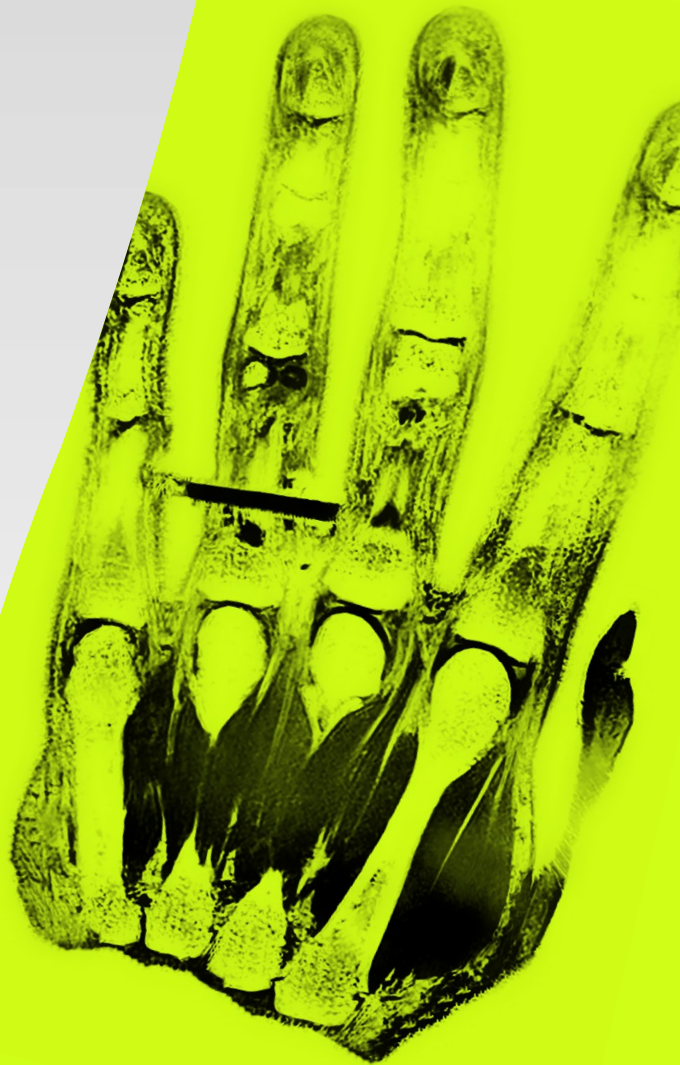


MODERN
RADIOLOGY
eBook

Звичайна Х-променева візуалізація

ESR EUROPEAN SOCIETY
OF RADIOLOGY



/ Передмова

Сучасна радіологія – це безкоштовний освітній онлайн-ресурс із радіології від Європейського товариства радіології (*European Society of Radiology, ESR*). Назва цієї другої, оновленої версії відображає нову дидактичну концепцію електронної книги ESR – лаконічне поєднання тексту, зображень і схем, доповнених клінічними випадками, тестуванням, висновками, списком літератури та посиланнями для швидкого переходу між різними розділами – органоспецифічними та технічними.

Розділи Сучасної радіології створені за участю понад 100 визнаних європейських експертів і охоплюють як загальнотехнічні, так і клінічні аспекти візуалізації. Новий графічний стиль з Асклепієм у модних окулярах символізує поєднання класичного навчання медицини із сучасністю.

Хоча початкова версія **електронної книги ESR** була створена для здобувачів додипломної освіти – з метою надання базових знань студентам-медикам та їхнім викладачам, – з часом її зміст розширився й включає поглиблені матеріали. Як результат, **Сучасна Радіологія** також охоплює теми післядипломної освіти згідно з **Європейською**

навчальною програмою з радіології (*European Training Curriculum for Radiology*), покриваючи потреби інтернів. Окрім цього, книга враховує відгуки медичних фахівців з усього світу, які прагнуть оновити свої знання у конкретних галузях медичної візуалізації й уже оцінили глибину та чіткість викладу у цьому електронному посібнику як на базовому, так і на поглибленому рівнях.

Висловлюю щиру подяку всім авторам, які присвятили свій час і знання цьому некомерційному волонтерському проєкту, а також Карло Каталано, Андреа Лагі та Андрашу Палько – ініціаторам створення електронної книги ESR, – та Офісу ESR за технічну й адміністративну підтримку.

Сучасна Радіологія втілює дух співпраці та неохитну відданість цій захопливій медичній дисципліні, яка є незамінною у сучасній медичній допомозі пацієнту.

Сподіваюся, цей **освітній** ресурс стимулюватиме цікавість і критичне мислення, сприяючи глибокому усвідомленню мистецтва та науки радіології в Європі та за її межами.

Мінерва Беккер, редактор

Професор радіології, Женевський університет,
Швейцарія

Звичайна
Х-променева
візуалізація

ПЛАН РОЗДІЛУ:

Принципи
Х-променевої
візуалізації

Виконання
Х-променевих знімків

Х-промінь

Формування
радіологічного
зображення

Дозиметричні
величини

Якість зображення

Основні тези

Література

Тестування

/ Авторські права і умови використання

Ця робота ліцензована Creative Commons Attribution-NonCommercial-NoDerivatives 4.0 International License 4.0

Ви маєте право:

ділитися, копіювати і перерозподіляти матеріал у будь-якому середовищі та форматі

За наступних умов:

- / **ДОСТОВІРНІСТЬ** – Ви повинні надати відповідне посилання на автора, вказати посилання на ліцензію та повідомити, якщо були внесені зміни. Ви можете зробити це будь-яким правомірним способом, але не створити враження, що ліцензіар підтримує вас або ваш спосіб використання.
- / **НЕКОМЕРЦІЙНІСТЬ** – Ви не можете використовувати цей матеріал з комерційною метою.
- / **БЕЗ ПОХІДНИХ РОБІТ** – Якщо Ви змінюєте матеріал чи берете його за основу, Ви не маєте права розповсюджувати модифікований матеріал.

Як цитувати:

European Society of Radiology,
Pascal Monnin, Marta Sans Merce
(2024), translated by: Olena Sharmazanova,
edited by: Roman Plyatsko, Uliana Pidvalna (2025).
ESR Modern Radiology eBook:

- / Звичайна X-променева візуалізація.
DOI 10.26044/esr-modern-radiology-02

ПЛАН РОЗДІЛУ:

Принципи
X-променевої
візуалізації

Виконання
X-променевих знімків

X-промінь

Формування
радіологічного
зображення

Дозиметричні
величини

Якість зображення

Основні тези

Література

Тестування

/ Позначення

<=> КЛЮЧОВІ ДАНІ

<!=> УВАГА

<↑> ПОСИЛАННЯ

>=< ДОДАТКОВІ ДАНІ

>|< ПОРІВНЯННЯ

<∞> ЛІТЕРАТУРА

<?> ЗАПИТАННЯ

ПЛАН РОЗДІЛУ:

Принципи
Х-променевої
візуалізації

Виконання
Х-променевих знімків

Х-промінь

Формування
радіологічного
зображення

Дозиметричні
величини

Якість зображення

Основні тези

Література

Тестування

Звичайна Х-променева візуалізація

АВТОРИ

Pascal Monnin / Паскаль Моннін (1) | Marta Sans-Merce / Марта Санс-Мерсе (2)

ІНСТИТУЦІЇ

⁽¹⁾ Institute of radiation physics, Lausanne University Hospital and
University of Lausanne, Switzerland / Інститут радіаційної фізики |
Університетська лікарня Лозанни та Університет Лозанни, Швейцарія

⁽²⁾ Geneva University Hospitals, Switzerland /
Лікарня Женевського університету, Швейцарія

<↑> ПОСИЛАННЯ

marta.sansmerce@hcuge.ch

pascal.monnin@chuv.ch

ПЛАН РОЗДІЛУ:

Принципи
Х-променевої
візуалізації

Виконання
Х-променевих знімків

Х-промінь

Формування
радіологічного
зображення

Дозиметричні
величини

Якість зображення

Основні тези

Література

Тестування

/ Переклад виконали

Цей розділ є перекладом електронної книги Сучасна радіологія.

НАЗВА ОРИГІНАЛУ:

Conventional X-Ray Imaging

АВТОР ПЕРЕКЛАДУ:

проф. Олена Шармазанова / Prof. Olena Sharmazanova

Завідувач кафедри радіології Національного технічного університету "Харківський політехнічний інститут" /

Head of Department of Radiology, National Technical University "Kharkiv Polytechnic Institute"

РЕДАКТОРИ:

д.фіз.-мат.наук, проф. Роман Пляцко / Prof. in Physics, Roman Plyatsko

Національна Академія Наук України / National Academy of Science

проф. Уляна Підвальна / Prof. Uliana Pidvalna

Львівський національний медичний університет імені Данила Галицького /

Danylo Halytsky Lviv National Medical University

Україно-Польський Центр Серця Львів / Ukrainian-Polish Heart Center Lviv

ЗА ПІДТРИМКИ:

Асоціації радіологів України

СЛОВО ВІД КООРДИНАТОРА:

Цей проєкт – вияв поваги до рідної мови та прагнення
послугуватися нею у професійному зростанні.



Звичайна

/ X-променева візуалізація

ПЛАН РОЗДІЛУ:

Принципи

X-променевої
візуалізації

Виконання

X-променевих знімків

X-промінь

Формування
радіологічного
зображення

Дозиметричні
величини

Якість зображення

Основні тези

Література

Тестування

<↑> ПОСИЛАННЯ

olena.sharm@gmail.com

plyatskor@gmail.com

pidvalna_uliana@meduniv.lviv.ua

/

План розділу

/

Принципи Х-променевої візуалізації

- / Виконання Х-променевих знімків
- / Х-променева трубка
- / Х-променеві спектри
- / Налаштування параметрів
 - / Розмір фокуса
 - / Напруга
 - / Добуток струму на час
 - / Фільтрація

/

Х-промінь

- / Взаємодія
Х-випромінювання з
речовиною
 - / Фотоелектричний ефект
 - / Комптонівське розсіювання
 - / Релеївське розсіювання
- / Ослаблення
Х-випромінювання
 - / Коефіцієнт лінійного
ослаблення
 - / Шар половинного
ослаблення
- / Фракція розсіювання

/

Формування радіологічного зображення

- / Зменшення розсіяного
випромінювання
 - / Протирозсіювальна решітка
 - / Повітряний проміжок
- / Проекція
 - / Збільшення
 - / Геометричне розмиття
- / Цифрові Х-променеві
детектори
- / Автоматичний контроль
експозиції

/

Дозиметричні величини

- / Індекс експозиції (EI)
- / Керма повітря від пучка
Х-променів
- / Вхідна поверхнева доза
(ESD)
- / Дозування на площу (DAP)
- / Діагностичні контрольні
рівні (DRL)

/

Якість зображення

- / Контраст
- / Відношення сигнал/шум
- / Просторова роздільна
здатність

/

Основні тези

/

Література

/

Тестування

ПЛАН РОЗДІЛУ:

Принципи
Х-променевої
візуалізації

Виконання
Х-променевих знімків

Х-промінь

Формування
радіологічного
зображення

Дозиметричні
величини

Якість зображення

Основні тези

Література

Тестування

ПЛАН РОЗДІЛУ:

**Принципи
X-променевої
візуалізації**

Виконання
X-променевих знімків

X-промінь

Формування
радіологічного
зображення

Дозиметричні
величини

Якість зображення

Основні тези

Література

Тестування

/ Принципи X-променевої візуалізації

/ Принципи X-променевої візуалізації

X-променева (рентгенівська) візуалізація є основним діагностичним методом, заснованим на поширенні в організмі X-променів (рентгенівських променів) в організмі для отримання зображень органів і тканин. Використовуються три основні методи рентгенівського зображення:

