

# **ПОЛОЖЕННЯ ПРО НАЦІОНАЛЬНІ РЕКОМЕНДОВАНІ РІВНІ ДЛЯ РЕНТГЕНОДІАГНОСТИЧНИХ ДОСЛІДЖЕНЬ**

## **1. Обґрунтування введення національних рекомендованих рівнів діагностичного опромінення**

Серед усіх джерел іонізуючого випромінювання (ДІВ) техногенного походження рентгенологічні дослідження створюють найбільше опромінення населення завдяки їх масовому застосуванню для діагностики різних захворювань. За даними Наукового Комітету з дії атомної енергії внесок рентгенодіагностичного опромінення складає близько 70 - 95 % в сумарну колективну дозу населення від штучних ДІВ.

Забезпечення радіаційного захисту при медичному опроміненні визначається двома основними принципами: обґрунтуванням медичних процедур та оптимізацією радіаційного захисту пацієнта, тобто зниженням доз опромінення до можливо низьких значень при умовах зберігання необхідної якості діагностичного зображення.

Міжнародні підходи щодо оптимізації радіаційного захисту при медичному опроміненні пов'язані з необхідністю впровадження у практику медичних закладів концепції діагностичних референтних рівнів (ДРР). Дані підходи були розглянуті в Публікаціях Міжнародної комісії з радіологічного захисту (Публ. МКРЗ №№ 60, 73, 103, 105), Стандартах радіаційної безпеки МАГАТЕ (BSS-115, RS-G-1.5, TRS № 457), Директивах та Керівництвах Європейської Комісії (84/466/Euratom, 97/43/Euratom, EUR 16260, EC Radiation Protection 109).

Відповідно до Директиви ЄС 2013/59/EURATOM (ст..56), Керівництва Європейської Комісії «Radiation Protection 109»: кожна країна повинна встановлювати діагностичні референтні рівні доз в рентгенівській діагностиці або рівні активності в ядерній медицині при типових

дослідженнях для груп «стандартних» пацієнтів (або «стандартних» фантомів).

Діагностичні референтні рівні встановлюються для типових стандартних діагностичних процедур, які формують найбільший внесок до колективної дози населення при медичному опроміненні. Згідно з концепцією ДРР за умов належної практики організації діагностичних досліджень та підтримки відповідного технічного стану рентгенівського обладнання дози пацієнтів не будуть перевищувати ДРР.

Для більшості країн світу концепція діагностичних референтних рівнів стала основним інструментом оптимізації медичного опромінення, тобто зниження доз пацієнтів при медичних діагностичних дослідженнях і втручаннях з використанням рентгенівського випромінювання.

Відповідно до вимог Керівництва ЄС Radiation Protection 109 та технічної доповіді МАГАТЕ № 457 країни, які встановлюють національні ДРР, повинні використовувати для різних видів рентгенодіагностичних досліджень легко вимірювані дозиметричні величини, а саме: вхідну поверхневу дозу (ВПД), добуток доза-площа (ДДП) або інші параметри, пов'язані з дозою.

В Україні законодавчо-нормативною базою для встановлення та впровадження рекомендованих рівнів медичного опромінення є Закон України «Про захист людини від впливу іонізуючих випромінювань» (ст. 17) та Норми радіаційної безпеки України (НРБУ-97, Розділ 6 «Радіаційно-гігієнічні регламенти другої групи – медичне опромінення населення», п.6.6. та 6.7 щодо запровадження рекомендованих рівнів медичного опромінення). Впровадження концепції рекомендованих рівнів діагностичного опромінення в Україні повинно сприятиме оптимізації радіаційного захисту шляхом зниження необґрунтованого опромінення та уникнення занадто високих доз опромінення пацієнтів.

## **2. Порядок встановлення рекомендованих рівнів медичного опромінення в рентгенодіагностиці**

2.1 МОЗ України назначає компетентну науково-дослідну установу, яка підпорядкована МОЗ або НАМН України, має відповідну технічну базу та досвід щодо розробки методичних документів в галузі радіаційної безпеки та кваліфікованих фахівців для проведення досліджень дозових навантажень населення України з метою встановлення первинних значень національних рекомендованих рівнів медичного опромінення в рентгенівській діагностиці.

2.2 Визначена науково-дослідна установа вирішує наступні завдання:

- розробка та затвердження в МОЗ України типових питальників (анкет) щодо структури та частоти рентгенівських досліджень, а також матеріально-технічного оснащення рентгенодіагностичних кабінетів;

- проведення анкетування регіональних рентгенологічних служб України щодо поточного стану рентгенологічної служби в медичних закладах усіх областей України;

- аналіз структури рентгенівських досліджень та вибір діагностичних процедур, які обумовлюють найбільший внесок у колективну дозу населення України від медичного опромінення за рахунок їх масовості або значних доз опромінення пацієнтів;

- розробка методичної бази щодо проведення вимірювань доз опромінення при обраних рентгенівських діагностичних процедурах, зокрема, визначення дозиметричної величини та методу її вимірювання для кожного виду рентгенодіагностичних процедур;

- визначення репрезентативної вибірки медичних установ, в яких будуть проведені вимірювання доз на групах з 10-20 дорослих пацієнтів «стандартного» розміру (вага –  $70\pm 5$  кг, зріст –  $170\pm 10$  см), або на «стандартному» фантомі за обраними видами досліджень;

- проведення дозиметричних вимірювань в медичних установах та аналіз отриманих результатів: оцінка середніх доз на кожному апараті за обраними видами досліджень;

- аналіз розподілів середніх доз за усіма обстеженими апаратами для кожного виду рентгенологічної процедури;

- встановлення первинних значень рекомендованих рівнів для кожної обраної діагностичних процедури з числа найбільш поширених рентгенодіагностичних досліджень.

2.3 Затвердження національних рекомендованих рівнів медичного опромінення в рентгенодіагностиці здійснюється спеціальним наказом МОЗ України.

