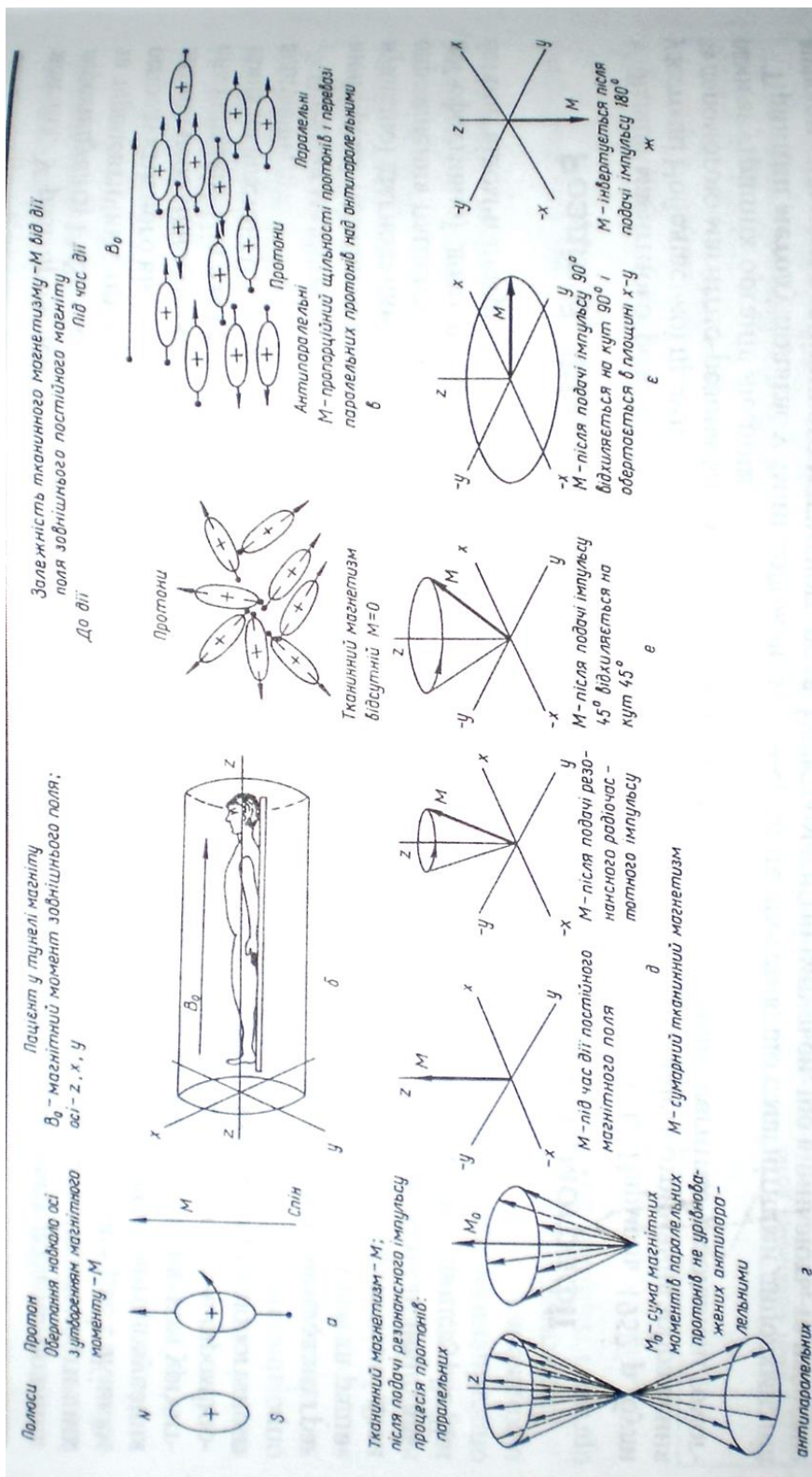
Зазвичай в МРТ використовується провід з ніобій-титанового сплаву довжиною в кілька кілометрів, вкладений в мідну матрицю для захисту надпровідника від квінча (раптової втрати надпровідності, викликаной швидким підвищенням питомого опору магніту, що створює високу температуру, і приводить до швидкого википання кріогена. Квінч може викликати розрядження атмосфери в процедурній кімнаті, створюючи відсутність кисню, а також повну відмову магніту).

Напруженість таких магнітів може бути дуже високою, до 10 Тл для людей, до 18 Тл для ЯМР-спектроскопії.

Здебільшого магніт має всередині тунель (рис. 7.1, б). У надпровідних магнітах магнітне поле  $B_0 \Rightarrow$  орієнтовано у напрямку з півдня на північ. З метою орієнтації в просторі використовують три взаємно перпендикулярні координатні осі —  $x, y, z$ . Вісь  $z$  завжди збігається з напрямком магнітного поля  $B_0 \Rightarrow$ , вісь  $x$  — розташована горизонтально, а вісь  $y$  — вертикально. Площина з осями  $x$ - $y$  перпендикулярна до осі  $z$  ( $B_0 \Rightarrow$ ). Вертикальна вісь тіла людини, що розміщується в тунелі магніту, збігається з напрямком  $B_0 \Rightarrow$ . Сила магнітного поля визначається у теслах (Т) або гаусах ( $1 \text{ Т} = 10\,000 \text{ гаусів}$ ). У клінічній діагностиці найчастіше використовують магнітне поле, сила якого від 0,1 до 1,5 Т, і котре в десятки тисяч разів сильніше за магнітне поле Землі (останнє становить від 0,3 гаусів на екваторі до 0,7 гаусів на полюсах).

Магнітно-резонансна томографія (МРТ) перевищує за своїми можливостями комп'ютерну. Це зумовлено тим, що КТ ґрунтується на визначенні лише електронної щільності, а МРТ – на чотирьох окремих компонентах, як то: протонна щільність, обрахована за ядрами водню; два часи ослаблення – T1 і T2 та швидкість руху рідини. Крім того, вдосконалюється методика спектроскопії *in vivo*, яка дозволяє визначити хімічний склад речовини, виявляючи ядра елементів, сигнали від яких є слабкішими за сигнали від ядер Н. Перевагами порівняно з КТ є більша роздільна здатність, більша контрастність та відсутність променевого навантаження на пацієнта.

Властивості диполя мають лише ядра з непарним масовим числом. Найважливішими з тих, що входять до складу організму людини, є  $^1\text{H}$ ,  $^{13}\text{C}$ ,  $^{19}\text{F}$ ,  $^{23}\text{Na}$ ,  $^{31}\text{P}$ . У той час, ядра таких речовин, як  $^{12}\text{C}$ ,  $^{16}\text{O}$ , що мають парне число протонів і нейтронів, не мають магнітного моменту і не дають магнітно-резонансного сигналу. Більшість тканин людського організму значною мірою утримують воду, до складу якої входять кисень та водень. Ядра водню мають один протон, який є магнітним диполем з південним і північним полюсами. Протон обертається навколо своєї осі, створюючи слабкий магнітний момент, що отримав назву спіні (див. рис. 7.1, в). Диполі безладно орієнтовані в просторі. Якщо людину поміщають у постійне магнітне поле магнітно-резонансного томографа, протони ядер Н, як маленькі магніти, орієнтуються вздовж осі  $B_0 \Rightarrow$ .



**Рис. 7.1. Схема утворення тканинного магнітного моменту (а, б, в, г) та його зовнішнього магнітного імпульсу (д, е, є, ж, з)**

Крім того, вісь протона починає описувати фігуру конуса подібно до дзиги. Це своєрідне обертання називається прецесією — вихлянням. Більша частина протонів, що має нижчий енергетичний рівень, основою конуса (прецесією) обернена на північ, а менша, з вищим енергетичним рівнем — у протилежний бік, тобто на південь. На цій підставі їм дали відповідно назви паралельних та антипаралельних протонів. При цьому в організмі створюється сумарний тканинний магнітний Момент –  $M_2$ , що спрямований паралельно до зовнішнього поля  $B_0 \Rightarrow$ . Його величина залежить від загальної кількості протонів в одиниці об'єму даної тканини і різниці між кількістю та енергетичними рівнями паралельних і антипаралельних протонів (див. рис. 7.1. в, г).

Частота прецесії протонів залежить від особливостей хімічного елемента, до складу якого вони входять (гіромагнітний коефіцієнт –  $\gamma$ ) і прямо пропорційна силі зовнішнього магнітного поля  $B_0 \Rightarrow$ . Вона називається ядерно-резонансною частотою —  $\omega_0$  (частотою Лармора). де  $\omega_0 = \gamma \cdot B_0$ . Для ядер водню резонансна частота лежить у діапазоні радіочастот 42,58 МГц при силі магнітного поля 1 Т.

Для збудження резонансу протонів водню треба, крім сильного магнітного поля, створити слабе змінне поле, частота якого відповідатиме частоті їх прецесії. Для цього з радіочастотного генератора МР-імпульс подають на котушку, що оточує досліджувану ділянку тіла. Надходження відповідного радіочастотного імпульсу зумовлює резонанс протонів. Внаслідок резонансу магнітні моменти всіх паралельних протонів починають обертатись за годинниковою стрілкою. При цьому сумарна вісь тканинного магнетизму –  $M_z$  відхиляється від осі  $z$  ( $B_0 \Rightarrow$ ) на певний кут (див рис. 7.1. д, е, є, ж). Ступінь відхилення залежить від сили і часу дії радіочастотного імпульсу, тому останній визначають в градусах кута відхилення  $M_z$  від осі  $Z$  ( $B_0 \Rightarrow$ ). Так, внаслідок короткочасної дії  $90^\circ$ -го радіочастотного імпульсу вектор  $M_z$  відхиляється від осі  $z$  ( $B_0 \Rightarrow$ ) на  $90^\circ$  і обертатиметься в площині  $x-y$ . Надання  $180^\circ$ -го імпульсу призведе до інверсії магнітних моментів протонів (рис. \*. ж). Під час паузи між повторними радіочастотними імпульсами протони, а відповідно й вісь –  $M_z$ , почнуть повертатися до вихідного положення, з різною швидкістю посилаючи

МР-імпульси, різної сили, які сприймаються котушкою з наведенням у ній електрорушійної сили та індукцією електричного струму.

Особливо цінну інформацію несуть ЯМР-зображення про судинну систему спинного, головного мозку і легень. всі випадки злоякісних пухлин, що виявляються за допомогою реконструктивних рентгенівської томографії, ідентифікуються на ЯМР-зображеннях.

Перевага ЯМР-зображень в тому, що на них сіра речовина мозку відображається з високим контрастом, який недоступний для рентгенівської реконструктивної томографії. Відсутні артефакти, створювані кістковими тканинами. Великий набір параметрів на ЯМР-зображеннях дозволяє з високою достовірністю виявити такі патологічні процеси, як едема, інфекції, злоякісні пухлини та переродження біологічної тканини.

Основні **переваги** методики отримання ЯМР-зображень:

- безпека практичного використання електромагнітного випромінення (енергетичний діапазон радіохвиль) у порівнянні з рентгенівським або гамма-випроміненням, що дозволяє усунути обмеження на контингент обстежуваних пацієнтів (дітей, вагітних), так як знімається поняття променевого навантаження (крім того, відпадає необхідність у проведенні спеціальних заходів щодо захисту персоналу і навколишнього середовища як при роботі з рентгенівським випроміненням);

- висока чутливість методу до окремих життєвоважливих ізотопів і особливо до водню, одному з найпоширеніших елементів в м'яких тканинах (контрастність зображення на томограмі забезпечується за рахунок різниці в концентраціях водню в різних ділянках органів і тканин, фон від кісткових тканин не заважає отриманню таких зображень, так як концентрація водню в них нижче, ніж в оточуючих тканинах);

- метод чутливий до хімічних зв'язків різних молекул, що підвищує контрастність зображення;

- можливість отримання зображення судинного русла без додаткового контрастування, при цьому можна виміряти деякі динамічні параметри кровотоку;

- забезпечення високої роздільної здатності, що дозволяє досліджувати об'єкти розміром в доли міліметра;

- можливість отримувати не тільки зображення поперечних зрізів, але і поздовжніх.

Разом з тим слід зазначити, що ЯМР-томографія має ряд **недоліків**. До них відносять:

- необхідність створення магнітного поля великої напруженості, що вимагає значних енерговитрат при роботі обладнання та / або використання дорогих технологій для забезпечення надпровідності;

- низька, особливо в порівнянні з рентгенологічними методами, чутливість методу ЯМР-томографії, що вимагає збільшення часу просвічування (це призводить до появи спотворень в зображенні від дихальних рухів, що знижує ефективність дослідження легенів і серця);

- неможливість надійного виявлення каменів, кальцифікатів, деяких видів патології кісткових структур;

- неможливість обстеження деяких хворих, наприклад, з штучними водіями біологічного ритму, великими металевими імплантатами;

- відносна протипоказання для ЯМР-томографії – вагітність. Не рекомендується проводити ЯМР-томографію в перші три місяці вагітності;

- наявні у пацієнта кардіостимулятори - суворе протипоказання до дослідження.

Головний недолік ЯМР-інтроскопії в тому, що на ЯМР-зображеннях немає інформації про структуру кісток. Для цієї мети необхідно використовувати реконструктивну рентгенівську томографію.

## 1.5 :

### Критерії оцінки результатів МРТ

Хуй його

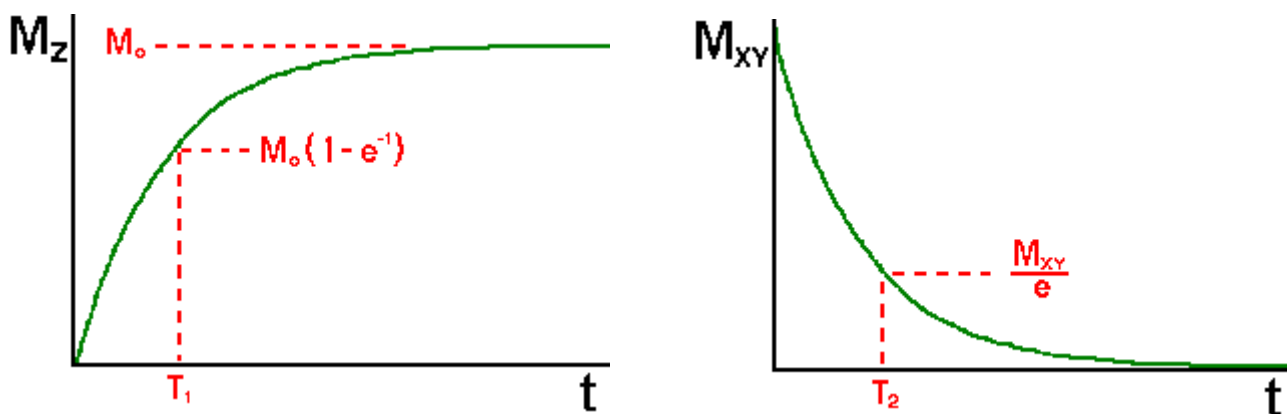
### Критерии качества МРТ

1. Профессиональные качества врача МРТ
2. Оборудование МРТ
3. Программное обеспечение МРТ.

