

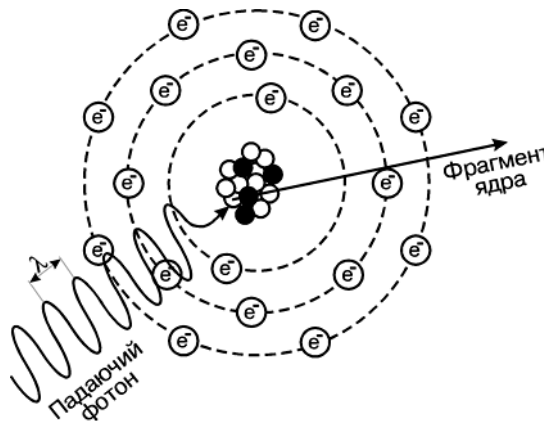
# ФІЗИЧНІ ОСНОВИ ПРОМЕНЕВОЇ ТЕРАПІЇ

## 1. Види і властивості іонізуючих випромінень (ІВ)

**Іонізуючі випромінювання (ІВ)** – це випромінювання, взаємодія яких із середовищем спричиняє іонізацію і збудження його атомів. До ІВ належать фотони високої енергії та елементарні частинки (альфа- і бета-частинки, електрони, позитрони, протони, нейтрони та інші).

Енергія ІВ вимірюється в **електрон-вольтах** (eВ, eV).

**Фотони** – дискретні порції (кванти) електромагнітної енергії, які можуть поводитися як хвилі чи частинки та не мають маси покою і електричного заряду. Якщо енергія фотонів становить щонайменше 8 MeВ, їх взаємодія з ядром атома може спричинити його руйнацію з викидом фрагмента ядра: нейтрона, протона чи альфа-частинки. Цей процес носить назву **фотодезінтеграція ядра** (рисунок 1).



**Рис. 1.** Схема процесу взаємодії фотона надвисокої енергії з ядром атома з фотодезінтеграцією останнього

Струмені фотонів залежно від походження називаються **ікс-промені** (ікс-випромінювання, рентгенівське проміння) чи **гамма-промені** (гамма-випромінювання).

Ікс-промені виникають при взаємодії струменя електронів з атомами речовини. Якщо у полі атома електрони гальмуються, їх енергія випромінюється у вигляді квантів, що в таких випадках носять назву **гальмівні ікс-промені**. Енергія квантів такого випромінювання становить континуум значень

у діапазоні від мінімальної до максимальної, відповідної повній кінетичній енергії електронів, що гальмуються. Отже, гальмівне ікс-випромінення має **неперервний енергетичний спектр**. Крім того, частина електронів первинного струменя видаляє орбітальні електрони за межі атомів. На звільнене місце переходять електрони з більш віддалених від ядра оболонок, випромінюючи частину своєї енергії теж у вигляді фотонів ікс-випромінення. Для кожного елемента такі фотони мають свою характерну величину енергії, тому спектр їх енергії **лінійчастий**, і вони називаються **характеристичним ікс-промінням**.

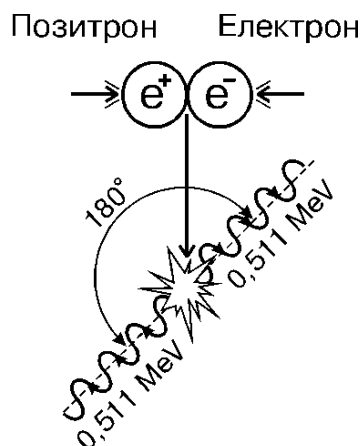
**Гамма-промені** – фотони ядерного походження, які випромінює ядро радіонукліда при розпаді. Фотони гамма-випромінення мають енергію від десятків кеВ і вище.

**Електрон** ( $e^-$ ) – елементарна частинка оболонок атома із зарядом  $-1$  і масою покою 511 кеВ (маса покою частинок має енергетичний еквівалент і тому може визначатися в одиницях енергії). Електрони бувають також ядерного походження. Такі народжуються при розпаді ядер радіонуклідів в процесі розпаду одного з нейтронів ядра на протон і електрон. Електрони такого походження називаються **бета-частинками** ( $\beta^-$ ). Їх кінетична енергія має характерне для даного нукліда значення.

**Позитрон** ( $e^+$ ) – елементарна античастинка із зарядом  $+1$  і масою покою 511 кеВ. Фактично це дзеркальна до електрона частинка, що виникає в парі з електроном при гальмуванні фотона з енергією  $\geq 1,022$  МеВ (маса покою кожної з цих частинок становить 511 кеВ). Крім того, позитрони можуть бути ядерного походження. Ядра деяких радіонуклідів розпадаються з викидом позитрона, який виникає в ядрі в результаті розпаду протона на нейтрон і позитрон. В такому випадку нейтрон залишається в ядрі, а позитрон випромінюється за його межі.

Позитрони, будучи частинками антиматерії, в оточенні матерії існують тільки рухаючись. Коли їх кінетична енергія вичерпається в полях атомів, вони зливаються з найближчим електроном, породжуючи два фотони з енергією 511

кеВ кожний. Цей процес носить назву **анігіляція**. Анігіляційні фотони розлітаються в протилежні боки під кутом  $180^\circ$  (рисунок 2).



**Рис. 2.** Схема процесу анігіляції пари електрон–позитрон

**Протон** (p) – ядерна частинка із зарядом +1 і масою 938 MeV.

**Нейтрон** (n) – ядерна частинка з нульовим зарядом і масою 940 MeV.

**Альфа-частинка** ( $\alpha$ ) – складається з 2 нейтронів і 2 протонів, тобто еквівалентна ядру гелію, має заряд +2 і масу 3,8 GeV (4 атомні одиниці маси).

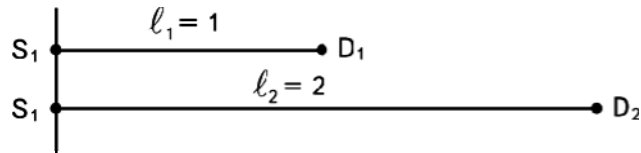
Проходячи через середовище, ІВ **збуджують** (викликають перехід електронів з внутрішніх орбіт на зовнішні) або **іонізують** (вибивають за межі атома орбітальні електрони) атоми. Збудження чи іонізація атома робить його хімічно активним.

Здатність ІВ викликати іонізацію атомів середовища зумовлює їх похідні властивості:

- здатність викликати люмінесценцію певних матеріалів,
- чинити фотохімічну дію («засвічувати» фотоплівку),
- ініціювати хімічні реакції,
- чинити біологічну дію.

## 2. Ослаблення струменя ІВ. Типи взаємодії ІВ з матерією

Інтенсивність струменя ІВ падає пропорційно квадрату збільшення відстані від його джерела (закон обернених квадратів). Наприклад, на відстані від джерела удвічі більшій інтенсивність струменя ІВ менша в чотири рази (рисунок 3).



**Рис. 3.** Інтенсивність струменя випромінення обернено пропорційна квадрату відстані від його джерела:  $D_2 = 1/4D_1$  – інтенсивності струменя на відстані  $l_1=1$  і  $l_2=2$  від джерела, відповідно.

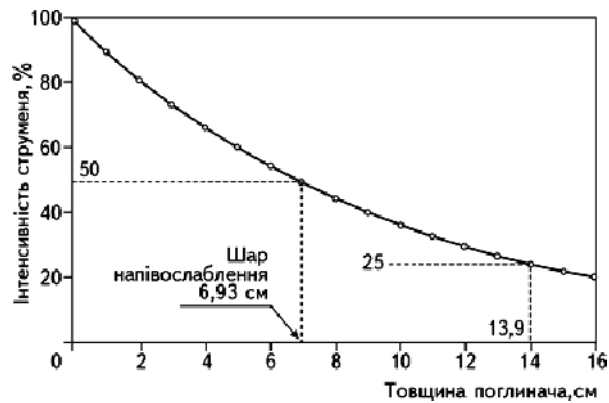
Ця закономірність виражається рівнянням:

$$D_2 = D_1 \times l_1^2 / l_2^2 \quad (1)$$

де  $D_1$  – інтенсивність струменя випромінення на відстані від джерела  $l_1$ ,  
 $D_2$  – інтенсивність струменя випромінення на відстані від джерела  $l_2$ .

Закономірність зміни інтенсивності струменя зі збільшенням відстані використовується, зазвичай, як один із важливих факторів радіологічного захисту. Крім того, збільшення відстані джерело–шкіра при дистанційній променевої терапії забезпечує збільшення відносних глибинних доз, що важливо при опромінюванні глибинних пухлин.