- / Проекційна рентгенографія
- / Рентгеноскопія
- / Комп'ютерна томографія (КТ)

Як показано на Рис. 1, ці три методи візуалізації базуються на:

- / триманні X-променів (рентгенівських променів) у X-променевій (рентгенівській) трубці
- / Проходженні X-променя через пацієнта
- / Виявленні пропущених фотонів на детекторі
- / Обробці зображень

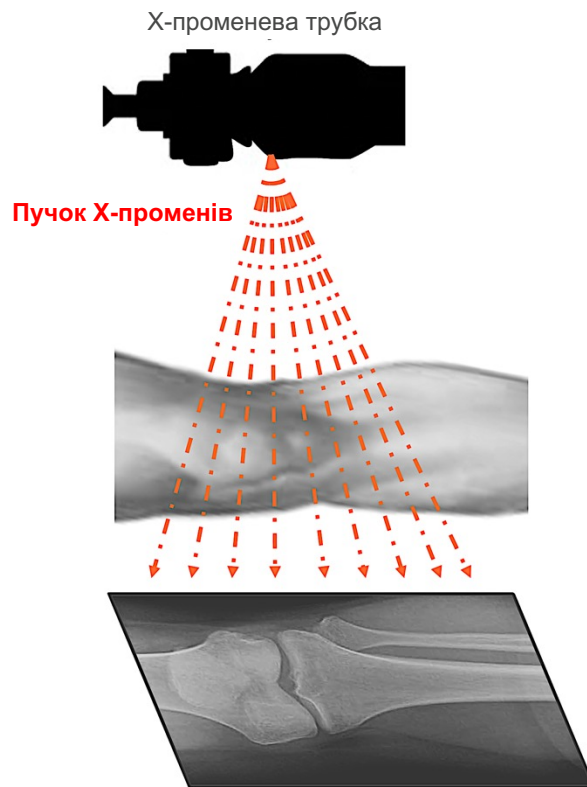


РИС. 1

Принципи X-променевої візуалізації

/ Звичайна X-променева візуалізація

ПЛАН РОЗДІЛУ:

Принципи
X-променевої
візуалізації

Виконання
X-променевих знімків

X-промінь

Формування
радіологічного
зображення

Дозиметричні
величини

Якість зображення

Основні тези

Література

Тестування

Методи променевого зображення забезпечують двовимірні проєкції або відображають ослаблення тканин, через які проходять X-промені.

- / Рентгенографія (X-променеве дослідження) дає одну статичну проєкцію, отриману на рентгенівському знімку (Рис. 2В).
- / Флюороскопія створює тимчасові серії проєкцій із регульованою швидкістю зображення (0,5–30 зображень на секунду) і дає доступ до динамічного зображення.

- / Комп'ютерна томографія (КТ) отримує поодинокі проєкції під багатьма кутами понад 360° навколо пацієнта, щоб реконструювати фрагменти анатомії (Рис. 2С) і відтворити об'єм (Рис. 2D).

У цьому розділі пояснюється принцип проєкційного X-променевого зображення, яке також називають «звичайним рентгенівським зображенням» чи «традиційною X-променевою візуалізацією».

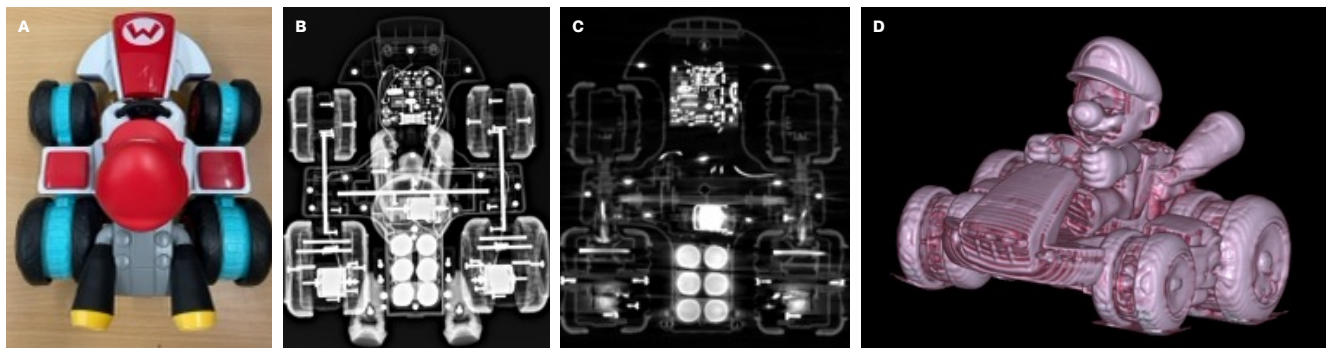


РИС. 2

Різниця між рентгенівською проєкцією (В) і КТ-зрізом (С) зображеного об'єкта (А). D ілюструє тривимірну реконструкцію зрізів КТ. Рисунок надано Девідом Кабралом, Женевський університет.

Звичайна X-променева візуалізація

ПЛАН РОЗДІЛУ:

Принципи X-променевої візуалізації

Виконання
X-променевих знімків

X-промінь

Формування
радіологічного
зображення

Дозиметричні
величини

Якість зображення

Основні тези

Література

Тестування

ПЛАН РОЗДІЛУ:

Принципи
Х-променевої
візуалізації

**Виконання
Х-променевих
знімків**

Х-промінь

Формування
радіологічного
зображення

Дозиметричні
величини

Якість зображення

Основні тези

Література

Тестування

/ Виконання Х-промене- вих знімків

/ X-променева трубка

<!=> УВАГА

X-промені (Рентгенівські промені) – це електромагнітні хвилі високої частоти, які утворюються в X-променевій (рентгенівській) трубці, коли електрони високої енергії взаємодіють з речовиною.

Основними компонентами труби є (Рис. 3):

1. Катод (Cathode): негативний електрод, що складається з емітера електронів і фокусаючої чашки.
2. Анод (Anode): металевий електрод-мішень із позитивною різницею потенціалів відносно катода
3. Ротор/статор (Rotor)
4. Скляний або металевий балон (Glass envelope)
5. Корпус трубки, що містить свинцевий екран

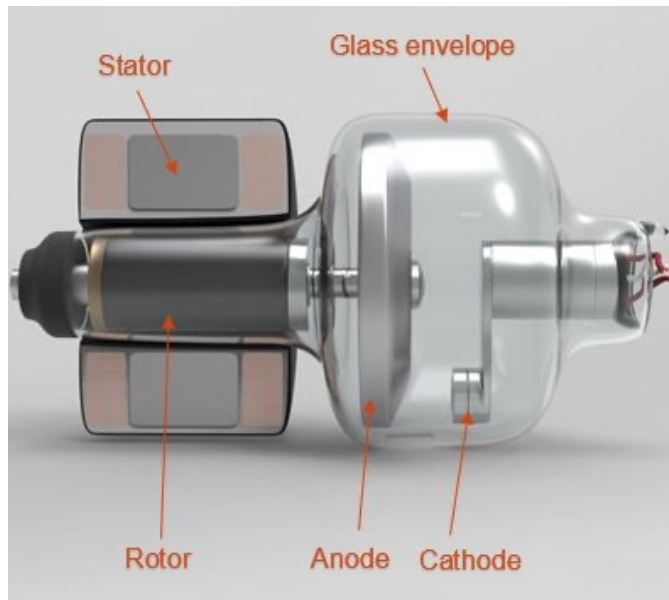


РИС. 3

X-променева (рентгенівська) трубка

ПЛАН РОЗДІЛУ:

Принципи
X-променевої
візуалізації

**Виконання
X-променевих
знімків**

/ X-променева
трубка

X-промінь

Формування
радіологічного
зображення

Дозиметричні
величини

Якість зображення

Основні тези

Література

Тестування

Катод (Рис. 4):

- / Катод зазвичай містить вольфрамові нитки, електрично з'єднані з генератором рентгенівського випромінювання
- / Більшість X-променевих трубок називають двофокусними, оскільки вони мають дві нитки розжарювання: велику та малу.
- / Мала або велика нитка розжарювання може бути обрана вручну або автоматично, залежно від напруги (Напруга) (кВ) і добутку струму на час (time-current product) (mAs).
- / Нитка нагрівається електричним струмом.
- / Навколо нитки утворюється статична електронна хмара.
- / Коли подається напруга, електрони від нитки розжарення прискорюються до анода.
- / Потік електронів відповідає струму рентгенівської трубки.

Анод (Рис. 4):

Анод — це металевий електрод-мішень, який має позитивний потенціал відносно катода.

- / **Вольфрам** (Tungsten) найчастіше використовується як матеріал для анода через його високу температуру плавлення (3000 °C) і високий атомний номер ($Z = 74$), що забезпечує високу продуктивність X-випромінювання.
- / Зона анода, на яку впливають електрони, є **фокальною плямою** (focal spot).
- / Стоматологічні X-променеві установки, мобільні X-променеві апарати та мобільні флюорографічні системи використовують фіксовані аноди.
- / Аноди, що обертаються, забезпечують більший вихід X-променів, поширюючи тепло на більшу поверхню.
- / **Фактичний розмір фокусної плями** (actual focal spot size) – це площа на аноді, в яку потрапляють електрони, яка визначається розміром нитки розжарення, обраною в катоді.
- / **Ефективний розмір фокусної плями** (effective focal spot size) – це проекція фактичного розміру фокусної плями на площину зображення, яка визначається кутом анода.

Звичайна X-променева візуалізація

ПЛАН РОЗДІЛУ:

Принципи
X-променевої
візуалізації

Виконання X-променевих знімків

/ X-променева
трубка

X-промінь

Формування
радіологічного
зображення

Дозиметричні
величини

Якість зображення

Основні тези

Література

Тестування

Звичайна
/ **Х-променева**
візуалізація

ПЛАН РОЗДІЛУ:

