

## ЛАБОРАТОРНА РОБОТА №8

### ВИЗНАЧЕННЯ ПОТУЖНОСТІ КЕРМИ І ЕКСПОЗИЦІЙНОЇ ДОЗИ В ПОВІТРІ ДЛЯ ГАМА-ВИПРОМІНЮВАННЯ

#### Опис роботи

##### *Дозові характеристики поля іонізуючого випромінювання*

Основною фізичною характеристикою, яка визначає ступінь впливу радіації на біологічні об'єкти, є **поглинена доза** ІВ  $D$  (ПД). Доза визначається як відношення середньої енергії  $\overline{dW}$ , що була передана речовині в елементарному об'ємі до маси  $dm$  речовини в цьому об'ємі:

$$D = \frac{\overline{dW}}{dm}. \quad (1)$$

Одиниця виміру в системі СІ Грей=Джоуль/Кг, в СГС – рад=100 ерг/г. Таким чином 1 Гр = 100 рад.

ПД є величиною нестохастичною, що визначається як середнє значення пов'язаної з нею стохастичною. Передана енергія  $dW$  піддається статистичним флуктуаціям, які можуть бути значними, якщо маса  $dm$  мала та малий флюенс заряджених частинок.

При визначенні ПД під переданою енергією розуміють

$$W = W_{in} - W_{out} + \sum \varepsilon, \quad (2)$$

де  $W_{in}$  - енергія усіх заряджених та незаряджених частинок (без урахування мас покою), які входять у об'єм, що розглядається;  $W_{out}$  - аналогічно для енергії усіх частинок, які виходять з об'єму;  $\sum \varepsilon$  - сума усіх змін енергії, пов'язаних з масою спокою ядер чи частинок у ядерних перетвореннях.

Наприклад, фотон з енергією  $E_{\gamma,in}$  у деякому об'ємі комптонівськи розсіявся. Тоді внесок  $\Delta W$  у передану енергію  $W$  буде дорівнювати:

$$\Delta W = E_{\gamma,in} - E_{\gamma,out} - E_{e,out} - \varepsilon, \quad (3)$$

де  $E_{\gamma,out}$  – енергія фотона після розсіяння;  $E_{e,out}$  – кінетична енергія електрона віддачі, з якою той вилітає з об'єму;  $\varepsilon$  – енергія зв'язку електрона віддачі.

В умовах рівноваги заряджених частинок (коли енергія заряджених частинок, що уносятся з об'єму, дорівнює енергії, залишеній в об'ємі частинками, утвореними зовні) енергія  $E_{e,out}$  компенсується такою ж за величиною енергією, яка вноситься іншою зарядженою частинкою. Тоді формулу (3) можна записати таким чином:

$$\Delta W = E_{\gamma,in} - E_{\gamma,out} - \varepsilon. \quad (4)$$

Слід відзначити деяку різницю понять переданої енергії та поглиненої енергії ІВ. Остання представляє собою повну енергію випромінювання, втрачену у взаємодіях. Ці дві величини однакові, якщо  $\sum \varepsilon = 0$ . У багатьох практичних задачах цією різницею нехтують.

Для оцінки дії на середовище непрямого ІВ використовують поняття **керми** (kerma – Kinetic Energy Released in MAterial). Керма  $K$  – відношення суми початкових кінетичних енергій  $dW_K$  усіх заряджених іонізуючих частинок, утворених під дією непрямого ІВ в елементарному об'ємі речовини, до маси  $dm$  речовини у цьому об'ємі:

$$K = \frac{dW_K}{dm} \quad (5)$$

Одиниця виміру керми – грей – співпадає з одиницею виміру ПД.

Керма визначається кінетичною енергією вторинних заряджених частинок, утому числі тою її частиною, яка витрачається у подальшому на гальмівне випромінювання. Таким чином, керма для моноенергетичного фотонного випромінювання може бути представлена у вигляді суми двох членів:

$$K = K_1 + K_2 = \mu_{en,m} \Phi_W + (\mu_{tr,m} - \mu_{en,m}) \Phi_W = \mu_{tr,m} \Phi_W, \quad (6)$$

де  $K_1$  - компонент керми, обумовлений кінетичною енергією заряджених частинок, витраченою на іонізацію та збудження;  $K_2$  – компонент керми, обумовлений кінетичною енергією заряджених частинок, витраченою на гальмівне випромінювання;  $\mu_{en,m}$ ,  $\mu_{tr,m}$  – масові коефіцієнти поглинання енергії та передачі енергії фотонного випромінювання;  $\Phi_W$  – флюенс енергії випромінювання.

Доля енергії вторинних заряджених частинок, що переходить у гальмівне випромінювання

$$g = K_2/K = (\mu_{tr,m} - \mu_{en,m})/\mu_{tr,m} \quad (7)$$

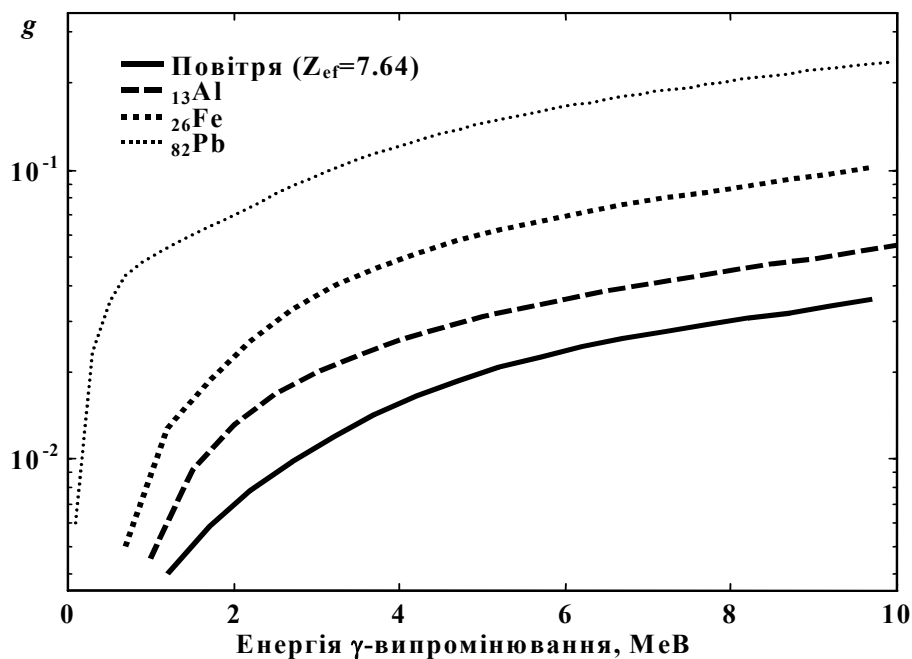


Рис.1. Залежність долі енергії вторинних заряджених частинок, що переходить у гальмівне випромінювання,  $g$  від енергії фотонного випромінювання для різних середовищ.