На своєму шляху в речовині ІВ поступово втрачають енергію, передаючи її атомам у процесі іонізації і збудження. Зіткнення фотонів чи частинок з атомами носить ймовірностний характер, тому інтенсивність струменя в однорідній речовині згасає за **експоненціальним законом**: на кожній одиниці товщини однорідної речовини (поглинача) втрачається одна і та ж частка струменя випромінення. Якщо в першій одиниці товщини шару речовини поглинеться 1% із 100 одиниць інтенсивності випромінення, на наступний шар залишається 99 одиниць, із яких, в свою чергу, 1% поглинеться в цьому шарі. Продовження такого розрахунку покаже, що після проходження струменя крізь 10 одиниць товщини речовини залишиться 90,45 одиниць його інтенсивності (рисунок 4).



**Рис. 4.** Закономірність падіння інтенсивності струменя випромінювання в однорідному середовищі.

Цілком зрозуміло, що зі збільшенням питомої маси речовини ймовірність зіткнень випромінювання з атомами зростає, тобто здатність речовини ослаблювати струмінь випромінювання залежить від її питомої маси (питомої щільності). Отже, тканини тіла людини по різному поглинають енергію випромінювання в залежності від їх щільності. Для кількісної характеристики здатності речовини ослаблювати струмінь випромінювання використовують два показники: *лінійний коефіцієнт ослаблення* (ЛКО) і *шар напівослаблення* (ШНО).

*Лінійний коефіцієнт ослаблення* – показник ступеня відносного ослаблення струменя випромінювання шаром даної речовини завтовшки 1 см.

*Шар напівослаблення* – абсолютне значення товщини шару речовини, яка забезпечує ослаблення струменя вдвічі.

Але значення цих показників буде різним не тільки для різних матеріалів, але і для того ж самого матеріалу залежно від типу і енергії випромінювання: заряджені частинки поглинаються більш інтенсивно, ніж фотони, а поглинання фотонів зменшується при збільшенні їх енергії.

*Довжина пробігу ІВ* у середовищі – це середній загальний шлях, який може пройти елементарна частинка чи фотон залежно від маси, заряду, енергії ІВ та густини середовища. Цілком зрозуміло, що високій масі і заряду ІВ відповідатиме коротка довжина їх пробігу. Також зрозуміло, що в середовищах високої питомої густини довжина пробігу ІВ також скорочується.

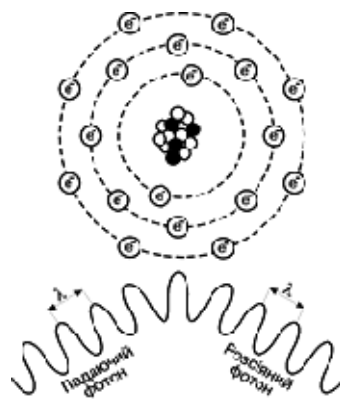
Заряджені частинки іонізують атоми речовини переважно безпосередньо при зіткненні з ними. Такий механізм іонізації носить назву *пряма іонізація*.

При проходженні крізь середовище частинок без заряду (нейтронів) або фотонів іонізація атомів відбувається переважно під дією вторинних частинок, що вибиваються з атома при першій взаємодії незаряджених ІВ, і тому такий тип іонізації називають **непрямою іонізацією**.

Для фотонів існує 5 типів взаємодії з атомами речовини:

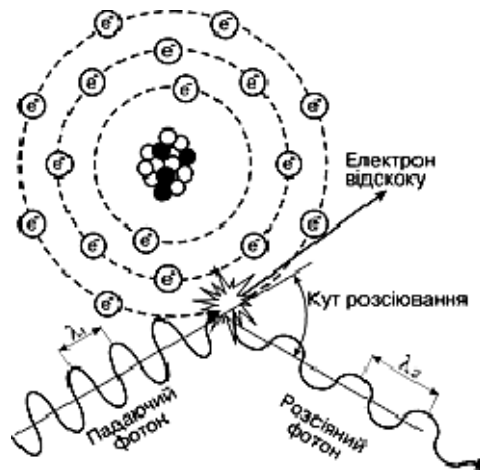
- когерентне (томпсонівське, класичне) розсіювання,
- комптонівське розсіювання (комптон-ефект),
- фотоелектричний ефект,
- утворення пари і
- фотодезінтеграція.

**Когерентне розсіювання** полягає в тому, що у полі атома падаючий фотон змінює напрям руху (розсіюється), не втрачаючи кінетичної енергії (рисунок 5).



**Рис. 5.** Схема когерентного (томпсонівського) розсіювання фотонів ікс-променів на атомі речовини

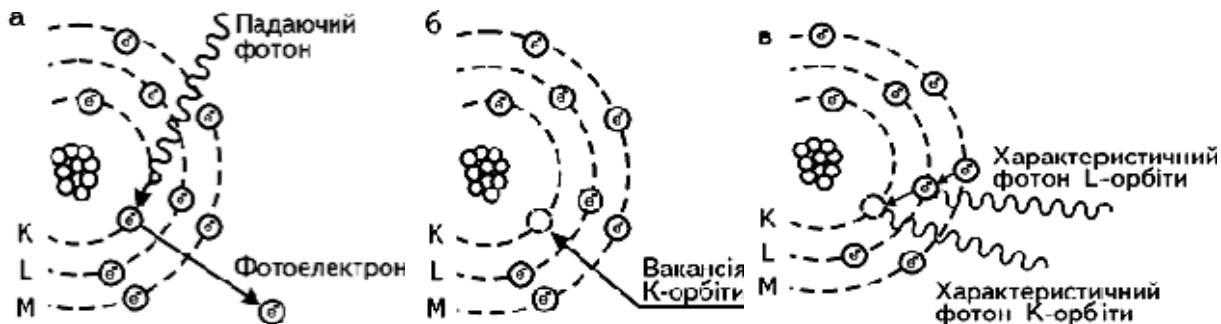
Зміна траєкторії руху фотона може відбутися під будь-яким кутом, аж до зворотного напрямку (**зворотне розсіювання**). Зворотне розсіювання більш характерне для фотонів з відносно невисокою енергією. Вторинне ІВ, що виникає при опромінюванні фотонами високої, а особливо надвисокої енергії, в певній мірі продовжує напрямок первинного струменя, що збільшує загальну щільність струменя в глибині матеріала, і відповідно збільшує передану енергію матерії на глибині, що корисно при ПТ глибоких пухлин.



**Рис. 6.** Схема комптонівського розсіювання фотонів в речовині.

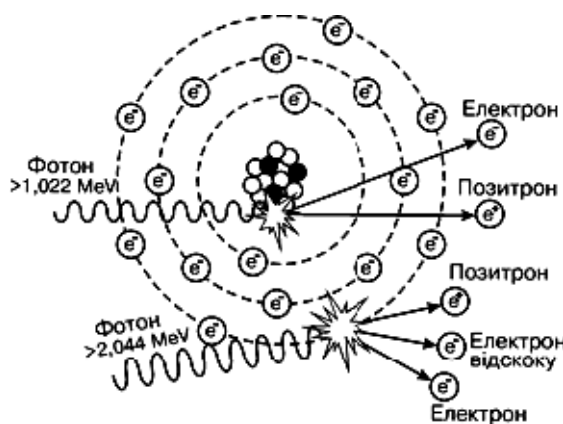
**Комптонівське розсіювання** – зміна напрямку руху фотона з одночасною втратою частини його енергії в результаті прямого стикання з електроном атома (рисунок 6). Унаслідок такої події електрон набуває прискорення і покидає атом, стаючи «снарядом» вторинної (непрямої) іонізації довколишніх атомів. Кут відскоку електрона до напрямку руху фотона при невеликих енергіях останнього варіює в досить широких межах (широке розсіювання), зменшуючись при збільшенні енергії падаючого фотона. При енергіях фотона понад 1 МеВ вторинні електрони практично всі рухаються вздовж траєкторії струменя фотонів, тим збільшуючи інтенсивність тепер уже комбінованого струменя (фотони і електрони) і передану енергію речовині. У результаті поглинута енергія в поверхневих шарах речовини може бути меншою, ніж на деякій глибині, залежній від початкової енергії фотонів. Місце найбільшої поглинутої за такої ситуації в речовині енергії носить назву **пик дози**.

**Фотоелектричний ефект** – процес, за якого фотон при стиканні з електроном атома передає йому всю свою енергію, в наслідок чого фотон зникає, а електрон залишає атом. Такий електрон носить назву **фотоелектрон** (рисунок 7). Його вакантне місце займає інший електрон з віддаленої електронної оболонки, випромінюючи при цьому квант характеристичного ікс-випромінювання.