Больше нихуя

### **T1 і T2 періоди релаксації(схема(графіки))**

Для реконструкції зображення потрібне послідовне надходження певної кількості МР-сигналів. За допомогою обчислення сили імпульсів будується візуальне зображення відповідної ділянки досліджуваного об'єкта. Що більший магнітний вектор  $M \Rightarrow$  мають тканини, то сильніші виникають МР-сигнали. Останні створюють на зображенні яскраві ділянки, тканини ж із слабким сигналом – темні. Однак, крім сили сигналу, на особливості зображення впливають також інші параметри – це протонна щільність тканини та час релаксації. Між МР-імпульсами, що надходять, протони проходять два релаксаційних часи T1 і T2, в основі яких лежить втрата магнітної напруги на площині x-y ( $M_{xy}$ ) та відновлення її по осі z ( $M_z$ ).



**Рис. 7.2. Періоди релаксації T1 (а) та T2 (б)**

(Коротко):

Час релаксації - це час, протягом якого протони повертаються до рівноважного стану. Воно по-різному у здорових і хворих тканин. Час релаксації протона залежить від оточуючих його молекул і атомів. При МРТ визначається час релаксації T1 і T2.

T1 - це час, за яке спини 63% протонів повертаються до рівноважного стану. Фізичною основою T1-релаксації є обмін теплової енергії між молекулами. T1-релаксаційний час залежить від розмірів молекул та їх рухомості.

T2 - це час, за який спини 63% протонів зсуваються по фазі, під дією сусідніх протонів. Інтенсивність сигналу і контрастність зображення залежать від таких параметрів, як, наприклад, інтервал між поданими імпульсами (час повторення, TR) і час між поданням імпульсу і випускаються сигналом (TI).

(Хуєта з конспекта):

Фізичною основою T2-релаксації є взаємодія тканинного магнетизму з протонами. T2 є показником поступового згасання тканинного магнетизму на площині x-y (M<sub>xy</sub>) після виключення 90° імпульсу і визначається як час, протягом якого M<sub>xy</sub> втрачає 63% від своєї максимальної напруги. Після того як минає 4-5 проміжків часу, рівних T2, M<sub>xy</sub> повністю зникає.

### Сила(напруженість) МП – різних МРТографів

	Виды МРТ	Плюсы	Минусы
	<b>Низкопольные МРТ 0,2-0,5 Тл</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Низкая стоимость исследования</li> <li>- Это - аппараты, как правило, открытого типа и могут использоваться для пациентов с клаустрофобией</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Низкое качество разрешения снимков и, как следствие, невысокая информативная ценность получаемых материалов</li> <li>- Отсутствие универсальности исследований</li> </ul>
	<b>Высокопольные МРТ 1,0 - 1,5 Тл</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Высокая информативная ценность получаемых при исследовании материалов</li> <li>- Возможность исследования практически любых органов и суставов</li> <li>- Выраженный принцип необходимости и достаточности</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Стоимость исследований - выше, чем на низкопольных</li> </ul>



## 1.6:

### Ендоскопія

**Ендоскопія** - метод заглядання всередину тіла та обстеження внутрішніх органів людини за допомогою медичного приладу — ендоскопа.

#### Принцип методу

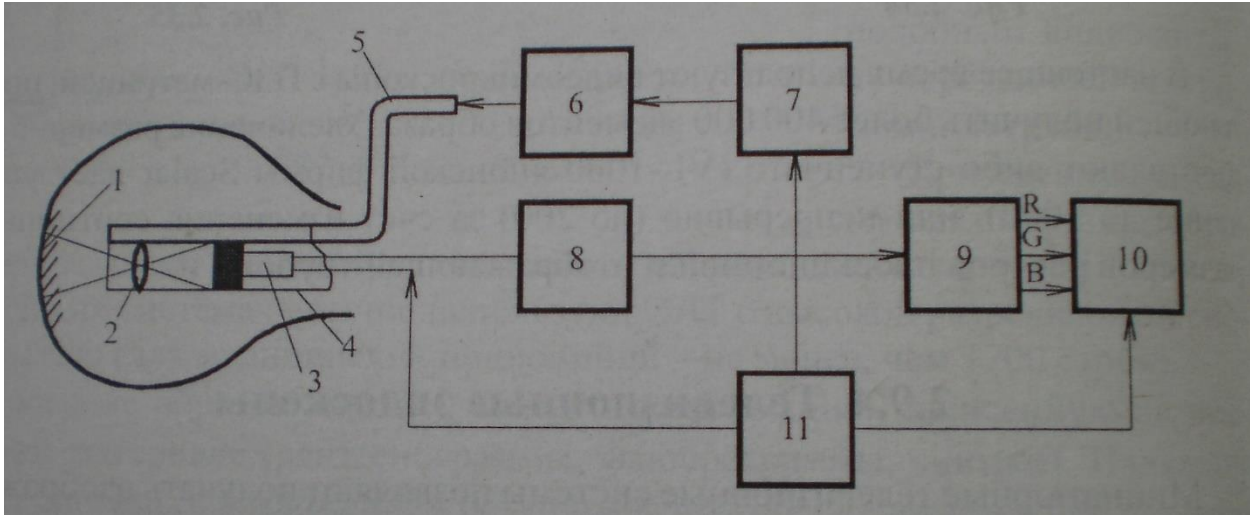


Рис. 9.1. Принцип роботи телевізійного ендоскопа

В досліджуваній орган (1) введена трубка ендоскопа (4). На кінці трубки розташований мікрооб'єктив (2), далі відбиті промені світла потрапляють на ПЗС-матрицю (3), по світловодах через відеоканал (8) проходять через перемикач кольорів світла (9) у перетворювач послідовних кольорових сигналів на телемоніторі (10); 7 – джерело світла і 11 – телевізійний синхронізатор.

Таким чином, сучасний ендоскоп є складною оптико-електронною системою, яка дозволяє оглянути порожнину органу зсередини одному чи декільком лікарям, а за допомогою комп'ютера можливо обробляти сигнали, тобто змінювати контраст, кольорову палітру, виділяти контури. Крім того, завдяки спеціальному (сервісному) каналу можливо проводити біопсію та лікувальні процедури.

В залежності від діагностичного призначення є такі види ендоскопів: гастроскоп, холедохоскоп, колоноскоп, ректоскоп, лапароскоп, бронхоскоп



(Детально про кожен):

**Гастроскоп** – для ендоскопічного дослідження шлунку. Методика дослідження – через рот і стравохід в шлунок вводять трубку гастроскопа і оглядають внутрішню поверхню шлунку. За необхідності проводять необхідні маніпуляції. Весь процес дослідження документують відеозображенням.

За допомогою гастроскопа можливо досліджувати не тільки шлунок, а й стравохід та дванадцятипалу кишку.

**Холедохоскоп** – це ендоскоп для дослідження жовчного міхура. Трубка цього ендоскопа коротка і тонка тому, що розрахована для проведення ендоскопії під час операції (тобто, коли відкрита черевна порожнина або під час лапароскопії).

Методика: шляхом проколу стінки жовчного міхура в порожнину вводять трубку холедохоскопа, оглядають його і проводять діагностичні або лікувальні маніпуляції.

**Колоноскоп** – це ендоскоп для дослідження товстої кишки. Його довжина – 1.5 м і товщина – 8 мм, більші ніж у гастроскопа, відповідно до анатомічних параметрів кишки.

Методика колоноскопії: перед дослідженням опорожняють кишку (промивають водою), потім через пряму кишку вводять трубку ендоскопа, оглядають порожнину кишки і виконують необхідні маніпуляції (біопсія, видалення поліпа, зупинка кровотечі).

**Бронхоскоп** – це ендоскоп з телесистемою для дослідження трахеї та бронхів. Довжина трубки 50 см, товщина – 3,4 мм. Як і в гастроскопі, в бронхоскопі є відеоканал і канал для маніпуляцій (введення інструментів, ліків, аспірації слизу з бронхів).

Методика бронхоскопії: перед дослідженням проводять анестезію гортані, бронхів, потім вводять трубку бронхоскопа і оглядають трахею і бронхи. За необхідності виконують відповідні маніпуляції.

**Ректоскоп** – це ендоскоп для дослідження прямої та сигмовидної кишки. Він має металеву трубку довжиною 35 см, діаметром 2 см. Всередині трубки є обтуратор з клапаном, за допомогою якого для кращого огляду в кишку нагнітають повітря. На кінці трубки міститься електрична лампочка, яка освітлює поверхню кишки. Під час дослідження виконують необхідні маніпуляції (біопсію, поліпензомію, зупинку кровотечі).

**Лапароскоп**, як і ректоскоп, не має гнучкої трубки, а вона металева, тобто жорстка. Цей ендоскоп призначений для огляду черевної порожнини (від слова *laparis* – живіт). Лапароскоп являє собою металеву трубку з освітленням і обтуратором (нагнітання повітря в живіт) для кращого огляду органів. Довжина трубки 30 см, товщина 1 см.

Методика лапароскопії: під анестезією проколюють стінку живота троакаром, через його трубку вводять лапароскопічну трубку і оглядають черевну порожнину (діагностика). Якщо є необхідність виконати якісь маніпуляції, в черевну порожнину вводять другу трубку, через яку проводять різні інструменти і виконують різні маніпуляції: біопсію, аспірацію рідини з живота, зупиняють кровотечу, видаляють камінці з жовчного міхура. Після видалення лапароскопічних трубок із живота ранки шкіри зашивають.

**Артроскоп** – це ендоскопічний прилад для дослідження суглобів.

**Плевроскоп** – це пристрій для ендоскопії плевральної порожнини.

Із всіх видів ендоскопів великим надбанням сучасної медичної техніки є "пігулка-телекамера", яку пацієнт ковтає всередину. Вона проходить в черевні органи травлення і відображає їх на моніторі. Таким чином, можна прослідити структуру і функції окремих органів травлення.

**Цистоскоп** – для ендоскопії сечовидільної системи.

### **Критерії оцінки результатів**

Пішов він нахуй, такого нема

## **1.7:**

### **УЗДіагностика**

Ультразвук знаходиться в діапазоні радіохвиль. Звук – це механічне коливання, що спричиняє компресію та декомпресію часток речовини. За фізичною природою це хвилі типу пружних коливань. Звукові хвилі, коливаючись, переносять енергію.

### **Параметри звукових коливань**

Період повернення молекул на початкову позицію називається циклом хвилі.

Частота коливань ( $f$ ) – це число стискань і розтягувань часточок пружних коливань за одиницю часу. Один цикл за 1 сек називається герцом (Гц),  $1000 \text{ раз/сек} = 1 \text{ кГц}$ ,  $1\,000\,000 \text{ раз/сек} = 1 \text{ МГц}$ .

Залежно від частоти звук поділяється на три категорії:

- інфразвук –  $f < 20 \text{ Гц}$ ;
- слуховий діапазон звуку –  $f = 20 - 20\,000 \text{ Гц}$ ;

- ультразвук (УЗ) –  $f > 20\,000$  Гц (або 0,02 МГц);

Для діагностики в медицині використовують УЗ з частотою  $f = 1 - 15$  МГц.

**Амплітуда** – це максимальне зміщення часток середовища відносно осі спокою, вона характеризує потужність УЗ коливань (рис. 8.2).

**Швидкість поширення хвиль** – це відстань, на яку поширюються УЗ хвилі за одиницю часу. Середня швидкість в тканинах організму складає 1540 м/сек, крім кісток та газів. Для повітря – 330 м/сек, для кісток – 4080 м/сек, для металу – 5000 м/сек.

**Довжина хвилі** – це відстань між двома циклами, вона складає від 1,5 до 0,1 мм. Чітке зображення органа можна одержати, коли розміри об'єкта більші довжини хвилі.

**Інтенсивність коливань** – це кількість енергії, яка переноситься УЗ хвилею за 1 сек через 1 см<sup>2</sup> площі перпендикулярно до хвилі. У медичній практиці використовують УЗ інтенсивністю від 0,05 до 0,25 Вт/см<sup>2</sup>, що не спричиняє побічного біологічного впливу.

### Принцип одержання зображень

Отраженные эхосигналы поступают в усилитель и специальные системы реконструкции, после чего появляются на экране телевизионного монитора в виде изображения срезов тела, имеющие различные оттенки черно-белого цвета. При позитивной регистрации максимальная интенсивность эхосигналов проявляется на экране белым цветом (эхопозитивные участки), а минимальная — чёрным (эхонегативные участки). Изображение, получаемое при исследовании, может быть разным в зависимости от режимов работы сканера. Выделяют следующие режимы:

- *А-режим*. Методика дає інформацію в виде одномерного изображения, где первая координата, это амплитуда отраженного сигнала от границы сред с разным акустическим сопротивлением, а вторая расстояние до этой границы. Зная скорость распространения ультразвуковой волны в тканях тела человека, можно определить расстояние до этой зоны, разделив пополам (так как ультразвуковой луч проходит этот путь дважды) произведение времени возврата импульса на скорость ультразвука.
- *В-режим*. Методика дає інформацію в виде двухмерных серошальных томографических изображений анатомических структур в масштабе реального времени, что позволяет оценивать их морфологическое состояние.
- *М-режим*. Методика дає інформацію в виде одномерного изображения, вторая координата заменена временной. По вертикальной оси откладывается расстояние от датчика до лоцируемой структуры, а по горизонтальной — время. Используется режим в основном для исследования сердца. Дает информацию о виде кривых, отражающих амплитуду и скорость движения кардиальных структур.

### Акустичний опір тканин

Акустичний опір (імпеданс) тканини дорівнює щільності тканини помноженій на швидкість поширення в ній УЗ. Вона коливається від 1 380 000 до 1 700 000. Що більша різниця акустичного опору між двома середовищами, то більше УЗ відбивається від їх межі та менше проходить крізь неї. Межа спричиняє відбиття частини УЗ хвилі.

Табл. 8.2. Відбиття УЗ

Межа	Відсоток
Жирова тканина – м'язи	1 %
Жир – кістки	50 %
М'які тканини – повітря	100 %

### 1.8 УЗ перетворювачі(генерація УЗ, п'єзоматеріали, передачаУЗ, реєстрація зображення). Від чого залежить роздільна здатність метода. Глибина проникнення УЗ хвилі.

#### Ультразвукові апарати

Для генерації УЗ застосовують УЗ-перетворювачі. При підключенні до п'єзокристалу електричного струму виникає деформація кристала і він дзвонить на "механічній" частоті. П'єзокристалами може бути кераміка, сплав титан- свинець або пластик-полівініл. П'єзокристалічний елемент, працюючи в певній електронній схемі, може бути як громофоном, так і мікрофоном, тобто спочатку подає спалах УЗ-енергії, а потім, як мікрофон сприймає УЗ-сигнал, відбитий від поверхні межі розділу різних середовищ (органів). Запізнення між подачею імпульса та його відбиттям (ехом) визначає відстань (глибину) до поверхні розділу органів. В медичній практиці частіше всього використовують УЗ з частотою  $f = 1 - 15$  МГц. Частоту підбирають так, щоб одержати найкраще зображення об'єкта. Що більша частота, тим вища роздільна здатність. Але малий шар половинного ослаблення обмежує глибину дослідження. Тому використовують спеціальні високочастотні (ВЧ) сенсори, наближаючи їх до органу. Таким чином, УЗ-апарати побудовані на принципі ехолокації. Випромінення та сприймання УЗ хвиль проводиться одним і тим же приладом – УЗ-перетворювачем (рис. 8.2).

