

Лекція №4 (2 год.)

Основні фізичні поняття променевої діагностики

В основі сучасних методів медичної візуалізації використовують такі фізичні явища.

- рентгенівські промені – поглинаються тканинами організму (рентгенівське дослідження);
- радіочастотне випромінювання – виникає при збудженні непарних ядер атомів в магнітному полі (МРТ);
- радіоактивні ізотопи, концентруючись в певних тканинах, випромінюють гама-промені (радіонуклідна або ізотопна діагностика);
- високочастотні промені УЗ-хвиль відображаються від об'єкта до сенсора (УЗ-діагностика);
- інфрачервоні промені (хвилі) самочинно випромінюються тканинами людини (термографія).

Сукупність методів одержання зображень внутрішніх органів шляхом зондування їх проникаючим опроміненням або реєстрації процесів, що відбуваються під впливом різних видів випромінювання, називається інтроскопією.

Біологічні об'єкти в процесі життєдіяльності створюють у навколишньому середовищі складну картину фізичних полів і випромінювань (рис. 4.1) в інфрачервоних, радіо, оптичних, електричних, магнітних та акустичних діапазонах коливань. Реєструючи та аналізуючи діапазони коливань зовнішніх фізичних полів, можна оцінювати стан організму та проводити корекцію порушень, тобто діагностувати та лікувати пацієнтів.

Природне випромінювання може бути корпускулярним та електромагнітним. До корпускулярного належать альфа-, бета-випромінювання, а до електромагнітних – гама-, гальмівне, рентгенівське (R)

випромінювання. Крім того, слід нагадати, що випромінювання може бути іонізуючим та неіонізуючим.

До іонізуючих належать рентгенівське і радіоактивне випромінювання. У зв'язку з випромінюванням високих енергій вони спричиняють до іонізації тканин. Неіонізуючими випромінюванням є інфрачервоне (ІЧ), акустичне, магнітне та видиме світло. Вони не викликають іонізацію тканин і не є шкідливими.

Тканини організму, як і всі речовини, складаються з атомів, до складу яких входить ядро і електрони. Різновидом атома є ізопоп, тобто хімічний елемент з однаковим числом протонів і різним числом нейтронів.

В атомі є сім орбіт (К, L, M, N, O, P, Q). К – найслабший шар, розташований найближче до ядра.

Сукупність енергетичних рівнів називається спектром. Електрони в стаціонарному стані рухаються по орбіті навколо ядра і не випромінюють хвиль, але при переході електрона з одного шару в інший (під впливом чогось) енергія випромінюється чи поглинається окремими порціями (квантами).

Якщо електрон переходить з ближньої орбіти від ядра на більш віддалену, то відбувається поглинання енергії, і навпаки, з дальньої на ближчу до ядра – випромінювання енергії.

Іонізуюче випромінювання (ІВ) – це випромінювання, яке під час взаємодії з речовиною, сприяє виникненню електричних зарядів різних знаків. Воно поділяється на електромагнітне (фотонне) та корпускулярне (електрони, протони, альфа-частинки).

Випромінювання – це процес збудження, генерації хвиль механічною чи електричною системою коливань, а промінь – це лінія поширення хвиль, тобто напрямок переносу енергії.

ІВ утворюється під час взаємодії з іншою речовиною і спричиняє іонізацію та збудження атомів і молекул. Одиницею ІВ є електрон-вольт (eV).

Джерелами ІВ можуть бути речовина (ізотопи урану, плутонію) або технічні пристрої (R-трубка, прискорювач електронів).

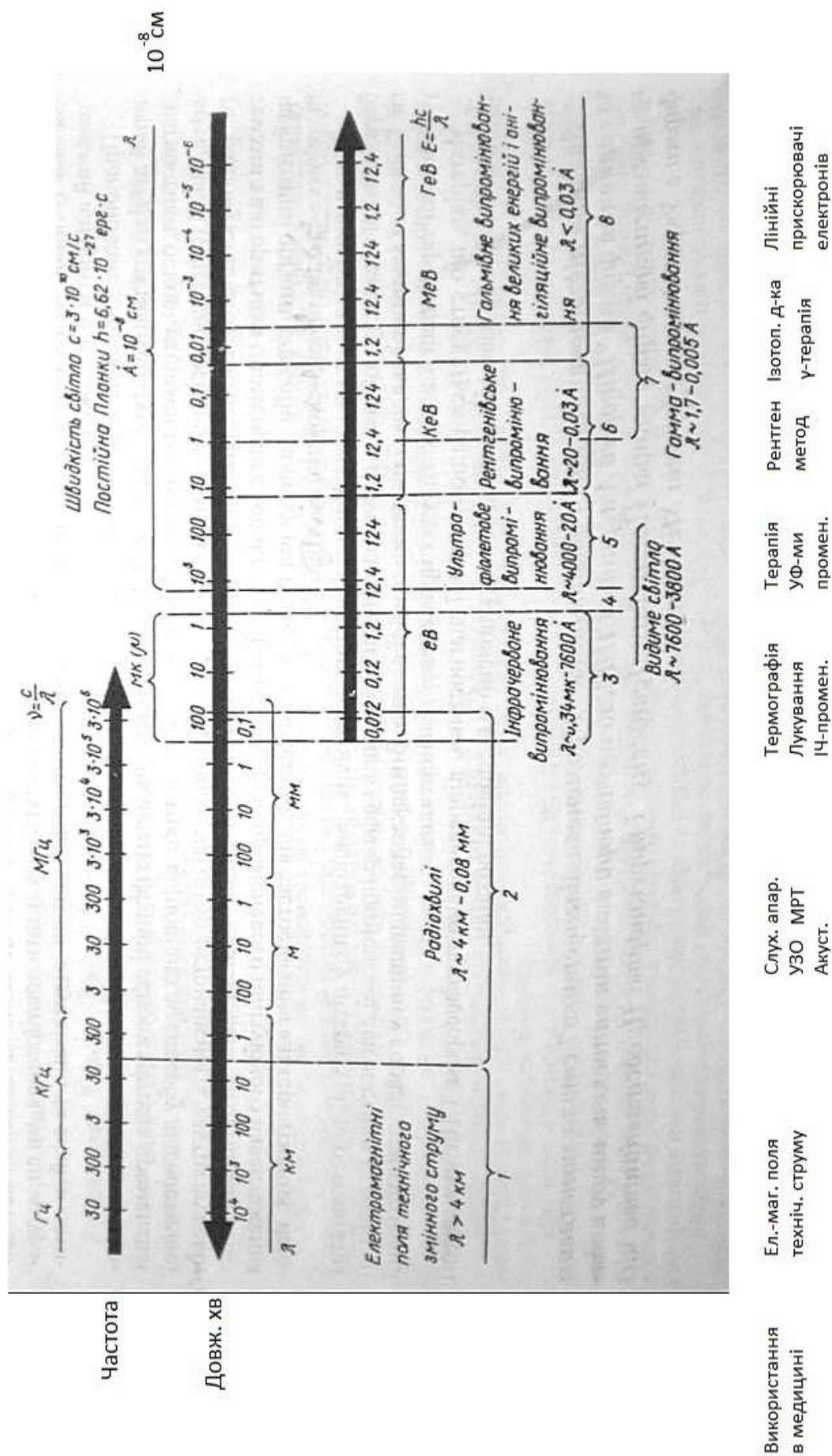
Радіоактивність – це властивість радіонуклідів самочинно перетворюватися в атоми інших елементів (нукліди або радіонукліди) внаслідок переходу ядра з одного енергетичного стану в інший, що супроводжується ІВ.

Активність радіоактивного джерела — очікувана кількість елементарних радіоактивних розпадів за одиницю часу.

Радіонукліди – це нестабільні атоми, які спонтанно розпадаються з виділенням енергії. Вони мають певне атомне число і атомний номер. Ізотопи - це радіоактивні атоми з одним числом протонів в ядрі, але з різним числом нейтронів. Наприклад, радіоактивний ізотоп йоду (I-125, I-127, I-131). Він називається радіонуклід йоду.

При радіоактивному розпаді виділяються гама-фотони (електромагнітні випромінювання), альфа-частинки (ядра гелію) і бета-частинки (електрони).

Радіонуклідна діагностика заснована на дистанційній радіометрії та використанні радіофармпрепаратів (РПФ), відмітна риса яких - здатність накопичуватися і розподілятися в досліджуваному органі в залежності від наявності функціонуючої тканини і відображати динаміку протікають в органі процесів. Коли радіоактивний ізотоп вводять в організм людини, з'являється можливість із допомогою лічильника виміряти створюване випромінювання і визначити локалізацію, кількість і характер розподілу введеного ізотопу.



Види іонізуючого випромінювання

До іонізуючого випромінювання відносяться рентгенівські та радіоактивні промені. Вони є високоінформативними у медичній практиці, але можуть спричиняти негативну дію на організм як пацієнтів, так і медиків. Тому потрібно детально зупинитися на особливостях іонізуючого випромінювання.

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}Te 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}Te 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).

Всі види радіоактивного випромінювання не можливо побачити, відчувати або почути. Швидкість розпаду радіонуклідів неможливо поміряти жодними методами. Що більше енергії передається тканинам, то більше пошкодження організму. Кількість переданої енергії називається дозою.

Радіаційне випромінювання, як правило, не є моновипромінюванням, а складається з енергії корпускулярних і електромагнітних випромінювань.