**Рис. 7.** Схема послідовних етапів фотоелектричного ефекту. **а** — зіткнення падаючого фотона з електроном К-оболонки і викид останнього за межі атома; **б** — вакансія на К-оболонці; **в** — заповнення вакансії К-оболонки електроном з L-оболонки і випромінення ним фотона характеристичного ікс-випромінення К-оболонки, і далі заповнення утвореної вакансії L-оболонки електроном з M-оболонки з випроміненням фотона характеристичного ікс-випромінення L-оболонки

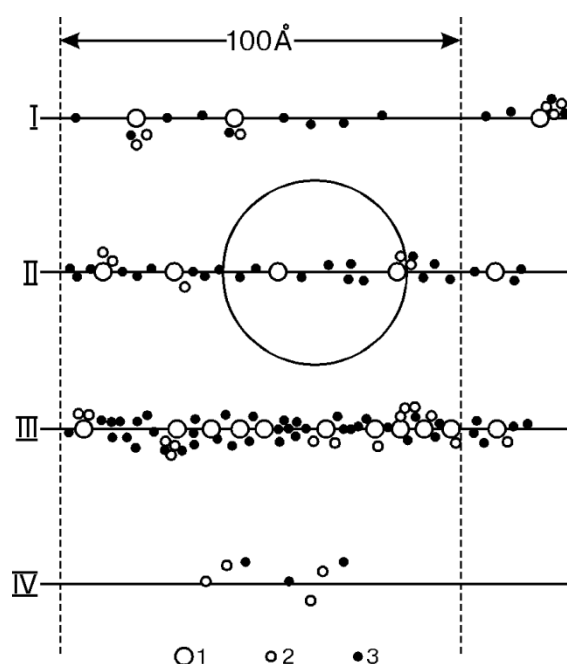
**Утворення пари** – процес, за якого фотон з енергією  $E \geq 1,022 \text{ MeV}$  при гальмуванні трансформується в пару частинок – електрон і позитрон, тобто відбувається перетворення енергії в матерію (рисунок 8). Така подія відбувається тільки в полі атома, який відіграє в цьому роль «каталізатора».



**Рис. 8.** Утворення в полі атома із високоенергетичного фотона пари частинок – електрона і позитрона. Якщо така подія відбувається на зовнішній орбіті, утворюється триплет, оскільки до народженої пари частинок приєднується вибитий з орбіти електрон

Про **фотодезінтеграцію** ядра атома надвисокоенергетичним фотоном уже згадано вище. До того треба додати, що внаслідок фотодезінтеграції виникає нестабільний і, зазвичай, надкоротковічний радіонуклід. При лікуванні онкологічних хворих мегавольтним випроміненням лінійного прискорювача (енергія  $>10 \text{ MeV}$ ) в їх опромінюваних тканинах утворюється дециця саме таких надкоротковічних радіонуклідів, які майже повністю встигають розпастися протягом десятка хвилин по завершенні опромінювання.

Частість зіткнень струменя фотонів чи частинок з атомами середовища залежить від їхніх маси, заряду та енергії. Вочевидь, частинки більшої маси і з електричним зарядом мають шанси частіше взаємодіяти з атомами, і тому на їхній траєкторії залишиться багато іонізованих атомів на **одиночку довжини пробігу** в середовищі (рисунок 9). У таких випадках кажуть про **високу густину іонізації**, а випромінення називають **густоіонізуювальним**. До таких випромінень належать протони, нейтрони і альфа-частинки. На противагу їм, випромінення з малою масою (електрони, позитрони) і особливо без заряду і маси покою (кванти гамма- та ікс-променів) спричиняють іонізацію середовища **низької густини** і тому носять називу **слабкоіонізуювальні**. Показником густини іонізації випромінням атомів є величина **лінійної передачі енергії (ЛПЕ)**, яка визначається як середня енергія, втрачена частинкою чи фотоном у воді на шляху в 1 мкм. Одиницею міри цього показника є 1 кЕВ/мкм.



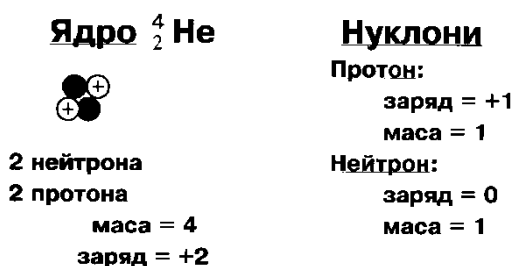
**Рис. 9.** Лінійне передавання енергії (ЛПЕ). Схема відтінків траєкторії різних типів ІВ з розподілом на них актів взаємодії із атомами середовища. 1 – первинна іонізація; 2 – вторинна іонізація; 3 – збудження; I – фотон з енергією 40 кеВ; II – бета-частинка з енергією 90 кеВ; III – альфа-частинка з енергією 4 МеВ; IV – гамма-квант з енергією 1,25 МеВ

З енергією ІВ густина іонізації середовища має зворотний зв'язок – із зростанням енергії іонізувальна здатність ІВ слабшає, позаяк ймовірність зіткнення з атомами високоенергетичного випромінення зменшена.

Важливо зауважити, що з густиною іонізації прямо пов'язані фізичні, хімічні та біологічні наслідки взаємодії ІВ з опромінюваним середовищем – чим вище ЛПЕ, тим значніші наслідки, що означає – густоіонізуювальні ІВ мають більшу *відносну біологічну ефективність (ВБЕ)*.

### 3. Радіоактивність

Як відомо, ядро атома складається з елементарних частинок із загальною назвою *нуклони* (рисунок 10). До них відносять позитивно заряджені *протони* (атомна маса 1, заряд +1) і *нейтрони* (атомна маса 1, заряд 0).



**Рис. 10.** Фізичні характеристики нуклонів – протонів і нейтронів.

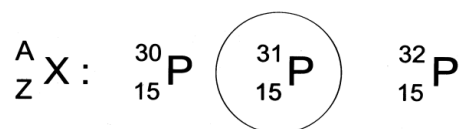
Сума протонів і нейтронів у ядрі становить його масу. Загальна кількість протонів визначає сумарний електричний заряд ядра і зумовлює фізико-хімічні особливості елемента. Для кожного елемента характерна тільки певна кількість протонів у ядрах його атомів. Зміна їх кількості в ядрі означає, що воно стало ядром атома іншого елемента. Зміна ж кількості нейтронів у ядрі змінює лише його масу, не спричиняючи зміни його належності даному елементу. Варіанти атома хімічного елемента з різною кількістю нейтронів у ядрі мають назву *ізотопи*, оскільки вони є одним і тим же елементом і тому розташовані в періодичній таблиці хімічних елементів в одній позиції. Окремий ізотоп елемента називається *нуклід*, але ці два терміни зазвичай вживають як синоніми.

*Таблиця 1. Ізотопи водню*

| Символ         | Протони <b>Z</b> | Нейтрони <b>N</b> | Атомна маса <b>A</b> | Ім'я      |
|----------------|------------------|-------------------|----------------------|-----------|
| ${}^1\text{H}$ | 1                | 0                 | 1                    | Protium   |
| ${}^2\text{H}$ | 1                | 1                 | 2                    | Deuterium |
| ${}^3\text{H}$ | 1                | 2                 | 3                    | Tritium   |

Як приклад у таблиці 1 наведені ізотопи водню (H) з масами ядра 1, 2 і 3 одиниці. Перший ізотоп має назву **протій** (protium – *простий* (лат.)). Це найпоширеніший у природі (й у Всесвіті) ізотоп водню, ядро якого становить лише 1 протон (нейтрони відсутні), тому його маса становить 1 і заряд +1. Другий ізотоп – **дейтерій** (deuterium – *другий*) з атомною масою 2. У цього ізотопу ядро складається з 1 протона і 1 нейтрона. Таке ядро енергетично стабільне, як і у протія, тому ці два ізотопи називаються **стабільними**. Дейтерій входить замість протію до складу молекули *важкої води*. Останній – третій ізотоп **третій** (tritium – *третій*) має атомну масу 3 (в ядрі 1 протон і 2 нейтрона). Ядро з двома нейтронами і одним протоном енергетично **нестабільне**, з часом воно розпадається з випромінюванням бета-частинки. Такі нукліди називають **радіоактивними**. Усі три ізотопи водню мають природне походження.

На відміну від водню, більшість елементів мають лише один природний ізотоп, як, наприклад, фосфор ( $^{31}\text{P}$ ). Усі інші його ізотопи (рисунк 11), зокрема з масою ядра 30 ( $^{30}\text{P}$ ) і 32 ( $^{32}\text{P}$ ) – штучного походження.



**Рис. 11.** Ізотопи фосфору: ізотоп з атомною масою 31 ( $^{31}\text{P}$ ) – природний, два інших  $^{30}\text{P}$  і  $^{32}\text{P}$  – штучні. Форма запису ізотопів: X – символ елемента, A – атомна маса, Z – заряд ядра (номер елемента в періодичній таблиці елементів).

Найбільш поширеними природними радіонуклідами, внесок яких у природне опромінення людей найбільший, є вуглець-14, калій-40, радон-222, радій-226, уран-235, уран-238 і торій-232.

Ядра атомів радіоактивних ізотопів енергетично нестабільні, тобто розпадаються з випромінюванням енергії у вигляді гамма-квантів та/або викидом альфа- чи бета-частинок. Кожному радіоізотопу властивий певний тип розпаду, що відбувається за характерною схемою.