#### Передача і прийом УЗ

УЗ генерується сенсором. Основна його частина – п'єзокристал, він має дві властивості: подача на нього електричного потенціалу спричиняє до його механічної деформації, а механічне його стискання генерує електричний потенціал. Механічні коливання кристала індукуються короткими електричними імпульсами, а частота УЗ визначається товщиною

п'єзокристала. Що тонкіше кристал, то більше частота УЗ. Ехо віддзеркалюється назад до сенсора, генеруючого механічні коливання кристала, тобто частота ехо і електричного сигналу однакова.

УЗ, випромінений сенсором, пульсує. За 1 сек УЗ-імпульс передається лише 1 раз (тривалість 1 мкс), інші 999 частин секунди сенсор працює як приймач, очікуючи повернення ехосигналу.

УЗ поглинається тканинами мало (у виді тепла). В основному УЗ-промені розсіюються і віддзеркалюються. Особливо сильно віддзеркалюється УЗ при зміні "опору" для УЗ-променів. Це так званий акустичний опір (імпеданс), він визначається щільністю та еластичністю тканин. Що більше змінюється

акустичний опір, то більше віддзеркалюється УЗ. Наприклад, на межі м'які тканини – газ, де весь УЗ віддзеркалюється і немає різниці. Тому УЗО не можна застосовувати для дослідження органів, в яких є газ (легені, шлунок, кишки).

**За функцією** є безперервні (Допплер), які надсилають постійні сигнали, та імпульсні, які надсилають періодичні імпульси (з частотою  $f > 1$  кГц). 7

Залежно від частоти в УЗ діагностиці використовують перетворювачі з частотою  $f = 2,5 - 12$  МГц. Що менше частота УЗ, то більша глибина проникнення променів (табл. 8.3).

**Електронні перетворювачі** бувають **лінійними та конвексними**. В них на відміну від механічних **багато п'єзокристалів, а в механічних лінійний лише один великий**. Механічні використовують для дослідження мозку у дітей, серця, статевих органів. Конвексні є більш практичними для дослідження органів живота. **Висока частота дозволяє досліджувати структури малих розмірів.**

Для УЗ діагностики (УЗД) під час хірургічного втручання використовують інтраопераційні перетворювачі. Вони мають малі розміри, розраховані на частоти  $f = 5,0$  або  $7,5$  МГц і бувають різної форми.

Для більш точної діагностики існують внутрішньопорожнинні перетворювачі (пряма кишка, урологія, гінекологія, які дозволяють значно підвищити ефективність діагностики).

## **1.9 Типи розгорток УЗ хвилі в УЗ апаратах. Фізичні їх основи. Можливості розгорток. Загальні параметри оцінуу УЗ дослідження.**

В УЗ діагностичних приладах застосовують три основних типи розгорток.

**Тип А (амплітудний)** – відбиті ехосигнали записують у вигляді кривої.

Амплітуда коливань залежить від величини відбитих ехосигналів. Цю розгортку використовують в УЗ діагностичних приладах 1-их поколінь. Але й зараз використовується для ехокардіографії (дослідження серця).

**Тип В (brightness - яскравість)** – відображення реєстрації у двох вимірах (у глибину і ширину). Використовується найчастіше. За отриманим відображенням В-сканери працюють у реальному масштабі часу. Частота зміни

відображення настільки велика, що воно сприймається як безперервне, причому можна чітко визначити рухомі об'єкти.

**Тип М (motion - рух)** – використовують для дослідження рухомих об'єктів.

Вздовж горизонтальної осі – час, вздовж вертикальної – відстань між джерелом УЗ і перешкодою. Тип М базується на ефекті Доплера, який дозволяє реєструвати два типи сигналів – від нерухомих структур (стінка судини) і від рухомих (кров). Зображення може бути сірим і кольоровим.

**Під час УЗД потрібно визначати:**

1. початкове місце розвитку патологічного процесу,
2. локалізація патологічного субстрата,
3. зміщення та еластичність патологічного утворення,
4. форму пухлини або кісти,
5. розміри,
6. контури органу чи пухлини,
7. ехогенність (анехогенна, знижена, середня, підвищена, висока),
8. внутрішню структуру (однорідна, неоднорідна).

Після аналізу УЗ ознак лікар пише висновок, який характеризує певну хворобу та рекомендації для подальшого дослідження.

**1.10 Електричні методи діагностики ССС. ЕКГ (джерело енергії сигналів, схема, параметри оцінки). Моніторинг функції ССС. Реографія. Енцефалографія.**

**Електрокардіограма — це запис коливань різниці потенціалів, що виникають на поверхні збудливої тканини або навколосерцевого середовища при розповсюдженні хвилі збудження по серцю.** Запис ЕКГ проводиться за

допомогою електрокардіографів — приладів, що реєструють зміни різниці потенціалів між двома ділянками електричного поля серця (наприклад на поверхні тіла) під час його збудження. Сучасні електрокардіографи відрізняються високою технічною досконалістю і дозволяють здійснити як одноканальний, так і багатоканальний запис ЕКГ.

### **Загальна схема (план) розшифровування ЕКГ**

#### **I. Аналіз серцевого ритму і провідності:**

- оцінка регулярності серцевих скорочень;
- підрахунок числа серцевих скорочень;
- визначення джерела збудження;
- оцінка функції провідності.

## II. Визначення поворотів серця довкола передньозадньої, поздовжньої і поперечної вісей:

- визначення положення електричної вісі серця у фронтальній площині;
- визначення поворотів серця довкола поздовжньої осі;
- визначення поворотів серця довкола поперечної осі.

## III. Аналіз передсердного зубця P.

## IV. Аналіз шлуночкового комплексу QRS-T:

- аналіз комплексу QRS;
- аналіз сегменту RS-T;
- аналіз зубця T;
- аналіз інтервалу Q-T.

## V. Електрокардіографічний висновок.

### Аналіз серцевого ритму і провідності

**Регулярність серцевих скорочень** оцінюється при порівнянні тривалості інтервалів R–R між послідовно зареєстрованими серцевими циклами. Регулярний, або *правильний*, ритм серця діагностується в тому випадку, якщо тривалість виміряних інтервалів R–R однакова і відхилення одержаних величин не перевищує  $\pm 10\%$  від середньої тривалості інтервалів R–R (мал. 12, а). В решті випадків діагностується *неправильний (нерегулярний) серцевий ритм* (мал. 12, б, в).

Для визначення джерела збудження, або так званого **ВОДІЯ РИТМУ**, необхідно оцінити проходження збудження по передсерддю і встановити відношення зубців R до шлуночкових комплексів QRS

При цьому слід орієнтуватися на наступні ознаки:

1. **СИНУСОВИЙ РИТМ** (мал. 13.43, а): а) зубці РП позитивні і передують кожному шлуночковому комплексу QRS; б) форма всіх зубців Р в одному і тому ж відведенні однакова.

## 2. Передсердні ритми (з нижніх відділів) (мал. 3.43, б):

а) зубці РІІ і РІІІ негативні;

б) за кожним зубцем Р слідує незмінений комплекс QRS.

## 3. Ритми з АВ-з'єднання (мал. 3.43, в, г):

а) якщо ектопічний імпульс одночасно досягає передсердя і шлуночків, на ЕКГ відсутні зубці Р, які зливаються із звичайними незмінними комплексами QRS;

б) якщо ектопічний імпульс спочатку досягає шлуночків і тільки потім — передсердя, на ЕКГ реєструються негативні РІІ і РІІІ, які розташовуються після звичайних незмінних комплексів QRS.

## 4. Шлуночковий (идиовентрикулярний) ритм (мал. 13, д):

а) всі комплекси QRS розширені і деформовані;

б) закономірний зв'язок комплексів QRS і зубців Р відсутній;

в) число серцевих скорочень не перевищує 40–60 уд. в хв

**Реографія** ([грец.](#) rheos течія, потік + kardia серце + grapho писати, зображати) — метод дослідження живих систем за допомогою вимірювання електричної провідності цієї системи для постійного чи змінного струму. Інша назва методу **імпедансна плетизмографія**. Навіть незначні зміни опору можуть бути зареєстровані сучасними приладами — **реографами**.

Запис зміни опору досліджуваної системи у часі називається **реограмою**.

У медичній практиці розроблені методики реєстрації реограм органів людського тіла: серця (реокардіограма), мозку (реоенцефалограма), магістральних судин, печінки, легень, кінцівок та ін.

Реограма дає інформацію про зміну кровонаповнення органу при пульсації серця, про швидкість кровотоку, стан судинної системи та ін.

**Електроенцефалографія** - Спосіб вивчення нервової системи, її функціональної активності. Виконується дане обстеження за допомогою відповідного приладу - електроенцефалографа.

### Методика виконання електроенцефалографії

Перед початком процедури до голови хворого кріплять спеціальні електроди енцефалографа, які виконують реєстрацію мозкової біоелектричної діяльності. Використовувані прилади запису, а також електроди відрізняються в залежності від мети проводиться дослідженням.

У період виконання клінічної електроенцефалографії застосовують мостові електроди тим хворим, які можуть певний проміжок часу, знаходиться в положенні сидячи,



напівлежачи, виконуючи те, що говорить провідний обстеження лікар-нейрофізіолог. Подібні електроди застосовують для виконання енцефалографії дорослим і дітям, які досягли трирічного віку та перебувають у свідомості.

Для вивчення активності мозку в період сну діагностику роботи мозку малюків і пацієнтів, які не перебувають у свідомості, щоб виконати тривалу електроенцефалографію мозку застосовують чашечкові електроди.

Щоб дослідити загальний стан хворого в період оперативного втручання, для проведення оцінки глибини застосовуваної анестезії користуються голчастими електродами, які, як правило, вводять в шкірний покрив голови, їх можуть вводити і в тканину мозку, зазвичай це виконують під час нейрохірургічних операцій.

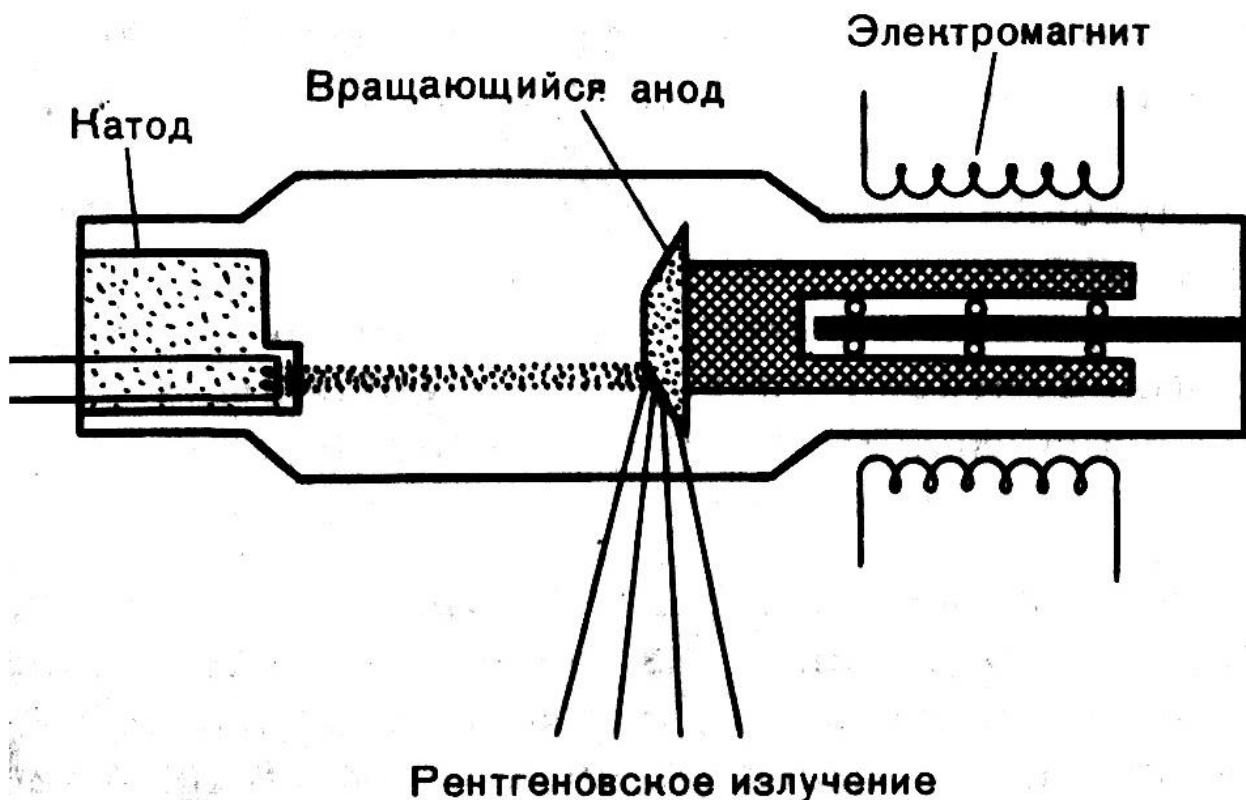
## **2.1 Рентгенівське випромінювання (гальмівне і характеристичне). R-трубка(схема), одержання R-променів, R-апарати, будова, схема. Види R-досліджень.**

R-випромінювання – це сукупність гальмівного та (або) характеристичного випромінювання, діапазон енергії яких складає 1-1000 кеВ.

Характеристичне випромінювання – це енергія прискорених катодом в R-трубці електронів, які вибивають електрони з атомів аноду металу, з якого зроблений анод.

Рентгенівське випромінювання (R-випромінювання) – це сукупність гальмівного та характеристичного випромінювань, яке одержують в рентгенівській трубці (R-трубці).

В основі виникнення R-випромінювання лежить ефект гальмування прискорених електронів в електричному полі. При цьому частка її кінетичної енергії перетворюється в електромагнітне коливання суцільного спектру (як видиме світло). Як відомо, в кожному атомі навколо ядра є 7 орбіт. Гальмівне випромінювання виникає при переході електрона з ближньої на дальню орбіту від ядра (втрата енергії).



В R-трубці електрони, випущені розжареним катодом, прискорюються і вдаряються об анод, де вони різко гальмуються (гальмівне випромінювання) і одночасно вибивають електрони з внутрішні електронних оболонок атомів металу, з якого зроблений анод. Вільні місця в оболонках займаються іншими електронами атома (перехід електронів з дальньої від ядра на ближню орбіту). При цьому випромінюються промені з визначеною, характерною для матеріалу анода, енергією (характеристичне випромінювання).

Генератором R-випромінювання є R-трубка. Це двоелектродний електровакуумний прилад для одержання прискорення і гальмування електронів. У вакуумі навколо волоска розжарювання катода внаслідок термоелектронної емісії утворюється електронна хмара. Під дією високої напруги в електромагнітному полі відбувається прискорення та рух електронів до анода. В трубці виникає електричний струм. Основна частина кінетичної енергії електронів перетворюється на теплову і тільки один процент – на R-3

випромінювання. Тому поверхня анода набуває дуже високої температури і вимагає охолодження.