Зовнішнє опромінювання – це опромінювання із зовнішнього джерела (R-трубка, прискорювач електронів), а внутрішнє – із джерела, що знаходиться всередині організму (введений для діагностики або лікування ізотоп).

Інкорпорована радіоактивна речовина – це та, що надійшла в організм і бере участь в процесах обміну речовин (при аваріях на АЕС або при медичних дослідженнях).

Дози опромінювання

Експозиційна доза (вимірює ступінь іонізації повітря) – це кількісна характеристика здатності випромінювання іонізувати сухе атмосферне повітря. Це відношення сумарних зарядів всіх іонів одного знаку до маси повітря в цьому об'ємі. Одиниця експозиційної дози – 1 Кулон (стара одиниця – Рентген).

Поглинута доза – це величина випромінювання, що поглинається одиницею маси опроміненої речовини. Одиниця поглинутої дози – 1 Грей (стара одиниця – Рад).

Еквівалентна доза – величина поглинутої дози в окремому органі (тілі), помножена на радіаційний визначальний чинник (коефіцієнт, який враховує біологічні і математичні чинники, W_r). W_r дорівнює від 1 до 4, а при діагностиці приблизно 1. Одиниця еквівалентної дози – 1 Зв (або Sv) і дорівнює величині поглинутої дози, помноженої на коефіцієнт біологічної дії.

При R-графії органів грудної клітини пацієнт одержує $1 \cdot 10^{-4}$ Зв (або 0,1 мЗв), фонові радіація складає 10^{-2} Зв на рік – це малі безпечні дози. А при R-скопії поглинута доза значно більша і залежить від часу, протягом якого проводиться дослідження (при R-скопії шлунка – 0,5-15 мЗв).

Наводимо приклади доз, які людина одержує від різних джерел радіації.

1. Від природних радіонуклідів і сонячного випромінювання 2,4 мЗв/рік.
2. При медичних дослідженнях і промислових джерелах – 0,4 – 1,5 мЗв/рік.
3. При 7-годинному перельоті літаком зі швидкістю нижче звукової – приблизно 0,05 мЗв.
4. Під час перельоту на надзвуковому літаку за 2 год – приблизно 0,04 мЗв.

Активність – це міра радіоактивності, кількість спонтанних перетворень ядер в одиницю часу. Вимірюється в Беккерель - Бк (1 розпад/сек) (стара одиниця – Кюрі). $1 \text{ Бк} = 3,7 \times 10^{10} \text{ Кюрі}$.

Період напіврозпаду ($T_{1/2}$) – це час зменшення кількості радіонукліда в пробірці, контейнері вдвічі.

Період напіввиведення ($T_{1/2\text{БЮЛ}}$) – це час, протягом якого кількість радіонукліду в організмі зменшується вдвічі.

Таким чином, в медицині для діагностики і лікування використовують як природні, так і штучні джерела випромінювання, в основі яких лежать явища проникнення, відбиття і трансформації різних видів випромінювання. Джерелами випромінювання можуть бути як окремі ізотопи (радіофармпрепарати), так і технічні пристрої (R-трубка, гама-установка, прискорювач електронів).

Лекція №5 (6 год.)

Рентгенівський метод діагностики

Одним із перших способів інтроскопії був рентгенівський (R) метод. R-промені були відкриті не К. Рентгеном, а українцем І. Пулюєм, які працювали в одній лабораторії.

R-промені в структурі електромагнітних хвиль знаходяться між УФ і гама-випромінюванням. R-фотони мають ту ж електромагнітну природу, що й світлові фотони. Але останні мають енергію 2-4 еВ, а рентгенівські 20-150 кеВ, тобто в 10^4 разів більше. За рахунок такої високої енергії R-промені, на відміну від світла, мають високу проникаючу здатність. Крім того, вони можуть іонізувати атоми тканин організму (іонізуюча радіація). Якщо перша властивість є великим благом (використовується для діагностики), то інша – спричиняє шкоду для пацієнта.

Фізико-технічні основи R-діагностики

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

Гальмівне випромінювання – це зміна кінетичної енергії електронів, а характеристичне випромінювання – це зміна енергетичного стану атома.

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 дальну орбіту від ядра (втрата енергії).

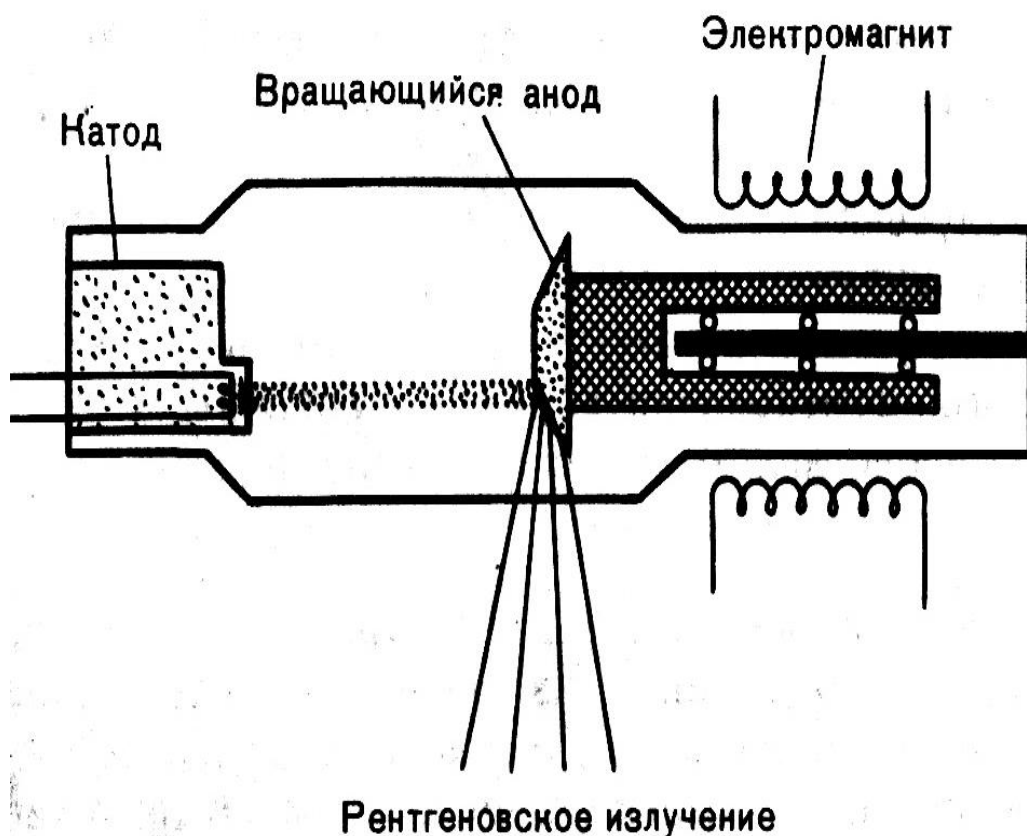


Рис. 5.1. Рентгенівська трубка

В R-трубці електрони, випущені розжареним катодом, прискорюються і вдаряються об анод, де вони різко гальмуються (гальмівне випромінювання) і одночасно вибивають електрони з внутрішніх 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-

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

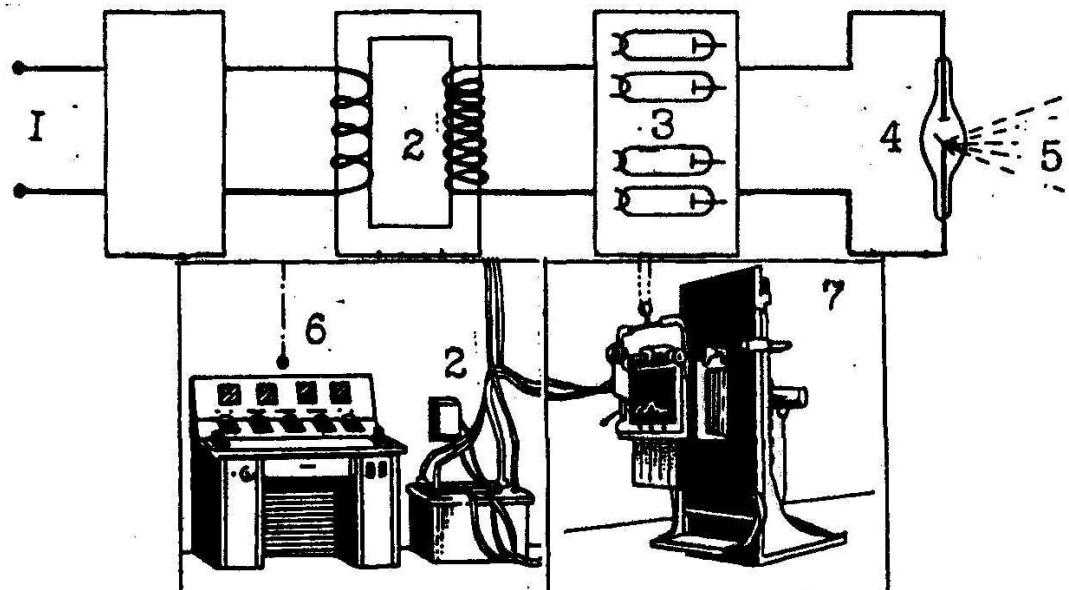


Рис. 5.2. Схема рентгенівського апарата. 1 - регулятор напруги, 2 - головний трансформатор, 3 - випрямляч, 4 - підсилювач рентгенівського зображення, 5 - телевізійна передавальна трубка, 6 - пульт керування, 7 - універсальний штатив

R-установка (R-апарат, рис. 5.2) складається із регулятора напруги, головного трансформатора, випрямляча, підсилювача рентгенівського зображення, телевізійної передавальної трубки, пульта керування, універсального штатива.