2.4 Оцінка доз «стандартного» пацієнта при певних рентгенодіагностичних процедурах для кожного діючого рентгенівського апарату виконується фахівцями обласних рентгено-радіологічних служб при проведенні поточних дозиметричних вимірювань в рамках програми контролю якості дозоформуєчих параметрів рентгенівських апаратів згідно з Положенням про рентгено-радіологічну службу (Наказ МОЗ України від 28 листопада 1997 р. № 340 «Про удосконалення організації служби променевої діагностики та променевої терапії»).

2.5 Алгоритм розрахунку ВПД «стандартного» пацієнта за результатами дозиметричних вимірювань різними методами наведено в методичних рекомендаціях «Контроль доз пацієнтів при типових рентгенографічних дослідженнях» (*Додаток 2*).

2.6 Протоколи з результатами визначених доз «стандартних» пацієнтів по окремим видам рентгенодіагностичних досліджень надсилаються обласними рентгено-радіологічними службами до науково-дослідної установи, визначеної МОЗ України для проведення узагальненого аналізу доз населення при медичному опроміненні та зіставлення з встановленими національними рекомендованими рівнями.

2.7 У випадку, коли дози опромінення «стандартного» пацієнта за результатами дозиметричних вимірювань на певному апараті при обраній рентгенодіагностичній процедурі перевищують встановлені національні рекомендовані рівні, адміністрація медичного закладу повинна забезпечити

організацію та проведення позачергового контролю технічного стану рентгенівського обладнання та умов проведення даної процедури.

2.8 Перегляд національних рекомендованих рівнів проводиться один раз в 5 років на підставі результатів узагальненого аналізу доз опромінення «стандартних» пацієнтів в медичних закладах України та затверджується окремим наказом МОЗ України.

### **Значення національних рекомендованих рівнів для найбільш поширених рентгенографічних досліджень**

За результатами анкетування рентген-радіологічної служби усіх регіонів України в рамках науково-дослідної роботи за програмою «Здоров'я нації» ДУ «Інститут медичної радіології НАМН України» було визначено 10 найбільш поширених видів рентгенологічних процедур, які вносять найбільший вклад в колективну дозу населення. До таких процедур були віднесені:

- флюорографія органів грудної клітки;
- рентгенографія органів грудної клітки (у двох проекціях);
- рентгенографія шийного відділу хребта (у двох проекціях);
- рентгенографія грудного відділу хребта (у двох проекціях);
- рентгенографія поперекового відділу хребта (у двох проекціях);
- рентгенографія таза.

Згідно з рекомендаціями МАГАТЕ для контролю доз пацієнтів при рентгенографічних дослідженнях було обрано вхідну поверхневу дозу (ВПД). Оцінка ВПД проведена за результатами вимірювань доз більш 3500 дорослих пацієнтів «стандартних» розмірів на 95 рентгенівських апаратах в 8 областях України методом термомінесцентної дозиметрії.

За результатами аналізу розподілів середніх доз «стандартних» пацієнтів на різних рентгенівських апаратах визначено первинні значення діагностичних рекомендованих рівнів (ДРР) в Україні, які наведено в

таблиці у зіставленні з вказівними діагностичними рівнями для рентгенографії згідно з Основними стандартами МАГАТЕ (BSS-115).

**Діагностичні рекомендовані рівні медичного опромінення при типових рентгенографічних дослідженнях для дорослого пацієнта «стандартного» розміру (вага – 70 ± 5 кг, зріст – 170 ± 10 см)**

Вид рентгенологічної процедури	Діагностичний рекомендований рівень вхідної поверхневої дози, мГр	
	за національними дослідженнями	згідно з Основними стандартами МАГАТЕ
<b>Флюорографія органів грудної клітки</b>		
(скринінгова рентгенографія цифрова)	0,6	0,4
<b>Рентгенографія органів грудної клітки</b>		
- задньопередня проекція	0,9	0,4
- бічна проекція	2,0	1,5
<b>Рентгенографія шийного відділу хребту</b>		
- передньозадня проекція	2,0	-
- бічна проекція	2,0	-
<b>Рентгенографія грудного відділу хребту</b>		
- передньозадня проекція	11,0	7,0
- бічна проекція	18,0	20,0
<b>Рентгенографія поперекового відділу хребту</b>		
- передньозадня проекція	15,0	10,0
- бічна проекція	40,0	30,0
<b>Рентгенографія тазу</b>		
- передньозадня проекція	15,0	10,0

## **МЕТОДИЧНІ РЕКОМЕНДАЦІЇ ЩОДО КОНТРОЛЮ ДОЗ ПАЦІЄНТІВ ПРИ ТИПОВИХ РЕНТГЕНОГРАФІЧНИХ ДОСЛІДЖЕННЯХ**

### **1 ЗАГАЛЬНІ ПОЛОЖЕННЯ**

1.1 Правовою базою радіаційного захисту населення в Україні при медичному опроміненні є Закон України № 15/98 «Про захист людини від впливу іонізуючого випромінювання», у якому вперше розглянуто забезпечення радіаційного захисту при медичному опроміненні населення. Згідно зі статтею 17 «Забезпечення захисту людини під час лікування та здійснення медичної діагностики» доза опромінення, яка отримана пацієнтом при медичному втручанні, повинна реєструватися, а інформація щодо дози опромінення повинна зберігатися в медичних установах протягом 50 років.

У Нормах радіаційної безпеки України (НРБУ-97) вказано, що з метою удосконалення методології використання джерел іонізуючого випромінювання у медицині та зниження рівнів опромінення населення МОЗ України запроваджує рекомендовані рівні медичного опромінення (Розділ 6 «Радіаційно-гігієнічні регламенти другої групи – медичне опромінення населення», п. 6.6.-6.7).