Принципи
Х-променевої
візуалізації

Виконання
Х-променевих
знімків

/ Х-променева
трубка

Х-промінь

Формування
радіологічного
зображення

Дозиметричні
величини

Якість зображення

Основні тези

Література

Тестування

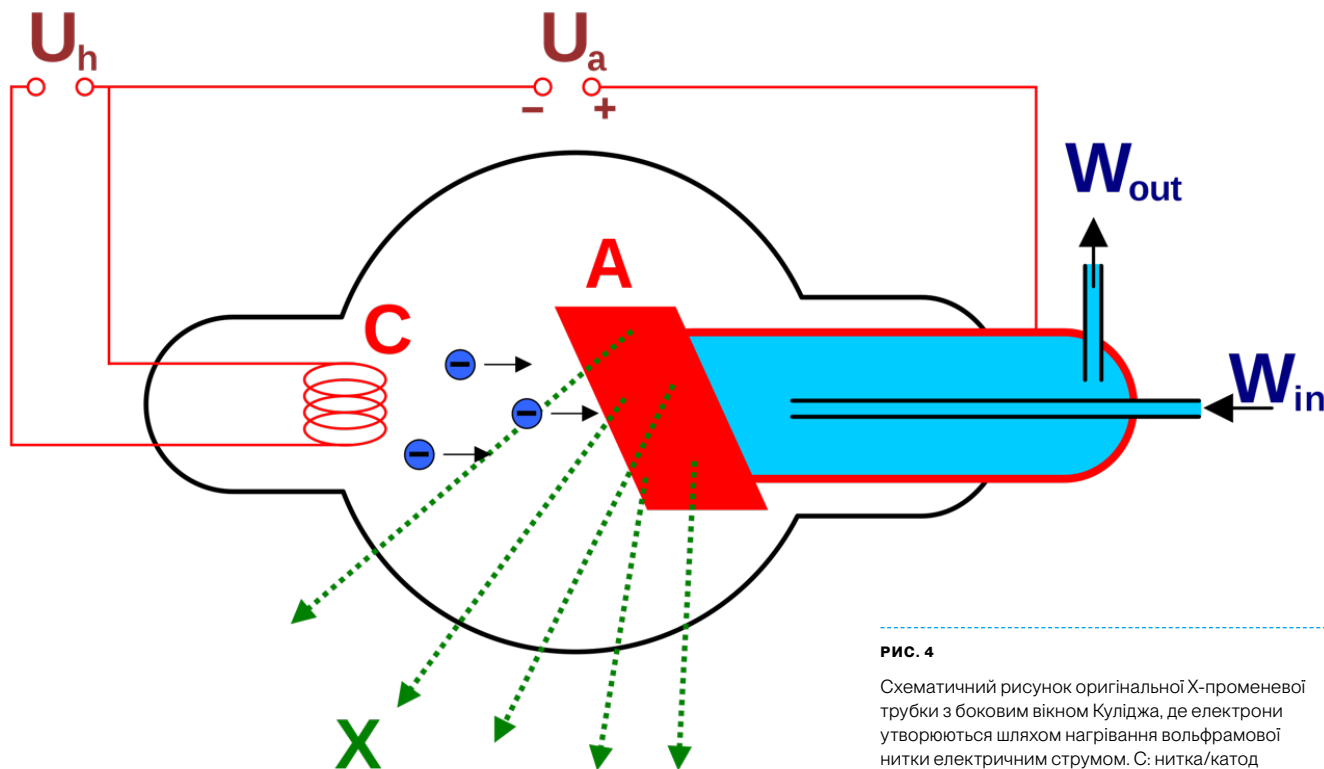


РИС. 4

Схематичний рисунок оригінальної Х-променевої трубки з боковим вікном Куліджа, де електрони утворюються шляхом нагрівання вольфрамової нитки електричним струмом. С: нитка/катод (-); А: анод (+); W_{in} і W_{out} : вхід і вихід води з охолоджувального пристрою. U_h : потенціал напруги для нагріву катода; U_a : напруга між анодом і катодом. Електрони, вироблені катодом, прискорюються у вакуумній трубці до анода. X: Х-промені, створені анодом. З: <https://commons.wikimedia.org/wiki/File:WaterCooledXrayTube.svg>

/ X-променеві (рентгенівські) спектри

- / X-промені утворюються за допомогою двох процесів: гальмівного (braking) та характеристичного випромінювання (characteristic radiations).
- / Гальмівне X-випромінювання (Braking X-rays) випромінюється від анода в безперервному діапазоні енергій, причому максимальна енергія визначається напругою на трубці (Рис. 5).
- / Електрони можуть вибивати (eject) інші електрони з внутрішніх оболонок атомів анода. Ці вакансії заповнюються, коли електрони спускаються з вищих енергетичних рівнів і випромінюють **характеристичні X-промені** (Рис. 4).

- / **Характеристичне X-випромінювання** має чітко визначені енергії, що залежать від різниці між рівнями атомної енергії атомів анода.

- / **Алюмінієвий фільтр (filtration in aluminum)**, розміщений на виході трубки, відсікає низькоенергетичні X-промені. Це зменшує дозу опромінення пацієнта, оскільки такі промені не потрапляють ані на вихід до пацієнта, ані на детектор.

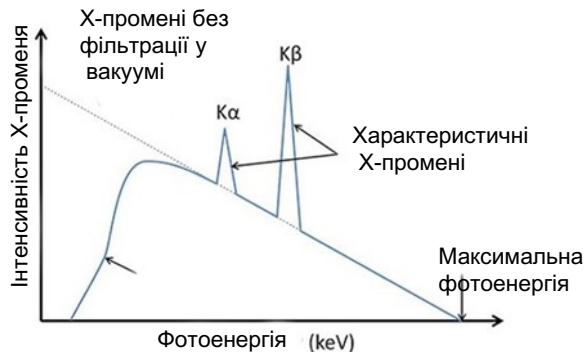


РИС. 5

Типовий X-променевий спектр

ПЛАН РОЗДІЛУ:

Принципи
X-променевої
візуалізації

**Виконання
X-променевих
знімків**

/ X-променеві
спектри

X-промінь

Формування
радіологічного
зображення

Дозиметричні
величини

Якість зображення

Основні тези

Література

Тестування

/ Налаштування параметрів

<=> УВАГА

Розмір фокуса (Focus size) (Рис. 6)

- / Мала фокусна пляма (мала нитка катода) допомагає зменшити геометричне розмиття (напівтінь) під час збільшення.
- / Велика фокусна пляма допомагає зменшити розмиття від руху, якщо потрібна висока швидкість експозиції (високі мА) для скорочення часу експозиції.

Напруга (Voltage) (кВ)

- / Висока напруга застосовується у Х-променевої трубки між катодом і анодом
- / Середня енергія спектра Х-випромінювання та кількість вироблених Х-променів збільшується зі зростанням напруги в трубці.
- / Висока напруга трубки встановлюється між:
 - / 40 і 150 кВ при стандартній рентгенографії та флюороскопії
 - / 23 і 40 кВ в маммографії

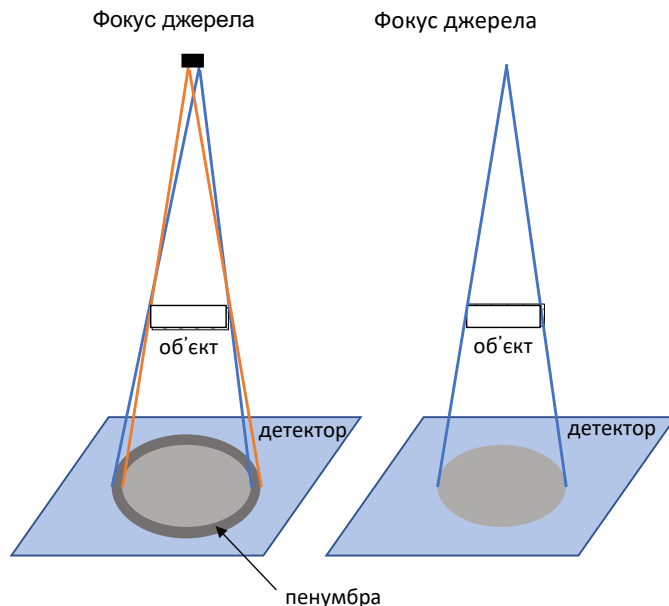


РИС. 6

Геометрична розмитість

Звичайна Х-променева візуалізація

ПЛАН РОЗДІЛУ:

Принципи
Х-променевої
візуалізації

Виконання Х-променевих знімків

- / Налаштування параметрів
- / Розмір фокуса
- / Напруга

Х-промінь

Формування
радіологічного
зображення

Дозиметричні
величини

Якість зображення

Основні тези

Література

Тестування

Добуток струму на час (Current time product)

- / Електричний струм в Х-променевій трубці - це заряд електронів за одиницю часу (мА)
- / Добуток струму на час є електричним зарядом, що йде від катода до анода впродовж часу експозиції.

Фільтрація (Filtration) (Рис. 9)

- / Фільтрація Х-променевої труби поглинає (абсорбує) низькоенергетичні Х-промені, які лише викликають опромінюють пацієнта і не досягають детектора.
- / **Внутрішня фільтрація** (Inherent filtration) виникає завдяки складу труби та її корпусу.
- / **Додаткова фільтрація** (Additional filtration) складається з алюмінієвих або мідних пластин різної товщини, розміщених між вікном і коліматором. Їх можна вставляти або вилучати, залежно від протоколу візуалізації.
- / **Загальна фільтрація** (Total filtration) – це сума всіх видів фільтрації.

<!=> УВАГА

Загальна фільтрація виражається в еквівалентних міліметрах алюмінію і має становити не менше 2,5 мм алюмінію

ПЛАН РОЗДІЛУ:

Принципи
Х-променевої
візуалізації

Виконання Х-променевих знімків

- / Налаштування параметрів
- / Добуток струму на час
- / Фільтрація

Х-промінь

Формування
радіологічного
зображення

Дозиметричні
величини

Якість зображення

Основні тези

Література

Тестування

/ X-промінь

MODERN RADIOLOGY

Звичайна

X-променева
візуалізація

ПЛАН РОЗДІЛУ:

Принципи
X-променевої
візуалізації

Виконання
X-променевих знімків

X-промінь

Формування
радіологічного
зображення

Дозиметричні
величини

Якість зображення

Основні тези

Література

Тестування

/ Взаємодія Х-променів з речовиною

Є три наслідки проходження Х-променів через речовину (Рис. 7):

- / T: Передача/трансмисія - Transmission (без взаємодії)
- / A: Поглинання/абсорбція (Absorption)
- / S: Розсіювання (Scatter)

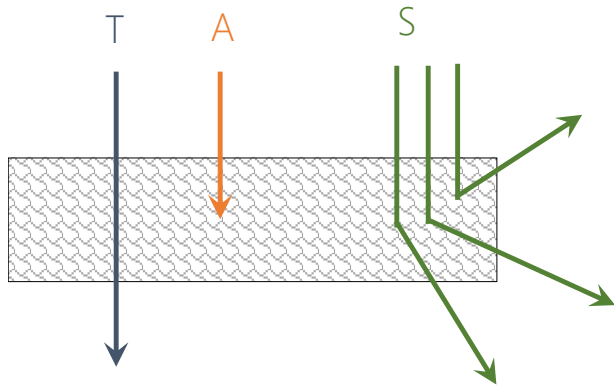


РИС. 7

Взаємодія Х-променів з речовиною

<!=> УВАГА

- / Поглинання Х-променів зумовлене фотоелектричним ефектом.
- / Фотоелектричний ефект створює контраст на радіологічному зображенні.
- / Це є основою Х-променевого (рентгівського) зображення.
- / Існує два механізми утворення розсіяного випромінювання (scattered radiation):
 - / Некогерентне розсіювання: ефект Комптона (Compton effect)
 - / Когерентне розсіювання: ефект Релея (Rayleigh effect)
- / Розсіяне випромінювання не створює контрасту в радіологічному зображенні. Це «небажаний ефект».

/ Звичайна Х-променева візуалізація

ПЛАН РОЗДІЛУ:

Принципи
Х-променевої
візуалізації

Виконання
Х-променевих знімків

Х-промінь

- / Взаємодія
Х-променів з
речовиною
- / Фотоелектричний
ефект

Формування
радіологічного
зображення

Дозиметричні
величини

Якість зображення

Основні тези

Література

Тестування

У фотоефекті (поглинанні/абсорбції) (Рис. 8)

- / Х-промінь пвзаємодіє з електроном, вибиваючи його з атома (фотоелектрон | photoelectron).
- / Х-випромінювання припиняється, атом іонізується, утворюючи «вакансію» у внутрішній облонці електронів.
- / Вакансія заповнюється електроном, що переходить від зовнішніх оболонок на внутрішні.
- / Різниця енергій зв'язку вивільняється у вигляді характеристичного Х-випромінювання або електронів (characteristic X-rays or Auger electrons)

Ймовірність фотоефекту:

- / Зменшується зі зростанням енергії Х-променів, що пояснює зменшення контрасту зображення зі збільшенням енергії Х-променів, E.
- / Зростає в матеріалах із високим атомним номером, Z.
- / Приблизно пропорційна до Z^3/E^3 .