Особливості R-випромінювання

Не дивлячись на схожість, R-випромінювання конкретно відрізняється від видимого світла. Воно:

- 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.

Проникаюча здатність регулюється шляхом зміни напруги на R-трубці, а інтенсивність, - змінюючи напругу та анодний струм.

Внаслідок взаємодії R-променів з речовиною відбувається поглинання та розсіювання, що призводить до фотоефекту (вторинне випромінювання). Його затримують спеціальними алюмінієвими фільтрами (товщина 3 мм) з метою зменшення променевого навантаження на організм.

Потужність експозиційної дози (Рентген/сек або Ампер/кг) прямо пропорційна силі анодного струму і часу.

Чим вища щільність і товщина речовини і чим менша енергія фотонів R-випромінювання, тим більший ефект поглинання.

Ослаблення інтенсивності R-випромінювання також залежить від відстані до пацієнта. Вона обернено пропорційна квадрату відстані від R-трубки. Так, на відстані 20 см, вона в 25 разів більша, ніж на відстані 100 см.

R-випромінювання також має іонізуючий, фотохімічний і біологічний вплив, а також спричиняє флюорисценцію. Іонізуючу та біологічну дію при діагностичних дослідженнях потрібно мінімізувати (контроль спеціальними дозиметрами), 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).

Формування та властивості R-зображення

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).

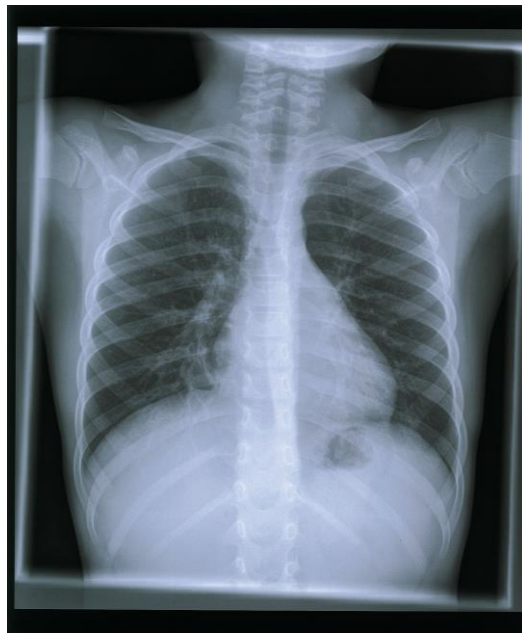


Рис. 5.3. R-грама органів грудної клітини

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

Рентгендіагностичні апарати

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

Табл. 5.2. Рентгендіагностичні апарати

Для загальної діагностики	Спеціальні
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

Крім того, R-апарати бувають стаціонарні та пересувні.

Загальний вигляд R-кабінета показаний на рис. 5.4.



Рис. 5.4. Рентген кабінет

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.

При різних видах R-діагностики необхідно дотримуватися принципів і стандартів профілактики надлишкового опромінення пацієнтів.

Діагностичне променеве навантаження повинно бути мінімальним. Природна радіація складає 3-4 мЗв/рік. Але є місця (гори, патогенні зони, виходи граніту, озонові дірки), де вона може бути 30-80 мЗв/рік.

При R-графії легень мінімальне навантаження складає 0,1-1 мЗв, живота – 0,25-14 мЗв. При R-скопії шлунка – 0,5-15 мЗв. Акушерське дослідження – 2,5-16 мЗв, урологічне дослідження – 3,6-5 мЗв, ірігоскопія – 10-20 мЗв, гінекологічне R-дослідження – 3-67 мЗв.

Комп'ютерна томографія (КТ)

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.

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.

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.

Як і на R-грамі, ті ділянки, що значною мірою ослабили R-випромінювання, будуть світлими (кістки, кальцинати), а ті, що поглинули його мало (повітря, жир), - темними. Однак, на R-грамі людське око розрізняє лише 16 градацій сірого кольору, тоді як в разі КТ за результатом обчислення ступеня ослаблення їх можна отримати понад 1000.

КТ (рис. 5.5) 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.

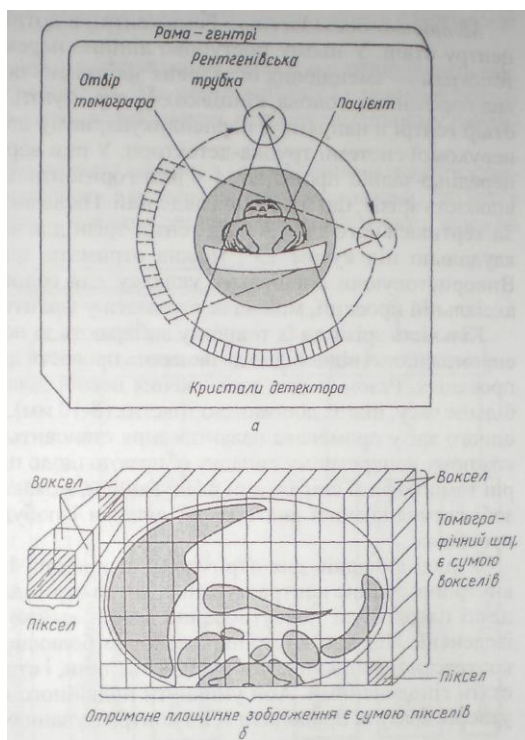


Рис. 5.5. Комп'ютерна томографія (блок-схема)

Методика дослідження. Рама Гентрі, в котрій містяться рентгенівська трубка та детектори має в центрі отвір. В ньому поступово лінійно переміщується стіл з пацієнтом. Дослідження починають з томограм — зменшених оглядових зображень досліджуваної анатомічної ділянки (грудна клітка, черевна порожнина, голова, кінцівки). Їх отримують під час плавного переміщення стола з пацієнтом через отвір Гентрі в напрямку, перпендикулярному до щілинного пучка рентгенівського випромінювання за нерухомої системи трубка-детектори. В разі вертикального положення трубки отримують фронтальну передньо-задню проекцію; а у разі горизонтального — бічну. На томограмах програмують рівень та кількість зрізів, що мають вигляд ліній. Після вибору рівня переходять до томографічного дослідження. За вертикального положення Гентрі зрізи для тіла суворо аксіальні, нахилиючи Гентрі краніально чи каудально під кутом 15° , можна отримати зрізи під відповідним кутом до вертикальної осі тіла. Використовуючи спеціальну укладку для голови та за відповідного нахилання Гентрі, крім зрізів у аксіальній

проекції, можна їх отримати у фронтальній та проміжних напіваксіальних проекціях.

Кількість зрізів та їх товщину вибирають за потребою. Тонші зрізи дають вищу роздільну просторову спроможність і відповідно дозволяють провести детальніший аналіз та реконструкцію зображення в інших проекціях. Разом із тим дослідження певної ділянки тіла за допомогою тонких зрізів (1-2 мм) потребує більше часу, ніж за допомогою товстих (8-10 мм), що зумовлює більше променеве навантаження. Так, для одного зрізу променеве навантаження становить 0,013 Гр, а відповідно для 90 зрізів — 1,17 Гр. Тому в кожному конкретному випадку обирають щодо цього компромісне рішення.

Спіральна та мультиспіральна КТ

На відміну від послідовної КТ використовують спіральну КТ, при якій рама з детекторами обертається навколо пацієнта (рис. 5.6).

Рис. 5.6. Блок-схема спіральної КТ

Швидкість руху стола з тілом пацієнта може приймати довільні значення області сканування. Важливо те, що швидкість руху стола може бути в 1.5-2 рази більше товщини томографічного зрізу без зниження просторової роздільної здатності.

Використовуючи комп'ютерні томографи зі спіральним скануванням, можна за короткий час (затримка дихання) одержати детальне зображення значної анатомічної ділянки і побудувати її об'ємну і площинну реконструкцію в різних проекціях. Технологія спірального сканування дозволила значно скоротити час, що витрачається на КТ-дослідження й істотно зменшити променеве навантаження на пацієнта.

Принципова відмінність мультиспіральних КТ (МСКТ) томографів від спіральних попередніх поколінь томографів в тому, що по колу Гентрі

розташовані не один, а два і більше ряди детекторів. Для того, щоб R-випромінювання могло одночасно сприйматися детекторами, розташованими на різних рядах, була розроблена нова – об'ємна геометрична форма пучка.

У 1992 р. з'явилися перші двоспіральні МСКТ з двома рядами детекторів. В наші часи вже є 320-спіральні комп'ютерні томографи. Ці томографи, вперше представлені в 2007 р., є новим витком еволюції рентгенівської комп'ютерної томографії. Вони дозволяють не тільки отримувати зображення, а й дають змогу спостерігати майже у "реальному" часі фізіологічні процеси, що відбуваються у головному мозку й в серці. Особливістю такої системи є можливість сканування цілого органу (серце, суглоби, головний мозок і т.д.) за один оберт променевої трубки, що значно скорочує час обстеження.

Принцип одержання цифрового рентгенівського зображення

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.

Звичайне R-дослідження, не дивлячись на його надійність, має ряд недоліків.