У більшості країн світу основним інструментом оптимізації доз пацієнтів при проведенні медичних діагностичних досліджень стала впровадження діагностичних рекомендованих рівнів (ДРР). У керівництвах і дозиметричних протоколах міжнародних організацій в якості ДРР запропоновано використання легко вимірюваних дозиметричних величин при проведенні контролю доз пацієнтів. У рентгенографії такими

величинами можуть бути: вхідна поверхнева доза (ВПД), повітряна керма або добуток доза - площа (англ., *Dose Area Product, DAP*).

1.2 На сьогодні в Україні оцінка доз пацієнтів при рентгенодіагностичних дослідженнях здійснюється за табличним даними, які наведено у Наказі МОЗ України «Про створення системи контролю та обліку індивідуальних доз опромінення населення при рентгенологічних процедурах» від 18.07.2001 № 295 . Однак, такі оцінки не відповідають реальним рівням опромінення пацієнтів на окремих рентгенівських апаратах, тому що не враховують їх радіаційні характеристики та умови проведення діагностичних досліджень у різних кабінетах.

1.3 Новизна розроблених МР полягає в пропозиції доступних методів контролю доз пацієнтів на основі вимірювання таких дозиметричних величин, як: вхідна поверхнева доза (ВПД), повітряна керма або добуток доза – площа.

1.4. Визначення доз пацієнтів в окремих рентгенівських кабінетах для типових рентгенографічних процедур та зіставлення їх значень з встановленими національними ДРР дозволить своєчасно виявити рентгенівські апарати з необґрунтовано високими дозами пацієнтів та взяти коригувальні заходи щодо оптимізації поточної практики виконання рентгенологічних процедур та медичного опромінення населення.

1.4 У методичних рекомендаціях використовуються такі скорочення:

НКДАР	– Науковий Комітет з дії атомної радіації при ООН
НРБУ-97	– Норми радіаційної безпеки України
МАГАТЕ	– Міжнародне агентство з атомної енергії
МКРЗ	– Міжнародна комісія з радіаційного захисту
ДІВ	– джерело іонізуючого випромінювання
ВПД	– вхідна поверхнева доза
ТЛД-система	– термолюмінесцентна дозиметрична система
ТЛД	– термолюмінесцентна дозиметрія



ТЛ-детектор	– термолюмінесцентний детектор
DAP	– добуток доза-площа – Dose Area Product
ДРР	– діагностичний рекомендований рівень
Гр	– Грей, одиниця поглинутої дози повітряної керми
Гр · см <sup>2</sup>	– одиниця добутку дози на площу
Кл	– кулон, одиниця заряду

1.5 У методичних рекомендаціях терміни вживаються в такому значенні:

*Падаюча повітряна керма,  $K_i$  (Гр)* – це керма, вимірювана в повітрі на центральній осі рентгенівського пучка на заданій відстані від фокуса трубки (за умови відсутності пацієнта або фантома). При вимірюванні враховується тільки падаюче випромінювання без внеску зворотного розсіювання. Одиниця вимірювання: Грей.

*Вхідна поверхнева повітряна керма,  $K_e$*  – значення керми в повітрі, вимірюване на центральній осі пучка в позиції пацієнта або поверхні фантома. Враховується випромінювання, що падає на пацієнта або фантом, а також зворотне розсіяне випромінювання. Одиниця вимірювання: Грей (Гр).

Вхідна поверхнева повітряна керма  $K_e$  пов'язана з падаючою повітряною кермою  $K_i$ , коефіцієнтом зворотного розсіювання,  $V$ , таким чином:

$$K_e = K_i \cdot V$$

*Потужність керми,  $\dot{K}$*  приріст керми  $dK$  за інтервал часу  $dt$ :

$$\dot{K} = \frac{dK}{dt}$$

Одиниця вимірювання: Гр/с

*Поглинена доза  $D$*  - середня енергія  $d\bar{\varepsilon}$ , передана речовині масою  $dm$ :

$$D = \frac{d\bar{\varepsilon}}{dm}$$

Одиниця вимірювання: Грей (Гр).

*Вхідна поверхнева доза (ВПД)* – поглинена доза в повітрі в точці перетинання центральної осі рентгенівського пучка із вхідною поверхнею пацієнта (фантома) з урахуванням зворотного розсіювання.

*Добуток повітряна керма-площа* (англ. Dose Area Product, DAP),  $P_{KA}$  - це інтеграл повітряної керми  $K$  по площі рентгенівського пучка в площині, перпендикулярній осі пучка, визначається за формулою:

$$P_{KA} = \int_S K(x, y) dx dy$$

Добуток повітряна керма - площа інваріантне стосовно відстані від фокуса трубки, тобто DAP залишається постійним на будь-якій відстані за умови, що детектор випромінювання розташовується на достатній відстані від об'єктів, що розсіюють (пацієнта або фантома), і виключається внесок зворотного розсіювання. Одиниця вимірювання: Гр·см<sup>2</sup>.

*Радіаційний вихід рентгенівської трубки,  $R(d)$*  – це повітряна керма  $K$  на відстані  $d$  від фокуса рентгенівської трубки, нормована на добуток анодного струму трубки  $I$  на час експозиції  $t$ :

$$R(d) = K(d) / (I \cdot t)$$

Одиниця вимірювання: Гр/(мА·с).

## 2 ГАЛУЗЬ ВИКОРИСТАННЯ

Цей документ пропонує методи дозиметричного контролю дозових навантажень пацієнтів «стандартних» розмірів при проведенні рентгенографічних досліджень на окремих рентгенівських апаратах для подальшого зіставлення їх з національними ДРР и прийняття заходів щодо оптимізації медичного опромінення у випадках перевищення ДРР.

Значення національних діагностичних рекомендованих рівнів для 10 найбільш поширених рентгенографічних досліджень дорослих пацієнтів «стандартних» розмірів наведено в Інформаційному листі МОЗ України та

Укрмедпатентінформ № 273-2012 (Випуск 4 з проблеми «Медична радіологія», 2012 р.) та в Додатку 1

Документ призначено для фахівців, які виконують контроль доз пацієнтів в рентгенодіагностиці в рамках програми контролю якості медичного обладнання лікувально-профілактичних закладів.