На рис.1 відображена залежність  $g$  від енергії фотонного випромінювання та атомного номера матеріалу  $Z$ . Для малих та середніх  $Z$  величина  $g$  достатньо мала, але для важких середовищ може стати помітним. Можна вважати, що для легких середовищ керма для фотонів в умовах електронної рівноваги співпадає з ПД. Для енергій фотонів радіонуклідних джерел ( $E_0 < 3$  MeV) керма в повітрі може перевищувати величину ПД не більше чим на 1%.

**Експозиційна доза (ЕД)  $X$**  – кількісна характеристика фотонного ІВ, що ґрунтується на його іонізуючій дії в сухому атмосферному повітрі. Представляє собою відношення сумарного заряду  $dQ$  усіх іонів одного знаку, створених в повітрі при умові, що всі електрони та

позитрони, звільнені в елементарному об'ємі повітря з масою  $dm$ , повністю зупинилися, до маси цього об'єму  $dm$

$$X = dQ/dm. \quad (8)$$

Поняття ЕД рекомендовано використовувати для фотонного ІВ з енергіями до 3 МеВ. В зв'язку з тим, що ефективні атомні номери повітря та біологічної тканини практично співпадають, прийнято вважати повітря тканиноеквівалентним середовищем. Одиниця виміру в СІ – кулон на кілограм (Кл/кг). Позасистемна одиниця – рентген (Р). Рентген – це така одиниця ЕД фотонного випромінювання, яка визначає утворення однієї електростатичної одиниці кількості електрики одного знаку в результаті завершення всіх іонізаційних процесів при проходженні  $1 \text{ см}^3$  сухого повітря при нормальних умовах (температура  $0^\circ\text{C}$ , тиск  $1 \text{ атм}=1013 \text{ гПа}=760 \text{ мм.рт.ст}$ ). Маса  $1 \text{ см}^3$  сухого повітря вміщує  $0.001293 \text{ г}$ . Співвідношення одиниць  $1\text{Р}=2.58 \cdot 10^{-4} \text{ Кл/кг}$  (точно). ЕД не враховує іонізацію, обумовлену гальмівним випромінюванням електронів та позитронів, але цією величиною для повітря можна і знехтувати.

Знайдемо співвідношення між одиницями ПД та ЕД. Прийемо середню енергію утворення однієї пари іонів в повітрі рівною  $33.85 \text{ еВ}$ . Тоді  $1\text{Р} \rightarrow 2.58 \cdot 10^{-4} \cdot 33.85 / 1.6 \cdot 10^{-19} \text{ еВ/кг} \rightarrow 2.58 \cdot 10^{-4} \cdot 33.85 \text{ Дж/кг} \rightarrow 0.873 \cdot 10^{-2} \text{ Гр} \rightarrow 0.873 \text{ рад}$ . Для біологічної тканини  $1\text{Р}$  відповідає  $0.95 \text{ рад}$ . Тому з похибкою у 5% ЕД в рентгенах та ПД в радах можна вважати такими, що співпадають.

Для порівняння біологічних ефектів від дії ІВ різного виду використовують поняття **відносної біологічної ефективності (ВБЕ)** ІВ та коефіцієнт якості  $k$ . Еквівалентна доза ІВ  $H$  визначається через середній коефіцієнт якості  $\bar{k}$  та ПД  $D$ :

$$H = \bar{k}D; \quad \bar{k} = \frac{\int_0^{\infty} D(L)k(L)dL}{\int_0^{\infty} D(L)dL}. \quad (9)$$

Тут через  $L$  позначено лінійну передачу енергії (ЛПЕ). Одиниці вимірювання Екв.Д: в СІ – зіверт (Зв), в СГС – бер.

### **Концепція ефективної дози**

В основу сучасного підходу до опису дозиметрії покладена концепція ефективної дози. Встановлено, що співвідношення між імовірністю виникнення стохастичних ефектів і еквівалентною дозою  $H$  також неоднаково для різних опромінених органів і тканин. Тому зручно визначити величину, отриману з еквівалентної дози  $H$ , і робить таке поєднання різноманітних доз в декількох різних тканинах, що, певно, могло б добре відповідати сумі всіх стохастичних ефектів. Така величина, що характеризує вплив іонізуючого випромінювання на все тіло людини, отримала назву **ефективної дози  $E$** . Раніше подібна величина називалася ефективним еквівалентом дози (або в російськомовній літературі ефективною еквівалентною дозою)  $H_E$ .

Для розрахунку ефективної дози  $E$ , що характеризує опромінення зовнішнім іонізуючим випромінюванням усього організму людини, зручно використовувати методологію, розроблену для розрахунку доз внутрішнього опромінення. При такому підході ефективна доза  $E$  визначається як деяка сума по всім  $T$  органам (тканинам) людського організму еквівалентних доз  $H_T$ , які отримуються цими органами, зважена з ваговими множниками  $w_T$ :

$$E = \sum_T w_T H_T. \quad (10)$$

Вибір в якості індексу літери “ $T$ ” акцентує нашу увагу на тому, що підсумовування проводиться по різним органам (скорочення від англійського слова “tissue” – тканина). Множник  $w_T$  характеризує відносний вклад окремого органу  $T$  в загальну дозу  $E$ , що характеризує повну шкоду внаслідок стохастичних ефектів при опроміненні всього тіла людини. Чисельні значення  $w_T$ , що рекомендуються МКРЗ для 12 основних органів і залишку, куди включено ще 10 менш значущих органів, наведені в табл.1. Значення  $w_T$  вибрані такими, щоб рівномірне по всьому тілу опромінення в даній еквівалентній дозі давало б значення ефективної дози, чисельно рівне цій еквівалентній дозі. Отже, сума тканинних вагових множників повинне дорівнювати одиниці. Величини  $w_T$  вибирають незалежними від виду і енергії випромінювання, що падає на тіло.

Табл.1. Значення тканинних вагових множників  $w_T$ 

Тканина або орган	$w_T$
Гонади	0.20
Кістковий мозок (червоний )	0.12
Товста кишка	0.12
Легені	0.12
Шлунок	0.12
Сечовий міхур	0.05
Молочна залоза	0.05
Печінка	0.05
Стравохід	0.05
Щитовидна залоза	0.05
Шкіра	0.01
Поверхня кістки	0.01
“Решта органів”	0.05 <sup>1,2</sup>

- <sup>1</sup> При розрахунках в список “Решта органів” включають наступні тканини і органи: наднирники, головний мозок, дихальні шляхи позагрудної області, тонку кишку, нирки, м'язи, підшлункову залозу, селезінку, вилочкову залозу і матку.
- <sup>2</sup> У випадку, коли одна тканина або орган з тих що входять в список “Решта органів” одержує еквівалентну дозу, що перевищує дозу в будь-якому з дванадцяти органів, для яких вказано ваговий множник, до цієї тканини або органу застосовується ваговий множник 0.025. При цьому множник 0.025 використовується із середньою дозою в органах, що залишилися з цього списку.