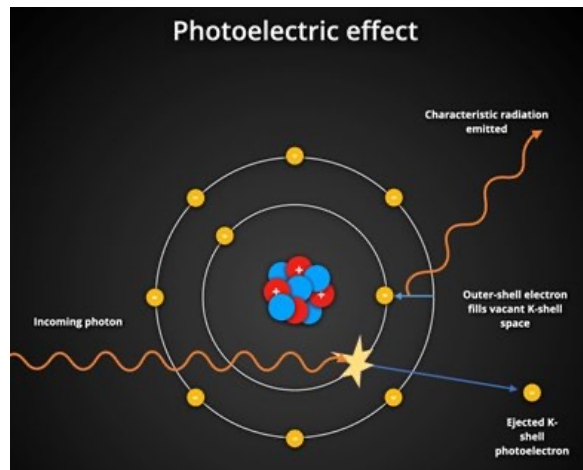


РИС. 8

Фотоелектрична взаємодія
<https://radiopaedia.org/articles/photoelectric-effect>

>=< ДОДАТКОВІ ДАНІ

Якщо енергію фотонів подвоїти, ймовірність фотоелектричної взаємодії зменшиться у вісім разів: $(1/2)^3 = 1/8$

Звичайна Х-променева візуалізація

ПЛАН РОЗДІЛУ:

Принципи
Х-променевої
візуалізації

Виконання
Х-променевих знімків

Х-промінь

- / Взаємодія Х-променів з речовиною
- / Фотоелектричний ефект

Формування
радіологічного
зображення

Дозиметричні
величини

Якість зображення

Основні тези

Література

Тестування

Розсіювання Комптона (непружне розсіювання | inelastic scattering)

- / Х-промінь взаємодіє з електроном, який вибивається з атома (атом іонізується) (Рис. 9).
- / Розсіяний Х-промінь випромінюється під іншим кутом відносно падаючого фотона.
- / Розсіяний Х-промінь має знижену енергію через передачу енергії електрону.
- / Розсіяний Х-промінь може зазнавати надалі взаємодій, таких як Комптонівське чи Релеївське розсіювання або фотоелектричне поглинання.
- / Комптонівське розсіювання є основною взаємодією Х-променів з м'якими тканинами в діагностуючому діапазоні енергій.

<!=> УВАГА

Розсіяне Х-випромінювання погіршує контраст зображення та відношення сигнал/шум (signal-to-noise ratio).

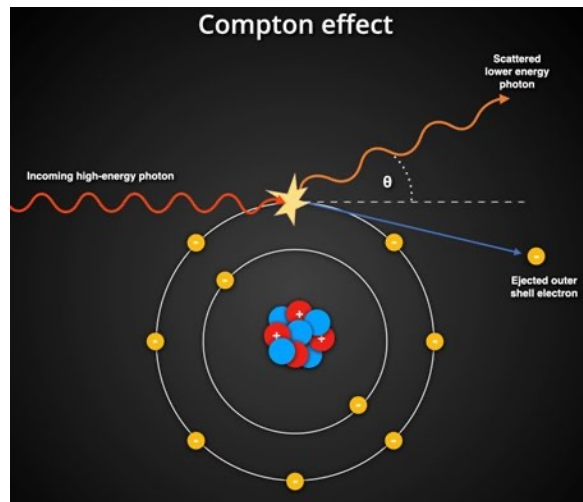


РИС. 9

Комптонівська взаємодія
<https://radiopaedia.org/articles/compton-effect>

Звичайна Х-променева візуалізація

ПЛАН РОЗДІЛУ:

Принципи
Х-променевої
візуалізації

Виконання
Х-променевих знімків

Х-промінь

- / Взаємодія
Х-променів з
речовиною
- / Розсіювання
Комптона

Формування
радіологічного
зображення

Дозиметричні
величини

Якість зображення

Основні тези

Література

Розсіювання Комптона (непружне розсіювання)

- / При енергіях X-променів, які використовуються в діагностичній візуалізації (15–150 кВ), енергія падаючого X-випромінювання в основному передається розсіяному X-випромінюванню.
- / Середній кут розсіювання зменшується зі збільшенням енергії X-випромінювання (Рис. 10).
- / Кут розсіювання вибитого електрона не може перевищувати 90° , тоді як кут розсіяний X-промінь може відхилитися на будь-який кут, включаючи зворотне розсіювання 180° .
- / На відміну від розсіяного X-променя, вибитий електрон зазвичай повторно поглинається поблизу місця розсіювання.

<!=> УВАГА

Імовірність Комптонівського розсіювання становить:

- / майже незалежна від Z
- / приблизно пропорційна щільності матеріалу

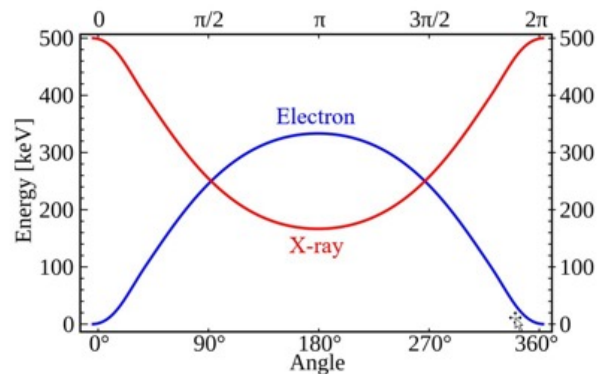


РИС. 10

Залежність кута відхилення розсіяного X-променя та вибитого електрона від енергії падаючого X-променя.
https://en.wikipedia.org/wiki/Compton_scattering

Звичайна X-променева візуалізація

ПЛАН РОЗДІЛУ:

Принципи
X-променевої
візуалізації

Виконання
X-променевих знімків

X-промінь

- / Взаємодія
X-променів з
речовиною
- / Розсіювання
Комптона

Формування
радіологічного
зображення

Дозиметричні
величини

Якість зображення

Основні тези

Література

У Релеївському розсіюванні (пружне розсіювання) | Rayleigh scattering (elastic scattering)

- / Падаючий X-промінь збуджує весь атом, на відміну від Комптонівського розсіювання або фотоелектричного ефекту.
- / Електрони не вибиваються, іонізація не відбувається.
- / Ця взаємодія відбувається переважно з низькоенергетичними X-променями, такими як ті, що використовуються в мамографії (15 - 30 keV).
- / Хмара електронів в атомі, що розсіює, коливається (осцилюється | oscillates) у фазі й одразу випромінює цю енергію, випромінюючи розсіяний X-промінь тієї ж енергії, але в дещо іншому напрямку (Рис. 14).
- / Середній кут розсіювання зменшується зі збільшенням енергії X-променя.

>=< ДОДАТКОВІ ДАНІ

На розсіювання Релея припадає лише 10% взаємодій у мамографії та 5% у стандартній рентгенографії.

Звичайна **X-променева** візуалізація

ПЛАН РОЗДІЛУ:

Принципи
X-променевої
візуалізації

Виконання
X-променевих знімків

X-промінь

- / Взаємодія
X-променів з
речовиною
- / Розсіювання
Релея

Формування
радіологічного
зображення

Дозиметричні
величини

Якість зображення

Основні тези

Література

Тестування

/ Ослаблення X-променів | Attenuation of X-rays

- / X-промені послаблюються (атенуюються) в матеріалі/речовині через поглинання (absorption) та розсіювання (scattering).
- / Через поглинання X-променів їхня кількість експоненційно зменшується. Поглинання X-променів залежить від товщини речовини:

$$N(x) = N_0 \cdot e^{-\mu x}$$

де (N) і (N₀) – кількість X-променів на глибині (x) і на поверхні (нульова глибина) речовини, крізь яку проходять, (μ) – Коефіцієнт лінійного ослаблення, який визначає ймовірність взаємодії на одиницю довжини речовини в (см-1) (Рис. 11).

- / Більшість ослаблених X-променів в діагностичному діапазоні енергії зумовлена фотоелектричним ефектом і пропорційна (Z/E)³.

- / Коефіцієнт лінійного ослаблення (linear attenuation coefficient) залежить від кожного матеріалу та:
 - / зростає зі збільшенням атомного номера речовини
 - / зменшується з енергією X-променів

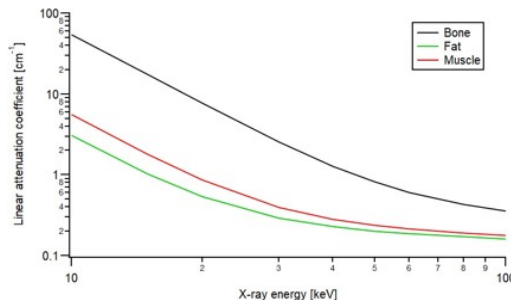


РИС. 11

Коефіцієнт лінійного ослаблення кісток, жиру та м'язів для X-променів від 10 до 100 kV

/ Звичайна X-променева візуалізація

ПЛАН РОЗДІЛУ:

Принципи
X-променевої
візуалізації

Виконання
X-променевих знімків

X-промінь

- / Ослаблення
X-променів
- / Коефіцієнт
лінійного
ослаблення
Coefficient

Формування
радіологічного
зображення

Дозиметричні
величини

Якість зображення

Основні тези

Література

Тестування

Шар півпоглинання (півослаблення) | Half Value Layer, HVL

- / Шар півпоглинання (півослаблення | Half Value Layer, HVL) пучка X-променів – це товщина поглинаючого матеріалу, необхідна для зменшення інтенсивності променя на половину від його початкової величини (Рис. 12).

- / HVL є непрямым показником середньої енергії променя і обернено пропорційним коефіцієнту лінійного ослаблення (μ):

$$HVL = \frac{\ln(2)}{\mu}$$

<=> УВАГА

- / Низькоенергетичні X-промені поглинаються швидше, ніж високоенергетичні, через що середня енергія полікінетичних пучків зростає в глибині матеріалу, через який вони проходять. Цей ефект називається твердістю променя (beam hardening).
- / Твердість променя призводить до того, що інтенсивність X-променів зменшується в глибині матеріалу повільніше, ніж це передбачає експоненційне ослаблення.
- / HVL полікінетичних X-променів визначає ефективний коефіцієнт ослаблення

$$\mu_{eff} = \ln(2)/HVL$$

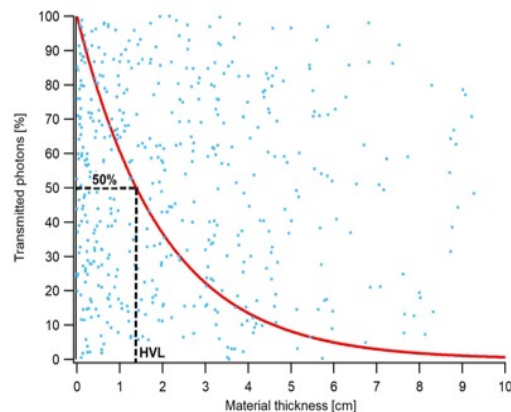


РИС. 12

Half value layer.

Звичайна X-променева візуалізація

ПЛАН РОЗДІЛУ:

Принципи
X-променевої
візуалізації

Виконання
X-променевих знімків

X-промінь

- / Ослаблення
X-променів
- / HVL

Формування
радіологічного
зображення

Дозиметричні
величини

Якість зображення

Основні тези

Література

Тестування

/ Фракція (частина) розсіювання | Scatter Fraction

- / Кількість (величина) розсіюваного випромінювання на зображенні, характеризується співвідношенням розсіюваного випромінювання до основного (первинного) випромінювання (scatter-to-primary ratio, SPR) або фракцією розсіювання (scatter fraction, SF) у відсотках.
- / Фракція розсіювання (SF) збільшується зі збільшенням обсягу тканини, опроміненої X-променем:
 - / з розміром поля опромінення (beam size) (полем зору | field of view)
 - / з товщиною пацієнта
- / Для типового опромінення черевної порожнини $30 \times 30 \text{ cm}^2$ у пацієнта товщиною 25 см, SF становить близько 80% (Рис. 13).