### 3 НОРМАТИВНІ ПОСИЛАННЯ

У цьому документі є посилання на такі нормативні документи:

Закон України №15/98- ВР «Про захист людини від впливу іонізуючого випромінювання»;

Норми радіаційної безпеки України (НРБУ-97) Державні гігієнічні нормативи ДГН 6.6.1.-6.5.001-98;

Основні санітарні правила забезпечення радіаційної безпеки України (ОСПУ-2005) Державні санітарні правила 6.177-2005-09- 02;

Наказ МОЗ України від 28.11.1997 №340 «Про удосконалення організації служби променевої діагностики та променевої терапії»;

Наказ МОЗ України від 18.07.2001 №295 «Про створення системи контролю та обліку індивідуальних доз опромінення населення при рентгенологічних процедурах»;

Постанова Кабміну України від 23.04.2001 №379 Про затвердження «Порядку створення єдиної державної системи контролю та обліку індивідуальних доз опромінення населення»;

СанПіН України «Гігієнічні вимоги до влаштування та експлуатації рентгенівських кабінетів і проведення рентгенологічних процедур. Державні санітарні правила і норми», 2007.

## 4 ДОЗИМЕТРИЧНІ МЕТОДИ ПРОВЕДЕННЯ КОНТРОЛЮ ДОЗ У РЕНТГЕНОДІАГНОСТИЦІ

Для визначення вхідної поверхневої керми при рентгенодіагностичних дослідженнях використовуються іонізаційний і твердотільний методи дозиметрії.

### 4.1 Іонізаційний метод

Іонізаційний метод оснований на вимірюванні рівня іонізації газу, викликаного проходженням іонізуючого випромінювання через робочий об'єм камери між двома електродами. При наявності розбіжності потенціалів на електродах виникає іонний струм, який може бути виміряний. Струм пропорційний швидкості виникнення іонів під впливом іонізуючої радіації, і, відповідно, потужності дози випромінювання.

#### 4.1.1 Іонізаційні камери для вимірювання дози й потужності дози (плоско-паралельні й циліндричні камери)

Найпоширенішим типом іонізаційної камери для вимірювання повітряної керми в діагностичній рентгенології є плоско-паралельні й циліндричні камери. У плоско-паралельній камері використовується два електроди, розділених повітряним зазором шириною в кілька міліметрів. При калібруванні площа камери розташовується перпендикулярно осі пучка. Така ж орієнтація дотримується й при проведенні вимірювання на контрольованих рентгенівських апаратах. Деякі із цих камер мають два вхідних вікна, призначених для вимірювання випромінювань різних енергій. Важливо, щоб відповідне вхідне вікно камери було орієнтовано в бік фокуса рентгенівської трубки.

При використанні циліндричних камер вони повинні розташовуватися в полі випромінювання таким чином, щоб вісь камери була перпендикулярна рентгенівському пучку. Показання циліндричних камер симетричні щодо осі камери.

Іонізаційні камери, які використовуються в рентгенівській діагностиці, є вентиляльованими (негерметичними), тобто мають таку конструкцію, при якій повітря в об'ємі камери поєднується з повітрям навколишнього середовища.

При вимірюваннях іонізаційними камерами вентиляльованого типу необхідно враховувати зміни щільності повітря, викликані змінами тиску й температури навколишнього середовища, шляхом використання коригувального фактора  $k_{TP}$ , який розраховується за формулою:

$$k_{TP} = \left( \frac{273,2 + T}{273,2 + T_0} \right) \cdot \left( \frac{P_0}{P} \right)$$

де  $P_0$  і  $T_0$  - референтні тиск і температура, для яких визначений калібрований коефіцієнт іонізаційної камери;

$P$  і  $T$  - тиск і температура при проведенні вимірювань у рентгенівському кабінеті.

#### 4.1.2 Прохідні іонізаційні камери для вимірювання добутку доза-площа

Прохідні іонізаційні камери використовуються як детектори рентгенівського випромінювання для вимірювання добутку доза-площа. Детектор DAP складається із широкоформатних плоскопаралельних іонізаційних камер, з'єднаних з електрометром. Як матеріалу камери DAP зазвичай використовується поліметилметакрилат (ПММА), покритий провідним світлопровідним матеріалом.

Прохідна іонізаційна камера встановлюється безпосередньо на діафрагмі рентгенівського випромінювача близько до фокуса трубки для охоплення поперечного перерізу всього рентгенівського пучка. Це дозволяє інтегрувати поглинену дозу по всій площі камери. При цьому камера повинна бути розташована на достатній відстані від пацієнта для виключення внеску зворотного розсіювання в показання дозиметра. Одиниця вимірювання показань прохідної іонізаційної камери –  $\text{Гр} \cdot \text{см}^2$ .

## 4.2 Методи твердотільної дозиметрії

В основу твердотільної дозиметрії покладено фізичні й хімічні явища, що відбуваються у твердих тілах при їхній взаємодії з іонізуючим випромінюванням. До таких явищ належать виникнення сцинтиляції, люмінесценції, зміна провідності напівпровідникових матеріалів та інше.

У діагностичній рентгенології для вимірювання доз пацієнтів найчастіше використовуються дозиметри з термолюмінесцентними й напівпровідниковими детекторами.

Термолюмінесцентний метод дозиметрії оснований на явищі термолюмінесценції – випускненні світла при нагріванні твердого тіла (люмінофора), попередньо збудженого іонізуючим випромінюванням. За дії останнього люмінофори утримують частину поглиненої енергії в метастабільних станах, які є результатом дефектної структури решітки матеріалу. Захоплені електрони або дірки залишаються в метастабільному стані доти, поки вони не перейдуть у збуджений стан з наступною рекомбінацією й виділенням енергії у вигляді світла. Якщо перехід у збуджений стан викликається нагріванням, то цей процес називають термолюмінесценцією. Кількість світлової енергії, що випускається, є пропорційною поглиненій дозі іонізуючого випромінювання.