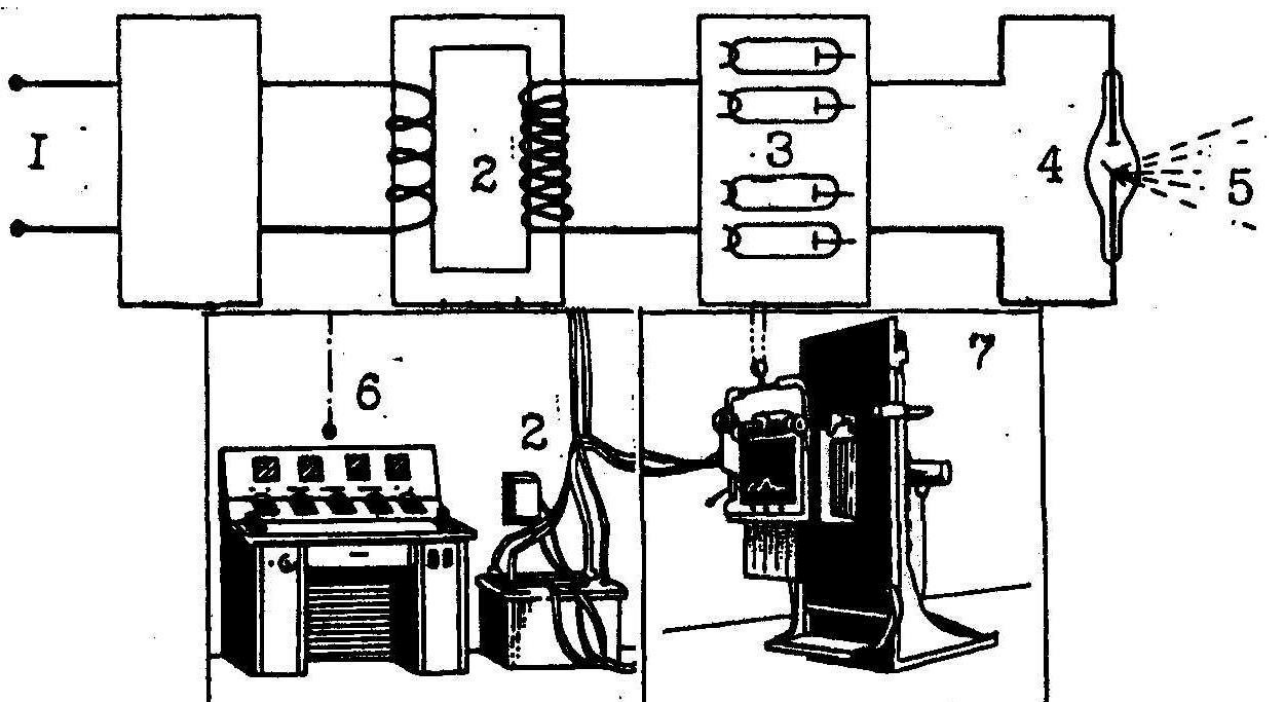


Рис. 5.2. Схема рентгенівського апарата. 1 - регулятор напруги, 2 - головний трансформатор, 3 - випрямляч, 4 - підсилювач рентгенівського зображення, 5 - телевізійна передавальна трубка, 6 - пульт керування, 7 - універсальний штатив

### Рентгендіагностичні апарати

Рентгендіагностичні апарати поділяються на загальні і спеціальні (табл.. 5.2).

Табл. 5.2. Рентгендіагностичні апарати	Спеціальні
<b>Для загальної діагностики</b>	
Для дослідження органів і систем	Для операційних залів
Ангіографія (для судин)	Палатні
Нейродіагностики	Польові (для військових)
Урографії	Для флюорографії
Мамографії	Для томографії (ТГ)
Зубні (дентальні)	Для панорамних досліджень

### Види рентгенівських досліджень

В процесі обстеження пацієнтів використовуються наступні види R-досліджень:

- 1) R-скопія,
- 2) R-графія,
- 3) Електрорентгенофія,
- 4) Флюорографія,
- 5) Томографія,
- 6) Комп'ютерна томографія (КТ),

## 7) Денситометрія.

### 2.2.

Особливості R-випромінювання

- 1) проникає крізь предмети, що не пропускають світло;
- 2) викликає свічення деяких хімічних сполук, що лежить в основі R-скопії;
- 3) розкладає галоїдні сполуки срібла (в R-плівці);
- 4) викликає розпад нейтронних атомів на "+" (позитивні) та "-" (негативні) заряди (іонізація), тобто негативну дію, - але ця властивість може бути використана на позитив – для променевої терапії пухлин.

R-випромінювання також має іонізуючий, фотохімічний і біологічний вплив, а також спричиняє флюорисценцію. Іонізуючу та біологічну дію при діагностичних дослідженнях потрібно мінімізувати, а фотохімічний та флюорисцентний ефект використовується у технології променевої діагностики (R-скопія, R-графія).

При R-скопії R-промені викликають свічення екрану (флюорисценція), а при R-графії опромінюється R-плівка, в якій розкладається галоїд срібла (це виявляється при проявленні плівки). Таким чином, R-метод, як і фотографічний, заснований на взаємодії фотонів R-променів із кристалами галоїдного срібла, внаслідок чого відбувається його розпад (після проявлення плівки в місцях сильного опромінення плівка темніє пропорційно одержаній дозі).

Внаслідок взаємодії R-променів з речовиною відбувається поглинання та розсіювання, що призводить до фотоефекту (вторинне випромінювання).

**2.3. Формування та властивості R-зображення. Щільність тканин. Ступінь R-прозорості тканин. R-контрастування (променевий контраст тканин). Щільність тканин і рентгенконтрастність речовин (цифри) м'яких тканин, кісток, контрастних речовин (повітря, препарати йоду, барію).**

Формування та властивості R-зображення засноване на різниці поглинання R-променів тканинами **різної щільності**. На рис. 5.3. видно, що на фоні легень (вони мало поглинають R-промені) добре видно кістки і серце, тому що останні

більше поглинають променів. Це явище називається абсорбційним законом рентгенівської диференціації (закон тінеутворення).



Рис. 5.3. R-грама органів грудної клітини

У разі незначного ослаблення R-випромінювання тінь буде малоінтенсивною (темною). Ступінь інтенсивності тіні залежить від щільності (R-прозорості речовини), а також від товщини ділянки організму, через яку проходять R-промені.

Щільність тканини визначається атомною вагою (числом) хімічного елемента, з якого побудована тканина. Що менша атомна вага елемента, тим менше поглинання R-променів (темна тінь легень). Тканина легень в основному складається із води (атомна вага Н – 1, а О – 16). І навпаки, тканини, які складаються із більш важких хімічних елементів (кістки складаються із кальцію, атомна вага якого 40) поглинають R-промені значно більше, і тому тінь буде світлою (менш інтенсивною) (див. рис. 5.3).

Залежно від щільності тканин розрізняють 4 ступені прозорості середовищ:

1. повітряна;
2. м'якотканинна;
3. кісткова;
4. металева.

Товщина органів може різко змінювати інтенсивність їх тіней. Вихідна доза R-випромінювання (після проходження через об'єкт) зменшується в

геометричній прогресії. Після проходження R-променів крізь тіло людини його пучок має різну енергію. Цей диференційований пучок R-випромінювання, що несе невидиме зображення структури об'єкта, називається променевим рельєфом. Він характеризується променевим контрастом інтенсивностей. Ступінь променевого контрасту залежить від різниці номерів хімічних елементів, що складають цей об'єкт дослідження (тобто від щільності). Наприклад, різниця щільностей м'яких ( $1 \text{ г/см}^3$ ) і кісткових тканин ( $1,9 \text{ г/см}^3$ ) велика, тому і виникає великий контраст R-променів. При малій товщині досліджуваного об'єкта для кращого зображення (при малих різницях щільності і товщини) використовують довгохвильове випромінювання (м'яке), а для дослідження кісток потрібно використовувати жорстке короткохвильове випромінювання.

Щільність внутрішніх органів людини приблизно однакова, тому природний контраст їх є слабо вираженим. В таких випадках для кращої інформативності використовують штучне контрастування, тобто в порожнину органа (шлунок, кишка) вводять R-контрастну речовину і виконують R-скопію чи R-графію. В результаті буде одержано чітке зображення порожнини шлунку (кишки).

Для зменшення променевого навантаження при R-скопії використовують електронно-оптичний підсилювач (ЕОП) сигналів, що дає можливість зменшити поглинену дозу в 17-20 разів. В цьому пристрої основну роль грають лінзи, які фокусують сигнали і покращують зображення дослідження об'єкта.

### **Контрастування**

Контрастна речовина – препарат, що вводиться в порожнистий орган, порожнину в організмі або кровотік і забезпечує контрастне підсилення при радіологічних методах дослідження. Використовується для візуалізації судинного русла внутрішнього рельєфу органів травної та сечовидільної системи, характеру накопичення та виведення контрастного препарату.

Штучні контрастні речовини за атомною вагою елементів мають відрізнятися від ваги тканин органів, тобто бути меншими або більшими. Таким чином, вони діляться на дві групи відповідно: негативні – з меншою атомною

вагою (повітря, кисень, азот) і позитивні – з більшою атомною вагою (барій, йод, бром) (див. табл. 5.1).

Табл. 5.1. Щільність речовин відносно R-випромінювання

Середовище	Щільність, гм/см <sup>3</sup>
<b>Організм людини</b>	
Повітря	0,0013
Жир	0,94
Вода	1
М'які тканини	1-1,09
Кістки	1,9
Звапнювання (кальцинати)	3,4
<b>Метали</b>	
Алюміній	2,7
Залізо	7,87
Свинець	11,34
<b>Контрастні речовини</b>	
O <sub>2</sub>	0,0014
CO <sub>2</sub>	0,0019
Дво- і три йодовані препарати	1,13-1,43
Барій сірчаноокислий	4,5

## 2.4

Лінійна томографія (класична томографія) - метод рентгенологічного дослідження, за допомогою якого можна отримати знімок шару, що лежить на певній глибині досліджуваного об'єкт. Даний вид дослідження заснований на переміщенні двох з трьох компонентів (рентгенівська трубка, рентгенівська плівка, об'єкт дослідження)

На відміну від звичайної R-графії та томографії замість плівки використовують детектори у вигляді кристалів (йодистий натрій) чи іонізаційні газові комірки (ксенон). Детектори сприймають різницю щільності структур менше ніж 1%, в той час як на R-плівці вона досягає 10%. Можливість же сприймати детекторами ослаблення R-випромінювання, а відповідно і його інтенсивність, перевищує можливості R-графії у 100 разів.

Спіральна КТ – рама з детекторами обертається навколо пацієнта.

Мультиспіральна КТ - по колу Гентрі розташовані не один, а два і більше ряди детекторів.

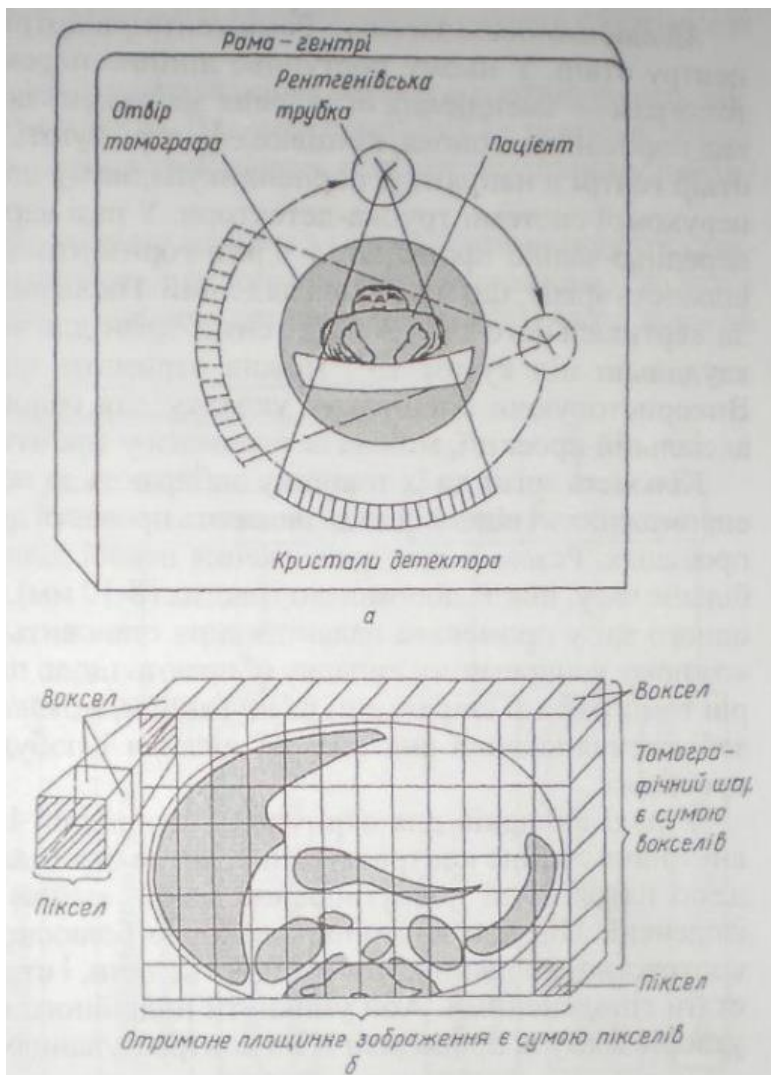
В основі методу КТ лежить модель математичної реконструкції R зображення об'єктів. Реконструкція відбувається шляхом обчислення ступеню ослаблення R-випромінювання на виході з тонкого шару досліджуваного об'єкту. Величина ослаблення пропорційна величині атомних номерів та електронній щільності елементів, що лежать на шляху вузького пучка R променя і залежить від його інтенсивності та від товщини об'єкта.

КТ складається з R-трубки, щілинних коліматорів, детекторів, які містяться в рамі Гентрі, стола для сканування, пульта керування, монітора і комп'ютера. У комп'ютері нагромаджуються та обробляються сигнали, що надходять із детекторів, відбувається цифрова реконструкція зображення, зберігається інформація, яка може передаватися на монітор, у камеру для фотографій та інші носії інформації.

R-трубка і детектори КТ утворюють систему, що рухається навколо відносно об'єкта. Вієлоподібний пучок R-променів внаслідок обертання трубки на 180 чи 360 градусів щоразу падає на нові ділянки досліджуваного шару, і досягаючи детекторів зумовлює електричний сигнал. Чим інтенсивніше R-випромінювання потрапляє на детектори, тим сильніший електричний сигнал вони посиляють на комп'ютер.

Методика дослідження. Рама Гентрі, в котрій містяться рентгенівська трубка та детектори має в центрі отвір. В ньому поступово лінійно переміщується стіл з пацієнтом.





## 2.5

Основний принцип одержання прямого аналогового R-зображення заключається в тому, що відображення об'єкта одержують на R-плівці точками, щільність яких залежить від ступеню поглинання об'єктом R-променів.

До непрямих аналогових технологій відносять зображення, які спочатку одержують на флюоресцентному екрані, потім підсилюють (яскравість збільшується в 1000 разів) і передається на монітор (скопія, графія або відеозображення). Недоліком цього методу є втрата якості зображення, а перевагою – зменшення дози опромінення.