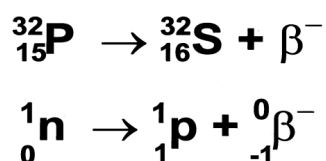
**Альфа розпад.** Ядро випромінює альфа-частинку, перетворюючись на ядро іншого елемента (**дочірнього**), розташованого в періодичній таблиці

елементів на 2 позиції лівіше («зсув уліво»), оскільки його заряд нижчий на 2 одиниці, ніж у *материнського* ядра. Крім частинки при цьому додатково може випромінюватися і гамма-квант. Класичним прикладом такого типу радіоактивного розпаду може бути розпад радіонукліда радію-226 (рисунок 12).



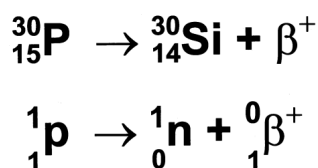
**Рис. 12.** Схема альфа-розпаду  ${}^{226}\text{Ra}$ . Ядро цього радіонукліда при розпаді випромінює альфа-частинку (маса 4 і заряд +2), в результаті чого утворюється ядро іншого елемента – радона ( ${}^{222}\text{Rn}$ ).

**Бета-розпад.** Є два варіанти бета-розпаду – *електронний* і *позитронний*. У першому варіанті ядро випромінює тільки електрон або додатково і гамма-квант. Електрон у ядрі виникає в результаті розпаду одного з нейтронів на протон, який залишається в ядрі, і випромінюваний електрон (*електронний бета-розпад*), в результаті чого утворюється дочірній елемент із зарядом ядра на одиницю більшим, тому він стоїть у періодичній таблиці елементів на 1 клітину правіше («зсув управо») (рисунок 13).



**Рис. 13.** Принципова схема електронного бета-розпаду. Ядро радіонукліда фосфору-32 випромінює бета-частинку із зарядом  $-1$  (електрон), який утворюється в результаті розпаду одного з нейтронів на дві заряджені частинки – протон, який залишається в ядрі, і випромінюваний електрон. Як результат, заряд ядра збільшується на одиницю, і фосфор перетворюється на сірку

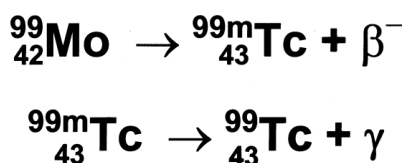
В іншому варіанті бета-розпаду (*позитронний бета-розпад*) в ядрі один з протонів розпадається на випромінюваний позитрон і нейтрон, що залишається в ядрі. Ядро втрачає одиницю заряду, і тому дочірній елемент має позицію на одну клітину лівіше (рисунок 14).



**Рис. 14.** Схема позитронного варіанту бета-розпаду. Ядро радіонукліда фосфору-30 випромінює бета-частинку із зарядом  $+1$  (позитрон), який утворюється в результаті перетворення одного з протонів у дві частинки – нейтрон, який залишається в ядрі, і

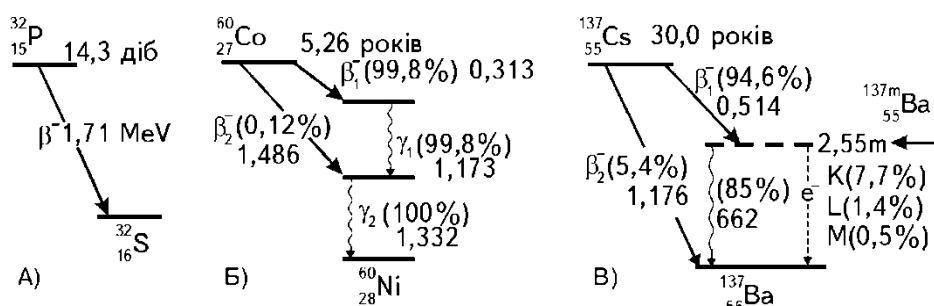
випромінюваний позитрон. Як результат, заряд ядра зменшується на одиницю, і фосфор перетворюється на кремній

У деяких випадках бета-розпаду після випромінення електрона чи позитрона ядро дочірнього радіонукліда залишається в енергетично збудженому (*метастабільному*) стані і лише через деякий час (іноді досить значний) переходить у стабільний, випромінивши надлишок енергії у вигляді гамма-кванта. Радіонукліди, ядра яких після випромінення бета-частинки деякий час продовжують перебувати в збудженому стані, називаються *метастабільними* (рисунок 15).



**Рис. 15.** Схема бета-розпаду з утворенням проміжного радіонукліда в метастабільному стані. Ядро радіонукліда молібдену-99 випромінює бета-частинку із зарядом  $-1$  (електрон) з перетворенням на радіонуклід технецію-99m, ядро якого залишається значний час у збудженому (з надлишком енергії) стані. Такий стан ядра носить назву *метастабільного*. В подальшому залишок енергії ядра випромінюється у вигляді тільки гамма-кванта, і метастабільний радіонуклід технецію перетворюється на стабільний нуклід ( ${}^{99}\text{Tc}$ ).

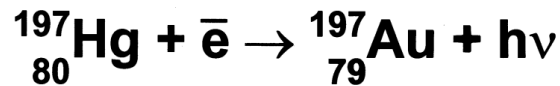
На рисунку 16 наведено схеми фізичних процесів у ядрах при різних типах бета-розпаду.



**Рис. 16.** Схеми фізичних процесів при бета-розпаді: **А** — ядро радіонукліда  ${}^{32}\text{P}$  при розпаді випромінює тільки електрон з енергією 1,71 MeV, перетворюючись зразу на стабільний нуклід сірки; **Б** — 0,12% ядер радіонукліда  ${}^{60}\text{Co}$  при розпаді випромінюють електрон з енергією 1,47 MeV і гамма-квант з енергією 1,332 MeV, перетворюючись на стабільний нуклід нікелю. Інші 99,8% ядер випромінюють електрон з енергією лише 0,31 MeV і послідовно 2 гамма-кванта з енергією 1,17 MeV і 1,33 MeV; **В** — 5,4% ядер радіонукліда  ${}^{137}\text{Cs}$  випромінює електрон з енергією 1,18 MeV, перетворюючись зразу на стабільний нуклід барію. Інші 94,6% ядер випромінюють послідовно електрон з енергією 0,514 MeV і гамма-квант з енергією 0,662 MeV

**К-захват.** При цьому типі розпаду ядро набуває стабільності в результаті поглинання ним електрона з К-оболонки (найближчої до ядра). Захоплений

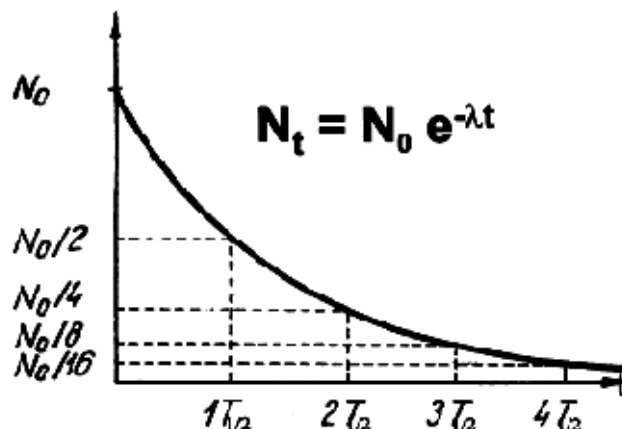
ядром електрон з'єднується з протоном, утворюючи нейтрон. Як результат, заряд ядра зменшується на одиницю, і материнський радіонуклід перетворюється на новий зі зміщенням у таблиці елементів вліво. При такому варіанті ядро не випромінює енергії. Місце захопленого з К-оболонки електрона займає інший із зовнішньої орбіти, що супроводжується випроміненням фотона *характеристичного ікс-проміння* (рисунок 17).



**Рис. 17.** Схема радіоактивного розпаду ядра за типом К-захоплення. Ядро радіонукліда ртуті-197 захоплює електрон з К-орбіти (найближчої до ядра). Захоплений ядром електрон з'єднується з протоном, утворюючи нейтрон. Як результат, заряд ядра зменшується на одиницю, і ртуть перетворюється на золото

Зазвичай за швидкістю розпаду радіоізотопи класифікують на *надкоротковічні*, *коротковічні* і *довговічні*. Для гамма-радіотерапії, зазвичай, застосовують гамма-випромінювальні радіонукліди  ${}^{60}\text{Co}$ ,  ${}^{125}\text{I}$ ,  ${}^{131}\text{I}$ ,  ${}^{137}\text{Cs}$ ,  ${}^{192}\text{Ir}$ .

Акт розпаду ядра радіоізотопу є ймовірнісним явищем, тому кількість радіоізотопу з часом зменшується за *експоненціальним законом*: за рівні інтервали часу розпадаються *рівні частини* абсолютної кількості ядер, що була на початку такого інтервалу. Інакше кажучи, відносна кількість розпадів ядер радіонукліда за одиницю часу залишається постійною, не зважаючи на зменшення кількості ядер у результаті їх розпаду. Ця закономірність носить назву *закон радіоактивного розпаду* (рисунок 18).