<!> УВАГА

Контраст на зображенні обернено пропорційний до фракції розсіювання, тому необхідно використовувати методи зменшення розсіюваного випромінювання.

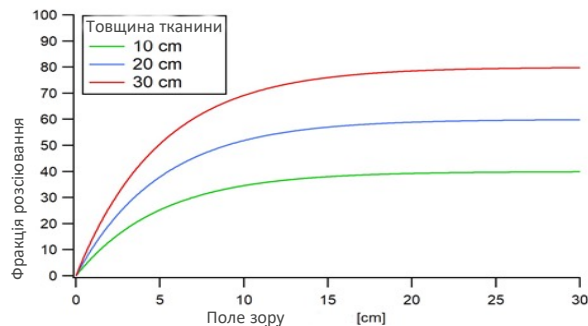


РИС. 13

Фракція розсіювання X-променів для різних полів зору за умов різної товщини у трьох різних пацієнтів

/ Звичайна X-променева візуалізація

ПЛАН РОЗДІЛУ:

Принципи
X-променевої
візуалізації

Виконання
X-променевих знімків

X-промінь

/ Фракція
розсіювання

Формування
радіологічного
зображення

Дозиметричні
величини

Якість зображення

Основні тези

Література

Тестування

ПЛАН РОЗДІЛУ:

Принципи
X-променевої
візуалізації

Виконання
X-променевих знімків

X-промінь

**Формування
радіологічного
зображення**

Дозиметричні
величини

Якість зображення

Основні тези

Література

Тестування

/ Формування радіологіч- ного зобра- ження

/ Зменшення розсіяного випромінювання

- / Відсікання розсіяних X-променів (Rejection of X-rays scattered) у пацієнта, ґрунтується на їхній косій орієнтації відносно первинних X-променів.
- / Зменшення розсіювання є важливим для покращення контрастності в проєкційній рентгенографії.

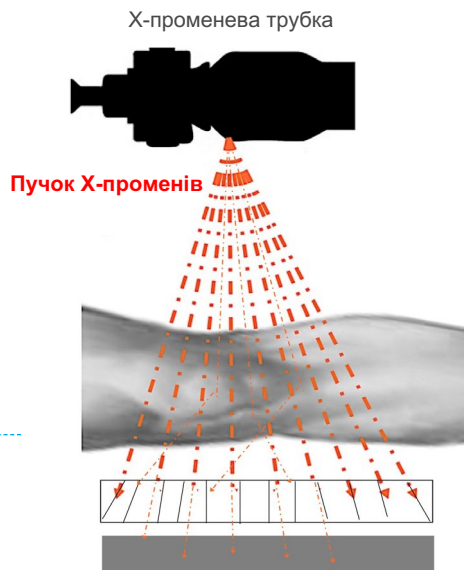


РИС. 14

Зменшення розсіювання перед детектором

Протирозсіювальна решітка (Anti-scatter grid) (Рис. 14)

- / Протирозсіювальна решітка, розташована між пацієнтом і детектором, є найпоширенішою технологією для зменшення розсіювання в рентгенографії, флюороскопії та мамографії.
- / Решітки зазвичай виготовляють зі свинцевих смуг, орієнтованих в одному напрямку, які розділені малопоглинаючим матеріалом, наприклад вуглецевим волокном або алюмінієм.
- / Паралельні решітки (Parallel grids) містять свинцеві смужки, орієнтовані у нескінченність.
- / Фокусовані решітки (Focused grids) містять свинцеві смуги, орієнтовані на фокусну точку решітки, яка знаходиться на фокусній відстані.
- / Типові фокусні відстані: 100, 150 і 180 см.

/ Звичайна X-променева візуалізація

ПЛАН РОЗДІЛУ:

Принципи X-променевої візуалізації

Виконання X-променевих знімків

X-промінь

Формування радіологічного зображення

/ Зменшення розсіяного випромінювання

/Протирозсіювальна решітка

Дозиметричні величини

Якість зображення

Основні тези

Література

Тестування

Протирозсіювальна решітка

- / Решітка послаблює частину основних Х-променів, яке потрапляють безпосередньо на свинцеві смужки.
- / Передача первинних Х-променів через решітку є первинною передачею - (T_p) (primary transmission).
- / Решітка дає змогу проходженню деяких розсіяних Х-променів, що мають малий кут розсіювання або розсіюються унапрямку, паралельному свинцевим смужкам..
- / Поширення/проходження (трансмисія) розсіяних Х-променів через решітку називається передачею розсіяного випромінювання (T_s) (scatter transmission)
- / Первинна (T_p) та передача розсіяного випромінювання (T_s) визначають ефективність решітки, що кількісно оцінюється вибірковою (селективністю) решітки (Σ).

<=> УВАГА

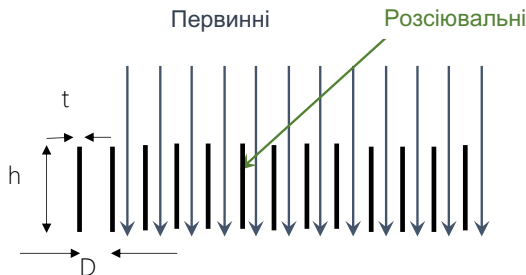
Параметри решітки (Рис. 15):

- / Співвідношення решітки (Grid ratio) (r): відношення висоти свинцевої смужки до міжпросторової відстані
- / Частота решітки (Grid frequency) (f): кількість ліній решітки на 1 см
- / Фокусна відстань решітки (Grid focal distance): Відстань до фокусної плями

$$\Sigma = \frac{T_p}{T_s} \quad r = \frac{h}{D} \quad f = \frac{1}{t + D}$$

РИС. 15

Характеристика решітки.



Звичайна Х-променева візуалізація

ПЛАН РОЗДІЛУ:

Принципи Х-променевої візуалізації

Виконання Х-променевих знімків

Х-промінь

Формування радіологічного зображення

- / Зменшення розсіяного випромінювання
- / Протирозсіювальна решітка

Дозиметричні величини

Якість зображення

Основні тези

Література

Тестування

Протирозсіювальна решітка

- / Загальна пропускна здатність (total transmission, Tt) решітки залежить від первинної передачі (Tp), передачі розсіяного випромінювання (Ts) і фракції розсіювання (SF).
- / Фактор решітки або фактор Бакі (grid factor or busky factor) (обернена величина до Tt) - визначає збільшення дози для пацієнта при використанні решітки порівняно з її відсутністю для досягнення однакової дози на детекторі.
- / Решітка з вищим співвідношенням решітки має нижчий Ts через обмежений кут передачі, але також нижчий Tp і високий коефіцієнт покращення контрасту (Рис. 16).
- / Фокусний діапазон є показником зміни відстані решітки від фокусної плями і залежить від співвідношення решітки та її частоти.

РИС. 16

Покращення контрастності за рахунок решітки

<!-- УВАГА

Артефакти решітки виникають через неправильне позиціонування:

- / нахилення решітки до падаючих (напрямку) X-променів
- / Неправильне центрування відносно центральної осі пучка X-променів
- / використання фокусованої решітки поза вказаним фокусним діапазоном



Звичайна X-променева візуалізація

ПЛАН РОЗДІЛУ:

Принципи X-променевої візуалізації

Виконання X-променевих знімків

X-промінь

Формування радіологічного зображення

- / Зменшення розсіяного випромінювання
- / Протирозсіювальна решітка

Дозиметричні величини

Якість зображення

Основні тези

Література

Тестування

Повітряний проміжок (air gap) (Рис. 17)

- / Повітряний проміжок між пацієнтом і детектором дає змогу Х-променям виходити за межі поля зображення.
- / Інтенсивність розсіяного випромінювання зменшується зі збільшенням повітряного проміжку.
- / Практичні обмеження використання повітряного проміжку:
 - / збільшення масштабу анатомії пацієнта
 - / збільшення геометричного розмиття через розмір фокусної плями
 - / необхідність збільшення відстані від фокусної плями до детектора, щоб зменшити масштаб, що, у свою чергу, збільшує час експозиції та рухове розмиття.
- / Переваги повітряного проміжку порівняно з решіткою:
 - / 100% передача первинного випромінювання.
 - / Менше збільшення дози пацієнта.
 - / Вища ефективність (селективність) для середніх фракцій розсіювання.

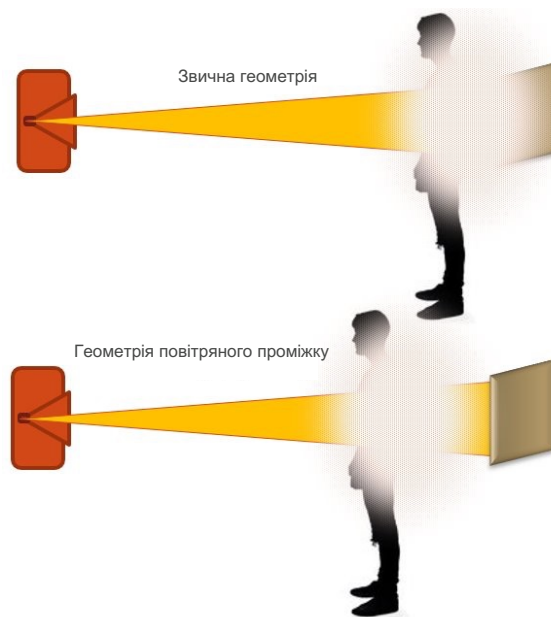


РИС. 17

Принцип повітряного проміжку

Звичайна Х-променева візуалізація

ПЛАН РОЗДІЛУ:

Принципи
Х-променевої
візуалізації

Виконання
Х-променевих знімків

Х-промінь

**Формування
радіологічного
зображення**

/ Зменшення
розсіяного
випромінювання

/ Повітряний
проміжок

Дозиметричні
величини

Якість зображення

Основні тези

Література

Тестування

/ Проекція | Projection

- / Звичайне формування радіологічного зображення є результатом проєкції диференційного пропускання первинного Х-променя через різні анатомічні тканини.
- / Два різні процеси сприяють ослабленню променя (beam attenuation): поглинання (absorption) та розсіювання (scattering).
- / Передача крізь анатомічні структури визначаються їхніми:
 - / товщиною
 - / коефіцієнтом лінійного ослаблення
- / Пропускання Х-променів (Т) експоненційно зменшується із коефіцієнтом лінійного ослаблення (μ) і товщиною тканини (х), яка піддається опроміненню:
- / Модуляція вихідного випромінювання, яке

$$T = e^{-\mu x}$$

взаємодіє з детектором, є прихованим (латентним) зображенням (latent image).