Із технічних недоліків потрібно відзначити низьку квантову ефективність і малий динамічний діапазон R-плівки. Перший недолік зумовлений необхідністю застосування високих експозиційних доз при R-графії, тобто великому опроміненню пацієнтів. Другий недолік – це обмежений динамічний діапазон R-плівки, який не дозволяє одночасно одержувати якісні R-зображення на одному знімку м'яких і щільних тканин.

Крім технічних недоліків аналогової R-графії ще є економічні та організаційні. Економічні полягають у великих фінансових затратах на плівку та хімікати для проявлення та спецтехніку для нього. Організаційні недоліки – це незручність архівації R-плівок й неможливість передачі зображення на

відстань. Тому зараз, крім прямого аналогового R-зображення, використовують непрямі аналогові та цифрові технології.

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 (picture – рисунок, cell – клітина).

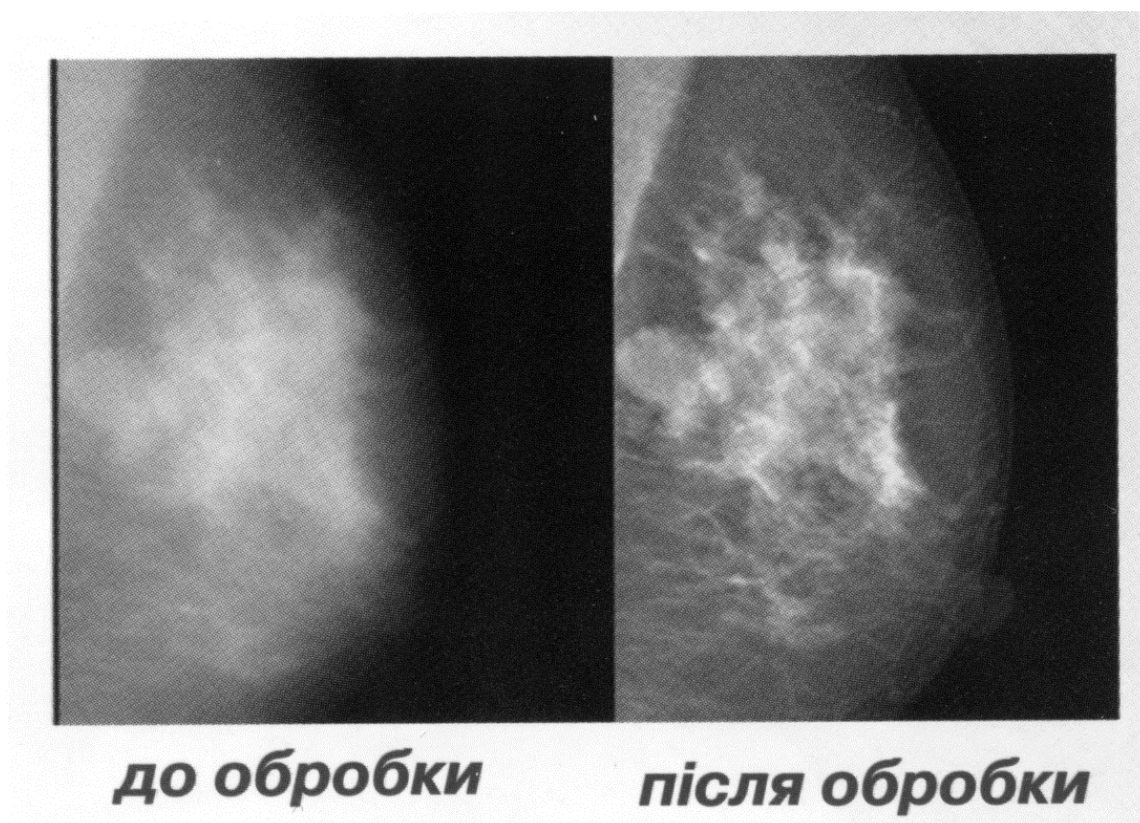


Рис. 5.7. Цифрове зображення мамографії

В пам'яті комп'ютера є інформація про ступінь затемнення кожного пікселя. Інформація має подвійну систему розрахунків в бітах. В різних приладах об'єм цієї інформації може бути від 8 до 16 біт на піксель. Тому

велика ємність сприймаючого пристрою дозволяє на екрані монітора вивчати досліджуваний об'єкт в широкому динамічному діапазоні. Це означає, що в цифрових системах є можливість одночасно одержувати зображення м'яких та щільних об'єктів з гарною якістю, тобто розпізнавати велике число градацій сірої шкали.

На практиці просторова роздільна здатність визначається кількістю пар ліній, які можливо розрізнити в 1 мм. Для R-плівки це максимально 20 пар ліній/мм, для екрана – 10 пар ліній/мм, для пристроїв з підсиленням R-зображення (ЕОП, РЕОП) – 1-2 пар ліній/мм. В цифровому зображенні просторова роздільна здатність коливається від 1 до 5 пар ліній/мм.

Таким чином, не дивлячись на те, що цифрове зображення поступається аналоговому за просторовим зображенням, воно має низку суттєвих переваг: високе контрастне розпізнавання в широкому динамічному діапазоні, можливість зручної архівації та передачі зображення на відстань.

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.

Найбільш розповсюдженою системою є цифрова R-графія (R-скопія), яку одержують методом оцифровки R-електронного зображення. Друге місце по частоті одержала цифрова R-графія на запам'ятовуючих люмінофорах. Цей метод заснований на фіксації R-зображення запам'ятовуючим люмінофором. Екран, покритий люмінофором, запам'ятовує інформацію у вигляді прихованого зображення, яке зберігається протягом шести годин. Зчитування цього зображення проводиться ІЧ-лазером (відбувається звільнення накопиченої на люмінофорах енергії у вигляді спалахів світла).

Ідеальним був би варіант прямого детектування R-випромінювання на повномасштабній твердотільній структурі (матриці), здатній на площі 40х 40 см сформувати цифрове зображення з числом пікселів не менше 4000 на 4000 і зарядною ємністю до 12 біт. Така матриця була б здатна “поштучно” реєструвати R-кванти. Однак, ця ідея ще тільки вивчається.

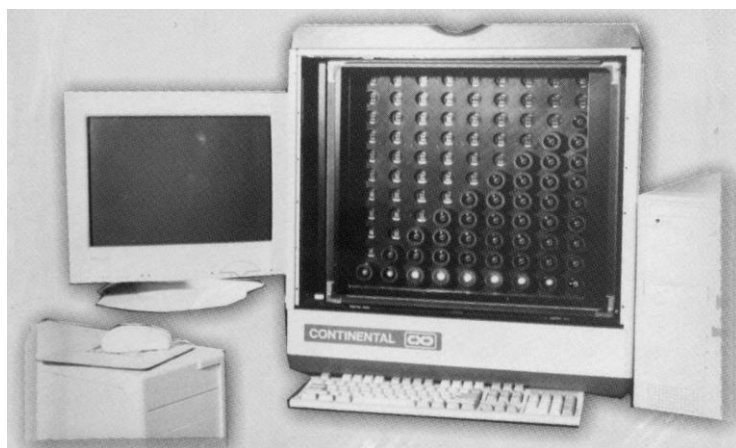


Рис. 5.8. Приймач малодозовий з цифровою обробкою зображень
«Альфа»/«Іона»

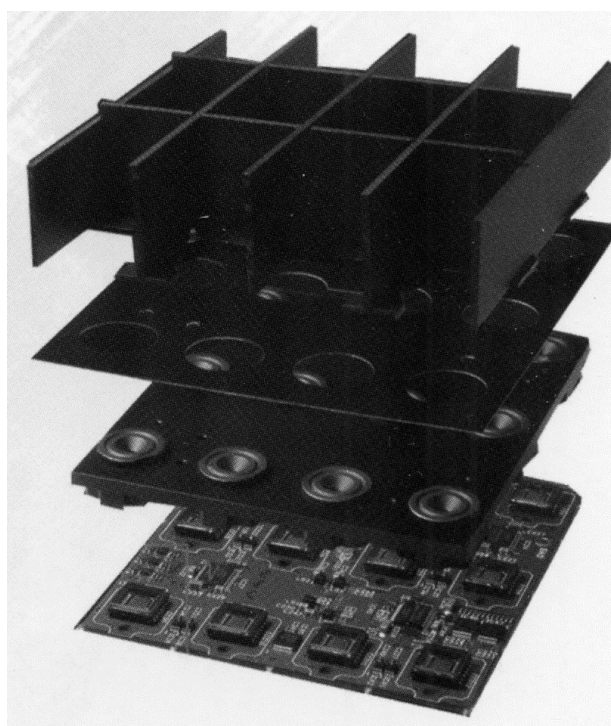


Рис. 5.9. Конструкція приймача «Альфа»/«Іона»

Лекція №6 (6 год.)

Радіонуклідні методи і засоби діагностики захворювань

Радіонуклідні методи відносяться до іонізуючих видів випромінювання, які на ряду з рентгенівськими широко використовуються як для діагностики, так і для лікування.

Джерелом радіонуклідного випромінювання є радіонуклідні фармакологічні препарати (радіофармпрепарати, РФП). РФП – це хімічні сполуки, які складаються з ізотопу та носія препарату, як правило білка. Перед радіонуклідним дослідженням пацієнту вводять РФП, який надходить в досліджуваний орган і розповсюджується по капілярах. За допомогою спеціального реєстратора визначають капілярну архітектоніку відповідного органу.