Принцип одержання цифрового зображення у всіх приладах однаковий. Якщо на кожній площі аналогового зображення розрахувати середню щільність потемніння і поставити відповідно цій щільності цифрове значення, то

одержимо зображення у вигляді цифрової матриці. Одиниця площі цифрового зображення називається піксель.

Залежно від щільності тканин розрізняють 4 ступені прозорості середовищ:

1. повітряна; (темне)
2. м'якотканинна;
3. кісткова;
4. металева. (світле)

На сучасному етапі системи цифрової R-графії за принципом детектування R-випромінювання поділяється на чотири види:

1. Системи з оцифровкою R-електронного зображення з використанням підсилювачів (ЕОП, РЕОП).
2. Цифрова R-графія на запам'ятовуючих люмінофорах.
3. Цифрова R-графія на різних напівпровідникових детекторах.
4. Цифрова R-графія на основі газових камер.

Переваги цифрової рентгенографії. В цифрових системах є можливість одночасно одержувати зображення м'яких та щільних об'єктів з гарною якістю, тобто розпізнавати велике число градацій сірої шкали. Не необхідна плівка, данні легше зберігати.

## 2.6

Радіоактивність — це властивість радіонуклідів самочинно перетворюватися в атоми інших елементів (нукліди або радіонукліди) внаслідок переходу ядра з одного енергетичного стану в інший, що супроводжується ІВ.

Альфа-випромінювання – корпускулярне, воно утворюється при ядерних перетвореннях у вигляді позитивно заряджених частинок із двох протонів і двох нейтронів. Воно затримується декількома см повітря. Не проникає через невражену шкіру, але при проникненні всередину організму (через повітря або рану) може бути надзвичайно небезпечним – пошкоджує клітини і тканини організму.

Бета-випромінювання (також корпускулярне) – це потік негативно заряджених електронів. Воно має велику проникаючу здатність через одяг в шкіру на 1-2 мм, а якщо без одягу, то промені пошкоджують шкіру і проникають на глибину 1-2 см. Гама-випромінювання – це електромагнітне випромінювання дуже коротких хвиль високих частот. Виникає під час ядерних перетворень. Гама промені як і рентгенівські мають високу просторову роздільну здатність, захиститися від нього можна лише за допомогою товстої маси свинцю та алюмінію.

Для діагностики використовують гама промені 50-300 кЕв. Наприклад,  $^{99}\text{Tc}$  має 140 кЕв.

Гама-випромінювання виникає під час перетворення радіоактивних ядер, або під час взаємодії швидких заряджених частинок із речовиною. Ідеальна для візуалізації енергія гама-випромінювання – це 50-300 кеВ. Наприклад,  $^{99}\text{Tc}$  випромінює фотони з енергією 140 кеВ.

Гальмівне випромінювання – це фотонне випромінювання, що виникає в разі зменшення кінетичної енергії (електрон переходить на дальшу від ядра орбіту) частинок внаслідок гальмування (в R-трубці або прискорювачі електронів).

Характеристичне випромінювання – це енергія прискорених катодом в R-трубці електронів, які вибивають електрони з атомів аноду металу, з якого зроблений анод.

Рентгенівське випромінювання (R-випромінювання) – це сукупність гальмівного та характеристичного випромінювань, яке одержують в рентгенівській трубці (R-трубці)

R-промені мають дуже велику енергію, тому можуть проникати скрізь тканини, викликати свічення люмінофору там розклад галогідів срібла.

Одиницею поглинутої дози в системі одиниць СІ є грей (Гр), а позасистемною - рад;  $1 \text{ Гр} = 1 \text{ Дж/кг} = 100 \text{ рад}$ .

Одиницею еквівалентної дози опромінення в системі СІ є зіверт (Зв):  $1 \text{ Зв} = 100 \text{ бер}$ . Бер (біологічний еквівалент рада) - позасистемна одиниця Н.

За одиницю експозиційної дози приймають кулон на кілограм (Кл/кг). Застосовується також позасистемна одиниця - рентген (Р);  $1 \text{ Р} = 2,58 \cdot 10^{-4} \text{ Кл/кг}$ .

## **2.7 РПФ. Радіотоксичність. Групи опромінених. Основні параметри характеристики РПФ (ізоотоп, енергія, тропність, променеве навантаження(на прикладі будь якого ізоотопу))**

Джерелом радіонуклідного випромінювання є радіонуклідні фармакологічні препарати (радіофармпрепарати, РФП). РФП – це хімічні сполуки, які складаються з ізотопа та носія препарату, як правило білка. Перед радіонуклідним дослідженням пацієнту вводять РФП, який надходить в досліджуваний орган і розповсюджується по капілярах.

Основними джерелами одержання РФП медичного призначення є атомний реактор, циклотрон, радіонуклідні генератори. У медичні заклади РФП надходить із спеціальними паспортами, в яких подані їх основні характеристики (активність, об'єм, термін використання).

Виокремлюють три основні групи РФП – органотропні, туморотропні (пухлинні), а також ті, для яких характерне виражене селективне накопичення в організмі. **Органотропність(властивість вибірково впливати на орган)** може бути направленою, коли РФП синтезують спеціально для дослідження певного органу, в якому вони найбільш накопичуються, а також опосередкованою, коли РФП тимчасово концентрується на шляхах виведення з організму. Туморотропними називають РФП, що вибірково накопичуються в пухлинах незалежно від їхньої локалізації та гістологічної структури.

**Радіотоксичність** – здатність РФП за рахунок випромінювання спричиняти більше чи менше виражені патологічні зміни в разі потрапляння чи введення їх в організм.

Усі радіоактивні речовини як потенціальні джерела опромінювання за ступенем радіаційної безпеки поділяються на чотири групи:

- група А – радіонукліди з особливо високою радіотоксичністю (в радіонуклідній діагностиці не використовують);
- група Б – радіонукліди з високою радіотоксичністю (I-125, I-131, Sr-90);
- група В – радіонукліди із середньою радіотоксичністю (Na-24, P-32, K-42, Co-57, I-132);
- група Г – радіонукліди із низькою радіотоксичністю (Cr-51, Ga-67, Cu-64).

Ізотопи — нукліди(загальна назва атомів і ядер) одного і того самого хімічного елементу, які мають різну кількість нейтронів, а, отже, різну атомну масу.

Променеве навантаження – еквівалентна доза опромінення ізотопом на орган.

Приклади ізотопів

Ізотоп	E, кеВ	Tфіз-1/2	Носій (сполука)	Критичний орган	Променеве навантаження, мЗв
Tс-99m	140	6 год	Альбумін	Легені, щитовидна залоза, статеві залози	0,092
I-131	364	8 діб	Натрій йодид, альбумін	Легені	1,8
				щитовидна залоза,	570
				статеві залози	0,06
Xe-133	81	5,3 діб	NaCl	Легені	0,011
				статеві залози	0,0003

## 2.8 Біодія РПФ на організм. Види опромінення і їх одиниці. Дозиметрія. Допустимі дози опромінення для пацієнтів і здорових. Законодавчі міри захисту від опромінення.

**Біодія.** Пошкоджуюча дія полягає в наступному: збудження атомів тканин, іонізація, розпад молекул, утворення високоактивних вільних радикалів і перекислів, порушення обміну речовин і пошкодження молекул. В першу чергу страждають структури ДНК і РНК, гальмується ріст і ділення клітин, наступають дистрофічні процеси і загибель клітин. Крім того, можуть пошкоджуватися хромосоми, що приводить до генетичної патології (тобто спадковість хвороб, навіть через декілька поколінь).

Негативна пошкоджуюча дія іонізуючого випромінювання визначається за поглинутою дозою і ступенем радіочутливості тканин. В цьому аспекті більш чутливими до променевих пошкоджень є активно проліферуючі (малодиференційовані) тканини – лімфоїдна, кровотворна, мозок, статеві клітини; ніж високо диференційовані (кістки, хрящі, м'язи, жир).

## Допустимі дози

Табл. 6.2. Основні дозові межі опромінення (мЗв/рік)

Медпрацівники	Кров, статеві клітини	М'язи, нирки, легені	Шкіра, кістки
Категорія А (працюють з РФП)	50	150	300
Категорія Б (не працюють з РФП)	5	15	30

Табл. 6.3. Максимально допустимі дози опромінення для пацієнтів (мЗв/рік)

Органи	<u>Онкохворі</u>	<u>Неонкохворі</u>	<u>Профогляди</u>
Все тіло	250	50	5
<u>Гонади</u> , кістковий мозок, легені	750	150	15
Кістки, шкіра	1500	300	30

## Законодавчі вимоги і міри захисту відносно іонізаційного випромінювання

Робота радіологічних лабораторій регламентується спеціальними вимогами (НРБУ-97), а також методичними рекомендаціями з рівня індивідуальних ефективних доз опромінення пацієнтів при рентген- і радіонуклідній діагностиці від 24.03.1995 р.

Міри захисту від іонізуючого опромінення пацієнтів і медпрацівників поділяються на дві категорії: загальні та індивідуальні.

До загальних належать спеціальні вимоги до проектування, будівництва та експлуатації радіологічних кабінетів та лабораторій. Вони включають ізолюваність приміщень, використання захисних будматеріалів від радіації (просвинцовані матеріали, бар'єва штукатурка та ін.). Крім цього, до загальних способів належать організаційні заходи: дотримання вимог до призначення

діагностичних обстежень, контроль роботи радіологічних лабораторій, а також недопущення до роботи в них хворих людей, вагітних жінок, а також осіб до 18 років.

Індивідуальні міри захисту включають використання індивідуальних захисних предметів при радіологічних дослідженнях (квартухи, рукавиці, килимки, серветки), індивідуальних дозиметрів для медпрацівників. Показники дозиметрів перевіряються санстанцією один раз на квартал відносно не перевищення допустимих доз.

### **Види опромінення і їх одиниці**

Опромінення - вплив випромінювань (інфрачервоного, ультрафіолетового, іонізуючого) на речовину або біологічні об'єкти. Одиниці - Зв

- **зовнішнє** – від джерела котре розташовано зовні
- **внутрішнє** – як наслідок розпаду інкорпорованих в органах та тканинах радіоактивних речовин.

**Дозиметрія** - це визначення кількості і якості іонізуючих випромінювань.

**Дозою** іонізуючих випромінювань називається енергія, передана випромінюванням елементарному об'єму або масі опромінюваної речовини.

**Експозиційна доза** (фотонного рентгенівського і гама-випромінювань)/ДО/- це кількісна характеристика випромінювань, основана на їх здатності іонізувати повітря. За одиницю експозиційної дози в системі СІ прийнята така доза, яка в 1 кг сухого повітря утворює іони, що несуть заряд 1 Кл кожного знаку - Кл/кг. Позасистемна одиниця експозиційної дози - рентген (Р).

**Поглинута доза випромінювання (Д)** - енергія випромінювання, поглинута одиницею маси опромінюваного середовища. В системі СІ одиницею поглинутої дози є Грей[4] (Гр), що дорівнює 1 Дж/кг.

**Еквівалентна доза опромінення (Н)**- Зіверт[5] (Зв) - це така поглинута доза будь-якого виду іонізуючого випромінювання, яка викликає такий же біологічний ефект, як 1 Гр поглинутої дози рентгенівського або гамма-випромінювань (Дж/кг);

**Індивідуальна доза опромінення** -це сума еквівалентних доз опромінення, яку людина отримує за певний період її життя.



## **2.9 Прилади для радіонуклідних досліджень. Методи цих досліджень. Радіометрія, радіографія. Принцип цих методів і діагностичне значення.**

### **Прилади для радіонуклідних досліджень**

За медико-функціональним призначенням виокремлюють три групи діагностичних приладів:

- до першої групи належать радіометри, призначені для вимірювання кількісного накопичення гамма- та бета- випромінюючих РФП в органах і тканинах, реєстрацію вмісту радіоактивних речовин у біологічних пробах та лічильники випромінювання радіоактивності всього тіла.

- до другої групи належать радіографи або хронографи, що застосовуються для дослідження динаміки розподілу РФП в організмі протягом якогось часу.

- третя група приладів призначена для дослідження просторових характеристик розподілу РФП та отримання двомірного площинного зображення органа. Сюди належать сканери і гамма-камери.

В сканері використовується рухомий детектор, що забезпечує отримання гамма-топографічної картини розподілу в органі методом механічного сканування (за типом друкарської машини), а в гамма-камері використовується нерухомий детектор великого розміру, що дозволяє зареєструвати спалахи ізотопу з усього органу миттєво (як фотокамера).

Детектор слугує для реєстрації випромінювання. В ньому енергія випромінювання перетворюється на електричний струм, який посилюється і реєструється електронними приладами. Реєстрацію бета-випромінювання здійснюють газорозрядними та напівпровідниковими детекторами, гама-випромінювання реєструють за допомогою сцинтиляційних лічильників.

Реєстрація радіонуклідної інформації може здійснюватися трьома способами:

- вимірювання кількості імпульсів (радіометром);
- вимірювання динаміки рівня випромінювання в часі у виді кривої активності (радіографом);
- отримання просторового двомірного зображення гамма-випромінювання РФП в органі (сканером або гамма-камерою).

За типами детекторів **сканери** поділяються на одно- і багатосенсорні. Різновидом одно сенсорного сканера є лінійний сканер. Його детектор має поле зору у вигляді лінії, спрямованої у напрямку переміщення детектора. У двосенсорних сканерах детектори розташовані з обох боків досліджуваного об'єкту і мають загальну вісь симетрії. Така конструкція дозволяє підвищити чутливість приладу. У сканерах застосовують сцинтиляційні детектори з кристалами NaI, діаметр яких 50-80 мм і висота 20-40 мм, що забезпечує високу чутливість дослідження.

**Методика сканування.** Перед дослідженням пацієнту вводять тропний РФП і відповідний орган розміщують під сенсором. Механізм сканера переміщує сенсор над органом за принципом друкарської машинки (по рядках) і реєструється кількість спалахів. Тривалість дослідження складає 20-40 хв і вимагає нерухомої пози пацієнта.

**Гамма-камера.** Гамма-камера на відміну від сканера дозволяє одержати картину гамма-випромінювання миттєво і з усієї площі органа. Гамма-камера складається із кількох основних частин: детектуючої (сенсорної) головки, коліматора, штативного пристрою та пульта керування. Сцинтиляційний детектор та блок помножувачів оточені свинцевою оболонкою для захисту.