Еквівалентна доза  $H_T$  в органі  $T$  визначається як сума поглинених доз  $D_{T,R}$ , зважена з урахуванням радіаційних вагових множників  $w_R$ :

$$H_T = \sum_R w_R D_{T,R} \quad (11)$$

Радіаційний множник  $w_R$  характеризує біологічний вплив малих доз опромінення  $R$ -го типу на людський організм. Використання в якості індексу літери “ $R$ ” вказує на підсумовування за різними типами радіації (від англійського “radiation”). Числові значення множника  $w_R$  для деяких типів іонізуючого випромінювання наведені в табл.2.

Табл.2. Значення радіаційних вагових множників  $w_R$ 

Вид випромінювання	$w_R$
Фотони, всі енергії	1
Електрони і мюони, всі енергії	1

Протони з енергією > 2 MeV	5
Нейтрони з енергією < 10 keV	5
з енергією 10-100 keV	10
з енергією від 100 keV до 2 MeV	20
з енергією 2-20 MeV	10
з енергією > 20 MeV	5
Альфа-опромінення, ядра віддачі	20

Крім того, для зручності в розрахунках для нейтронів можна використовувати наступну аналітичну апроксимацію множника  $w_R$  (рис.2):

$$w_R = 5 + 17 \exp\left[\frac{-(\ln(2E_n))^2}{6}\right], \quad (12)$$

де енергія нейтронів  $E_n$  виражена в MeV. Слід відзначити, що математичний вираз для неперервної апроксимації (12) не має під собою жодного біологічного обґрунтування і використовується тільки як зручний засіб в аналітичних розрахунках.

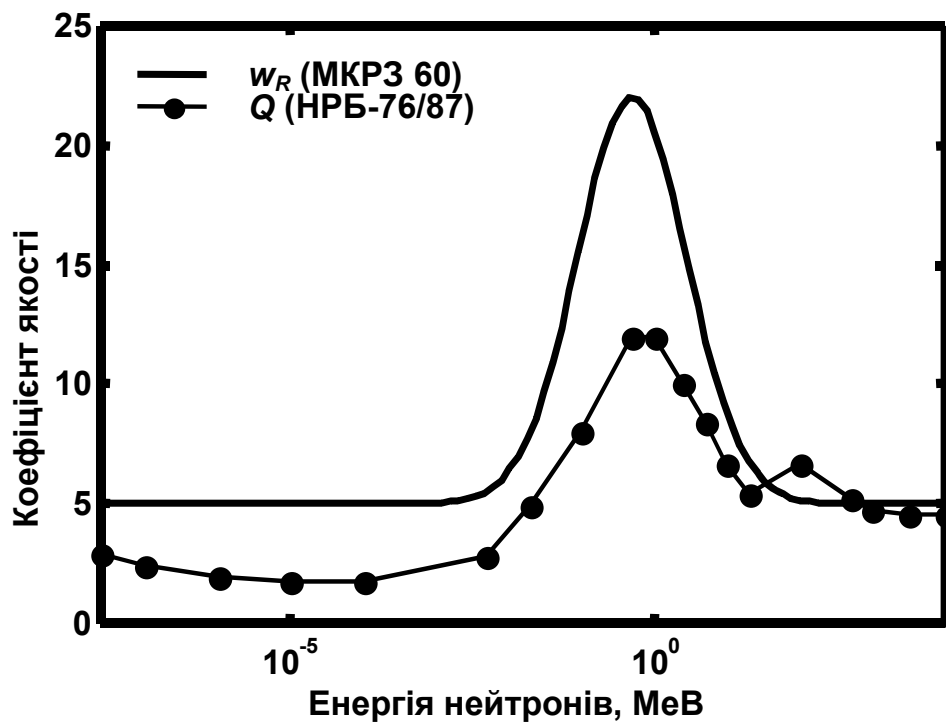


Рис.2. Залежність радіаційного множника  $w_R$  від енергії нейтронів.

Значення  $w_R$  залежать тільки від виду і енергії випромінювання і не залежать від тканини або органу.

Поглинена доза  $D_{T,R}$  в  $T$ -му органі при опроміненні випромінюванням  $R$ -го типу визначається як середня поглинена доза  $D_R$  в межах цього органу (або як відношення повної енергії  $\varepsilon_{T,R}$ , що виділяється в межах  $T$ -го органу при опроміненні випромінюванням  $R$ -го типу, до маси  $m_T$  цього органу):

$$D_{T,R} = \frac{1}{m_T} \int_{m_T} D_R dm = \frac{\varepsilon_{T,R}}{m_T} \quad (13)$$

Обмеження ефективної дози, навіть в припущенні, ще ці значення граничні для тривалих періодів часу, достатні, щоб бути впевненим в попередженні детермінованих ефектів майже в усіх тканинах і органах тіла. Але існують дві тканини, що не завжди будуть захищені границею ефективної дози, в основному при зовнішньому опроміненні. Це кришталік ока, не що дають внеску в ефективну дозу, і шкіра, що цілком може піддаватися локальному опроміненню. Для цих тканин введені окремі межі дози.

В принципі, значення чинника  $w_R$  являють собою апроксимацію усереднення коефіцієнта якості  $\bar{Q}$  на глибині 10 мм у шаровому фантомі МКРЕ:

$$\bar{Q} = \frac{1}{D} \int_0^{\infty} Q(L) D(L) dl \quad (14)$$

де  $D(L)dL$  – поглинена доза на глибині 10 мм від випромінювання з ЛПЕ в діапазоні від  $L$  до  $L+dL$ , а  $Q(L)$  — коефіцієнт якості для  $L$  на глибині 10мм. Залежність коефіцієнта якості  $Q$  від  $L$  у відповідності до попередніх (МКРЗ 26) і сучасних рекомендацій (МКРЗ 60) наведена на рис.3.