<!=> УВАГА

На рентгенографічному зображенні (Рис. 18):

- / Тканини з високим ослабленням виглядають яскравими
- / Тканина з низьким ослабленням виглядають темними



Тканина з
низьким
ослабленням

Тканина з
високим
ослабленням

РИС. 18

Звичайна рентгенограма є проєкцією різного пропускання Х-променів через тканини

/ Звичайна Х-променева візуалізація

ПЛАН РОЗДІЛУ:

Принципи
Х-променевої
візуалізації

Виконання
Х-променевих знімків

Х-промінь

**Формування
радіологічного
зображення**

- / Проекція
- / Збільшення

Дозиметричні
величини

Якість зображення

Основні тези

Література

Тестування

Збільшення | Magnification:

- / Фокусна пляма створює розбіжний пучок Х-променів, що рухаються прямолінійно.
- / Відстань пацієнта до детектора в дивергентній проєкції створює збільшення розміру анатомії на зображенні.
- / Коефіцієнт збільшення (магніфікації) (M) визначається як відношення Source Image Distance, SID до Source Object Distance, SOD (Рис. 19)

$$M = \frac{\text{Image size}}{\text{Object size}} = \frac{\text{SID}}{\text{SOD}}$$

- / Мале збільшення (Low magnification) виникає за умов:
 - / Велика відстань від джерела до детектора
 - / Мала відстань від об'єкта до детектора

<!-- УВАГА

Розмір об'єкта на проєкціях також залежить від орієнтації об'єкта відносно площини детектора!

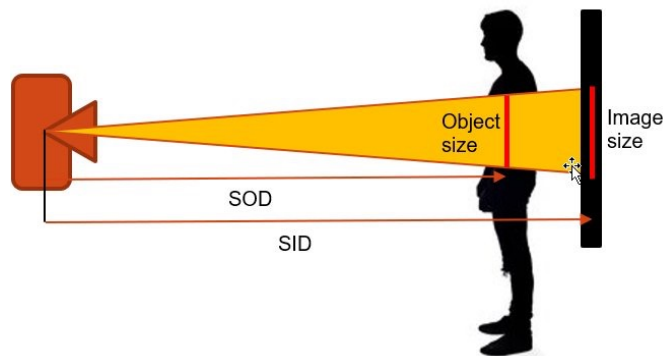


РИС. 19

Коефіцієнт збільшення у звичайній рентгенографії.
SOD = відстань від джерела до об'єкта
SID = Відстань від джерела до зображення

Звичайна Х-променева візуалізація

ПЛАН РОЗДІЛУ:

Принципи
Х-променевої
візуалізації

Виконання
Х-променевих знімків

Х-промінь

Формування
радіологічного
зображення

/ Проекція
/ Збільшення

Дозиметричні
величини

Якість зображення

Основні тези

Література

Тестування

Геометричне розмиття | Geometrical blur:

- / Кінцевий розмір фокусної плями спричиняє те, що X-промені «виходять» з певної області, а не з єдиної точки.
- / Оскільки X-промені потрапляють з усієї площі фокусної плями, на краях об'єктів виникає напівтінь (пенумбра | penumbra).
- / Чим більший розмір фокусної плями, тим більша розмиття (нерізкість) буде на детекторі
- / Геометричне розмиття залежить від розміру фокусної плями та параметрів системної геометрії (Рис. 20):

$$B = f \cdot \frac{OID}{SOD} = f \cdot (M - 1)$$

- / Низька геометрична розмитість виникає коли:
 - / Малий розмір фокусної плями
 - / Велика відстань від джерела до детектора
 - / Мала відстань від об'єкта до детектора

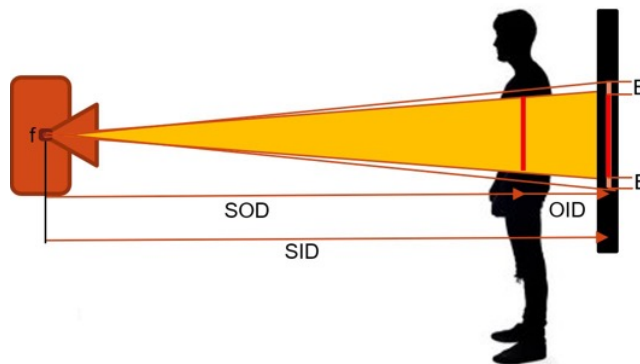


РИС. 20

Геометрична розмитість (B) у звичайній рентгенографії (нанапівтінь).
 SOD = відстань від джерела до об'єкта
 SID = Відстань від джерела до зображення

Звичайна X-променева візуалізація

ПЛАН РОЗДІЛУ:

Принципи
X-променевої
візуалізації

Виконання
X-променевих знімків

X-промінь

**Формування
радіологічного
зображення**

- / Проекція
- / Геометричне розмиття

Дозиметричні
величини

Якість зображення

Основні тези

Література

Тестування

/ Цифрові X-променеві детектори | Digital X-ray Detectors

- / Детектори з плоскою панеллю (Flat panel detectors, FPD) здійснюють електронне перетворення X-променів у цифровий сигнал на плоскій поверхні
- / Використовуються дві технології: непрямі та прямі детектори (indirect/direct detectors).

Непрямі FPD

- / Сцинтилятор перетворює X-промені на світло
- / Сцинтилятор з'єднаний з матрицею фотодіодів, виготовлених з аморфного кремнію (a-Si)
- / Електричний заряд з фотодіодів збирається тонкоплівковими транзисторами (thin-film transistors, TFT) для обробки сигналу кожного пікселя
- / Світло розсіюється у сцинтиляторі, що викликає погіршення/зниження просторової роздільної здатності (Рис. 21).
- / Сцинтилятори стовпчикоподібної форми з цезію йодиду (CsI) використовуються для зменшення поширення світла, даючи змогу отримувати зображення надвисокої роздільної здатності.

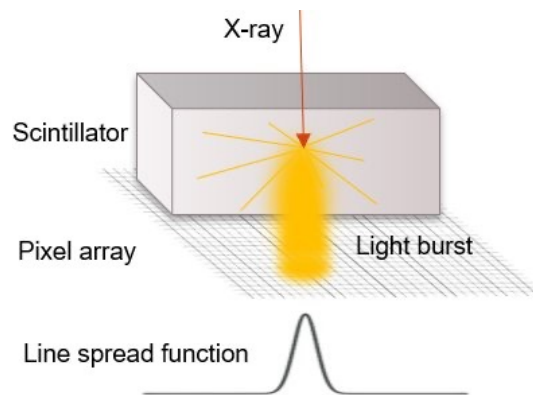


РИС. 21

Поширення/проходження світла в сцинтиляторі

/ Звичайна X-променева візуалізація

ПЛАН РОЗДІЛУ:

Принципи
X-променевої
візуалізації

Виконання
X-променевих знімків

X-промінь

**Формування
радіологічного
зображення**

/ Цифрові
X-променеві
детектори

Дозиметричні
величини

Якість зображення

Основні тези

Література

Тестування

Прямі FPD

- / Проходження X-променів через напівпровідник в аморфному селені (a-Se) супроводжується появою електронів.
- / Електричні заряди збираються на матриці конденсаторів, що з'єднані з тонкоплівковими транзисторами (TFT) для обробки сигналу кожного пікселя
- / Пряме перетворення забезпечує високу просторову роздільну здатність (Рис. 22).
- / Ефективність визначення/детекції a-Se ($Z=34$) є низькою при високих енергіях.
- / Через це для мамографії в основному використовують детектори прямого перетворення.

>=< ДОДАТКОВІ ДАНІ

Нові X-променеві детектори, твердотільні камери C-MOS або GEM (детектори газу) проклали шлях для отримання зображень із підрахунком фотонів (photon-counting imaging), коли кожен фотон фіксується/детектується окремо, а його енергія оцінюється з високою ефективністю та без розмитого зображення (шум | noise).

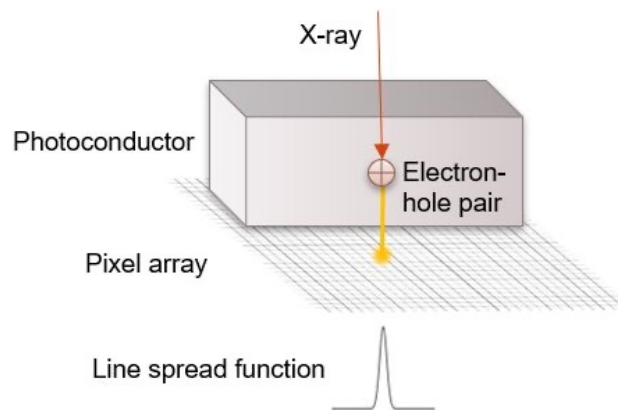


Рис. 22

Висока просторова роздільна здатність детекторів прямого перетворення

Звичайна X-променева візуалізація

ПЛАН РОЗДІЛУ:

Принципи
X-променевої
візуалізації

Виконання
X-променевих знімків

X-промінь

**Формування
радіологічного
зображення**

/ Цифрові
X-променеві
детектори

Дозиметричні
величини

Якість зображення

Основні тези

Література

Тестування

/ Автоматичний контроль експозиції | Automatic Exposure Control, AEC

- / Пристрій автоматичного контролю опромінення (automatic exposure control, AEC) контролює дозу радіації, що надходить на детектор, регулюючи тривалість опромінення.
- / Пристрій AEC припиняє опромінення, коли досягається цільова доза детектора.
- / Більшість систем AEC складається з трьох або п'яти радіаційно-вимірювальних датчиків, двох бічних і одного центрального (Рис. 23).
- / Рентгенолог обирає конфігурацію з трьох датчиків AEC. Окремо або в комбінації датчики визначають дозу на детекторі.
- / Цільову дозу детектора можна регулювати за допомогою кнопок на панелі керування -2, -1, 0, +1, +2, ...
- / Область інтересу анатомії повинна охоплювати/перекривати вибрані детектори, щоб уникнути надмірної або недостатньої експозиції.

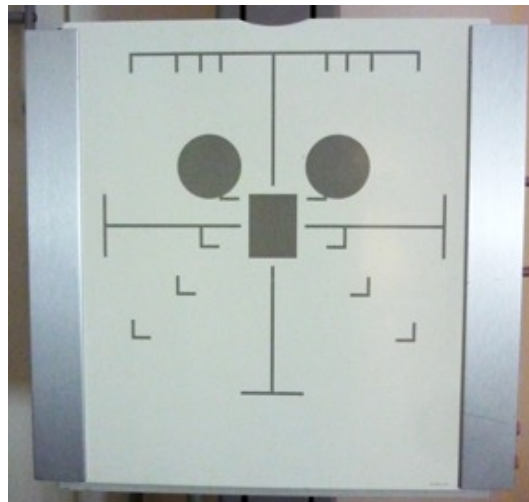


РИС. 23

Три зони системи автоматичного контролю експозиції. [Automatic exposure control - Wikipedia](#)

ПЛАН РОЗДІЛУ:

Принципи
Х-променевої
візуалізації

Виконання
Х-променевих знімків

Х-промінь

**Формування
радіологічного
зображення**

/ Автоматичний
контроль експозиції

Дозиметричні
величини

Якість зображення

Основні тези

Література

Тестування

ПЛАН РОЗДІЛУ:

Принципи
X-променевої
візуалізації

Виконання
X-променевих знімків

X-промінь

Формування
радіологічного
зображення

**Дозиметричні
величини**

Якість зображення

Основні тези

Література

Тестування

/ Дозимет- ричні величини

/ Індекс експозиції | Exposure Index (EI)

- / Індекс експозиції (exposure index) надає користувачеві інформацію про дозу детектора, отриманої при радіографії.
- / Індекс експозиції розраховується на основі сигналів, отриманих зі самого зображення та описує дозу детектора.
- / Для деяких систем індекс експозиції може змінюватися залежно від кількості доз.
- / Визначення індексу експозиції стандартизовано в 2008*:
 $EI = 100 \times \text{detector dose in } \mu\text{Gy}$
- / Різні комбінації конституції тіла пацієнта та параметрів експозиції можуть давати однаковий сигнал детектора та EI.
- / Зміна змісту зображення може спричинити варіації EI навіть при використанні однакових налаштувань експозиції та однаковій дозі на поверхні пацієнта.