Основними джерелами одержання РФП медичного призначення є атомний реактор, циклотрон, радіонуклідні генератори. Кожний РФП піддається експериментальним та клінічним випробуванням за певною програмою і після цього затверджується фармакологічним комітетом. 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 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.

Для діагностики частіше всього використовують в якості маркерів такі радіонукліди I-131, Tc-99m, In-113m, In-111, P-32, Xe-133, Hg-197, Cr-51, Ga-67.

Критерієм радіотоксичності РФП є ефективний період їх напіввиведення з організму ($T_{\text{б-1/2}}$).

Радіотоксичність – здатність РФП за рахунок випромінювання спричиняти більше чи менше виражені патологічні зміни в разі потрапляння чи введення їх в організм. На підставі основних санітарних правил роботи з джерелами іонізуючих випромінювань (ОСП – 72/87) 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).

Табл. 6.1. Основні характеристики РФП та променеве навантаження на критичні органи

Ізотоп	E, кеВ	Tфіз-1/2	Носій (сполука)	Критичний орган	Променеве навантаження, мЗв
Tc-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
Se-75	270	124 год	Натрій селенід	кістки	4,5
				печінка	6,2
Au-198	41	2,7 діб	Комізол	Шкіра	380
				Лімфа	110
				Печінка	0,4

Біологічна дія випромінювання

Всі випромінювання (іонізуючі та неіонізуючі) викликають певні зміни в тканинах організму, особливо рентгенівське та радіонуклідне. На відміну від них акустичні і магнітно-ядерні є практично безпечними. 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, настають 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). В табл. 6.2. наведені основні дозові межі для різних категорій робітників радіологічних лабораторій.

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

Для пацієнтів випромінювання також регламентовано санітарними правилами (табл. 6.3).

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

Органи	Онкохворі	Неонкохворі	Профогляди
Все тіло	250	50	5
Гонади, 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 ізольованість 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.

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, гамма-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.

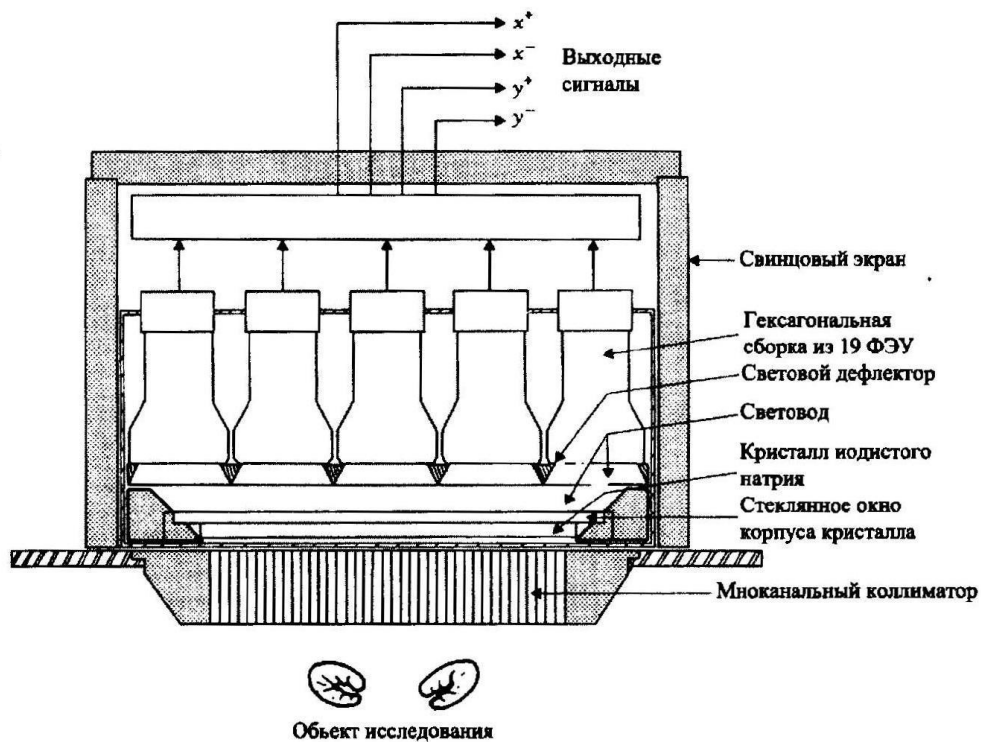


Рис. 6.1. Поперечний розріз гамма-камери

Коліатор 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 коліатора 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.

Лекція №7 (2 год.)

Магнітно-ядерна томографія як метод візуалізації

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), ядерний **квадрупельний**.

Фізичні основи магнітно-резонансної томографії

Явище магнітного резонансу відкрито 1946 р. За це відкриття Ф. Блоч, Е. Пармель 1952 р. були удостоєні Нобелівської премії. 1973 р. П. Раутенбург вперше показав можливість отримання зображення за допомогою магнітно-резонансних радіосигналів, а 1982 р, були виконані магнітно-резонансні томограми внутрішніх органів людини.

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.

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°C (4°K).

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 ($1 \text{ Т} = 10\,000$ 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 — T_1 і T_2 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 H .

Властивості диполя мають лише ядра з непарним масовим числом. Найважливішими з тих, що входять до складу організму людини, є ^1H , ^{13}C , ^{19}F , ^{23}Na , ^{31}P . У той час, ядра таких речовин, як ^{12}C , ^{16}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 H, як маленькі магніти, орієнтуються вздовж осі $B_0 \Rightarrow$.

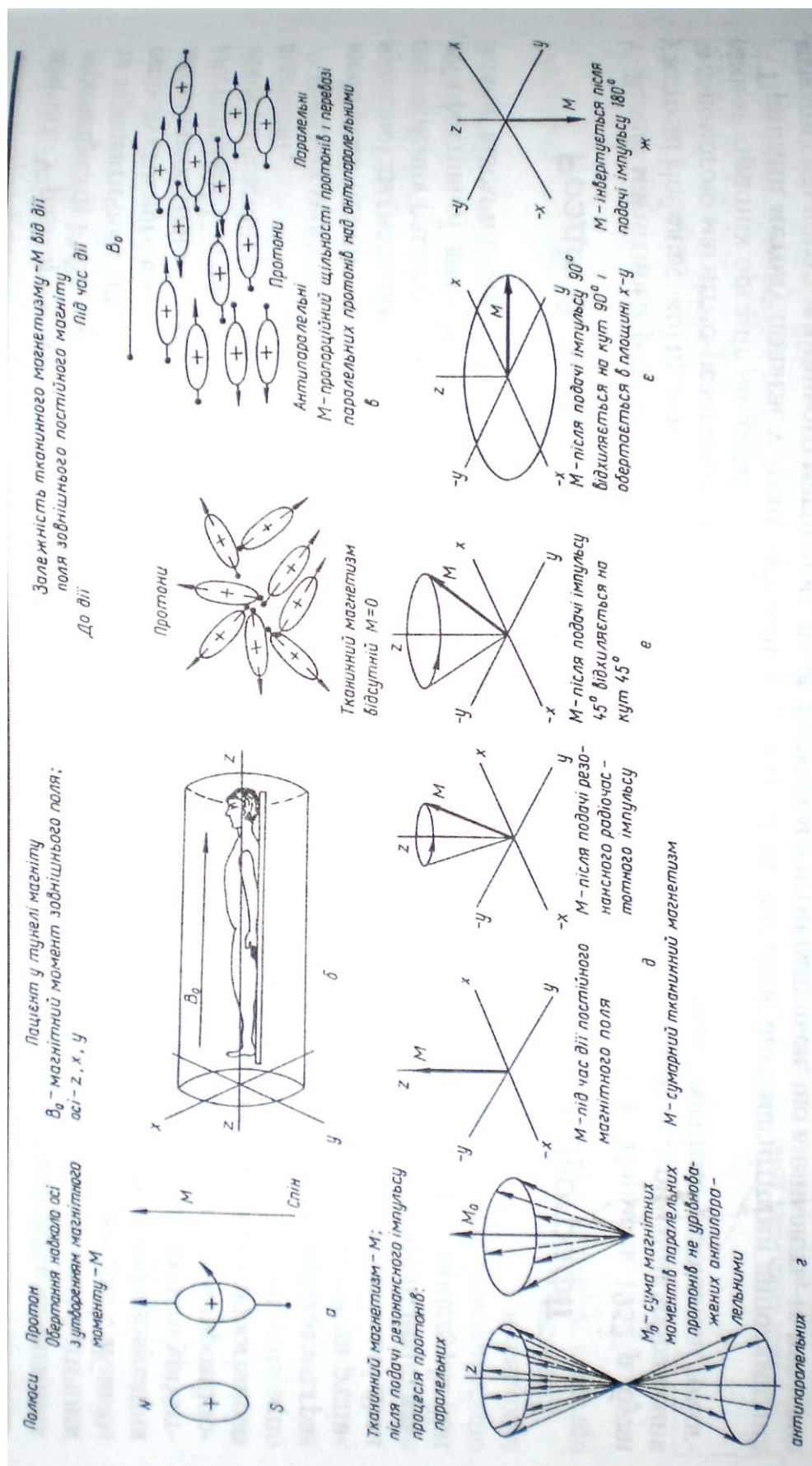


Рис. 7.1. Схема утворення тканинного магнітного моменту (а, б, в, г) та його зовнішнього магнітного імпульсу (д, е, ж, з)

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 — j) і прямо пропорційна силі зовнішнього магнітного поля $B_0 \Rightarrow$. Вона називається ядерно-резонансною частотою — W_0 (частотою Лармора). де $W_0 = j \cdot B_0$. 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° -го радіочастотного імпульсу вектор M_z відхиляється від осі z ($B_0 \Rightarrow$) на 90° і обертатиметься в площині $x-y$. Надання 180° -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.