Термолюмінесцентні детектори (ТЛД) знайшли широке застосування в дозиметрії медичного опромінення, зокрема, у рентгенодіагностиці – для контролю вхідної поверхневої дози. Найбільшого поширення набули ТЛД, виготовлені із фтористого літію (LiF), легованого магнієм і титаном (LiF: Mg, Ti) та інших матеріалів, зокрема LiF: Mg, Cu, P; CaSO<sub>4</sub> та ін. На практиці використовуються ТЛД різної форми: у вигляді таблеток, циліндрів, чипів, порошків. Перевага ТЛ - детекторів полягає в тому, що, маючи малі розміри, вони можуть розташовуватися в будь-якому місці на поверхні тіла, а при контролі доз у рентгенодіагностиці прикріплюватися безпосередньо до шкіри пацієнта в центрі падаючого рентгенівського пучка. Завдяки тканиноеквівалентності фтористого літію (LiF) детектори не створюють

додаткових тіней на одержуваних знімках, тобто не викликають викривлення одержуваної діагностичної інформації. Позитивна якість ТЛД у можливості обліку внеску зворотного розсіювання іонізуючого випромінювання від поверхні пацієнта (фантома) при проведенні вимірювань. Калібрування ТЛ-детекторів повинно проводитися на еталонних джерелах рентгенівського випромінювання за енергіями, характерними для рентгенодіагностики в одиницях повітряної керми. При калібруванні ТЛД розміщуються на поверхні дозиметричного фантома для розрахунку зворотного розсіювання.

Метод напівпровідникової дозиметрії оснований на вимірюванні електричної провідності, індукованої в речовині (напівпровіднику) під дією іонізуючого випромінювання. Величина індукованої провідності пропорційна інтенсивності падаючого випромінювання, і, відповідно, повітряної керми.

Напівпровідникові детектори створюють інтенсивний сигнал навіть при малих рівнях випромінювання, стійкі до механічних впливів і не вимагають корекції на зміну атмосферного тиску, що сприяє їхньому широкому застосуванню в клінічній дозиметрії. Найпростішим напівпровідниковим детектором є діод, оснований на р-п переході між частинами напівпровідника р-типу й n-типу. Іонізуюче випромінювання зіштовхується з напівпровідником, утворюються пари електрон-дірка. Це приводить до того, що перехід стає провідним й струм зростає зі зростанням числа іонів, що викликає імпульс у ланцюзі.

Чутливість напівпровідникових детекторів залежить від енергії й напрямку випромінювання. Для компенсації енергетичної залежності сигналу твердотільного детектора в дозиметрах використовуються металеві фільтри або засоби електроніки.

## 5 ПРОВЕДЕННЯ ДОЗИМЕТРИЧНИХ ВИМІРЮВАНЬ У РЕНТГЕНІВСЬКИХ КАБІНЕТАХ

Основними величинами при дозиметрії пацієнта в загальній рентгенології є вхідна поверхнева доза й величина добутку повітряної керми на площу.

Вхідна поверхнева доза може бути виміряна прямим методом з використанням ТЛД безпосередньо на пацієнтах (фантомах), а також непрямим методом – розрахунковим шляхом за результатами вимірювання радіаційного виходу рентгенівської трубки іонізаційним методом дозиметрії й зареєстрованих параметрів експозиції при проведенні досліджень пацієнта.

Добуток повітряної керми на площу визначається безпосередньо при проведенні діагностичного дослідження за умови оснащення рентгенівського апарата прохідною іонізаційною камерою.

### 5.1 Визначення вхідної поверхневої дози методом термолюмінесцентної дозиметрії

При використанні термолюмінесцентного методу дозиметрії для визначення вхідної поверхневої дози на пацієнті необхідно провести підготовку ТЛ-системи до зазначених вимірювань. До ТЛД-системи входить зчитувач термолюмінесцентного сигналу й відкалібровані детектори.

#### 5.1.1 Попередня підготовка ТЛД до початку вимірювань ВПД

Підготовка ТЛД до вимірювання включає: визначення індивідуальної чутливості кожного детектора ( $k_i$ ); визначення калібрувального коефіцієнта ТЛ-системи ( $N_Q$ ) для рентгенівського випромінювання референтної енергії (якість –  $Q$ ); визначення поправочних коефіцієнтів для енергій рентгенівського випромінювання, використовуваного на практиці ( $k_Q$ ); визначення поправочного коефіцієнта на фединг – втрату дозиметричної інформації ТЛ-детекторами за період між їхнім опроміненням і висвічуванням ( $k_F$ ). Всі підготовчі процедури виконуються в спеціалізованих



дозиметричних лабораторіях, оснащених термолюмінесцентними дозиметричними системами.

Визначення калібрувального коефіцієнта ТЛ-системи по референтній якості випромінювання проводиться на державному еталоні в метрологічному центрі.

#### 5.1.2 Опромінення ТЛД у рентгенівських кабінетах

Для кожного кабінету повинні бути підготовлені набори ТЛ-детекторів з огляду на кількість досліджень, при яких будуть проводитися вимірювання. Кожний набір включає три ТЛД, упакованих у поліетиленовий пакет. Один набір залишається неопроміненим і використовується для контролю природного радіаційного фону.

Для обраного виду рентгенівського дослідження вимірювання ВДП методом ТЛД проводять у такий спосіб:

- записати до протоколу дату проведення дослідження, дані про рентгенівський апарат, вид дослідження й обраної проекції;
- записати номер пакета із ТЛД, що буде використаний для вимірювання дози, та дані про пацієнта (зріст і вага);
- розмістити набір із ТЛД на шкірі пацієнта в центрі поля опромінення;
- провести процедуру опромінення відповідно до умов обраного дослідження;
- записати до протоколу дані про умови проведення процедури опромінення (напруга, струм, час або експозиція, відстань фокус-плівка, розмір поля);

Форму протоколу проведення вимірювання ВПД методом ТЛД наведено в Додатку А. Для кожного пацієнта використовується окремий набір ТЛД і заповнюється окремий протокол.