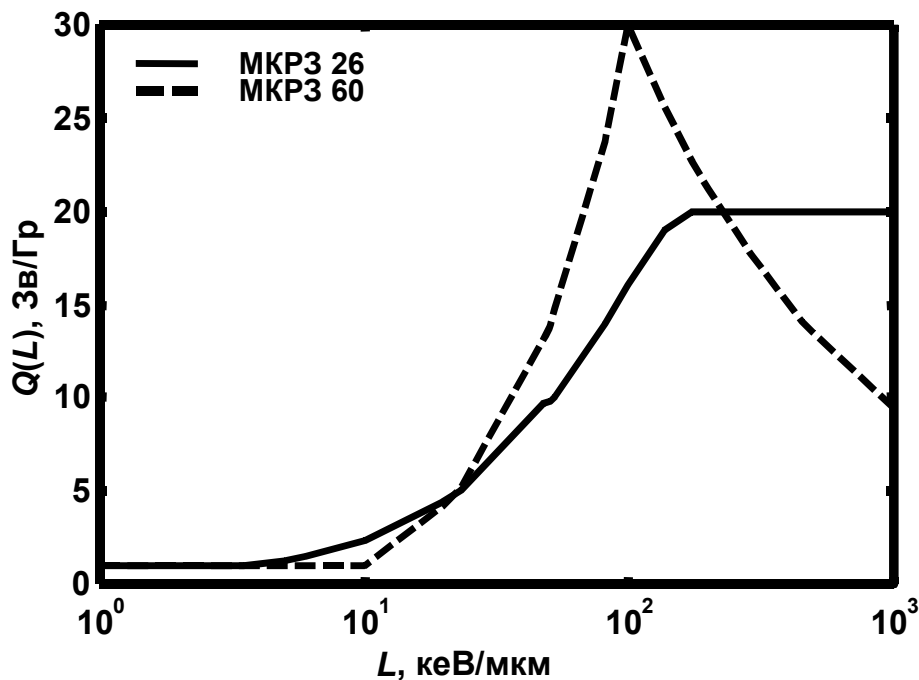


Рис.3. Залежність коефіцієнта якості  $Q$  від лінійної передачі енергії  $L$  у відповідності з попередніми (МКРЗ 26) і сучасними рекомендаціями (МКРЗ 60).

Основними фізичними величинами, що використовуються при визначенні індивідуальної дози від зовнішнього випромінювання, є енергетичний спектр частинок, флюенс, кутовий розподіл. Перехід від флюенсу до поглиненої дози відбувається через конверсійні коефіцієнти. В даному випадку конверсійні коефіцієнти не що інше, як відношення поглиненої дози до флюенсу частинок, що формує поглинену дозу. Розрахунок коефіцієнтів проводиться методом Монте-Карло для моноенергетичних частинок. Кутовий розподіл частинок зведений до шести стандартних геометрій. При моделюванні процесу формування поглиненої дози був використаний математичний фантом людини (MIRD).

В результаті проходження крізь біологічну тканину початкового моноенергетичного потоку частинок їхній енергетичний розподіл (спектр) істотно змінюється. Спектр насичується нейтронами менших енергій і стає неперервним. При цьому органи опромінюються частинками, спектр яких залежить від розміщення органу в тілі і від геометрії опромінення. Рівноважний спектр нейтронів визначає найбільш інтенсивні ядерні реакції, що супроводжуються появою вторинних заряджених частинок і гама-квантів.

З метою нормування впливу на організм зовнішнього іонізуючого випромінювання використовуються величини, що характеризують дозу в окремих органах: поглинена  $D_T$ , еквівалентна  $H_T$  або у всьому організмі – ефективна  $E$ . Однак ці величини є розрахунковими і безпосередньо не вимірюються в реальних умовах опромінення. Тому для цілей оперативної дозиметрії в 80-х роках МКРЕ виходячи з побажань МКРЗ розробило нові величини, що дозволили достатньо адекватно оцінювати величини  $D_T$ ,  $H_T$ ,  $E$ . Взаємозв'язок між величинами обох типів, що використовуються для радіаційного захисту від зовнішнього іонізуючого випромінювання представлено на рис.4.

Всі ці величини безпосередньо зв'язані з базисними фізичними величинами, що описуються поле ІВ поза тілом людини: флюенсом  $\Phi$ , повітряною кермою в повітрі  $K_a$  і поглиненою дозою в тканиноеквівалентному матеріалі  $D$ . Фізичні і оперативні величини є основою для проведення дозиметрії зовнішнього ІВ. В кожній країні повинні існувати свої лабораторії метрології, де є установки, що створюють стандартизовані нейтронні і гама-поля. Такі поля використовують для калібрування дозиметрів.

Зв'язок оперативних величин  $H^*(d)$ ,  $H'(d)$ ,  $H_p(d)$  з фізичними визначений розрахунковим шляхом для фантомів з використанням програм, що моделюють перенос випромінювання в речовині. Перехід від поглиненої дози  $D(L)$  до еквівалентної  $H(L)$  в довільній точці фантома  $d$  здійснюється з використанням відомої залежності коефіцієнта якості від ЛПЕ  $Q(L)-L$ .

З використанням подібних програм були розраховані конверсійні коефіцієнти  $E/\Phi$ ,  $H/\Phi$ ,  $E/K_a$ ,  $H/K_a$ , що дозволило зв'язати між собою величини всіх трьох типів (рис.4).



Рис.4. Взаємозв'язок між величинами, що використовуються з метою радіаційного захисту від зовнішнього іонізуючого випромінювання.

### Дозові конверсійні коефіцієнти

Для того, щоби в розрахунках дозового навантаження від  $\gamma$ -випромінювання на людину швидко переходити від однієї величини до іншої можна користуватися наведеною нижче таблицею (табл.3), в якій приведений зв'язок між потужністю експозиційної дози та кермою в повітрі.

Табл.3. Перехід між потужністю експозиційної дози та кермою в повітрі

Потужність експозиційної дози	Керма в повітрі		
	нГр·год <sup>-1</sup>	мкГр·год <sup>-1</sup>	пГр·с <sup>-1</sup>
1	8,73	$8,73 \cdot 10^{-3}$	2,43
0.115	1	$10^{-3}$	0.278
115	1000	1	278
0.412	3,6	$3,6 \cdot 10^{-3}$	1
0.155	1,35	$1,35 \cdot 10^{-3}$	0.375
155	1350	1,35	375
17,7	154	0.154	42,8

Слід відмітити, що при переході величин, які характеризують дозове навантаження в повітрі (експозиційна доза і керма в повітрі), до величини ефективної дози не повністю враховані деякі фактори: по-перше, енергія  $\gamma$ -випромінювання; а по-друге, геометрія опромінення людини.

В принципі, кількість різноманітних геометрій опромінення тіла людини може бути необмежено великим. На практиці розрахунки проводять в припущенні, що тіло опромінюється широким мононаправленим пучком частинок. В Публікації 74 МКРЗ приводяться результати



розрахунків для антропоморфного фантома при використанні наступних шести типових геометрій (рис.5):

- AP – опромінення спереду (з боку грудної клітини).
- PA – опромінення ззаду.
- LAT – опромінення з боків. Виділяють окремо опромінення з лівого (LLAT) і правого (RLAT) боків.
- ROT – опромінення при обертанні тіла відносно осі, що проходить крізь тіло людини згори донизу.
- ISO – ізотропне опромінення (рівномірне з усіх боків).