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 T_1 і T_2 , в основі яких лежить втрата магнітної напруги на площині $x-y$ (M_{xy}) та відновлення її по осі z (M_z).

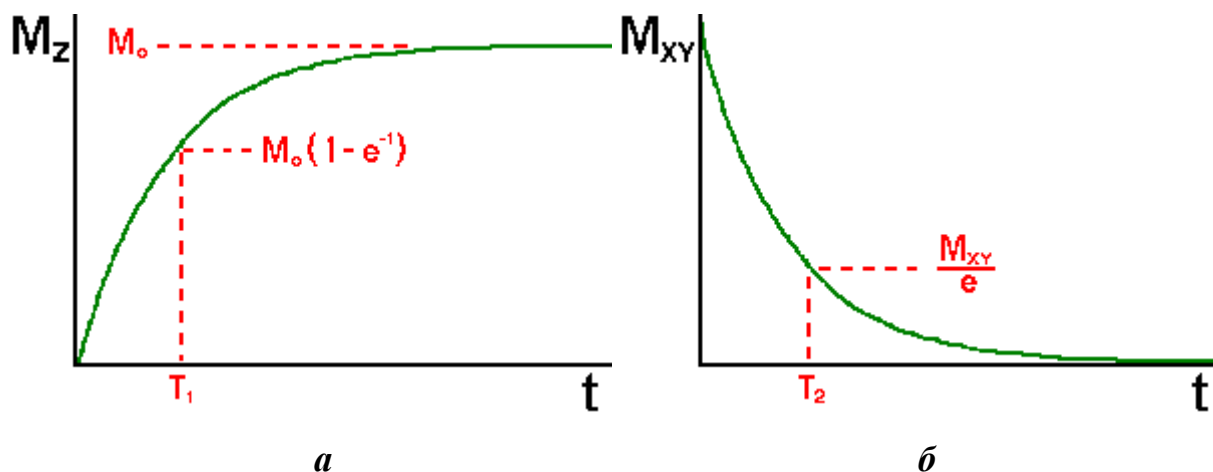


Рис. 7.2. Періоди релаксації T_1 (а) та T_2 (б)

Максимальний тканинний магнетизм, орієнтований по осі z (M_z), залежить від щільності протонів, тому відносна сила МР сигналів, визначена безпосередньо після подачі 90° імпульсу чи після відновлення M_z , дає можливість побудувати зображення, зважене за протонною щільністю.

T_1 -релаксація відображує поступове відновлення ядерного магнетизму та орієнтації індивідуальних протонів водню в напрямку $B_0 \Rightarrow$ (осі z) до вихідного положення, що було їм властиве до надання 90° імпульсу. Внаслідок цього після вимкнення 90° імпульсу тканинний магнітний момент збільшуватиметься вздовж осі z з наростаючим прискоренням від 0 до максимального значення M_z ,

яке зумовлено протонною щільністю даної тканини. T_1 визначається як час, протягом якого M відновлює початкове значення на 63%. Після того як мине 4-5 проміжків часу, що дорівнює T_1 , M_z повністю відновлюється. Що коротший T_1 , то швидше відбувається відновлення.

Фізичною основою T_1 -релаксації є обмін теплової енергії між молекулами. T_1 -релаксацийний час залежить від розмірів молекул та їх рухомості. У щільних тканинах з великими малорухомими молекулами протони тривалий час зберігають своє положення, утримують енергію, виникає мало слабких імпульсів, тому T_1 найдовший. У рідині відбувається швидша зміна положення протонів і швидша віддача теплової енергії, тому T_1 -релаксація в рідині з малими молекулами, що швидко рухається, коротка і супроводжується значною кількістю електромагнітних імпульсів різної сили. У паренхіматозних тканинах T_1 -релаксація становить близько 500 мс, широко варіюючи залежно від особливостей їх будови. У жировій тканині із середніми за розмірами та рухомістю молекулами T_1 найкоротший, а кількість імпульсів найбільша.

Зображення, контрастність яких побудована з урахуванням різниці T_1 у суміжних тканинах, мають назву T_1 -зважених зображень.

Фізичною основою T_2 -релаксації є взаємодія тканинного магнетизму з протонами. T_2 є показником поступового згасання тканинного магнетизму на площині $x-y$ (M_{xy}) після виключення 90° імпульсу і визначається як час, протягом якого M_{xy} втрачає 63% від своєї максимальної напруги. Після того як минає 4-5 проміжків часу, рівних T_2 , M_{xy} повністю зникає. Проміжок часу T_2 варіює залежно від фізичних та хімічних властивостей тканин. Щільні тканини мають стабільні внутрішні магнітні поля, і тому прецесія протонів у них швидко згасає, а індукція енергії швидко знижується, посиляючи багато електромагнітних хвиль різної частоти, тому T_2 є коротким. У рідинах внутрішні магнітні поля нестабільні і швидко стають рівними 0, меншою мірою впливаючи на прецесію протонів. Тому частота протонів, які перебувають у процесії в рідині є великою, електромагнітні імпульси слабкими, а T_2 релаксація відносно довгою.

У паренхіматозних тканинах T2 становить близько 50 мс, тобто в 10 разів коротший, ніж T1. Варіації часу T2 позначаються на величині електромагнітних імпульсів (MP). Тому зображення, побудоване на їх обчисленні, називається T2-зваженим зображенням. Його виявленню заважають сигнали, що надходять від T1, тому реєстрація T2-зваженого зображення досягається тим, що вводиться інтервал часу – ехо-час (TE) між 90° імпульсом і виміром індукованого ним MP. Протягом ехо-часу Mху поступово знижується внаслідок T2-релаксації. Шляхом реєстрації амплітуди MP-сигналу наприкінці ехо-часу визначається різниця T2 в різних тканинах.

Методика дослідження

MPT проводять шляхом пошарового вивчення певної анатомічної ділянки органа.

Виділення досліджуваного шару на MPT досягається в тому разі, коли радіочастотні імпульси перетворювача збігаються з резонансною частотою протонів та індукують MP-сигнал. Для цього за допомогою градієнтних котушок створюють додаткове слабе магнітне поле, яке за напрямком відповідає досліджуваному шару. Під дією градієнтного поля сила основного магнітного поля на цьому рівні зростає лінійно у двох взаємно перпендикулярних напрямках. У цьому шарі пропорційно до підсилення зростає і резонансна частота протонів. Звужуючи діапазон частот градієнтного поля, можна зменшити товщину досліджуваного шару.

Для отримання візуального зображення потрібно визначити силу імпульсів в кожній конкретній точці досліджуваного шару. Для цього його розглядають як суму окремих об'ємів (вокселів). Після надання 90° та градієнтного імпульсів кожен воксел має вектор намагнічення. Сила сигналу від кожного вокселя та його орієнтація в просторі визначаються в цифрових величинах за допомогою комп'ютера. Проекція вокселя на площину отримала назву пікселя. Сила сигналу відображається на екрані монітора в сірій чи кольоровій шкалі видимого спектра. Що дрібніші обчислювальні об'єми, тим точніше

зображення об'єкта. Контрастність зображення залежить від різниці між силою імпульсів з поряд розташованих ділянок досліджуваного шару.

На природний контраст, крім протонної щільності, релаксаційного часу (T_1 і T_2) впливає також швидкість циркуляції крові. Якщо кров, що витекла із судин має високий яскравий сигнал, то циркулююча кров не генерує МР-сигналів і виглядає темною порівняно із стінками судин. У складних для діагностики випадках використовують штучне контрастування магнетиками, до складу яких входить парамагнітний іон з металу гадолінія. Ці контрастні речовини вводять внутрішньовенно. Вони накопичуються у вогнищах запалення та пухлинах. Ці речовини завдяки магнітним властивостям сприяють скороченню періоду релаксації (T_1 чи T_2) протонів і призводять до зміни контрастності.

Клінічна дія магнітного резонансу на пацієнтів і медперсонал мінімальна, тому протипоказань до цього дослідження немає. Але в разі наявності феромагнітних об'єктів в організмі (кардіостимулятори, кліпси на судинах мозку) це дослідження небезпечно термічним ефектом і тому протипоказане.

Лекція №8 (4 год.)

Термографія і ультразвукова діагностика в медицині

Термографія

Людина як біологічне тіло, що має температуру від 31,0 до 42,0°C, є джерелом переважно інфрачервоного випромінювання. Серед усіх електромагнітних хвиль інфрачервоні за своєю довжиною посідають проміжне місце між видимим світлом і радіохвилями і знаходяться в діапазоні від 0,76 мкм до 1 мм. Вони поглинаються, відбиваються, заломлюються, розсіюються подібно до електромагнітних хвиль інших діапазонів. Більша частина випромінювання, що поширюється від тканин тіла людини, має довжину хвилі приблизно 10 мкм. Хвилі такої довжини розташовані у невидимій частині спектра. Один квадратний сантиметр шкірного покриву випромінює близько 40 Вт променевої енергії. Фізіологічною основою термографії є збільшення або зменшення інтенсивності інфрачервоного випромінювання над патологічним вогнищем. Це зумовлено посиленням у ньому кровопостачання і метаболічних процесів або зниженням інтенсивності випромінювання внаслідок зменшеного регіонального кровообігу.