#### 5.1.3 Проведення вимірювань і оцінка вхідної поверхневої дози

Показання опромінених наборів ТЛД та фонового дозиметра знімають з ТЛ - зчитувача в дозиметричній лабораторії.

Середнє значення показань фонового дозиметра визначають за формулою:

$$\bar{M} = (M_{01} + M_{02} + M_{03})/3$$

де  $M_{01}$ ,  $M_{02}$ ,  $M_{03}$  – показання 3 детекторів фонового дозиметра.

Розрахунок середнього значення показань опроміненого дозиметра проводять із урахуванням корекції на середнє значення фонового дозиметра за формулою:

$$\bar{M} = \frac{\sum_{i=1}^3 k_i (M_i - \bar{M}_0)}{3}$$

де  $M_i$  – показання  $i$ -ого ТЛ-детектора;

$k_i$  – індивідуальний коефіцієнт чутливості  $i$ -ого ТЛ-детектора.

Вхідна поверхнева доза визначається за формулою:

$$K_e = \bar{M} \cdot N_{k,Q_0} \cdot k_Q \cdot k_f$$

$\bar{M}$  – середнє значення показань ТЛ-детекторів, опроміnenих на тілі пацієнта під час рентгенологічного дослідження з урахуванням індивідуальної чутливості кожного детектора, та корекції на фон;

$N_{k,Q_0}$  – коефіцієнт калібрування ТЛД - системи;

$K_Q$  – коефіцієнт лінійної залежності показань ТЛ-детекторів від дози;

$K_f$  – коефіцієнт енергетичної залежності показань ТЛ-детекторів від енергії ікс-випромінювача (анодної напруги).

Описані вище процедури виконуються для оцінки доз кожного окремого пацієнта «стандартних» розмірів (вага –  $70 \pm 5$  кг, зріст –  $170 \pm 10$  см). Результати розрахунку вхідної поверхневої дози вносяться до протоколу визначення дози опромінення пацієнта при рентгенівському дослідженні (Додаток А). За результатами вимірювань доз 10 стандартних пацієнтів за обраними видами досліджень оцінюється середня доза пацієнтів на обстеженому рентгенівському апараті, яка повинна не повинні перевищувати національні ДРР.

При використанні термолюмінесцентного методу дозиметрії похибка оцінок доз у рентгенодіагностиці не перевищує  $\pm (10 - 15) \%$  з урахуванням поправок сигналу термолюмінесценції на нелінійність залежності доза – ТЛ – сигнал, а також якість рентгенівського випромінювання.

## 5.2 Визначення вхідної поверхневої дози непрямим методом

Значення вхідної поверхневої дози можливо оцінити розрахунковим методом за результатами вимірювання радіаційного виходу окремого рентгенівського апарату іонізаційним методом.

Іонізаційний дозиметр, що буде використаний при вимірюваннях, повинен бути повірений в метрологічній лабораторії, при цьому у перевірочному сертифікаті дозиметра має бути зазначений калібрувальний коефіцієнт іонізаційної камери  $N_{k,Q_0}$  та енергія випромінювання  $Q_0$ , за якої він був отриманий. Крім того, необхідно знати значення коригувального фактора  $k_Q$ , що враховує розбіжність між показаннями дозиметра при якості випромінювання при калібруванні дозиметра  $Q_0$  і при якості випромінювання  $Q$ , що використовується при проведенні досліджень пацієнта, тобто енергетичну залежність показань дозиметра.

Для проведення вимірювання радіаційного виходу та визначення вхідної поверхневої дози непрямим методом дозиметрії необхідно наступне обладнання:

- дозиметр, відкалібрований для діагностичного діапазону рентгенівського випромінювання;
- тримач іонізаційної камери;
- алюмінієві поглиначі й свинцеві діафрагми для вимірювання ШПО;
- вимірювальна рулетка або лінійка;
- термометр і барометр.

5.2.1 Порядок виконання процедур вимірювання іонізаційної камерою дозиметра для визначення вхідної поверхневої повітряної керми.

Для обраного виду рентгенівського дослідження визначення ВДП проводиться в такий спосіб:

- виміряти радіаційний вихід  $R(d)$  рентгенівської трубки іонізаційною камерою, встановленою на фіксованій відстані фокус-детектор ( $d$ ) у центрі поля опромінення;
- результати вимірювання радіаційного виходу внести у протокол, який наведено у Додатку Б;
- зазначити залежність радіаційного виходу  $R(d)$  від значення анодної напруги на трубці  $U(\text{kV})$ ;
- знайти значення падаючої повітряної керми з графіку залежності  $R(d)$  для режимів дослідження, які використовуються в обстеженому кабінеті на рентгенівському апараті при проведенні обраного виду рентгенодіагностичного дослідження «стандартного» пацієнта;
- розрахувати вхідну поверхневу повітряну дозу за значенням падаючої повітряної керми з урахуванням коефіцієнта зворотного розсіювання;

Слід зазначити, що вимірювання радіаційного виходу рентгенівської трубки повинні проводитися в робочому діапазоні анодних напруг і експозиції, які використовуються при проведенні даних видів досліджень на пацієнтах. Передбачається, що при вимірюванні вибір 3 - 4 заданих напруг і 3 - 4 заданих експозицій буде достатнім. Значення радіаційного виходу для інших напруг і експозицій визначаються шляхом інтерполяції отриманих залежностей.