**Рис. 18.** Закон радіоактивного розпаду.  $N_0$  – початкова кількість радіонукліда,  $N_t$  – залишок радіонукліда через проміжок часу  $t$ ;  $T_{1/2}$  – час напіврозпаду радіонукліда,  $e$  – основа натурального логарифма;  $\lambda$  – стала розпаду

Кожний радіонуклід має свою характерну швидкість розпаду ядер, мірами якої є *час напіврозпаду* ( $T_{1/2}$ ) і *стала розпаду* ( $\lambda$ ).

*Час напіврозпаду* ( $T_{1/2}$ ) – це час розпаду половини початкової кількості ядер. *Стала розпаду* ( $\lambda$ ) – відносна частина ядер радіонукліда, яка розпадається за кожну одиницю часу. Співвідношення цих критеріїв виражається такими рівняннями:

$$T_{1/2} = 0,693/\lambda, \quad \lambda = 0,693/T_{1/2} \quad (2)$$

Інколи вживається такий критерій, як *середній час життя ядер радіонукліда* ( $\Theta$ ), який визначають за таким рівнянням:

$$\Theta = 1,44 \times T_{1/2}. \quad (3)$$

#### 4. Радіаційні вимірювання

Ефективне і водночас безпечне використання ІВ, зокрема в медицині, пов'язане з радіаційними вимірюваннями.

До задач радіаційних вимірювань входять:

- індикація іонізуючих випромінень;
- ідентифікація типу випромінення і визначення його енергії;
- вимірювання кількості, інтенсивності та розподілу енергії, переданої іонізуючим випроміненням речовині;
- вимірювання кількості радіонукліда та його розподілу у просторі та (або) часі.

Технічно простою, але надто важливою для безпечного використання випромінень, є задача індикації наявності чи відсутності радіаційного поля з бажано одночасною оцінкою його інтенсивності хоча б на якісному рівні.

Ідентифікація випромінень належить до характерних задач ядерної фізики та атомної енергетики. У медицині вона стосується радіаційно-гігієнічних проблем, коли буває необхідно визначити склад радіонуклідних забруднювачів довкілля, питної води та харчових продуктів.

Проблеми, які належать до третього класу задач радіаційних вимірювань, розглядаються в розділі фізики, який має назву *дозиметрія*.

*Дозиметрія – це галузь фізики з проблем визначення кількості, інтенсивності та розподілу переданої енергії іонізуювальною радіацією речовині.*

Наріжним у дозиметрії є поняття *дози*. Збігло чимало часу з моменту відкриття ікс-променів до формулювання поняття дози у тому вигляді, який прийнято нині. Поняття *доза* визначається так:

*доза – це кількість енергії, яка передається одиниці маси речовини струменем випромінення.*

Слід звернути увагу на те, що доза не є кількісною характеристикою безпосередньо потоку випромінення. Вона визначає фактор, який спричиняє певні ефекти в опромінюваному середовищі і рівень цих ефектів. Таким фактором є *енергія, яка поглинається середовищем із струменя випромінення.*

Іншим важливим аспектом прийнятого визначення поняття дози є те, що за неї приймається енергія, поглинута не всім опромінюваним обсягом середовища, а одиницею його маси.

Здавалося б, що в медицині мав би сенс враховувати загальну кількість енергії, поглинутої живою тканиною, оскільки апріорно зрозуміло, що опромінення більшого обсягу тканин буде мати більші клінічні наслідки порівнянно з опроміненням в тій же дозі тканин меншого обсягу (тобто в умовах поглинання в обох випадках однакової енергії в одиниці об'єму). Проте проблемою є та обставина, що безпосередньо в живій тканині вимірювання поглинутої енергії взагалі є *принципово нерозв'язною задачею*.

По-перше, життя – це динамічний і безперервний потік обміну енергією як із зовнішнім середовищем, так і між структурними елементами організму всіх рівнів – від молекул до органів. Загальний бюджет цього потоку енергії на десятки порядків перевищує ту енергію, що поглинається живими тканинами людини при навіть летальному опроміненні, рівень якої еквівалентний тепловій енергії, що підвищила б температуру тіла постраждалого на 0,001 °C.

По-друге, неможливо створити будь-який пристрій, що міг би інвіво ідентифікувати енергію, передану живим тканинам саме випроміненням.

По-третє, розподіл поглинуваної енергії в тканинах нерівномірний, що додатково унеможлиблює безпосереднє визначення сумарної поглинутої енергії тканинами.

З огляду на все це, пряме вимірювання дози здійснюється *в стандартних умовах* в середовищах, які називають *дозиметричними модельними середовищами*. Як такі використовують переважно *повітря* і *люмінісцентні речовини*.

Певний час точилася дискусія відносно вживання терміна *доза* з додатком *радіації* чи *опромінення*. Коректним є термін *доза опромінення*. Термін «доза опромінення» може викликати деякий спротив сприйняття, оскільки слово «доза» традиційно сприймається як певна кількість будь-якої речовини, а «опромінення» – це завершена дія. Проте беззастережно коректним є термін *доза опромінення*, зважаючи на те, що цей термін визначається як *міра рівня дії радіації*. До того ж це знімає ряд логічних недоречностей. Наприклад, як логічні сприймаються словосполучення *доза внутрішнього опромінення*, або *доза опромінення від інкорпорованих радіонуклідів*, тоді як «доза внутрішнього випромінення» позбавлене сенсу.

Для вимірювання доз використовують радіаційні дозиметри, принципова схема будови яких наведена на рисунку 19.

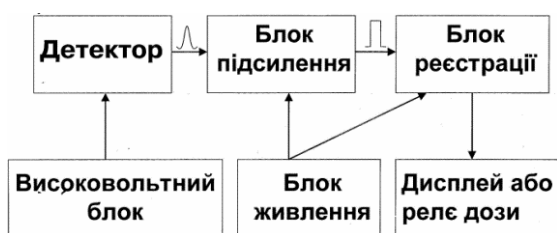
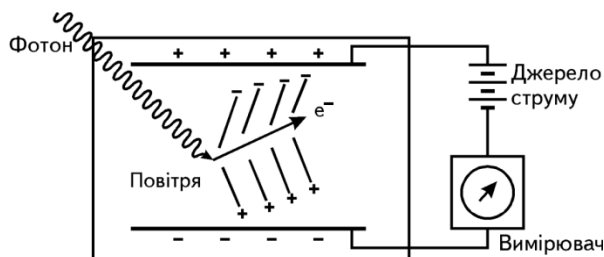


Рис. 19. Принципова схема будови радіаційного дозиметра

Головним елементом дозиметра є *детектор*, в якому формується сигнал, пропорційний поглинутій енергії в одиниці маси модельного середовища, тобто радіаційній дозі.

*Іонізаційні дозиметри*. Детектором в дозиметрах цього типу слугує *іонізаційна камера* (рисунок 20), заповнена *повітрям як модельним*

*середовищем*. Розміри камери, тобто об'єм повітря в ній, варіюють від долей 1 см<sup>3</sup> до 1000 см<sup>3</sup>, що визначається або необхідною чутливістю дозиметра (більший об'єм – більша чутливість), або просторовою точністю вимірювань (малий об'єм – просторова точність). Струмів ІВ іонізує атоми повітря в камері, і вільні іони рухаючись до електродів камери, замикають зовнішнє електричне коло, сила струму в якому калібрується в одиницях дози **в повітрі**.



**Рис. 20.** Принципова схема дії радіаційного дозиметра з іонізаційною камерою.

Іонізаційні дозиметри є найбільш вживаними в дозиметрії, яка обслуговує потреби медичної практики.

**Люмінесцентний дозиметр** за модельне середовище має речовину, яка під дією ІВ світиться з яскравістю, пропорційною поглинутій енергії ІВ (монокристал NaI, спеціальні пластмаси або скінтіляційна рідина). Світіння модельної речовини трансформується фотоелектронним помножувачем (ФЕП) в електричний струм, за силою пропорційний яскравості світіння, тобто поглинутій дозі.

Близькою за принципом до люмінесцентної дозиметрії є **термолюмінесцентна дозиметрія** (ТЛД), відкрита і розроблена протягом 70-х років минулого сторіччя. Метод нині широко застосовують для оцінки рівня опромінення персоналу, калібрування радіаційного виходу джерел ІВ медичного призначення, вимірювання опромінення тіла пацієнта при рентгенодіагностиці тощо. Детектором для таких дозиметрів слугує маленька таблетка чи стовпчик (діаметром 3–10 мм) з LiF або іншого спеціального матеріалу (наприклад, AlO<sub>2</sub>, CaF<sub>2</sub>), атоми яких здатні накопичувати поглинуту енергію в електронних оболонках на тривалий час і потім віддавати її у вигляді світлового спалаху при нагріванні. Такі дозиметри дозволяють вимірювати дозу у великому діапазоні її значень, що дорівнює 8 порядкам.