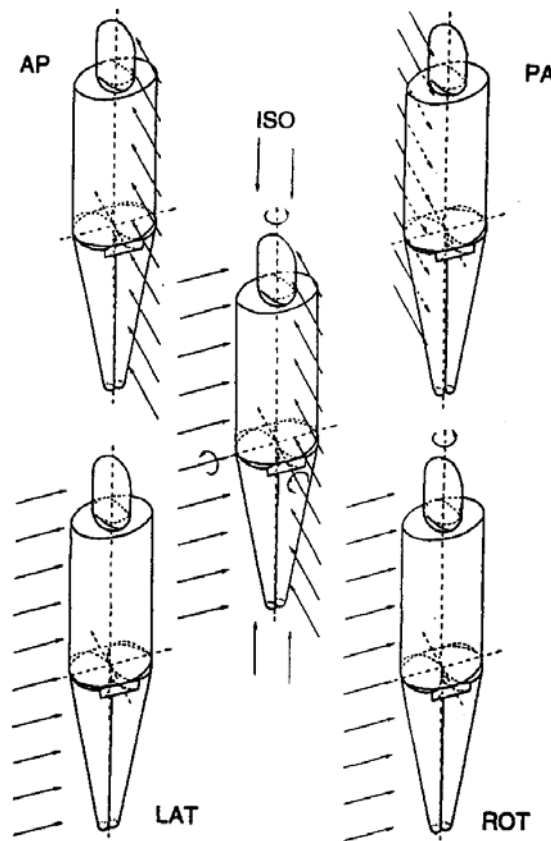


Рис.5. Геометрії, що використовуються для модельних розрахунків опромінення зовнішнім випромінюванням антропоморфного фантома.

На рис.6 і 7 наведені референтні значення конверсійних коефіцієнтів  $E/\Phi$  для ефективної дози  $E$  в залежності від енергії нейтронів і фотонів для описаних вище шести геометрій опромінення. Розрахунки були проведені для антропоморфного фантома і усереднені за статевими ознаками.

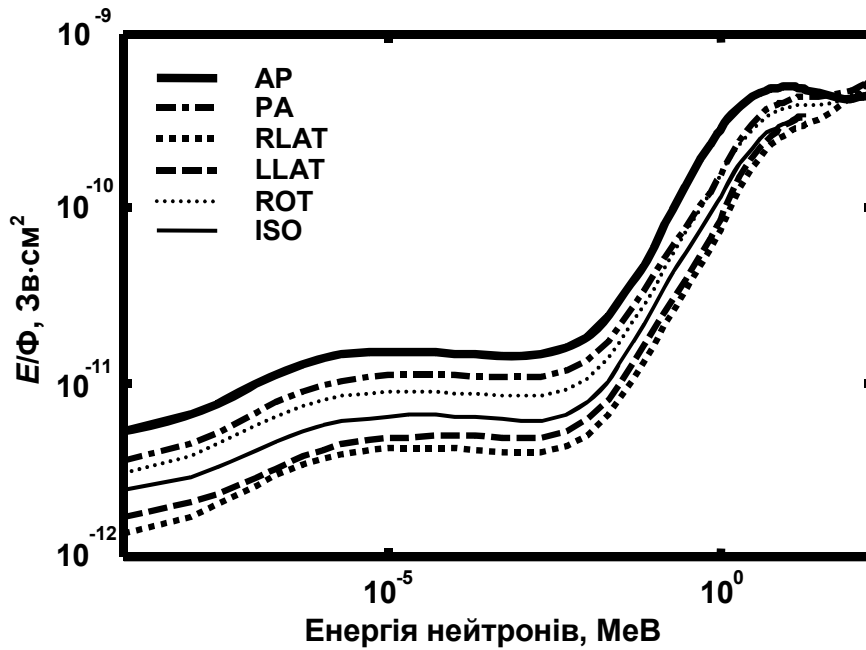


Рис.6. Референтні значення конверсійних коефіцієнтів для ефективної дози  $E$  в залежності від енергії нейтронів для різних геометрій опромінення.

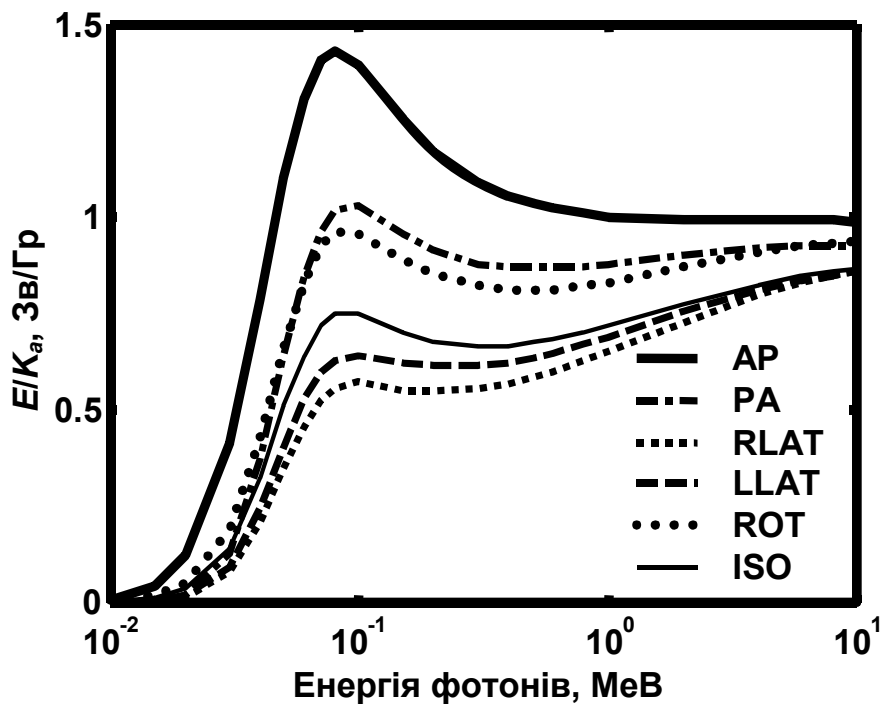


Рис.7. Референтні значення конверсійних коефіцієнтів для ефективної дози  $E$  в залежності від енергії фотонів для різних геометрій опромінення.

**Радіонуклідні  $\gamma$ -джерела. Керма- і гама-постійні**

Радіонуклідні точкові  $\gamma$ -джерела представляють собою досить розповсюджений випадок ДІВ.

Розглянемо точкове  $\gamma$ -джерело активністю  $A$ , яке випромінює  $n$  груп  $\gamma$ -квантів з енергіями  $E_{0i}$  і квантовими виходами  $\omega_i$ , де  $i=1, \dots, n$ . Для потоків частинок  $\varphi(r)$  і енергії  $I(r)$  на відстані  $r$  від такого джерела можна записати відповідно:

$$\varphi(r) = \frac{A}{4\pi r^2} \sum_{i=1}^n \omega_i, \quad I(r) = \frac{A}{4\pi r^2} \sum_{i=1}^n \omega_i E_{0i}. \quad (15)$$

В цих виразах знехтувано поглинанням фотонів у повітрі.