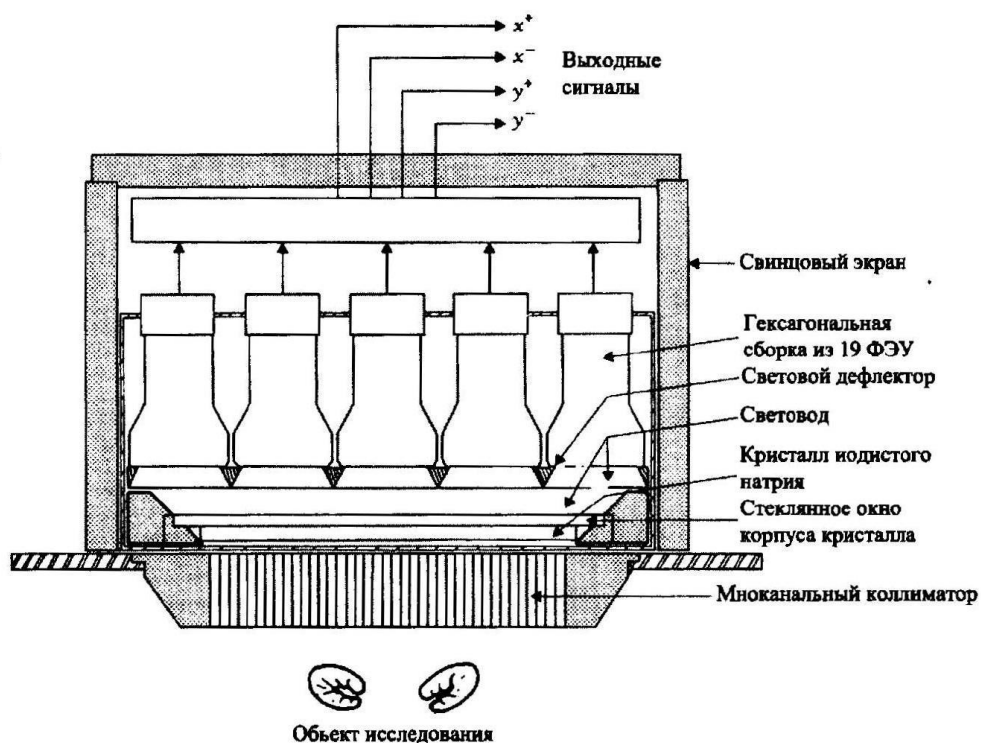


Рис. 6.1. Поперечний розріз гамма-камери

Коліматор являє собою металеву пластину (сплав) з вертикальними паралельними каналами, які направляють випромінювання на досліджуваний орган. При цьому розсіювані промені відсікаються, а також поглинаються промені низької та високої потужності. Розмір коліматора повинен відповідати розміру досліджуваного органа.

Сенсором в гамма-камері є спеціально вирощений кристал із NaI (натрій йодид) або Tl (талій). Його максимальний розмір складає 60 см. Призначення цього кристалу – перетворення гамма-випромінювання на електричні імпульси у виді спалахів, які реєструються комп'ютером або на плівці.

Дослідження в гамма-камері називається сцинтиграфією.

*Методика сцинтиграфії.* Перед дослідженням пацієнту вводять тропний РФП. Через певний час пацієнта поміщають в гамма-камеру й проводять реєстрацію випромінювання в досліджуваному органі. Тропність (вибірковість)

РФП визначається ізотопом або його носієм. Таким чином, одержують вибіркоче накопичення ізотопу в потрібному (досліджуваному) органі. Реєстрація спалахів проводиться на спец-плівці або у комп'ютері.

Розрізняють статичне зображення сцинтиграфії (для вивчення структури і морфології) і динамічні види зображень (безперервна або через невеликі інтервали часу реєстрація для вивчення функції).

*Оцінка результатів сцинтиграфії.* Можуть бути декілька варіантів результатів дослідження. При відсутності захворювань РФП рівномірно розташовується по органу відповідно капілярному кровотоку. При наявності захворювання можуть бути два типи порушень: зменшення накопичення РФП в зоні враження органа називається холодним вогнищем (доброякісні пухлини, кісти); збільшення накопичення – гарячим вогнищем (запалення, кровотеча, рак). Таким чином, характер накопичення РФП визначається станом капілярного кровотоку залежно від характеру патологічного процесу в органі. Потрібно зазначити, що після введення РФП його молекула тромбує (закупорює) один з тисячі капілярів, що практично не впливає на функцію органу і самопочуття пацієнта.

**Радіометрія** - сукупність методів вимірювання активності джерел іонізуючого випромінювання. Базується на різних фізичних ефектах, що виникають при впливі випромінювання на речовина - люмінесценція, іонізація, освіта видимих слідів і т. Д.

Радіографія— галузь науки, яка займається використанням радіації (зокрема рентгенівських променів) для отримання зображень на фотоплівці або флуоресцентному екрані. Рентгенівські промені по-різному проходять крізь матерію відповідно до її природі, щільності і товщині. Промені можуть залишати сліди на фотоплівці, у результаті чого виходить рентгенівський знімок. Це явище широке застосовується в медицині для вивчення кісток і тканин.

Принципи радіографії

Подібно до того, як на звичайній фотоплівці створюється темне зображення при опроміненні світлом, на радіографічeskой плівці створюється зображення при опроміненні її іонізуючим випромінюванням. В обох випадках метод створення зображення однаковий.

Обидві плівки містять шар броміду срібла, який перетворюється в металеве срібло, коли іонізуюче випромінювання взаємодіє з ним. Щільність виробленого срібла залежить від іонізуючого випромінювання, що взаємодіє з плівкою. Тому для радіографічeskой плівки, коли об'єкт зі змінною щільністю (наприклад, рука) розміщений між рентгенівським джерелом і плівкою, щільність вироблюваного срібла залежить від ступеня ослаблення рентгенівських променів в об'єкті. Після проявлення плівки видно різні щільності срібла, і це виражається у вигляді ступеня почорніння плівки.

#### 2.10 Сканер, гамакамера та відповідні методи дослідження. Сцинтиграфія, її види. Принцип методів та оцінка результатів. Значення для діагностики.

За типами детекторів **сканери** поділяються на одно- і багатосенсорні. Різновидом одно сенсорного сканера є лінійний сканер. Його детектор має поле зору у вигляді лінії, спрямованої у напрямку переміщення детектора. У двосенсорних сканерах детектори розташовані з обох боків досліджуваного об'єкту і мають загальну вісь симетрії. Така конструкція дозволяє підвищити чутливість приладу. У сканерах застосовують сцинтиляційні детектори з кристалами NaI, діаметр яких 50-80 мм і висота 20-40 мм, що забезпечує високу чутливість дослідження.

**Методика сканування.** Перед дослідженням пацієнту вводять тропний РФП і відповідний орган розміщують під сенсором. Механізм сканера переміщує сенсор над органом за принципом друкарської машинки (по рядках) і реєструється кількість спалахів. Тривалість дослідження складає 20-40 хв і вимагає нерухомої пози пацієнта.

**Гамма-камера.** Гамма-камера на відміну від сканера дозволяє одержати картину гамма-випромінювання миттєво і з усієї площі органа. Гамма-камера складається із кількох основних частин: детектуючої (сенсорної) головки, коліматора, штативного пристрою та пульта керування. Сцинтиляційний детектор та блок помножувачів оточені свинцевою оболонкою для захисту.

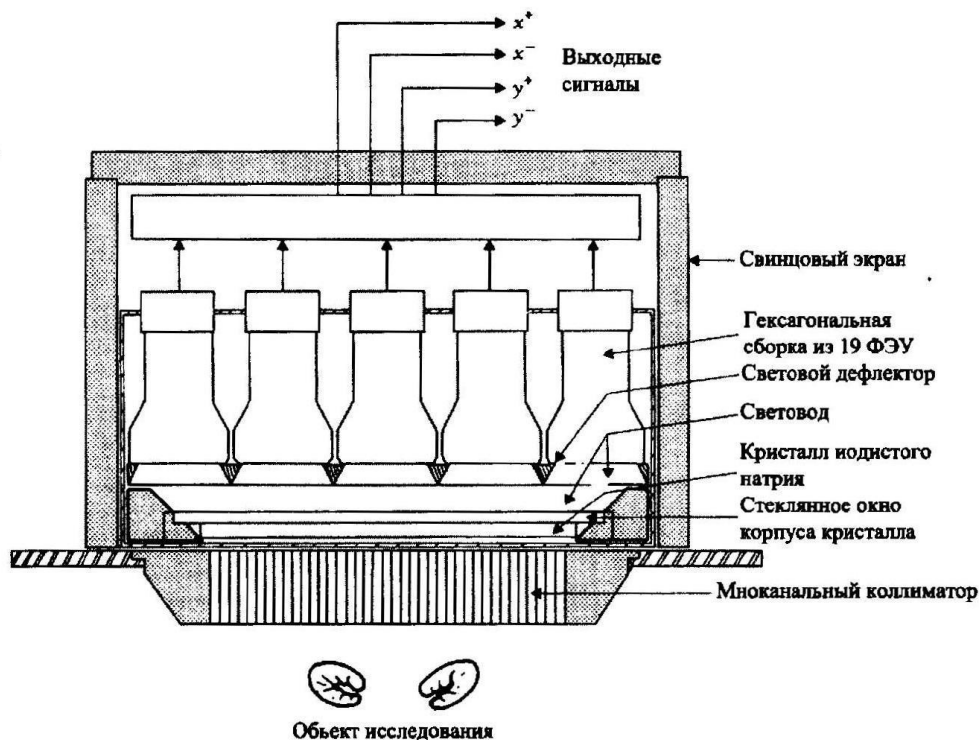


Рис. 6.1. Поперечний розріз гамма-камери

Коліматор являє собою металеву пластину (сплав) з вертикальними паралельними каналами, які направляють випромінювання на досліджуваний орган. При цьому розсіявані промені відсікаються, а також поглинаються промені низької та високої потужності. Розмір коліматора повинен відповідати розміру досліджуваного органа.

Сенсором в гамма-камері є спеціально вирощений кристал із NaI (натрій йодид) або Tl (талій). Його максимальний розмір складає 60 см. Призначення цього кристалу – перетворення гамма-випромінювання на електричні імпульси у виді спалахів, які реєструються комп'ютером або на плівці.

### **Дослідження в гамма-камері називається сцинтиграфією.**

*Методика сцинтиграфії.* Перед дослідженням пацієнту вводять тропний РФП. Через певний час пацієнта поміщають в гамма-камеру й проводять реєстрацію випромінювання в досліджуваному органі. Тропність (вибірковість) РФП визначається ізотопом або його носієм. Таким чином, одержують вибіркоче накопичення ізотопу в потрібному (досліджуваному) органі. Реєстрація спалахів проводиться на спец-плівці або у комп'ютері.

Розрізняють статичне зображення сцинтиграфії (для вивчення структури і морфології) і динамічні види зображень (безперервна або через невеликі інтервали часу реєстрація для вивчення функції).

*Оцінка результатів сцинтиграфії.* Можуть бути декілька варіантів результатів дослідження. При відсутності захворювань РФП рівномірно розташовується по органу відповідно капілярному кровотоку. При наявності

захворювання можуть бути два типи порушень: зменшення накопичення РФП в зоні враження органа називається холодним вогнищем (доброякісні пухлини, кісти); збільшення накопичення – гарячим вогнищем (запалення, кровотеча, рак). Таким чином, характер накопичення РФП визначається станом капілярного кровотоку залежно від характеру патологічного процесу в органі. **Потрібно зазначити, що після введення РФП його молекула тромбує (закупорює) один з тисячі капілярів, що практично не впливає на функцію органу і самопочуття пацієнта.**

Значення для діагностики походу виділене зверху...

### 3.1 Об'єкти для лабораторних досліджень пацієнтів(клітини і біорідини).

#### Ендогенні та екзогенні показники біорідин. Технологія дослідження біорідин (схема).

Клінічна лабораторна діагностика вивчає взаємозв'язок між фізіологічними і патологічними процесами, з одного боку, та з клітинами та хімічним складом біологічних рідин – з іншого. **Об'єктом для дослідження є клітинний й хімічний склад біологічних рідин пацієнта.** Таким чином, виявляються відхилення від фізіологічної норми і встановлюється діагноз захворювання.

Більшість хімічних і клітинних показників біологічних рідин, що вивчаються, мають **ендогенне походження**, тобто утворюються в організмі. Це метаболіти обміну речовин, ферменти, активатори й інгібітори, антитіла, гормони, імунні показники, клітини крові. Крім ендогенних, вивчають й **екзогенні фактори**, які потрапили в організм і могли спричинити захворювання. Ними можуть бути бактерії, віруси, грибки, глисти, алергени, а також токсини, метали, ліки.

**Технологія (методика) проведення лабораторного аналізу** включає такі операції (рис. 9.1):

- пробопідготовка (підготовка апаратури);
- взяття БР (регламентоване особливими методиками);
- доставка і зберігання матеріалу (спеціальні правила, які можуть включати консервацію, заморожування);
- підготування біопроб до аналізу;
- проведення дослідження;
- формування результату.

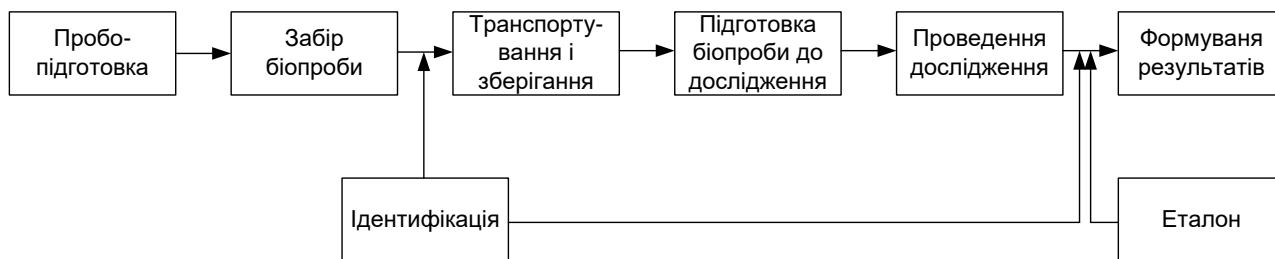


Рис. 9.1.

### 3.2 Фотометрія( абсорбційна і асорбційна спектрометрія). Принцип і суть метода.

#### БР- це біорідина

**Фотометрія** (ФМ) – походить від грецького photos – світло, metreo – вимірювати. Спочатку ФМ була якісною – роль реєстрації світлової енергії відтворювалась людським оком, - воно (око) високочутливе до зеленого кольору, а до інших кольорів – слабкочутливе. При слабких світлових потоках спектральна характеристика практично неможлива (тим більше – кількісна).

Перехід до кількісних показників ФМ став можливим завдяки фотоелементам, фотоопірним пристроям і фотопомножувачам. Точність ФМ різко зросла в  $10^4 - 10^6$  разів. Результат дослідження оцінюється за ступенем почорніння фотопластинки.

Оптичний фотометр складається із світлоприймача, підсилювача і реєстратора (гальванометр або осцилограф). На відміну від нього візуальний фотометр складається із джерела світла, світлофільтра і світлорозподільного пристрою для одержання двох однакових потоків світла. **В один з них розміщують кювету з досліджуваною біорідину, а в інший – стандарт. Калібруючий пристрій дозволяє порівнювати інтенсивність досліджуваного зразка зі стандартом, а через скло лаборант може регулювати яскравість обох потоків.(суть помоєму)**

ФМ-чні методи аналізу допомагають визначити в БР не тільки деякі хімічні елементи, але й певні сполуки (вітаміни, гормони, ферменти). Ці методи застосовуються як для якісного, так і кількісного аналізу БР.