5.2.2 Проведення розрахунків вхідної поверхневої дози за результатами вимірювань радіаційного виходу:

*а) розрахувати середнє значення показань дозиметра за трьома вимірюваннями ( $M_i$ ) на відстані  $d$  від фокуса трубки:*

$$\bar{M} = (M_1 + M_2 + M_3)/3$$

*б) розрахувати повітряну керму  $K(d)$  за показаннями іонізаційної камери за формулою:*

$$K(d) = \bar{M} \cdot N_{K,Q_0} \cdot k_Q \cdot k_{TP},$$

де:  $\bar{M}$  – середнє значення показань дозиметра;

$N_{K, Q_0}$  – калібрувальний коефіцієнт дозиметра;

$k_Q$  – коригувальний фактор на якість випромінювання  $Q$ ;

$k_{TP}$  – коригувальний фактор на вимірювання показань, залежно від температури й тиску, для іонізаційних камер визначається за формулою:

$$k_{TP} = \left( \frac{273,2 + T}{273,2 + T_0} \right) \cdot \left( \frac{P_0}{P} \right),$$

де:  $T$  і  $P$  – температура й тиск під час проведення вимірювань;

$T_0$  і  $P_0$  – значення, для яких установлений калібрований коефіцієнт  $N_{K, Q_0}$  при метрологічній перевірці дозиметра.

*в) розрахувати радіаційний вихід,  $R(d)$ , використовуючи рівняння:*

$$R(d) = K(d) / P_{It}$$

де  $K(d)$  – повітряна керма;

$P_{It}$  – значення експозиції (мА·с) під час опромінення (добуток анодного струму (мА) на час експозиції (с)).

*г) визначити падаючу повітряну керму  $K_i$  у точці перетинання рентгенівського пучка з тілом пацієнта за умови його відсутності за значеннями радіаційного виходу рентгенівської трубки з використанням закону зворотних квадратів по формулі:*

$$K_{ii} = K(d) \cdot (I \cdot t) \cdot \left( \frac{d}{d_{dft} - t_p} \right)^2,$$

де:  $R(d)$  – радіаційний вихід, обмірюваний на відстані  $d$  від фокуса;

$P_{It}$  – значення експозиції під час опромінення, мА·с;

$D_{dft}$  – відстань від фокуса до стола пацієнта;

$t_p$  – товщина пацієнта.

*д) розрахувати вхідну поверхневу дозу (повітряну керму) за формулою:*

$$\text{ВПД} = K_{ii} \cdot V$$

де:  $K_{\Pi}$  – падаюча повітряна керма,

$B$  – коефіцієнт зворотного розсіювання для води й обраного розміру поля. Значення коефіцієнтів зворотного розсіювання для різних значень напруги й розмірів полів опромінення наведено в Додатку В.

Результати розрахунку ВПД внести в протокол визначення ВПД непрямим методом (Додаток Г). Похибка оцінки вхідної поверхневої дози непрямим методом не перевищує  $\pm 25,0\%$ .

### 5.3 Визначення доз пацієнтів за допомогою вимірювача добутку дози на площу

Вимірювання параметра добуток доза-площа (DAP) проводиться за допомогою вимірювача добутку доза-площа, в якому детектором іонізуючого випромінювання є прохідна плоско-паралельна іонізаційна камера. Якщо рентгенівський апарат, на якому проводяться вимірювання, не оснащений вбудованим вимірювачем DAP, то на рентгенівський апарат кріпиться зовнішній вимірювач DAP, за допомогою якого проводиться поточний моніторинг доз пацієнтів.

Перевірка вимірювача DAP повинна виконуватися при типових умовах проведення рентгенодіагностичних процедурах опромінення пацієнта.

Вимірювання за допомогою DAP-метрів проводяться безпосередньо під час дослідження, що відтворює реальні параметри генерації рентгенівського випромінювача й дозволяє контролювати роботу рентгенівського апарата.

Перелік необхідного обладнання для проведення вимірювання добутку доза-площа:

- вимірювач DAP;
- тримач камери;
- вимірювальна рулетка або лінійка.

Однією з основних умов проведення вимірювання за допомогою DAP - метрів є збіг радіаційних і світлових полів.

Порядок проведення вимірювань доз пацієнтів за допомогою вимірювача добутку доза-площа:

- встановити камеру вимірювача в пази діафрагми рентгенівської трубки так, щоб вісь первинного рентгенівського пучка була перпендикулярна площині камери й проходила через її центр. При цьому камера повинна охоплювати всю площу рентгенівського пучка;

- розташувати камеру потрібно на такій відстані від пацієнта (або фантома), щоб виключити вплив зворотного розсіювання від пацієнта на показання вимірювача (див. рисунок 1).

- з'єднати камеру з електрометром. Як правило, вимірювальна система пов'язана із зовнішніми принтерами або персональними комп'ютерами для забезпечення постійного запису показань камери;

- провести опромінення пацієнта за умов діагностичної процедури;

- під час опромінення пацієнта за умов діагностичної процедури виміряти значення добутку доза-площа за допомогою вимірювача DAP, результати внести в протокол результатів вимірювання добутку доза – площа (Додаток Г);

- провести розрахунок вхідної поверхневої дози за результатами вимірювань добутку доза-площа за формулою:

$$ВПД = \frac{DAP}{S} \cdot B = \frac{DAP}{S_{np}} \cdot \frac{L^2}{[L - (l + d)]^2} \cdot B$$

де DAP – виміряне значення добутку доза-площа, Гр·см<sup>2</sup>,

S – площа поля опромінення на пацієнті, см<sup>2</sup>,

S<sub>np</sub> – площа приймача зображення (плівки), см<sup>2</sup>,

L – відстань від фокусу рентгенівської трубки до приймача зображення (плівки), см;

l – товщина пацієнта, см;

d – відстань стіл – плівка, см;

B – коефіцієнт зворотного розсіювання для даного поля.