Таким чином, між потоковими величинами, а значить і величиною потужності поглиненої дози і керми в повітрі, і активністю точкового  $\gamma$ -джерела існує лінійна залежність. Для потужності керми, яка утворюється фотонами з енергіями, що перевищує певну порогову величину  $\delta$ , можна записати:

$$K = \Gamma_{\delta} \frac{A}{r^2}. \quad (16)$$

Тут коефіцієнт пропорційності  $\Gamma_{\delta}$  називається **керма-постійною**. Одиниця виміру  $\Gamma_{\delta}$  –  $\text{Гр}\cdot\text{м}^2/(\text{с}\cdot\text{Бк})$ . Однак для практичного використання більш зручніше підходить похідна одиниця  $\text{аГр}\cdot\text{м}^2/(\text{с}\cdot\text{Бк})$ . Чисельно керма-постійна дорівнює повітряній кермі, що утворюється точковим радіонуклідним джерелом в результаті одного розпаду нукліду на відстані 1 м від джерела. Порогова енергія  $\delta$ , яку за звичай рекомендують використовувати в розрахунках, дорівнює 30 кеВ. Фотони з меншими енергіями практично не дають ніякого внеску в дозу внаслідок їхнього сильного поглинання як в повітрі, так і в матеріалі фільтра ДІВ та інших факторів.

З використанням формул (6) і (15) після підстановки чисельних значень для керма-постійної точкового  $\gamma$ -джерела, яке випромінює  $n$  груп  $\gamma$ -квантів, можна записати:

$$\Gamma_{\delta} = 12750 \sum_{i=1}^n [E_{0i} [\text{MeV}] \omega_i \mu_{tr,m}^{nog}(E_{0i})] \quad \text{аГр}\cdot\text{м}^2 / (\text{с}\cdot\text{Бк}). \quad (17)$$

Поряд з поняттям керма-постійною для характеристики точкових радіонуклідних  $\gamma$ -джерел використовують термін **гама-постійної**  $\Gamma$ , яка зв'язує величину потужності експозиційної дози  $\dot{X}$  з активністю аналогічно до виразу (16):

$$\Gamma = \dot{X} \frac{r^2}{A}. \quad (18)$$

Одиниця вимірювання гама-постійної –  $\text{Р}\cdot\text{см}^2/(\text{год}\cdot\text{мКі})$ . Аналогічно до виразу (17) можна записати:

$$\Gamma = 194,5 \sum_{i=1}^n [E_{0i} [\text{MeV}] \omega_i \mu_{tr,m}^{nog}(E_{0i})] \quad \text{Р}\cdot\text{см}^2 / (\text{год}\cdot\text{мКі}). \quad (19)$$

Відношення величини керма-постійної  $\Gamma_{\delta}$  [ $\text{аГр}\cdot\text{м}^2/(\text{с}\cdot\text{Бк})$ ] до гама-постійної  $\Gamma$  [ $\text{Р}\cdot\text{см}^2/(\text{год}\cdot\text{мКі})$ ] дорівнює 6,55.

Відрізняють повні величини  $\Gamma_{\delta}$  і  $\Gamma$  від **диференційних керма-** і **гама-постійних**  $\Gamma_{\delta i}$  і  $\Gamma_i$ . Останні визначаються випромінюванням  $\gamma$ -квантів з енергіями  $E_{0i}$ :

$$\Gamma_{\delta} = \sum_{i=1}^n \Gamma_{\delta i}, \quad \Gamma = \sum_{i=1}^n \Gamma_i. \quad (20)$$

Вихідними даними для розрахунку керма- і гама-постійних  $\Gamma_{\delta}$  і  $\Gamma$  конкретних нуклідів може слугувати схеми розпаду цих нуклідів, що приводяться у довідниковій літературі. При аналізі  $\beta^+$ -розпадників необхідно враховувати утворення двох анігіляційних фотонів з енергіями 0.511 МеВ. Це веде до збільшення величини керма-постійної  $\Gamma$  приблизно на 40  $\text{аГр}\cdot\text{м}^2/(\text{с}\cdot\text{Бк})$ . Анігіляція позитронів з електронами в межах джерела відбувається за тієї умови, що максимальний пробіг позитронів не перевищує товщини або джерела, або фільтра.

При роботі з радіонуклідними джерелами часто використовують **відсікаючі** або **вирівнюючі фільтри**. Фільтрами також являються стінки ампул або ємностей, в яких знаходяться радіонукліди. Тому потрібно знати величину послаблення  $\gamma$ -випромінювання такими фільтрами. Відкориговану величину керма-постійної можна розрахувати за формулою:

$$\Gamma_{\delta}(d, Z) = \sum_{i=1}^n \Gamma_{\delta i} e^{-\mu_i d} B_K^{m. \delta_{i\gamma}}(E_{0i}, \mu_i d, Z), \quad (21)$$

де  $d$  – товщина фільтру,  $\mu$  – коефіцієнт послаблення  $\gamma$ -квантів з енергією в матеріалі фільтру з номером  $Z$ ,  $B_K^{m. \delta_{i\gamma}}(E_{0i}, \mu_i d, Z)$  – фактор накопичення повітряної керми від точкового джерела (з урахуванням бар'єрності фільтру).

Важливим випадком являється ситуація, коли дочірнє ядро є також радіоактивним і випромінює у свою чергу  $\gamma$ -кванти. Продукт розпаду дочірнього ядра також може бути радіоактивним і так далі. Тому інформація про схему розпаду тільки материнського ядра в такому випадку буде недостатньою. Необхідно враховувати розпад усього радіоактивного ланцюгу (або ряду). В довідниковій літературі приводяться дані для материнських радіонуклідів як окремо, так і з урахуванням розпаду усіх дочірніх елементів у рівноважному стані. Час встановлення рівноважного стану визначається максимальним періодом напіврозпаду  $T_{1/2}^{dоч}$  одного із дочірніх ядер (необхідно, щоб період  $T_{1/2}^{dоч}$  був значно менше від часу розпаду материнського ядра  $T_{1/2}^{mat}$   $T_{1/2}^{dоч} \leq (4 - 5)T_{1/2}^{mat}$ ).

Найбільший практичний інтерес викликає джерело із вмістом  $^{226}\text{Ra}$ , схема розпаду якого зображена на рис.8. Серед дочірніх елементів найдовший час життя має  $^{222}\text{Rn}$  ( $T_{1/2}^{Rn} = 3,82$  доби). Можна вважати, що приблизно через 20 діб після приготування свіжого джерела з  $^{226}\text{Ra}$  у герметичному контейнері (наприклад, запаяній ампулі) настає рівновага в активності материнського і усіх дочірніх ядер. У цьому випадку керма-постійна  $\Gamma_{\delta}$  дорівнює сумі керма-постійних дочірніх ядер  $\Gamma_{\delta i}$   $\Gamma_{\delta} = 59,1 \text{ аГр} \cdot \text{м}^2 / (\text{с} \cdot \text{Бк})$ . Власне окремо материнський нуклід має значення  $\Gamma_{\delta 1} = 0,06 \text{ аГр} \cdot \text{м}^2 / (\text{с} \cdot \text{Бк})$ . Слід також привести значення керма-постійної для радієвого джерела в рівновазі з дочірніми нуклідами після платиного фільтру товщиною 0.5 мм  $\Gamma_{\delta} = 55,0 \text{ аГр} \cdot \text{м}^2 / (\text{с} \cdot \text{Бк})$ .