Радіаційна доза від *фотонного випромінення, виміряна в повітрі іонізаційної камери*, називається **експозиційною дозою** (від англ. *exposure* – опромінення). Одиницями експозиційної дози є **рентген (Р)** – несистемна одиниця та **кулон на кілограм (К/кг)** – системна одиниця (SI).

Експозиційна доза, отримана за одиницю часу, носить назву **потужність експозиційної дози (ПЕД)** і вимірюється в **рентгенах на секунду (Р/с)**, **рентгенах на хвилину (Р/хв)** або **рентгенах на годину (Р/год)**.

Для визначення поглинутої енергії зі струменя будь-яким іншим ніж повітря середовищем, зокрема тканинами організму, вживається поняття **поглинута доза**.

**Поглинута (абсорбована) доза** – це кількість енергії випромінення, поглинутої в одиниці маси будь-якої речовини. Поглинуту дозу в даній речовини розраховують за формулою:

$$D = X \times f \quad (4)$$

де  $f$  – Ф-фактор;  $X$  – експозиційна доза.

Ф-фактор – це коефіцієнт відношення абсорбованої і експозиційної доз, залежний від енергії випромінення та густини опромінюваного середовища. Із одного й того ж самого струменя випромінення середовище з більшою густиною поглинає енергію більшу, ніж середовище меншої густини. Так, кістки поглинуть дозу більшу, ніж м'язи, а останні – ніж жирова (таблиця 2).

Таблиця 2. Значення Ф-фактора для фотонів різних енергій і різних тканин

| Photon energy (KeV) | Fat ( $\rho = 0,92$ ) | Muscle ( $\rho = 1,04$ ) | Bone ( $\rho = 1,65$ ) |
|---------------------|-----------------------|--------------------------|------------------------|
| 30                  | 0,53                  | 0,92                     | 4,40                   |
| 50                  | 0,66                  | 0,94                     | 3,60                   |
| 100                 | 0,91                  | 0,96                     | 1,50                   |
| 150                 | 0,96                  | 0,96                     | 1,10                   |

Але величина абсорбованої дози не завжди може бути мірою очікуваного біологічного ефекту. Справа в тому, що різні типи випромінень, як уже зазначалося, мають неодинаковий характер розподілу актів іонізації атомів в

об'ємі тканини, тобто різну ЛПЕ. З метою урахування цього феномену введено поняття *еквівалентна доза* (H):

$$H = D \times QF \quad (5)$$

де D – поглинута доза, QF – фактор якості проміння.

**Фактор якості** проміння QF є коефіцієнтом залежності біологічних ефектів проміння від його ЛПЕ.

Еквівалентна доза вже є не реальною фізичною величиною, а певною мірою умовним показником (коефіцієнтом), призначеним кількісно оцінити *можливі біологічні ризики* дії різних типів випромінювання при однакових поглинутих дозах.

Але і введення поняття еквівалентної дози не розв'язало всі проблеми, пов'язані з необхідністю мати універсальну кількісну міру ризиків опромінення людини *за різних умов*. Цей виклик практики радіаційного захисту людини був розв'язаний уведенням поняття *ефективна доза*.

**Ефективна доза** – це сума добутків еквівалентних доз ( $H_T$ ) в окремих органах і тканинах на *тканинні зважувальні фактори* ( $W_T$ ).

$$E = \sum (H_T \times W_T) \quad (6)$$

**Органний** чи **тканинний зважувальний фактор** ( $W_T$ ) встановлює внесок ризику певного ефекту від опромінення даного органа чи тканини до загального ризику при нерівномірному опроміненні тіла. Значення  $W_T$  для тканин і органів визначено з експериментів та з теоретичних міркувань.

Ефективна доза – це абстракція, але її практична привабливість полягає у можливості визначити ймовірний сумарний ризик від опромінення різних ділянок тіла за різних поглинутих доз у періоди часу, навіть значно віддалені один від одного. Значення ефективних доз підсумковуються для однієї людини протягом всього життя і ця сумарна величина приймається за показник *накопичуваного ризику* опромінення.

Для оцінки негативної значущості дозового навантаження на всю популяцію людей введено поняття *колективна ефективна доза* ( $E_p$ ), яку

визначають як суму всіх ефективних доз, отриманих опроміненими особами в популяції:

$$E_p = \sum E \quad (7)$$

Таким чином, нині маємо у вжитку *такі міри* радіаційного опромінення:

- експозиційна доза (exposure),
- поглинута (абсорбована) доза (absorbed dose),
- еквівалентна доза (dose equivalent),
- ефективна доза (effective dose),
- колективна ефективна доза (collective effective dose).

Для визначення величини цих доз вживають одиниці:

- для експозиційної дози – **кулон на кілограм** (К/кг) (coulomb per kilogram (C/kg)) і **рентген** (Р) (roentgen (R)),
- для поглинутої дози – **рад** (rad) і **грей** (Гр) (gray (Gy)),
- для еквівалентної дози – **бер** (rem) і **зіверт** (Зв) (sievert (Sv))
- для ефективної дози – **зіверт** (Зв) (sievert (Sv)) і
- для колективної дози – **людино-зіверт** (люд-Зв).

Назва одиниці «рад» є акронімом від «**ра**діаційна **аб**сорбована **до**за». Її величина дорівнює 100 ергам енергії, поглинутої в 1 грамі речовини.

Аналогічне походження назви одиниці «бер» – «**бі**ологічний **ек**вівалент **р**ентгена».

Співвідношення значень одиниць дози таке:

$$1 \text{ Гр} = 100 \text{ рад} \text{ і } 1 \text{ рад} = 10 \text{ мГр} = 1 \text{ сГр}.$$

Для фотонного випромінення з високою енергією для практичних потреб можна приймати співвідношення: 1 Р ~ 1 бер ~ 1 рад ~ 1 сГр.

Прогрес останніх двох десятиліть в царині радіологічних зображень уможливив отримувати не тільки тривимірні зображення тканин і органів, а й визначати їх реальні об'єми, відносну щільність і розподіл в них доз терапевтичного опромінення. На базі цих технологічних досягнень наразі ризику ушкодження нормальних тканин і навколишніх до опромінюваної пухлини органів прогноуються за параметром «доза–об'єм» з ймовірністю,

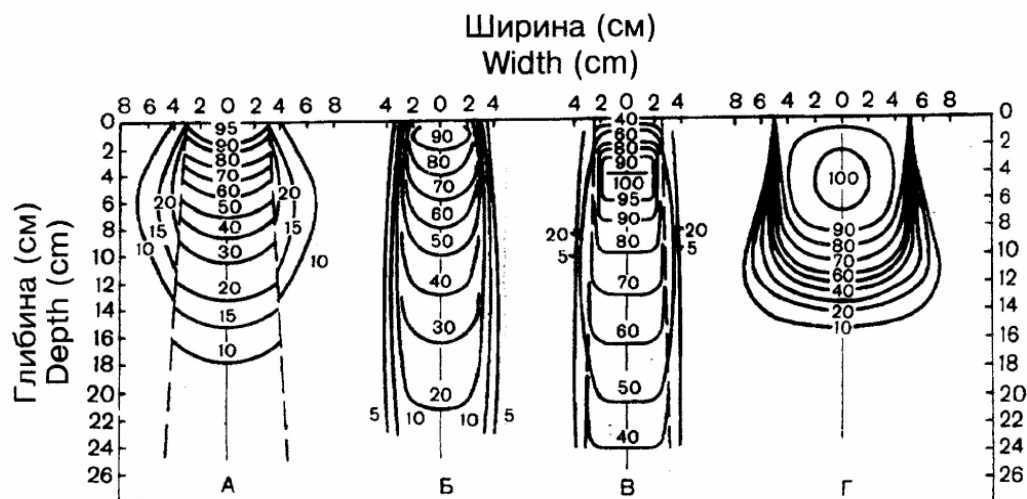
залежною від клінічних і анатомічних обставин лікування злоякісної пухлини. Ці зображальні технології істотно збільшили можливість ескалації дози опромінення пухлини («мішені») з можливістю одночасного зниження дози і/або об'єму опромінення органів оточення з метою збереження їх функції на достатньому рівні.

При вимірюванні дози для моделювання умов взаємодії проміння із середовищем (розсіювання, поглинання) використовують **дозиметричні фантоми**. Їх матеріал має поглинати і розсіювати проміння подібно тканинам тіла людини. Такі матеріали носять назву **тканиноеквівалентні**. До них належать спеціальні пластмаси, які імітують щільність кісток, м'язів, паренхімних органів, жиру. Виготовлені з таких пластмас фантоми називають **гетерогенними антропоморфними фантомами**. Але найбільш широко в медичній практиці використовують **водні фантоми** (рисунок 21), які дозволяють в автоматичному режимі вимірювати розподіл доз у тривимірному просторі.