<!> УВАГА

**EI не є еквівалентом
вхідної експозиції
пацієнта!**

*Медичне електрообладнання — Експозиційний індекс цифрових X-променевих систем візуалізації — Частина 1: визначення та вимоги до загальної рентгенографії. Міжнародна електротехнічна комісія (IEC), міжнародний стандарт IEC /Medical electrical equipment—exposure index of digital X-ray imaging systems—Part 1: definitions and requirements for general radiography. International Electrotechnical Commission (IEC), International Standard IEC 62494-1:2008-08, Geneva, Switzerland (2008)

Звичайна
X-променева
візуалізація

ПЛАН РОЗДІЛУ:

Принципи
X-променевої
візуалізації

Виконання
X-променевих знімків

X-промінь

Формування
радіологічного
зображення

**Дозиметричні
величини**

/ Індекс експозиції (EI)

Якість зображення

Основні тези

Література

Тестування

/ Керма повітря від пучка X- променів | Air kerma of the X-ray Beam

- / X-промені накопичують енергію в речовині, а отже, і дозу через взаємодію з електронами, викликаючи іонізацію.
- / Енергія X-променів, передана електронам, перетворюється на кінетичну енергію електронів.
- / Ці електрони з високою енергією взаємодіють з іншими електронами в речовині, накопичуючи більшу частину своєї енергії в дуже малому об'ємі.
- / Керма повітря – Air kerma (Kinetic Energy Released in Matter | кінетична енергія, виділена в речовині) — це енергія, що передається від незаряджених (нейтральних) частинок до заряджених частинок, поділена на масу повітря в об'ємі вимірювання.
- / Одиницею вимірювання: Дж/кг (J/kg) і називається Грей (Гр) (Gray, Gy).
- / Керма повітря (Ka) X-променя (Рис. 24) залежить від поточного добутку часу (Q), квадрата напруги (U²), оберненого квадрата відстані до джерела (d⁻²) і C - константа променевої трубки C наступна:

$$K_a = C \cdot \left(\frac{U}{100}\right)^2 \cdot \frac{Q}{d^2}$$

<!=> УВАГА

Керма повітря визначається в області повітря і не враховує розсіювання або розміру пучка. Основним використанням керми повітря - оцінка пікової дози на шкіру в інтервенційній радіології (див. наступний слайд). Це менш важливо в загальній радіології, де дози на шкіру нижчі за порогові для детермінованих ефектів.

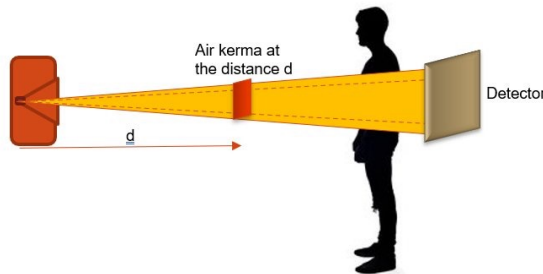


РИС. 24

Керма повітря

Звичайна / X-променевої візуалізація

ПЛАН РОЗДІЛУ:

Принципи
X-променевої
візуалізації

Виконання
X-променевих знімків

X-промінь

Формування
радіологічного
зображення

Дозиметричні величини

/ Керма повітря від
пучка X-променів

Якість зображення

Основні тези

Література

Тестування

/ Вхідна поверхнева доза | Entrance Skin Dose (ESD)

- / Вхідна поверхнева доза (entrance skin dose, ESD) — це доза, яку поглинає тонкий шар шкіри пацієнта, коли X-промінь досягає поверхні тіла (Рис. 25).
- / Крім первинного випромінювання з X-трубки, до ESD додаються розсіяні промені.
- / Таким чином, ESD на 15-30% перевищує повітряну керму на поверхні пацієнта.
- / ESD є особливо важливим під час тривалих / високодозових радіологічних обстеженнях, Н: інтервенційні процедури з використанням флюороскопії, оскільки це пов'язано з ризиком ушкодження шкіри.
- / Внесок зворотнього розсіяного випромінювання до вхідної поверхневої дози (ESD) моделюється коефіцієнтом зворотнього розсіювання (backscatter factor, BSF).

$$ESD = BSF \cdot C \cdot \left(\frac{U}{100}\right)^2 \cdot \frac{Q}{FPD^2}$$

<!=> УВАГА

BSF і ESD залежать від розміру пучка та тілобудови пацієнта.

ESD використовується у площинній рентгенографії для встановлення діагностичних референтних рівнів (DRL).

DRL є еталоном для оптимізації радіаційного захисту в медичній X-поменевій візуалізації. Агентство з ядерної безпеки регулярно оновлює та публікує рекомендації щодо ESD.

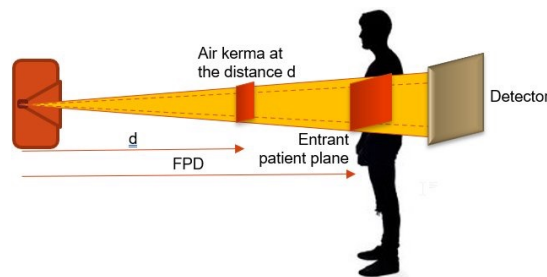


РИС. 25

Вхідна поверхнева доза

/ Звичайна X-променева візуалізація

ПЛАН РОЗДІЛУ:

Принципи
X-променевої
візуалізації

Виконання
X-променевих знімків

X-промінь

Формування
радіологічного
зображення

Дозиметричні величини

/ Вхідна поверхнева
доза (ESD)

Якість зображення

Основні тези

Література

Тестування

/ Добуток доза-площа | Dose Area Product, DAP

Звичайна
/ **Х-променева**
візуалізація

- / Параметр добуток доза-площа, DAP (dose area product), виражений у $\text{мГр} \times \text{см}^2$ ($\text{mGy} \times \text{cm}^2$), є добутком керми повітря (K_a) та опроміненої площі (A) при рівномірному опроміненні.
- / DAP забезпечує точну оцінку загальної дози опромінення, яку пацієнт отримує під час радіологічної процедури.
- / DAP не залежить від відстані до фокуса, що полегшує порівняння вимірних значень DAP у дослідженнях дозових навантажень (Рис. 26).
- / DAP є найпоширенішим параметром для кількісного моніторингу дози опромінення, яку отримує пацієнт.

- / Рентгенографічні та флюороскопичні системи оснащені вимірювачами DAP, які визначають DAP на виході трубки під час кожної радіологічної процедури.

<=> УВАГА

DAP на виході трубки не враховує внесок розсіяного випромінювання в дозу пацієнта.

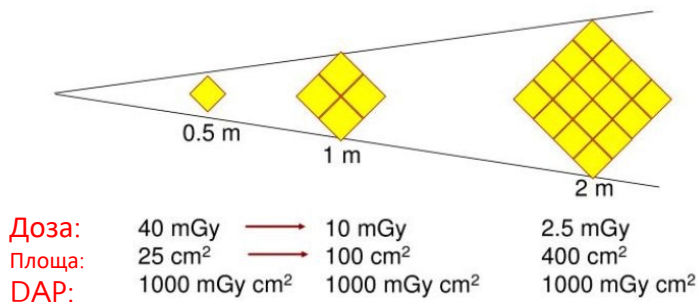


РИС. 26

Незмінність (інваріантність) DAP щодо відстані від фокуса.

ПЛАН РОЗДІЛУ:

Принципи
Х-променевої
візуалізації

Виконання
Х-променевих знімків

Х-промінь

Формування
радіологічного
зображення

Дозиметричні величини

- / Добуток доза-площа (DAP)

Якість зображення

Основні тези

Література

Тестування

/ Діагностичні контрольні рівні | Diagnostic Reference Levels, DRL

- / Діагностичні контрольні рівні, DRL (dose reference level) під час радіологічного обстеження (Н: оглядовий рентген органів грудної клітки) визначається як третій квартиль розподілу дози у групі пацієнтів (Рис. 27).
- / Доза під час рентгенографії може змінюватися залежно від **індексу маси тіла (ІМТ)** пацієнта, **типу детектора**, типу рентгенівської системи та її **налаштувань**.
- / **Національні DRL** встановлені для стандартної рентгенології, комп'ютерної томографії та інтервенційних процедур.

<!=> УВАГА

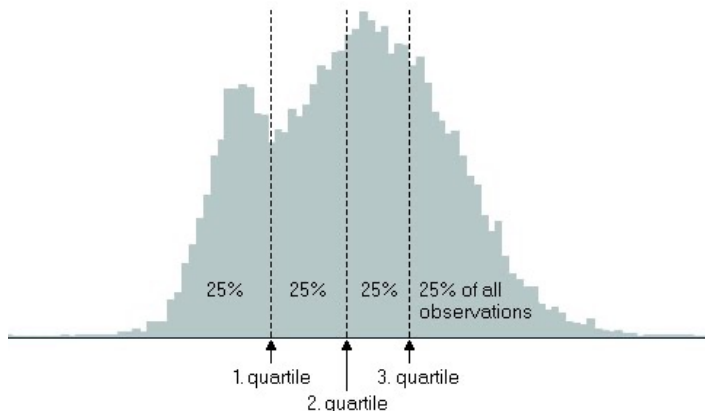
DRL дають уявлення про очікувану дозу опромінення, яку отримає пацієнт середнього розміру під час рентгенівського дослідження.

DRL є інструментом для оптимізації процедури з медичної візуалізації з використанням іонізуючого випромінювання.

DRL не є межею дози.

Рис. 27

DRL – це третій квартиль розподілу дози для радіологічного дослідження, отриманого у вибірці пацієнтів.



ПЛАН РОЗДІЛУ:

Принципи
Х-променевої
візуалізації

Виконання
Х-променевих знімків

Х-промінь

Формування
радіологічного
зображення

Дозиметричні величини

/ Діагностичні
контрольні рівні
(DRL)

Якість зображення

Основні тези

Література

Тестування

ПЛАН РОЗДІЛУ:

Принципи
X-променевої
візуалізації

Виконання
X-променевих знімків

X-промінь

Формування
радіологічного
зображення

Дозиметричні
величини

Якість зображення

Основні тези

Література

Тестування

/ Якість зображення

/ Контрастність | Contrast

- / Контрастність радіологічного зображення кількісно оцінює різницю сигналу у тканинах з різною щільністю (Рис. 28).
- / Радіографічна контрастність структури є результатом двох факторів:
 - / Різниці в поглинанні/ослабленні/атенуації X-променів між тканинами
 - / Різниці у товщині між тканинами
- / Радіографічна контрастність знижується із:
 - / Зростанням середньої тривалості енергії X-променів (напруга трубки, додаткова фільтрація)
 - / Збільшенням частки розсіяного X-випромінювання на детекторі
- / Контрастність цифрового рентгенівського знімка можна змінити за допомогою обробки зображення, яка змінює гістограму зображення.