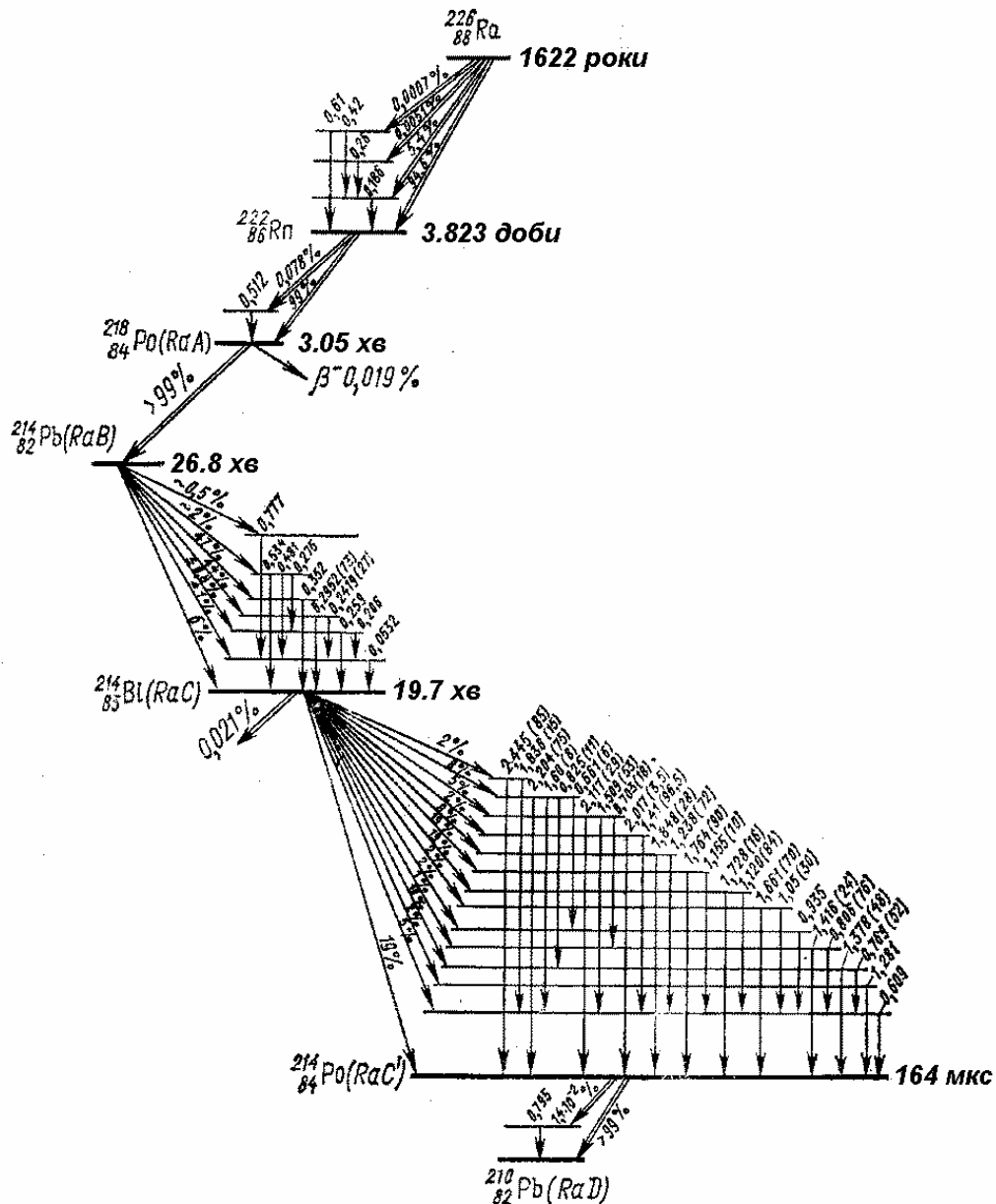


Рис.8. Схема розпаду  $^{226}\text{Ra}$ .

### Керма-еквівалент і гама-еквівалент

**Керма-еквівалент** радіонуклідного джерела  $k_e$  визначається як потужність повітряної керми  $\dot{K}$  у вакуумі, помножена квадрат відстані джерела  $r^2$ :

$$k_e = \dot{K}r^2 = A\Gamma_{\delta}. \tag{22}$$

Одиницею виміру керма-еквіваленту є  $\text{Гр}\cdot\text{м}^2/\text{с}$ . Керма-еквівалент  $k_e$  чисельно дорівнює потужності керми  $\dot{K}$  на відстані 1 м від джерела.

Поняттям керма-еквіваленту зручно користуватися для характеристики радіонуклідних точкових джерел, тому що в тотожних умовах  $\gamma$ -джерела, які створюють однакову потужність керми, мають також і однакові керма-еквіваленти.

Аналогічно до визначення терміну керма-еквіваленту оцінку поля  $\gamma$ -випромінювання за потужністю експозиційної дози використовують поняття **гама-еквіваленту**. В якості стандарту оперують радієвим гама-еквівалентом, який визначається  $\gamma$ -випромінюванням джерела  $^{226}\text{Ra}$  в

рівновазі з дочірніми нуклідами після платиного фільтру товщиною 0.5 мм. Для довільного  $\gamma$ -джерела з активністю  $A_0$  [мКі] і гама-постійною  $\Gamma$  [Р·см<sup>2</sup>/(год·мКі)] гама-еквівалент дорівнює:

$$m = A_0 \frac{\Gamma}{8,4}. \quad (23)$$

Одиниця виміру – мг-екв Ra. Зрозуміло, що гама-постійна для радієвого джерела з платиновим фільтром чисельно дорівнює 8,4 (без фільтру – 9,03).