Рис. 21. Дозиметричний комплекс з водним фантомом

Картина розподілу доз представляється у вигляді **ізодозних кривих**, або **ізодоз** – ліній, що з'єднують точки однакових експозиційних доз (рисунок 22).



**Рис. 22.** Ізодози струменів різних іонізуючих випромінень. А – ікс-промені з енергією 200 кеВ, Б – гамма-випромінення  $^{60}\text{Co}$ , В – струмінь фотонів з енергією в 25 МеВ, Г – струмінь електронів з енергією в 15 МеВ.

Як видно з представлених ізодозних кривих, ікс-проміння, що генерується при анодній напрузі 200 кВ, дає максимальну експозиційну дозу на поверхні (А). З глибиною доза від такого проміння швидко спадає і на глибині 10 см становить лише 30% від максимальної. Більш проникне гамма-проміння  $^{60}\text{Co}$  (Б) на тій же глибині 10 см дає експозиційну дозу в 50% від максимальної, яка в цих умовах зміщена на глибину близько 0,8 см. Для гальмівного проміння з енергією в 25 МеВ характерне зміщення максимальної дози на глибину до 5 см (В) і дуже повільне зниження на більшій глибині. Своєрідно розподіляються дози від електронів з енергією 15 МеВ: максимум припадає на глибину 3–7 см, а далі доза круто спадає.

Парадоксальне збільшення дози від високоенергетичного проміння у глибині матеріалу пов'язане з явищем, котре має назву «набуття радіації» (*radiation build-up*) і суть якого полягає в появі вторинного фотонного проміння і комптонівських електронів, які рухаються переважно вздовж напрямку первинного струменя. В результаті виникає сумація струменів радіації.

Надзвичайно своєрідною взаємодією з речовиною характеризуються протони. На початку руху в тканині вони несуть високу енергію, скупку розтрачуючи її на іонізацію. По мірі втрати ними енергії ймовірність їх

взаємодії з атомами зростає і в певний момент їхня залишкова енергія досягає значення, при якому передача енергії атомам стає «вибухоподібною».

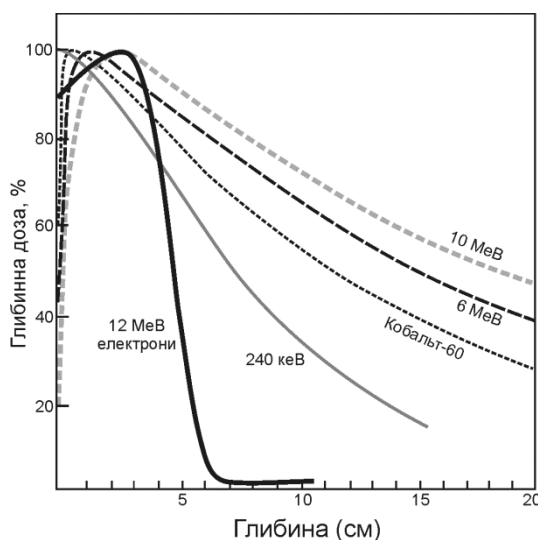
Цей момент носить назву *пік Брегга*, який можна локалізувати наданням первинної енергії протонам таким чином, щоб пік Брегга припадав на об'єм пухлини в глибині. Але регулювання положення піка Брегга в глибині тканин задача не з легких, оскільки тканини на шляху протонів до пухлини, зазвичай, мають різну щільність, що створює непевність у визначенні ступеня втрати протонами енергії на цьому шляху, в результаті пік Брегга может припасти на тканини, що розташовані перед чи поза пухлиною.

У практиці радіотерапії для оцінки умов опромінювання використовують безрозмірну величину – *відносна глибинна доза* ( $D\%$ ) (рисунк 23):

$$D\% = (D_d / D_m) \times 100\%, \quad (8)$$

де  $D_d$  – експозиційна доза на глибині  $d$ ,

$D_m$  – доза у точці максимуму за даних умов опромінювання.



**Рис. 23.** Відносні глибинні дози випромінень різної енергії.

Четвертим класом задач радіаційних вимірювань як було зазначено вище, є вимірювання кількості радіонукліда та його розподілу у просторі та/або часі.

Оскільки абсолютна кількість розпадів ядер за одиницю часу строго пропорційна наявній у даний момент кількості, за *міру кількості радіонукліда* прийнята величина, яка називається *активність* і становить *абсолютну кількість розпадів ядер у даному зразку за одиницю часу*.

Одиницями активності є *беккерель* (Becquerel) – Бк (Bq) та *кюрі* (Curie) – Кі (Ci).

1 *беккерель* – кількість радіонукліда, в якій розпадається 1 ядро за секунду (1 розп/с).

1 *кюрі* – кількість радіонукліда, в якій розпадається  $3,7 \times 10^{10}$  ядер за секунду ( $3,7 \times 10^{10}$  розп/с).

У медичній практиці користуються похідними одиницями:

$$кБк = 10^3 \text{ Бк}; МБк = 10^6 \text{ Бк}; мКі = 10^{-3} \text{ Кі}; мкКі = 10^{-6} \text{ Кі}.$$

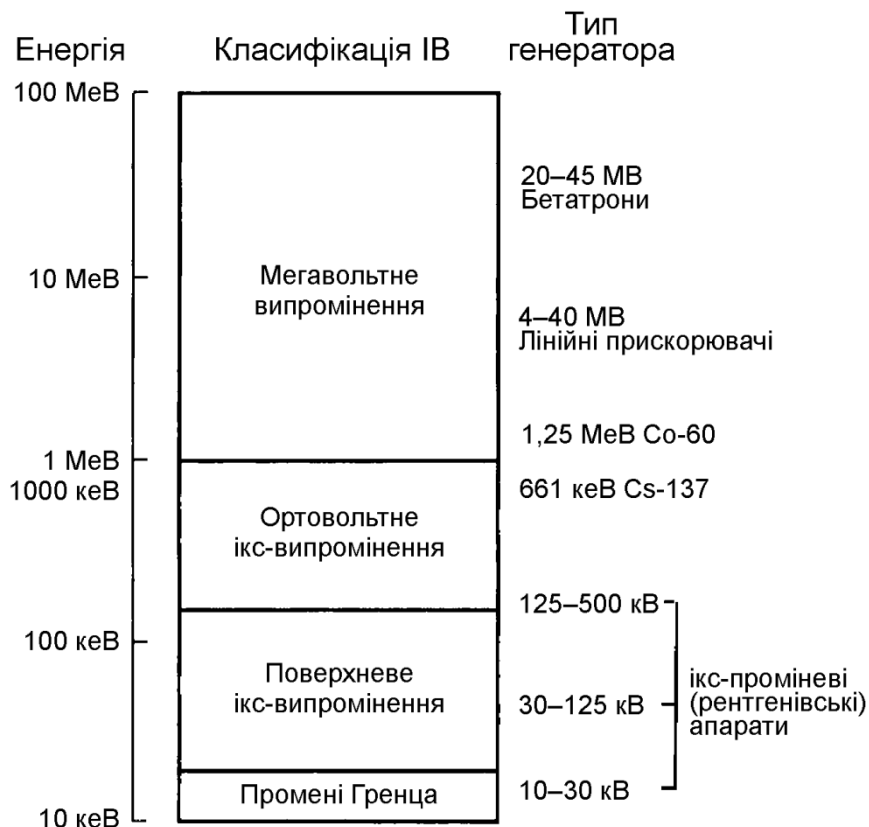
Для вимірювання кількості радіонукліда застосовують прилади, які мають узагальнену назву – *радіометр*.

У клінічній практиці для визначення кількості радіонуклідів з діагностичною метою використовують клінічні радіометри таких типів: *радіометри біологічних проб, радіометри органів і тканин, сканери і гамма-камери різних типів*.

## 5. Джерела ІВ для променевої терапії

Головним чинником успіху застосування ІВ для лікування онкологічних захворювань став феномен різної чутливості до їх уражаючої дії клітин злоякісної пухлини і оточуючих її нормальних тканин. Але ефективне використання цього феномену в радіотерапії пов'язане з проблемою необхідності підведення до пухлини струменя випромінювання таким чином, щоб поглинута доза в нормальних тканинах, що найменше, не перевищувала летальну дозу для клітин пухлини, а в ідеальному варіанті опромінення нормальних тканини має бути в дозах, які не перевищують толерантних рівнів відповідних нормальних анатомічних структур.

Ці компроміси розрішуються вибором відповідних до клінічної ситуації фізичних характеристик лікувального струменя радіації і розташування його джерела відносно пухлини. Наразі практична променева терапія забезпечена значним розмаїттям типів джерел ІВ з різними енергетичними і технологічними характеристиками. На рисунку 24 наведена класифікація джерел ІВ для дистанційного опромінювання пухлини.



**Рис. 24.** Класифікація джерел ІВ для дистанційного (зовнішнього) підведення терапевтичного струменя до пухлини («мішені»).