Дані термографії шкірного покриву тіла людини залежать від багатьох чинників: віку, ступеня розвитку підшкірної жирової клітковини і волосяного покриву, глибини розташування й діаметра судин, наявності пігментних плям тощо. У здорової людини зони гіпертермії, що утворюються за рахунок порожнинного ефекту, розташовані у ділянці орбіт, пупка, міжсідничної складки, у пахвових і пахвинних ділянках, у міжпальцевих проміжках. У нормі кожна частина тіла людини має певну температуру, яка на симетрично розташованих ділянках практично однакова. Різниця не перевищує десятих часток градуса. На порушення симетрії температури тіла впливають такі чинники: а) незвичайне структурне співвідношення судинної сітки (природжені аномалії, судинні пухлини); б) зміна пружності судин (рефлекторні порушення

пружності, порушення вегетативної інервації); в) місцеві розлади кровообігу (травма, тромбоз, склероз судин); г) порушення венозного кровообігу (зупинка, зворотний кровотік у разі недостатності заслінок вен); д) локальні зміни теплопродукції (запальні вогнища, пухлини); є) зміна теплопровідності тканин (набряк, ущільнення, зміна вмісту жиру). Під час термографії визначають кількісні та якісні показники. До кількісних термографічних показників належить вимірювання градієнтів температур. Визначають різницю між температурами досліджуваної та симетричної їй ділянок тіла, а також між температурами ділянки патологічного вогнища і тканин, що його оточують. До якісних термографічних показників належать поява аномальних зон гіпер- або гіпотермії й порушення нормальної топографії судинного малюнка. Наприклад, у разі розвитку злоякісних процесів у більшості випадків визначають зону гіпертермії неправильної форми, з нерівними контурами та гіперваскуляризацію ділянки патологічного вогнища з наявністю розширених, безладно розташованих судин. Вищезгадані градієнти температур становлять 2°C й більше.

Безконтактна (дистанційна) термографія. Суть методу полягає в тому, що теплове випромінювання, що поширюється з поверхні тіла, уловлюється на відстані системою дзеркал, які спрямовують інфрачервоні промені до детектора. Детектор являє собою невеликий кристал (від $0,3 \times 0,3$ мм до $0,5 \times 0,5$ мм) який під впливом інфрачервоних променів змінює свою електропровідність. У цьому разі в детекторі виникають електричні сигнали, які багаторазово посилюються й відтворюються на екрані електропроменевої трубки або на електрохімічному папері (за допомогою спеціального записуючого пристрою). Детектор протягом будь-якого короткого терміну “бачить” невелику точку шкіри. Для отримання зображення більшої ділянки тіла, використовують принцип сканування (В.Я.Мазурін, 1984). За допомогою телетермографії можна виявити різницю температури в межах $0,1-0,01^{\circ}\text{C}$. Визначивши величину температурних градієнтів можна зробити висновки щодо наявності й характеру патологічного процесу.

Медичні діагностичні прилади, що працюють за принципом оптико-механічного сканування і сприймають та реєструють природне теплове випромінювання тіла у невидимій інфрачервоній ділянці спектра називають термографами або тепловізорами. Термографічна апаратура пройшла низку етапів опрацювання й удосконалення, пов'язаних як з підвищенням технічних та експлуатаційних вимог до неї, так і з розвитком технічних засобів й елементної бази (Р.Н.Иванова, 1980). На початковому етапі розвитку термографії було створено термографи "Рубін-Р" (СРСР), "Янтар" (СРСР), "Термоскан" (США), "Піроскан" (Англія) та інші з достатньо високою пороговою чутливістю й різницею температур у межах від 0,5 до 0,3°C. Найбільшого поширення у медичній практиці набули скануючі термографічні системи. До таких пристроїв належать термографи "Рубін", "Райдуга", БТВ (ТВ-03), а також більш досконалі моделі — "Райдуга-МТ", "Інфра Ай 103" (Японія), "АГА Термовіжен-780" (Швеція).

Показаннями до проведення термографії є наявність у хворого патологічного стану, який змінює розподіл температур на поверхні досліджуваного органа або ділянки тіла.

За 10 діб до проведення термографії не рекомендується накладати на досліджувану ділянку тіла будь-які мазі та приймати гормональні препарати і лікарські засоби, котрі впливають на пружність судин. За 1-2 доби до обстеження не можна проводити фізіотерапевтичні процедури, променеву й хіміотерапію, напередодні дослідження не бажано палити та вживати алкоголь. Термографію органів черевної порожнини слід виконувати натще після очисної клізми. Дослідження молочних залоз проводять на 8-му-10-ту добу від початку менструального циклу. Температурні показники організму людини змінюються протягом доби кожні 3-4 год з коливаннями у 0,2-0,4°C. Тому повторні контрольні дослідження бажано проводити в один і той же час доби. Термографію виконують у спеціальних кабінетах. Перед її проведенням досліджувану ділянку тіла оголюють, після чого дають змогу хворому пристосуватися до температури навколишнього середовища. Теплова рівновага між тілом людини й навколишнім середовищем настає за рахунок фізичної

терморегуляції через 15-20 хв. Положення хворого під час виконання термографії залежить від того, яка ділянка тіла досліджується. Хворі можуть перебувати у положенні стоячи, сидячи, обличчям або спиною до апарата, лежачи на спині, на животі або на боку. Молочні залози досліджують у положенні хворого лежачи на спині, а нирки — на животі або сидячи спиною до термографа. Під час проведення профілактичних термографічних оглядів дотримуються певної послідовності дослідження. По черзі обстежують голову, шию, груди, пахові ділянки, череву, верхні та нижні кінцівки, хребет і ділянку спини. Під час дослідження фотографують термограми або реєструють їх на електрофотохімічному папері.

Порівняно з іншими методами діагностики термографія має низку переваг, зокрема вона нешкідлива, достатньо інформативна, проста у виконанні й необтяжлива для пацієнта. Дослідження можна повторювати багато разів.

Недоліком термографи можна вважати високий відсоток псевдо-позитивних і псевдо-негативних результатів.

Протипоказань до застосування дистанційної термографії не існує. Дослідження можна повторювати багаторазово.

Контактна рідкокристалічна термографія. Поряд із безконтактною термографією існує контактна термографія, яку проводять за допомогою рідкокристалічних термоіндикаторів (РКТ).

РКТ — це багатокомпонентні суміші складних ефірів і деяких інших похідних холестерину. Термоіндикатори виготовляють на основі пеларгоната, валерата й олеата (текон-20) холестерину. РКТ здатні змінювати свій колір залежно від величини температур, що діють на них. Кожний термоіндикатор має певну кольорово-температурну характеристику. Знаючи співвідношення між кольором і температурою для даного термоіндикатора можна визначити розподілення температурних полів на досліджуваній поверхні.

Показання до проведення рідкокристалічної термографії такі самі, як і для дистанційної термографії. У медицині застосовують РКТ з різними температурними діапазонами у межах від 29 до 38°C. Перед обстеженням упродовж 10-15 хв. необхідно провести адаптацію пацієнта до температури

приміщення. Для дослідження підбирають термоіндикатори з відповідним температурним діапазоном. З підвищенням температури колір термоіндикатора змінюється у такій послідовності: темно-червоний, жовтогарячий, жовтий, зелений, синій, фіолетовий. Вважають, що температурний діапазон РКТ обраний правильно, якщо під час прикладання до шкіри більша його частина забарвлюється у зелений колір. На тлі зеленого кольору термоіндикатора добре видно ділянки з більш високою температурою, котрі забарвлюються залежно від ступеня гіпертермії в синій або фіолетовий кольори. Ділянки з низькою температурою набувають темно-червоного або жовтогарячого забарвлення. Термоіндикатори використовують у вигляді рідкокристалічного мастила або у вигляді рідкокристалічної плівки. Перед застосуванням мастила поверхню тіла покривають чорною глейкуватою сумішшю, котра являє собою дисперсію карболену у водному розчині полівінілового спирту. Після висихання суміші утворюється покриття, на яке потім наносяться кристали. Цей спосіб зручний тим, що дає змогу забезпечити щільний тепловий контакт між поверхнею шкіри і рідкокристалічним маститом. Недоліками такого РКТ є: необхідність нанесення на шкіру чорної суміші карболену й полівінілового спирту та наступні труднощі пов'язані з її усуненням; можливість тільки одноразового використання РКТ.

Плівкові РКТ не мають вищеперелічених недопіків й являють собою дисперсну суміш рідких кристалів у полівініловому спирті, нанесену на чорну підкладку. Плівковий РКТ має певні переваги: він зручний у застосуванні. У разі його використання витрачається менш часу, ніж у разі накладання на шкіру рідкокристалічного мастила. Один і той же РКТ може бути використано багаторазово. Недоліком плівкового РКТ є те, що він мало пластичний й погано моделюється на увігнутих й опуклих поверхнях тіла. Перевагами плівкової рідкокристалічної термографії є достатня інформативність методики, нешкідливість і простота застосування, низька вартість РКТ порівняно з вартістю термографічної апаратури, можливість багаторазового використання одного й того ж РКТ робочий ресурс якого досить високий (до одного року й більше).

Результати вимірювання документують за допомогою фотографування на кольорову фотоплівку (слайд або фотографію).