### Експериментальна частина

Активність джерела  $A$  можна визначити по кількості імпульсів  $S$  піка повного поглинання при реєстрації спектрометром  $\gamma$ -квантів з енергією  $E_i$ . В загальному випадку ці дві величини зв'язані між собою таким чином:

$$\frac{S}{t} = \frac{\Omega}{4\pi} \varepsilon_d n_i A, \quad ()$$

де  $\Omega$  – тілесний кут, в якому  $\gamma$ -кванти попадають в детектор від точкового джерела;  $n_i$  – квантовий вихід;  $\varepsilon_d$  – ефективність детектора до  $\gamma$ -квантів з енергією  $E_i$  (за піком повного поглинання);  $t$  – час виміру. Ефективність реєстрації  $\varepsilon_d$   $\gamma$ -квантів вузького пучка, який падає на детектор товщиною  $d$ , визначається співвідношенням

$$\varepsilon_d = 1 - e^{-\mu d} \quad ()$$

Найбільш складним методом знаходиться  $\varepsilon_d$  для  $\gamma$ -квантів, які випромінюються точковим джерелом, тому що  $\gamma$ -кванти, які вилітають під різними кутами, проходять різний відрізок  $h$  в детекторі. На практиці ефективний тілесний кут  $\Omega$  і  $\varepsilon_d$  знаходять при калібруванні спектрометра джерелами відомої активності  $A$ .

Із закону радіоактивного розпаду ядер  $N = N_0 e^{-\lambda t}$  легко знайти активність:

$$A = -\frac{dN}{dt} = \lambda N \quad (),$$

де  $N_0$  – число радіоактивних ядер в довільно вибраній початковий момент  $t = 0$ ;  $\lambda$  – стала розпаду.

Одиниця вимірювання активності бекерель (Бк). Бекерель - це активність нукліда у радіоактивному джерелі, в якому за 1с відбувається один акт розпаду. Позасистемна одиниця активності —Кюрі (Кі). 1 Кі = 3.7·10<sup>10</sup> Бк.

Для характеристики активності неточкових радіоактивних джерел існують такі величини:

$A_m$  — питома активність джерела, бекерель на кілограм (Бк/кг, Кі/кг);

$A_V$  — об'ємна активність джерела, бекерель на кубічний метр (Бк/м<sup>3</sup>, Кі/м<sup>3</sup>);

$A_S$  — поверхнева активність, бекерель на квадратний метр (Бк/м<sup>2</sup>, Кі/м<sup>2</sup>).

Блок-схема спектрометра  $\gamma$ -квантів зображена на рис..  $\gamma$ -кванти, які вилітають з радіоактивного джерела, реєструються сцинтиляційним детектором з кристалом NaI(Tl). Вихідні імпульси детектора, пропорційні світловому спалаху в сцинтиляторі, реєструються багатоканальним

аналізатором АІ-128. Піки повного поглинання (фотопіки, які спостерігаються в амплітудному розподілі аналізатора, відповідають визначеним енергіям  $E_{0i}$   $\gamma$ -квантів, які випромінює джерело. Інформація з аналізатора виводиться на цифродрукувальний пристрій БЗ-15.

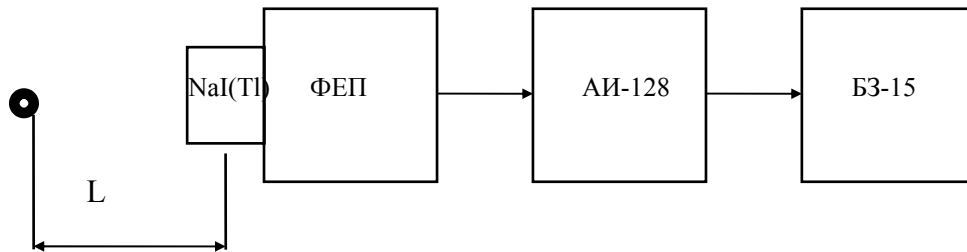


Рис. . Блок-схема спектрометра  $\gamma$ -квантів.

### Завдання

1. Виходячи із заданої точності, вибрати оптимальні геометрію експерименту та час виміру.
2. За отриманим спектром визначити положення і площу піка  $S_i$  повного поглинання.
3. За розмірами чутливого об'єму детектора і між джерелом і детектором оцінити:
  - ефективність детектора  $\varepsilon_d$  до  $\gamma$ -квантів з енергіями  $E_{0i}$ ;
  - тілесний кут  $\Omega$ .
4. Обчислити активність джерела згідно формули ().
5. Провести відносні виміри активності. Результати порівняти.
6. Обчислити керма і гама-постійні з використанням формул (), (). Порівняти обчисленні значення з табличними даними, наведеними в довідковій літературі.
7. Провести розрахунок потужності керми і експозиційної дози на заданій відстані від джерела.
8. Провести дозиметром вимір потужності експозиційної дози на цій самій відстані і результати порівняти.
9. Обчислити гранично допустиму потужність дози Зв/рік при 36 годинному тижні. Гранично допустима доза опромінення складає 20 мЗв/рік.
10. Визначити, на якій відстані від даного джерела потужність дози в 10 разів нижча гранично допустимої?

### Контрольні питання

1. Чим відрізняється величина поглиненої дози від керми.
2. Для чого ввели величину ефективна доза? Чи використовують цю величину для оцінки дозового навантаження на тварин?

3. Для якої геометрії опромінення зовнішнім полем дозові конверсійні коефіцієнти мають найбільше значення? Пояснити відмінність дозового навантаження при різних геометріях опромінення.
4. Що таке повітряна керма?

### **Список літератури**

1. Защита от ионизирующих излучений. Т.1. Физические основы защиты от излучений / Под ред. Гусева Н.Г.-М.:Энергоатомиздат,1989.
2. Козлов В.Ф. Справочник по радиационной безопасности. – М.: Энергоатомиздат, 1991. – 352 с.
3. Иванов В.И. Курс дозиметрии. - М.,1978. - 392 с.
4. Маргулис У.Я. Атомная энергия и радиационная безопасность. – М.: Энергоатомиздат, 1988. – 224 с.
5. Норми радіаційної безпеки України (НРБУ - 97). – Київ, 1997. – 121 с.
6. Нормы радиационной безопасности (НРБ-99): Гигиенические нормативы. – М: Центр санитарно-эпидемиологического нормирования, гигиенической сертификации и экспертизы Минздрава России, 1999. – 116 с.
7. Рекомендации международной комиссии по радиологической защите 1990 года. Пределы годового поступления радионуклидов в организм работающих, основанные на рекомендациях 1990 года. Публикации 60, часть 1, 61 МКРЗ. М., Энергоатомиздат, 1994. - 192 с.
8. Рекомендации международной комиссии по радиологической защите 1990 года. Публикация 60 МКРЗ, часть 2. М., Энергоатомиздат, 1994. - 207 с.
9. Международные основные нормы безопасности для защиты от ионизирующих излучений и безопасного обращения с источниками излучения. Серия изданий по безопасности, № 115. МАГАТЭ. – Вена, 1997. – 382 с.
10. Determination of dose equivalents resulting from external radiation sources. ICRU Report 39. – Bethesda, MD: ICRU Publication, 1985.
11. Conversion Coefficients for use in Radiological Protection against External Radiation. ICRP Publication 74 // Annals of the ICRP. – 1996. – 26, N3/4.