Найбільш обширну групу ФМ-чних методів складають способи, засновані на реєстрації інтегрального і вибіркового *поглинання спектрів світла*. До неї входять:

- абсорбційна ФМ (поглинання монохроматичного світла);



- абсорбційна спектрофотометрія (поглинання окремих кольорів світла, рис. 9.2);

- фотоколориметрія (метод оцінки ступеню ослаблення потоку випромінювання, що пройшов шар поглинаючої речовини БР).

В лабораторній діагностиці, крім названих методів, заснованих на **принципі поглинання світла**, використовуються властивість БР *розсіювати світло*. БР, що мають речовини з макромолекулами низької і великої прозорості (мутні середовища), краще досліджувати останніми методами (денситометрія, нефелометрія).

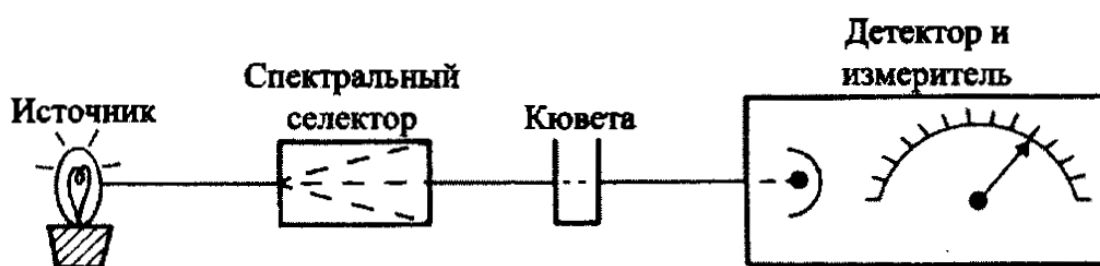


Рис. 9.2. Блок-схема спектрофотометра.

### 3.3. Люмінесцентна фотометрія (природна і штучна). Принцип і суть методів.

**Люмінесценція** від лат. *luminis* – випромінювання, світло. Це надлишкове випромінювання речовини. Поділяється на *фотолюмінісценцію* (збудж. світлом) і *хемолюмінісценцію* (збудж. екзогенними хім. речовинами).

**Штучна** люмінесценція відбувається внаслідок фарбування біологічної рідини (БР) флюорохромами. **Природну** властивість до люмінесценції у видимій області спектру мають деякі пігменти (хлорофіл, ліпохроми), вітаміни, алкалоїди (хінін), антибіотики (тетрациклін) і певні токсичні речовини. Частіше при люмінесцентному аналізі використовують штучну люмінесценцію.

В якості джерела освітлення при ЛФМ використовують ультрафіолетові промені (ртутно-кварцеві, водневі лампи) або звичайне (лампи розжарювання) освітлення. Для підбору необхідного спектру світла використовують різні світлофільтри.

ЛФМ має високу чутливість. Так, фарбник флюоресцеїн може бути виявлений при концентрації в розчині  $10^{-8}$  ммоль/л. А в спектрофотометрі – в концентрації  $10^{-6}$  ммоль/л.

Розрахунок вмісту певної речовини в БР проводиться за принципом: інтенсивність люмінесценції зразка пропорційна концентрації її в досліджуваній біорідині.

Необхідно зазначити, що деякі речовини, що погано фарбуються (білки, амінокислоти, вуглеводи), дають широку полосу (спектр) люмінесценції, тобто малоінформативне дослідження. Тому їх ідентифікація складна і неточна. В таких випадках біоматеріал заморожують до -100 градусів °C, при цьому спектр люмінесценції звужується, що дає можливість уточнити результат.

### **3.4 Хроматографія (рідинно-рідинна і твердорідинна). Принцип і суть метода.**

Хроматографія (від слова chroma – колір, фарбування) – це група методів, за допомогою яких розділяють суміші речовин БР на компоненти. Для цього застосовують різниці в швидкості руху речовин суміші в рухомій та нерухомій фазах. В якості нерухомої фази використовують воду, а рухомої – спеціальні рідини (фенол, спирт).

**Рідинно-рідинна хроматографія** проводиться на фільтрувальному папері, волокна якого утримують воду (нерухома фаза). При цьому, компоненти суміші рухаються в один бік – в напрямку всмоктування нерухомою фазою. В результаті дослідження полоси розділених речовин на папері забарвлюються певним кольором і стають помітними для реєстрації.

В **твердо-рідинній хроматографії** використовують адсорбційні властивості твердих матеріалів (силікагель, вугілля, пористе скло або плівка). Крім того, є іонно-обмінна хроматографія – за рахунок обміну іонами між компонентами суміші й сорбентом (смола) відбувається розділ суміші БР на окремі речовини різного кольору.

### **3.5 Газова хроматографія. Апарат і методика.**

При цьому біорідина переводиться в газоподібний стан. Основною перевагою метода газової хроматографії є швидкість розділення, високі чутливість і роздільна здатність. Рухомою фазою є газ, а нерухомою – сорбент (наповнювач колонок целіт). БР випаровують при температурі бл. 500 °C, змішують з газом і при високій температурі його потоки проносяться через газову колонку разом з компонентами БР. Реєстрація результатів аналізу проводиться детектором хроматографа (у вигляді електричного сигналу пропорційно кількості речовини в потоці газу, рис 9.3).

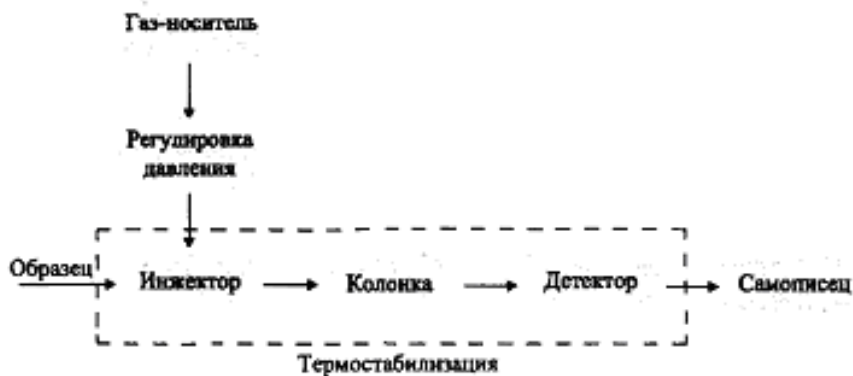


Рис. 9.3. Блок-схема газорідинного хроматографа

Функції основних складових газового хроматографа наступні.

Інжектор – через нього 2-5 мл розчину БР, розчиненої летучим розчинником при високій температурі миттєво випаровується. Потік інертного газу (азот, гелій) направляється вниз по газовій колонці.

Колонка – вона у вигляді трубки довжиною 1 м і діаметром 7 мм, всередині покрита спеціальною речовиною (сорбентом). По ходу трубки температура поступово підвищується (програмактором), відповідно температурі по ходу колонки фіксуються певні компоненти БР. Детектор, розташований на кінці колонки, перетворює властивості (показники) відповідної речовини (за іонами чи за температурою) в електричний сигнал.

Самописець: по осі Х відкладається час, а по Y – інтенсивність сигналу детектора (рис. 9.4).

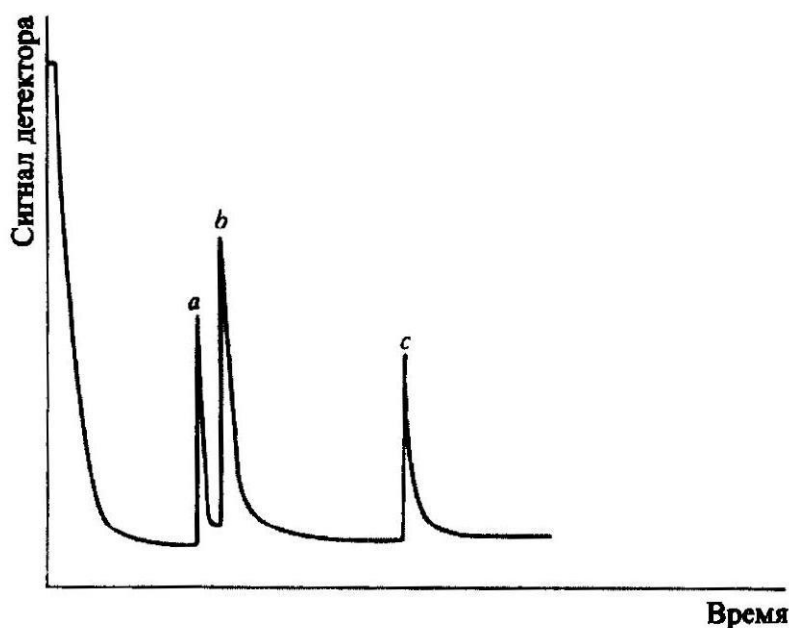


Рис. 9.4. Хроматограма газорідинного хроматографа для аналізу рівня в крові фенobarбіталу (пік а) і фенітоїну (пік с). Пік b відповідає рівню гептабарбіталу (внутрішній стандарт).

Таким чином, хроматограма показує як кількість компонента суміші, так і час утримання (важливо для диференціації з іншими речовинами), порівнюючи зі стандартом.

Газо-рідинна хроматографія має низку переваг: швидкість дослідження (аналізу), вимагає малий об'єм зразку, висока чутливість, це дослідження може бути виконане лише за 15 хв, маючи всього лише 1 мл зразку. Чутливість метода бл. 1 нг речовини.

### **3.6 Радіонуклідний метод дослідження біорідин. Суть і принцип метода. Методика дослідження.**

Базується на введенні радіоізоотопів в БР, і при вивченні їх переміщення і концентрації цей метод дозволяє одержати інформацію про склад і структуру досліджуваного зразку і матеріалу. Основною перевагою радіоізоотопного метода є те, що він не порушує характер хімічної рівноваги в БР.

Реєстрація радіоізоотопного випромінювання може проводитися різними методами – радіометрією, фотометрією, денситометрією, гама-резонансною спектроскопією, флуоресцентним аналізом (цей найбільш доступний і розповсюджений).

Радіоізоотоп підбирається з врахуванням тропності до певних речовин або клітин і, таким чином, досліджують склад БР або поведінку окремих її частинок.

#### **Радіоімунні (in vitro) методи діагностики**

З 1982 р. в клініках почали використовувати методики in vitro діагностики, що стало революційним стрибком в променевій діагностиці. Принцип радіоімунного методу базується на конкуренції речовин за поєднання зі специфічною сприймаючою системою. В конкуренції приймають участь речовина, яку бажають виявити, і аналогічна їй речовина, але мічена радіонуклідом.

Для виконання in vitro досліджень випускають стандартні набори реагентів, кожний з яких призначений для виявлення концентрації певної речовини. В якості мітки частіше використовують  $\gamma$ - випромінювач  $^{125}\text{I}$ , або  $\beta$ -випромінювач  $^3\text{H}$ .

При виконанні in vitro методики потрібно використовувати розчин, в яких міченого антигену завжди більше, ніж антитіл. В такому випадку відбувається боротьба міченого і не міченого антигенів за володіння зв'язком з антитілом. Антитіла повинні бути максимально специфічними, тобто реагувати тільки з досліджуваним антигеном. Одночасно з визначенням концентрації речовини, що визначаються, у пацієнта, виконують в тих самих умовах і з тими ж самими наборами дослідження стандартної сироватки з завідомо встановленою концентрацією антигену, що визначається. Співставленням радіоактивності проби від

пацієнта з калібровочною кривою дозволяє визначити концентрацію речовини, що визначається, у пробі.

Радіонуклідний аналіз *in vitro* називають радіоімунним тому, що він базується на використанні імунних реакцій антиген-антитіло. Якщо в якості міченої субстанції використовують антитіло, аналіз називають імунорадіометричним, якщо в якості зв'язуючої системи беруть тканьові рецептори, то говорять про радіорецепторний аналіз.

### 3.7 Оптичний мікроскоп. Можливості збільшення. Схема приладу.

В оптичних мікроскопах (рис. 9.5) збільшення зображення створюється лінзами. Спочатку (XVII ст.) були однолінзові, а потім (XVIII ст.) – багатолінзові прилади, що дало можливість побачити окремі мікроорганізми і клітини. Подальше збільшення роздільної здатності мікроскопів обмежувалося абераційними властивостями лінз. В XIX ст. були винайдені ахроматичні лінзи і Луї Пастер зміг завдяки цьому виявити збудники багатьох інфекційних хвороб – тобто побачити в мікроскопі бактерії. Але, не дивлячись на це, оптичні мікроскопи можуть розпізнавати лише об'єкти, розмір яких перевищує довжину хвилі видимого світла – бл. 500 нм, що відповідає збільшенню в 2000 разів.

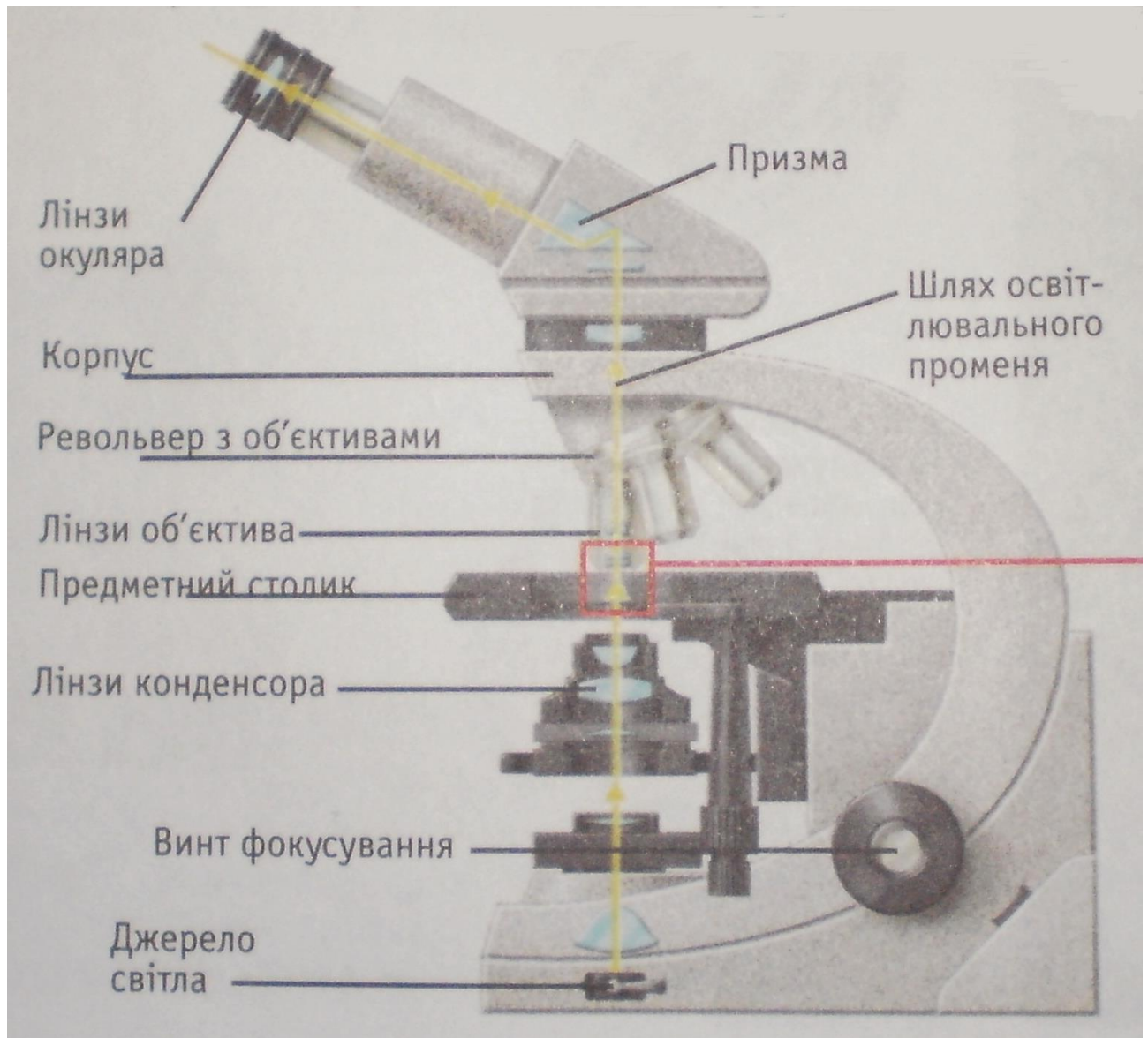


Рис. 9.5. Оптичний мікроскоп

### 3.8 Електронний міроскоп(схема). Принцип роботи і ступінь збільшення.

Вони дають можливість досягти збільшення аж у 200 000 разів. Зображення в них формується не світловими променями, а пучком електронів. Чим швидше рухаються електрони, тим коротше довжина їх хвилі й більше можливе збільшення. Електронні пучки фокусуються не скляними лінзами, а магнітними полями.