Протипоказаннями до проведення термографії за допомогою рідкокристалічних плівок є захворювання шкіри, опіки, обмороження.

Термографія, як тепловізійна, так й рідкокристалічна не знайшла широкого застосування в різних галузях медицини.

Ультразвукова діагностика

Фізичні основи ультразвуку і ультразвукової діагностики

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) – $f > 20\,000 \text{ Гц}$ (або $0,02 \text{ МГц}$);

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

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 см² площі перпендикулярно до хвилі. У медичній практиці використовують УЗ інтенсивністю від 0,05 до 0,25 Вт/см², що не спричиняє побічного біологічного впливу. Але, якщо лікар, який виконує більше 20 досліджень в день, можуть бути термічні реакції (легкі опіки шкіри пальців).

Для одержання УЗ-зображень важливе значення мають поглинання, розсіювання, згасання та особливо відбиття УЗ.

Поглинання – це, коли енергія хвилі перетворюється в тепло, тобто явище гіпертермії. Воно використовується для лікування пацієнтів. Діагностична частота УЗ 1-2 МГц не викликає термічних реакцій.

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.

Відбиття УЗ. На межі розділення середовищ з різним УЗ опором одна частина УЗ хвилі відбивається, а інша проходить далі. Відбиття відбувається тоді, коли різниця опору досягає 1 %. Особливо високий коефіцієнт відбиття – на межі тканина – газ. УЗ не проходить через газ, тому що повністю відбивається. На межах інших середовищ відбиття менше.

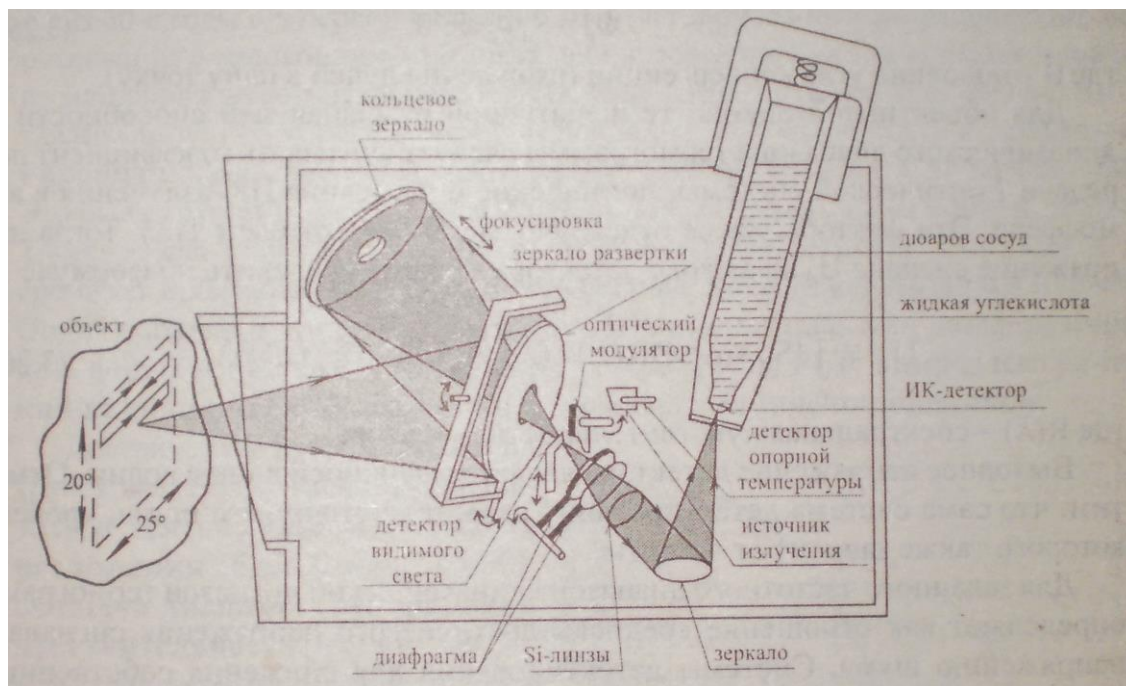


Рис. 8.1. Блок-схема термографа з багатограничними призми розгортки, що обертаються.

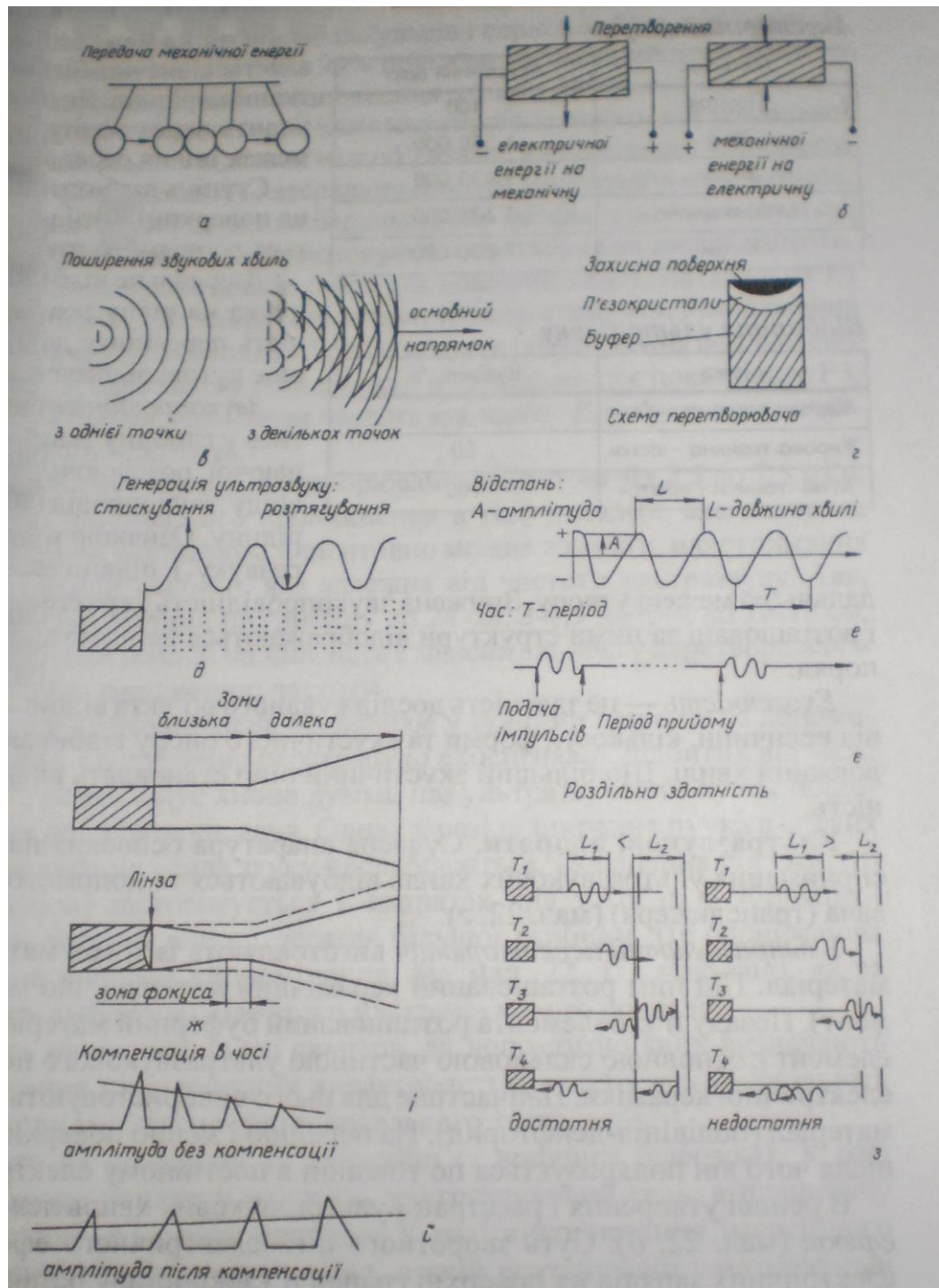


Рис. 8.2. Принцип утворення і поширення УЗ коливань

Табл. 8.2. Відбиття УЗ

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

Ступінь відбиття УЗ також залежить від кута падіння УЗ променю – що більше до прямого кута, тим більше ступінь відбиття.

Звукопровідність – це здатність УЗ поширюватися у глибину тканин. Вона залежить від поглинання, розсіювання та відбиття УЗ променя в середовищі. Ознакою високої звукопровідності є підсилення звуку і ехогенності за дальньою межею органу. Якщо знижена звукопровідність, то дальня межа органу та структура за ним відображається не чіткіше ніж структури, розташовані поряд.

Ехогенність – це здатність досліджуваного органу відбивати УЗ промені. Вона залежить від акустичного опору, кута сканування та довжини хвилі. Що більший акустичний опір, тим більша ехогенність.

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).

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'єзокристалом 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).

Моделі перетворювачів

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

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).

Табл. 8.3. Глибина проникнення УЗ променів

Частота (f), МГц	Глибина проникнення, см
2,5	24
3,5	16-18
5	9-12
7,5	4-5
10	2-3
12	1-2

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).

В УЗ діагностичних приладах застосовують три основних типи розгортки.

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 Допплера, який дозволяє реєструвати два типи сигналів – від нерухомих структур (стінка судини) і від рухомих (кров). Зображення може бути сірим і кольоровим.

Ультразвукова семіотика в медицині

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.