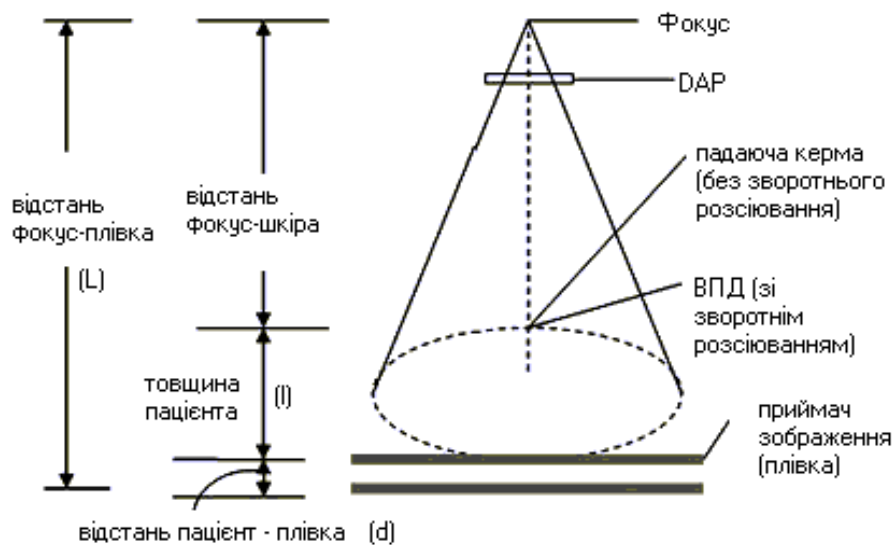


Рисунок 1 - Геометрія розміщення DAP - метрів

Важливо при розрахунку ВПД чітко виставити поле опромінення за розмірами плівки та знати відстань від фокусу до плівки. Форма протоколу в Додатку Д. Сумарна похибка оцінки доз пацієнтів методом DAP не перевищує 25 %.

Перелік рекомендованих дозиметричних приладів наведено у Додатку Д.



Протокол визначення вхідної поверхневої дози за допомогою  
ТЛД – детекторів

ПРОТОКОЛ № \_\_\_\_\_

визначення вхідної поверхневої дози  
опромінення пацієнта при рентгенівському дослідженні

Дата: \_\_\_\_\_ Медична установа: \_\_\_\_\_  
Кабінет: \_\_\_\_\_ Тип апарата: \_\_\_\_\_

Дані пацієнта:

Ф.И.О. \_\_\_\_\_

Стать	Вага, кг	Зріст, см

Дані процедури опромінення:

Вид дослідження (область опромінення)		
Проекція		
Відстань фокус-плівка, см		
Напруга на трубці U, кВ		
Анодний струм, мА		
Час експозиції, с		
Експозиція, мА · с		
Розміри поля опромінення, см × см		

Номер набору ТЛД: \_\_\_\_\_

Виміряна вхідна поверхнева доза, мГр	
Розрахована вхідна поверхнева доза, мГр	

## Додаток Б

Протокол контролю радіаційного виходу рентгенодіагностичного  
апарата за постійних значень  $U_a$ ,  $I_a$ ,  $t_a$

Анодна напруга, кВ	Анодний струм, мА	Час експозиції, с	Доза експозиційна, мР	Радіаційний вихід, (мкР/мА·с)

## Додаток В

Коефіцієнти зворотного розсіювання за різними значеннями напруги,  
розміру поля при загальній фільтрації 3 мм Al в тканиноеквівалентному  
матеріалі (воді)

Розміри поля, см × см	Пікова напруга на трубці, кВ					
	60	70	80	90	100	120
10 × 10	1,27	1,29	1,3	1,33	1,37	1,42
15 × 15	1,3	1,32	1,34	1,37	1,4	1,45
20 × 20	1,31	1,33	1,35	1,38	1,41	1,46
25 × 25	1,32	1,34	1,36	1,39	1,42	1,47
30 × 30	1,33	1,35	1,37	1,4	1,43	1,48

## Протокол визначення ВПД непрямим методом

ПРОТОКОЛ № \_\_\_\_\_

Реєстрації даних опромінення пацієнта при рентгенівському дослідженні  
для розрахунку вхідної поверхневої дози непрямим методом

Дата: \_\_\_\_\_ Медична установа: \_\_\_\_\_

Кабінет: \_\_\_\_\_ Тип апарата: \_\_\_\_\_

Дані пацієнта:

Ф.І.О. \_\_\_\_\_

Стать	Вага, кг	Зріст, см	Товщина пацієнта, см

Дані процедури опромінення:

Вид дослідження (область опромінення)		
Проекція		
Відстань фокус-стіл, см		
Відстань фокус-камера, см		
Напруга на трубці, кВ		
Анодний струм, мА		
Час експозиції, с		
Експозиція, (мА · с)		
Розміри поля опромінення, см × см		
Значення радіаційного виходу, мкГр/(мА · с)		
Коефіцієнт зворотного розсіювання		
Значення DAP, Гр · см <sup>2</sup>		

Вхідна поверхнева керма, мГр	
Вхідна поверхнева доза, мГр (з урахуванням оборотного розсіювання)	

Рекомендовані дозиметричні прилади, які можуть використовуватися при вимірюваннях радіаційного виходу рентгенівських апаратів та добутку доза-площа

№ п/п	Найменування дозиметру	Призначення дозиметру	Фірма – виробник, країна
1	ДРЦ-01	Вимірювання добутку доза-площа	«Радіопром», Україна
2	Дозиметр-радіометр МКС-08 «ДКС-96»	Вимірювання добутку доза-площа	ТОВ «НПП Тетра», Україна
3	Piranha 657	Вимірювання радіаційного виходу	RTI, Швеція
5	Unfors Xi	Вимірювання радіаційного виходу	Unfors, Швеція
6	Unfors mult-0-Meter	Вимірювання радіаційного виходу	Unfors, Швеція
7	NOMEX	Вимірювання радіаційного виходу	PTW Freiburg, Німеччина
8	Barracuda	Вимірювання радіаційного виходу	Barracuda, США
9	Дозиметричний комплект TRIAD	Вимірювання радіаційного виходу	Keithley, США