Існують два основні типи електронних мікроскопів – просвічувальний та сканувальний. Перший було розроблено в 1930 р. В ньому через тонкий зразок пропускається пучок електронів, який розсіюється тканинами зразка. Це дає змогу побачити деталі будови клітин і вірусів. Другі (1960 р.) сканують поверхню зразка сфокусованим пучком електронів. Цей пучок викидає електрони із зразка і генерує електричні сигнали, що дає змогу побудувати тривимірне зображення зразка на моніторі. Може збільшувати зображення в 13 000 разів.



Рис. 9.8. Просвічувальний електронний мікроскоп

В електронній гарматі електронного мікроскопа є вольфрамова нитка, що нагрівається до 2500 °С. Вона випромінює електрони, що прискорюються високовольтними електричними полями. Пучок електронів проходить через кільцеві електромагніти, що діють як лінзи і фокусують цей пучок у точці, де він проходить через зразок. Електрони пучка формують зображення, вдаряючись об люмінесцентний екран під зразком. Це зображення розглядається через лінзи окуляра, подібних до тих, що застосовуються в оптичних мікроскопах. Вакуум-насос відкачує повітря з мікроскопа, щоб молекули газів не розсіювали електрони.

Принцип роботи скануючого електронного мікроскопа показано на рис. 1. Сфокусований електронний промінь пробігає прямокутну ділянку зразка, внаслідок чого з



поверхні емітуються вторинні та пружно-відбиті електрони. Сигнали цих променів детектуються і направляються на синхронізовану скануючу розгортку монітора, утворюючи зображення поверхні в різних режимах променів. Ширина скануючої зони визначає величину збільшення зображення. Крім вторинних та пружно-відбитих променів аналізуються ще інші сигнали від інших детекторів, які знаходяться навколо камери мікроскопа.

В залежності від механізму реєстрації сигналу розрізняють декілька режимів роботи скануючого електронного мікроскопа: режим вторинних електронів, режим відбитих електронів, режим катодолюмінісценції і т.д,

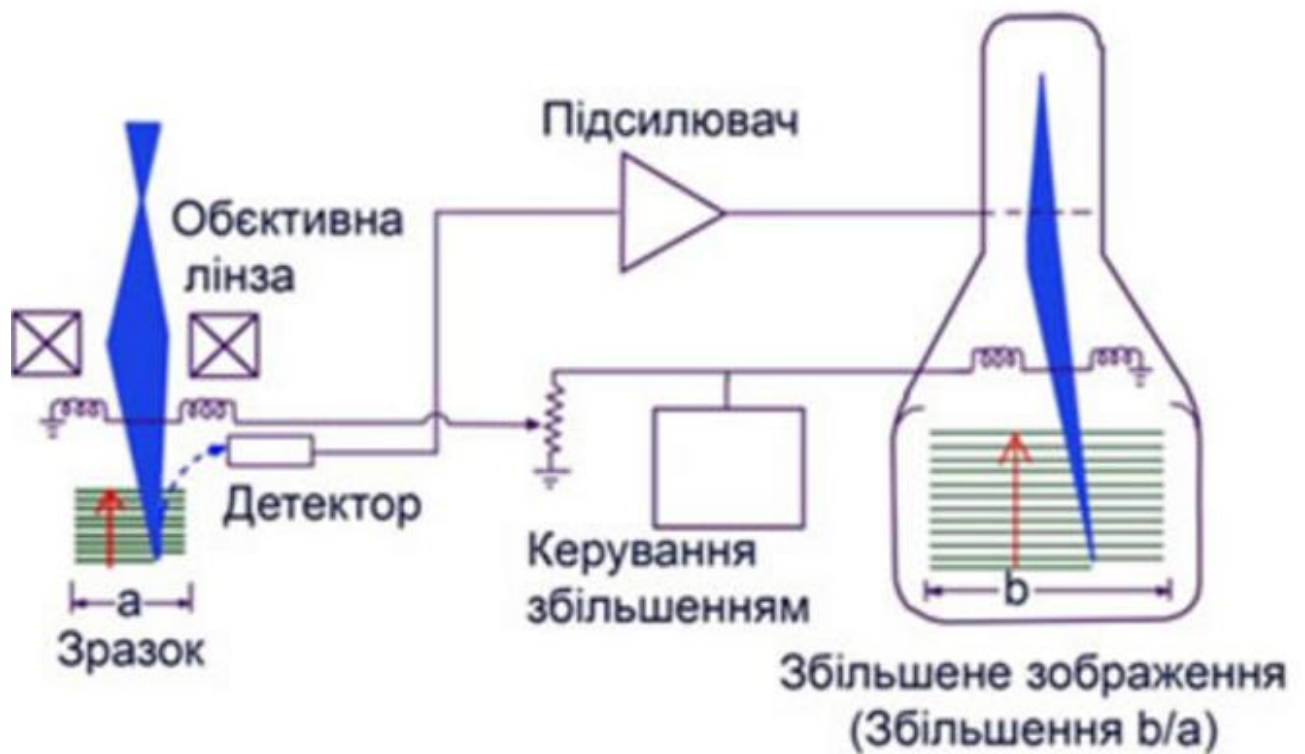


Рис. 1 Принцип роботи скануючого електронного мікроскопа



### 3.9 Оксигеметрія. Принцип методу. Датчики(схема). Практичне значення в діагностиці.

Оксигеметрія - фотометричний метод вимірювання ступеня насичення артеріальної крові киснем, тобто процентного вмісту в ній гемоглобіну у формі оксигемоглобіну. Оксигеметрія дозволяє судити, наскільки повно здійснюється оксигенація крові в легенях, так як вона дає об'єктивний показник ефективності зовнішнього дихання і кровообігу. Оксигеметрію використовують для виявлення гіпоксемической циркуляторної гіпоксії. Оксигеметрію виробляють спеціальними приладами – оксигеметрами

Оксигеметрія заснована на тому що оксигемоглобін у багато разів менше поглинає проходить через шар крові червоне світло, ніж відновлений гемоглобін (див.). Величину світлового потоку, що пройшов через шар крові, визначають за допомогою селенового фотоелемента, струм якого після посилення відхиляє стрілку індикаторного приладу пропорційно ступеня оксигенації крові. При безперервній оксигеметрії у людини вушної фотодатчик надають на верхню частину вушної раковини. Світло лампочки розжарювання проходить крізь товщу вушної раковини і потрапляє на фотоелемент. Повна артеріалізація крові досліджуваної ділянки вушної раковини настає після її прогрівання теплом освітлювальних лампочок датчика протягом 15 хв. Прогрів не повинен викликати опіку (особливо у хворого під наркозом у дітей). Показання оксигеметра з вушним датчиком відносні і залежать від вихідного положення стрілки приладу. Тому для точних вимірювань відсотка насичення крові киснем початкове положення стрілки приладу встановлюють на 96-97%, якщо здоровий досліджуваний дихає повітрям; при диханні того ж досліджуваного чистим киснем (протягом 3-4 хв.) стрілку приладу встановлюють на 100%. Для точної оксигеметрії у хворого з підозрою на недостатність ефективності зовнішнього дихання (наприклад, при емфіземі, декомпенсації кровообігу та ін) стрілку приладу початково встановлюють на величину, відповідну оксигенації проби артеріальної крові, взятої у хворого в момент дослідження. Цю величину визначають кюветним оксигеметром або апаратом Ван-Слайка. Кров для О. кюветним датчиком беруть з пальця руки, попередньо зігрітій гарячою водою для розширення капілярів шкіри. Кров збирають у посудину, наповнений вазеліновим маслом і антикоагулянт. В шприц, що містить 0,4 мл розбавляючого розчину (2% розчин кухонної солі, 0,3% розчин саліцилату натрію), набирають з-під олії 0,4 мл крові. Їх змішують без доступу повітря і вводять в кювету. Після цього виробляють О. При оксигеметрії проводять ряд функціональних проб (з переходом від дихання чистим киснем до дихання повітрям з дозованої м'язової роботою, із затримкою дихання і ін), під час яких визначають швидкість розвитку і ступінь вираженості гіпоксичного стану, а також враховують швидкість відновлення нормальної оксигенації крові після припинення функціональної проби. Зниження оксигенації нижче 93% вказує на гіпоксію.

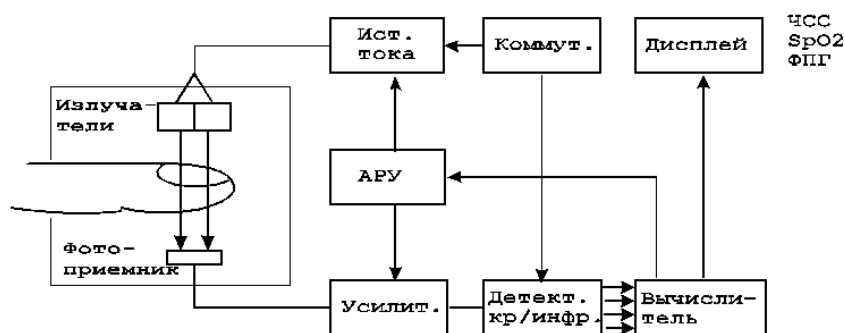


Рисунок 45 - Структурная схема пульсоксиметра

### **3.10 Дозиметри іонізуючого випромінювання. Принцип дії. Види за принципом дії. Практичне значення.**

Дозиметри іонізуючих випромінювань - прилади, призначені для вимірювання величини дози або потужності дози іонізуючого випромінювання здійснюватиме. Прилади, що вимірюють потужність дози іонізуючого випромінювання здійснюватиме, називають також Рентгенометри.

Дозиметри іонізуючих випромінювань працюють на основі врахування іонізаційного або люмінесцентного властивостей випромінювання. Основною складовою частиною іонізаційних дозиметрів іонізуючих випромінювань є іонізаційна камера або газорозрядна трубка з обмеженим обсягом газу або повітря. У стінці камери або трубки, а також в центрі їх розташовані електроди. У нормальному стані молекули і атоми газу електрично нейтральні, тому при додатку різниці потенціалів до електродів електричний струм через камеру не проходить. Якщо таку камеру помістити в зону дії іонізуючого випромінювання, то в ній відбувається іонізація газу з утворенням позитивно та негативно заряджених іонів, які після застосування різниці потенціалів будуть направлено переміщатися до електродів протилежного знака. Струм, що виникає в результаті спрямованого переміщення іонів в камері, називається іонізаційним і може бути виміряний спеціальним приладом - гальванометром або мікроамперметром.

При певних умовах іонізаційний струм пропорційний числу іонів і залежить від величини дози випромінювання, поглиненої в камері. У газорозрядних трубках, на відміну від іонізаційних камер, електрони, що утворюються при впливі випромінювань, набувають велику енергію і в свою чергу викликають іонізацію інших молекул і атомів газу. У зв'язку з цим первинна іонізація газу, обумовлена впливом випромінювань, значно посилюється і, отже, є можливість реєстрації дуже малих величин доз іонізуючого випромінювання здійснюватиме.

Дозиметри, засновані на принципі реєстрації світіння, що виникає в процесі переходу атома із збудженого стану в збудженому при опроміненні деяких речовин (люмінофорів), називаються люмінесцентними або сцинтиляційних. Спалахи світла у вигляді люмінофорів можна реєструвати спеціальними фотоелектронними множителями (ФЕУ). Спалахи світла у вигляді них перетворюються в електричні імпульси, які реєструються рахунковими пристроями.

Дозиметри іонізуючих випромінювань всіх типів мають, крім датчика (іонізаційна камера, газорозрядна трубка або люмінофор), що живить, перетворює і реєструє пристрою. Датчик може бути змонтований в одному блоці з перетворює і реєструючим пристроями. Деякі датчики мають невеликі розміри і призначаються для введення в порожнини тіла, наприклад в порожнину рота або сечового міхура. Такі датчики перед введенням піддають стерилізації або їх укладають в гумові балони. Пристрій живлення призначене для застосування різниці потенціалів на електроди. Портативні дозиметри іонізуючих випромінювань мають джерела живлення постійного струму у вигляді сухих елементів. Клінічні дозиметри іонізуючих випромінювань включаються в електричну мережу. Перед вимірами необхідно добре прогріти прилади протягом 20-30 хв., Щоб отримати стійкі показники вимірювань. Для вимірювання потужності дози випромінювання рентгенівських або гамма-апаратів необхідно встановити датчик в центрі робочого пучка випромінювання. Перетворює пристрій перетворює первинний ефект випромінювання в електричні імпульси. Пристрій, що реєструє - стрілочний прилад, градуйований або в одиницях дози, або в одиницях потужності дози, т. Е. В рентгенах, миллирентгенах, мікрорентгенах (р / год, р / хв, мр / год, мкр / сек). Дозиметри іонізуючих

випромінювань мають декілька діапазонів вимірювань, які встановлюються безпосередньо перед дослідженням. Вимірювання починають виробляти з максимального діапазону і поступово вибирають діапазон, який відповідає цьому конкретному випадку.

За цільовим призначенням використовуються в медичній практиці дозиметри іонізуючих випромінювань можна розділити на чотири групи:

1. Рентгенометри. Призначаються для вимірювання лікувальних доз рентгенівського і гамма-випромінювань
2. Микрорентгенометри для вимірювання потужності дози випромінювання на робочих місцях персоналу та у суміжних приміщеннях.
3. Дозиметри для визначення величини дози індивідуального опромінення персоналу.
4. Радіометри для визначення рівня радіоактивного забруднення приміщення та обладнання. Ці прилади не є власне дозиметрами, однак їх показання дають можливість визначити величину дози розрахунковим шляхом.