ІВ за енергією класифікують на *мегавольтне* (100 МеВ – 1 МеВ), *ортовольтне* (1 МеВ – 125 кеВ), *поверхнєве* (125 кеВ – 30 кеВ) і *промені Гренца* (30 кеВ – 10 кеВ).

Мегавольтне ІВ призначається для лікування глибоко розташованих пухлин, оскільки надвисока енергія забезпечує високу проникну здатність і високі рівні відносних глибинних доз. І навпаки, поверхнєве ІВ використовується у випадках хвороб шкіри або з неглибокою локалізацією, що підкреслюється і в назві. Щодо променів Гренца, то це досить «екзотичне» ІВ призначається виключно тільки для лікування шкірних хвороб.

Джерелами мегавольтних ІВ є лінійні прискорювачі і, рідше, бетатрони. *Лінійний прискорювач* (лінак) електромагнітною хвилею прискорює до надвисокої енергії електрони вздовж прямого хвилеводу. Ці електрони можуть бути вилучені безпосередньо для лікування електронами (субопераційна радіотерапія) або вони спрямовуються на вольфрамову мішень, на якій гальмуються, випромінюючи свою енергію у вигляді фотонів.

У *бетатроні* відбуваються аналогічні процеси, але на відміну від лінака електрони прискорюються зміним магнітним полем в круговій орбіті. Спектр енергії фотонів цих апаратів монохроматичний з максимальною енергією, обмеженою прискорювальним потенціалом. Таке випромінення передає максимум енергії тканинам не на поверхні, а на деякій глибині, що забезпечує щадність шкірі і певного шару підлеглих тканин. Крім того, передавання енергії мегавольтним випроміненням не залежить від щільності тканин, і, отже, цим створюються умови щадності кісток і більш рівномірного розподілу дози. Ці факти, у поєднанні з більшим ступенем проникнення в глибину, роблять мегавольтне опромінення надто важливим інструментом для онкологів.

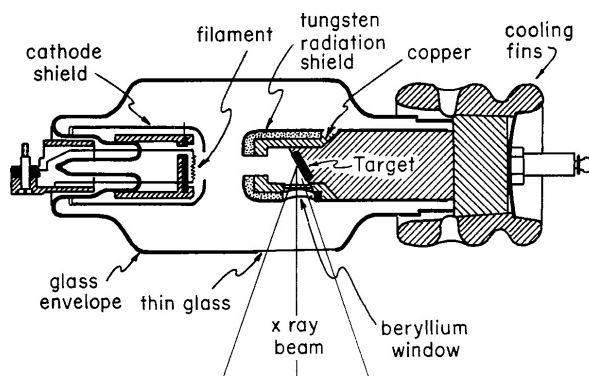


Рис. 25. Принципова схема будови терапевтичної променевої трубки Куліджа.

Джерелами ортовольтного і поверхневого ІВ є *ікс-променеві апарати* терапевтичного призначення, в яких генераторами фотонного ікс-проміння є променева трубка Куліджа (рисунок 25). В скляний вакуумний балон вмонтовані два електрода – анод і катод. Катод має вигляд спіралі із вольфраму, від кінців якої із балона назовні виведені дроти. Анод має вигляд масивного мідного стержня, у внутрішній торець якого вмонтована пластинка із вольфраму – анодне дзеркало. До кінців спіралі катоду подається невисока напруга, яка створює струм розжарювання катоду, в результаті чого катод емітує електрони. Висока напруга між анодом і катодом прискорює емітовані катодом електрони, придбана енергія яких при гальмуванні в дзеркалі аноду випромінюється у вигляді фотонів різної енергії. Максимальна енергія спектру фотонів дорівнює максимальній енергії прискорених електронів, а середня – приблизно одній її третині. Ікс-промені дуже низької енергії від 10 кеВ до 30 кеВ називають

променями Гренца (Grenz). Фотони з енергією від 30 кеВ до 125 кеВ називають *поверхневими*, а з енергією між 125 кеВ і 500 кеВ – *ортовольтними*.

Ортовольтні і поверхневі ікс-променеві апарати називаються також *длиннофокусними* та *короткофокусними*, відповідно (рисунки 26).

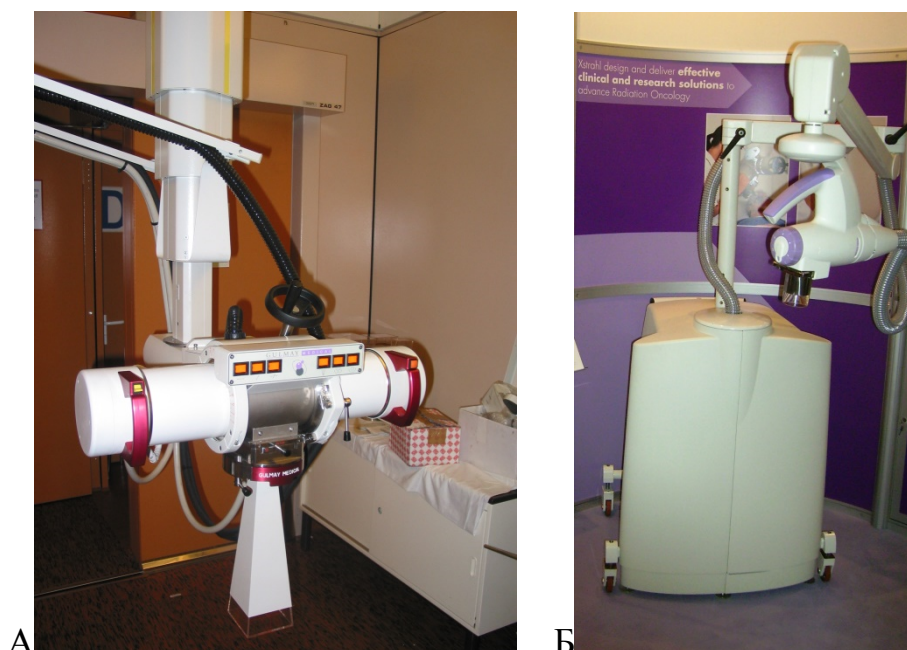


Рис.26. Сучасні ікс-променеві терапевтичні апарати. А – длиннофокусний, Б – короткофокусний.

В променевій терапії застосовуються штучні радіонукліди Р-32, Со-60, Рd-103, І-125, І-131, Сs-137, Іr-192 і Аu-198, головні фізичні характеристики яких наведені в таблиці 2.3.

Таблиця 3. Характеристики найпоширеніших в ПТ радіонуклідів

| Радіонукліди | Час напіврозпаду | Енергія ІВ (МеВ)     |
|--------------|------------------|----------------------|
| Фосфор-32    | 14,5 дня         | 1,700(β)             |
| Кобальт-60   | 5,26 років       | 1,250(γ)             |
| Паладій-103  | 17 днів          | 0,021(γ)             |
| Йод-125      | 60 днів          | 0,280(γ)             |
| Йод-131      | 8,02 дня         | 0,365(γ)<br>0,807(β) |
| Цезій-137    | 30 років         | 0,661(γ)             |
| Іридій-192   | 74 дні           | 0,350(γ)             |
| Золото-198   | 2.7 дня          | 0,412(γ)<br>0.960(β) |

Радіонуклід Со-60 має широке застосування в ПТ. При розпаді він випромінює гамма-кванти з енергією 1,17 МеВ і 1,33 МеВ (у середньому 1,25

MeV). Така енергія дає переваги перед ортовольтним випроміненням, зокрема забезпечує більшу щадність шкіри і кращу проникну здатність.

Першою телегамматерапевтичною установкою був «Тератронікс», сконструйований в Канаді на початку 50-х років минулого сторіччя з джерелом кобальта-60 (рисунок 27).



**Рис. 27.** Телегамматерапевтичний апарат «Тератронікс» фірми Nordion (Канада) з джерелом випромінення кобальтом-60 активністю 16000 Ки.

Кобальтові телегамматерапевтичні апарати менш складні ніж бетатрони та прискорювачі, тому простіші в обслуговуванні. Але період напіврозпаду радіонукліда Co-60 становить близько 5,26 років і, таким чином, джерела повинні замінюватися кожні кілька років, щоб уникнути довгого часу сеансу опромінювання. Недоліком радіонукліда Co-60 є й те, що джерело має діаметр у кілька см, і тому створює край поля опромінення зі значною півтінню.

Для брахітерапії використовуються як джерела ІВ інкапсульовані радіонукліди Co-60, Pd-103, I-125, Cs-137, Ir-192 і Au-198, які розміщують всередині пухлини або поблизу пухлини в порожнині тіла. Важливі характеристики радіонуклідів, що використовуються в брахітерапії, включають їх час напіврозпаду і енергію випромінення.

Для лікування поліцитемії застосовують P-32, а лікування тироксикоза і рака щитоподібної залози – I-131, які вводяться парентерально. Радіонуклід фосфора-32 використовується також і як джерело бета-випромінення для

аплікаційної бетатерапії виразкових запалень рогівки ока з високою ефективністю і без ускладнень.