<!=> УВАГА

Контрастність дисплея можна змінити за допомогою налаштування вікна дисплея

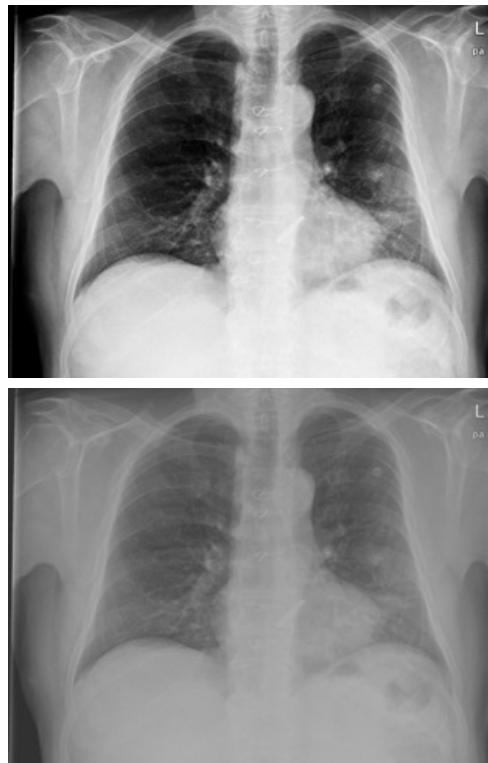


РИС. 28

Рентгенографія органів грудної клітки (X-променеве дослідження ОГК). Ідентичне зображення. Вгорі: висока контрастність. Внизу: низька контрастність

/ Звичайна X-променева візуалізація

ПЛАН РОЗДІЛУ:

Принципи
X-променевої
візуалізації

Виконання
X-променевих знімків

X-промінь

Формування
радіологічного
зображення

Дозиметричні
величини

Якість зображення

/ Контрастність

Основні тези

Література

Тестування

/ Відношення сигнал/шум | Signal-to-Noise Ratio, SNR

- / Відношення сигналу до шуму, SNR (signal-to-noise ratio) у рентгенівському зображенні – це співвідношення між сигналом і шумом.
- / Сигнал – це середнє значення пікселя, яке відповідає кількості X-променів, перетворених на сигнал детектором.
- / Шум – це рівень випадкових коливань (варіацій) значень пікселів навколо середнього значення пікселя, що кількісно визначається стандартним відхиленням значень пікселів у однорідній ділянці.
- / SNR відображає видимий шум на зображенні (Рис. 29).

- / SNR зростає при збільшенні:
 - / Дози детектора
 - / Розміра пікселя
 - / Ефективності детектора

- / SNR можна збільшити завдяки обробці зображення, що зменшує частотний діапазон.
- / Баланс між SNR та параметрами зображення:
 - / Доза пацієнта (mAs і аналітична товщина)
 - / Просторова роздільна здатність (розмір пікселя та обробка зображення)

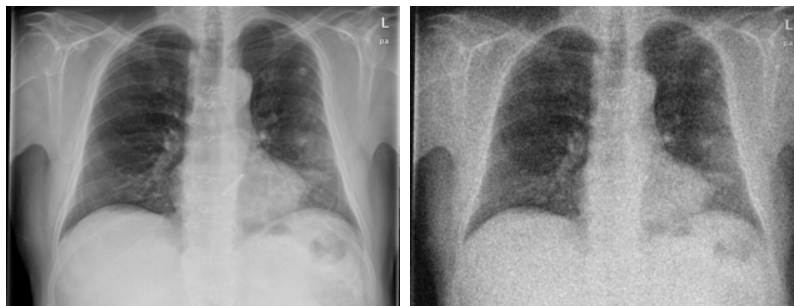


РИС. 29

Рентгенографія ОГК. Ідентичне зображення. Вгорі: високе SNR. Внизу: низьке SNR

/ Звичайна X-променева візуалізація

ПЛАН РОЗДІЛУ:

Принципи
X-променевої
візуалізації

Виконання
X-променевих знімків

X-промінь

Формування
радіологічного
зображення

Дозиметричні
величини

Якість зображення

- / Відношення сигнал/шум (SNR)

Основні тези

Література

Тестування

/ Просторова роздільна здатність | Spatial Resolution

- / Просторова роздільна здатність (spatial resolution) зображення кількісно визначає чіткість (sharpness) сигналу на зображенні (Рис. 30).
- / Просторова роздільна здатність рентгеновського знімка зменшується при збільшенні:
 - / Розміру пікселя
 - / Збільшенні масштабу
 - / Розміру фокусної плями
 - / Часу опромінення (розмиття через $\text{рух} = \text{динамічної нерізкості}$)
- / Просторову роздільну здатність можна збільшити за допомогою обробки зображення, яка розширює частотний діапазон зображення.
- / Просторова роздільна здатність рентгеновського знімка є компромісом із SNR (розміром пікселя і параметрами обробки зображення)

>|< ПОРІВНЯННЯ

Більша відстань від джерела до детектора зменшує геометричну розмитість, але збільшує час експозиції та динамічну розмитість.

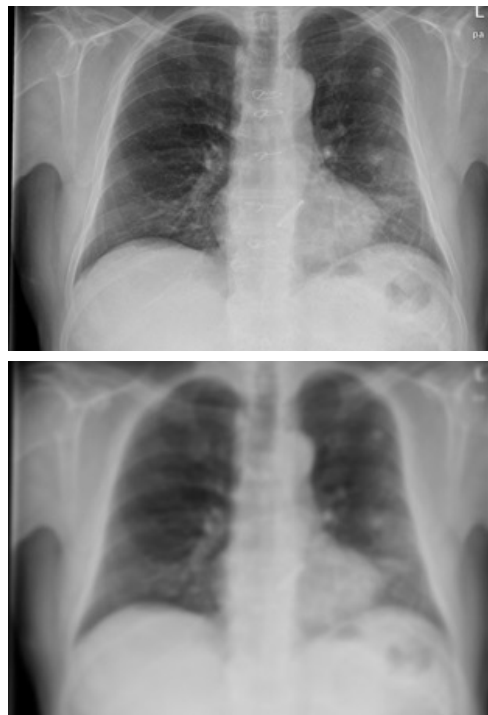


РИС. 30

Рентгенографія ОГК (Х ОГК). Вгорі: висока роздільна здатність. Внизу: низька роздільна здатність

/ Звичайна Х-променева візуалізація

ПЛАН РОЗДІЛУ:

Принципи
Х-променевої
візуалізації

Виконання
Х-променевих знімків

Х-промінь

Формування
радіологічного
зображення

Дозиметричні
величини

Якість зображення

/ Просторова
роздільна здатність

Основні тези

Література

Тестування

/ Основні тези

- / X-промені - це високочастотні електромагнітні хвилі, утворені в X-променевій трубці.
- / Звичайні рентгенівські методи візуалізації забезпечують проскіції властивостей тканин щодо ослаблення/атенуації/поглинання, через які проходять X-промені.
- / Добуток напруги (вольтаж) на час приблизно визначають енергію та кількість X-променів.
- / Є три наслідки проходження X-променів через матеріал: передача (transmission), поглинання (absorption) та розсіювання (scatter).
- / Відсікання розсіяних X-променів від пацієнта здійснюється протиросіювальною решіткою або повітряним проміжком між пацієнтом і детектором.
- / Формування радіологічного зображення є результатом диференційного проходження X-променів через різні анатомічні тканини.
- / Збільшення та розмиття виникають на рентгенівському зображенні через те, що X-промені є розбіжними та поширюються з фокусної плями.
- / Цифрові X-променеві детектори перетворюють X-промені на електричні сигнали.

/ Звичайна X-променева візуалізація

ПЛАН РОЗДІЛУ:

Принципи
X-променевої
візуалізації

Виконання
X-променевих знімків

X-промінь

Формування
радіологічного
зображення

Дозиметричні
величини

Якість зображення

Основні тези

Література

Тестування

- / Керма повітря – це доза в області повітря в Х-променевому пучку, без врахування розсіювання або розміру пучка.
- / Вхідна поверхнева доза – це доза, яку отримує тонкий шар шкіри у площині входу випромінювання в тіло пацієнта.
- / Добуток доза-площа - є добутком керми повітря на площу опроміненої ділянки та дає оцінку загальної дози опромінення, отриманої пацієнтом під час радіологічного дослідження.
- / Три параметри визначають якість зображення: контрастність, відношення сигнал/шум і просторова роздільна здатність.

>=< ДОДАТКОВІ ДАНІ

- / Пристрій автоматичного контролю опромінення (AEC) регулює дозу Х-випромінювання, що досягає детектора, шляхом автоматичного контролю тривалості експозиції.
- / Індекс експозиції дає користувачеві зворотний зв'язок щодо отриманої дози детектора радіографії.

Звичайна
Х-променева
візуалізація

ПЛАН РОЗДІЛУ:

Принципи
Х-променевої
візуалізації

Виконання
Х-променевих знімків

Х-промінь

Формування
радіологічного
зображення

Дозиметричні
величини

Якість зображення

Основні тези

Література

Тестування

/ Література

1. Joite-Barfuß S.; Dierker, J.; Aichinger, H.; Säbel, M. Radiation Exposure and Image Quality in X-Ray Diagnostic Radiology. 2012, 2nd edition.
2. Bushberg, J.; Seibert J.A.; Leidholdt E.M.; Boone J.M. The Essential Physics of Medical Imaging. 2012, 3rd edition.
3. Dance D.R.; Christofides S.; Maidment A.D.A.; McLean I.D.; Ng K.H. Diagnostic Radiology Physics : A Hanbook for Teachers and Students. 2014.
4. Singh H.; Sasane A.; Lodha R.; Textbook of Radiology Physics. 2017.
5. Vosper M.; England A.; Major V. Principles and Applications of Radiological Physics. 2019, 7th edition.

ПЛАН РОЗДІЛУ:

Принципи
Х-променевої
візуалізації

Виконання
Х-променевих знімків

Х-промінь

Формування
радіологічного
зображення

Дозиметричні
величини

Якість зображення

Основні тези

Література

Тестування

/ Тестування

ПЛАН РОЗДІЛУ:

Принципи
X-променевої
візуалізації

Виконання
X-променевих знімків

X-промінь

Формування
радіологічного
зображення

Дозиметричні
величини

Якість зображення

Основні тези

Література

Тестування

/ Тестування

<?> ПИТАННЯ

1

Який ефективний розмір плями?

- ☐ Область на аноді, в яку попадають електрони
- ☐ Проекція розміру фокусної плями на площину зображення
- ☐ Розмір пучка електронів на аноді
- ☐ Розмір нитки розжарювання в катоді

ПЛАН РОЗДІЛУ:

Принципи
X-променевої
візуалізації

Виконання
X-променевих знімків

X-промінь

Формування
радіологічного
зображення

Дозиметричні
величини

Якість зображення

Основні тези

Література

Тестування

/ Тестування

<?> ВІДПОВІДЬ

1

Який ефективний розмір плями?

- ☐ Область на аноді, в яку попадають електрони
- ☒ Проекція розміру фокусної плями на площину зображення
- ☐ Розмір пучка електронів на аноді
- ☐ Розмір нитки розжарювання в катоді

ПЛАН РОЗДІЛУ:

Принципи
X-променевої
візуалізації

Виконання
X-променевих знімків

X-промінь

Формування
радіологічного
зображення

Дозиметричні
величини

Якість зображення

Основні тези

Література

Тестування

/ Тестування

<?> ПИТАННЯ

2 Яка роль додаткової фільтрації X-трубки?

- ☐ Для фільтрування низькоенергетичних X-променів
- ☐ Поліпшення радіологічної контрастності
- ☐ Для формування просторово однорідного X-променевого пучка
- ☐ Зупинка X-випромінювання, розсіяного у вікні X-трубки

ПЛАН РОЗДІЛУ:

Принципи
X-променевої
візуалізації

Виконання
X-променевих знімків

X-промінь

Формування
радіологічного
зображення

Дозиметричні
величини

Якість зображення

Основні тези

Література

Тестування

/ Тестування

<?> ВІДПОВІДЬ

2 Яка роль додаткової фільтрації X-трубки?

- Для фільтрування низькоенергетичних X-променів
- ☐ Поліпшення радіологічної контрастності
- ☐ Для формування просторово однорідного X-променевого пучка
- ☐ Зупинка X-випромінювання, розсіяного у вікні X-трубки

ПЛАН РОЗДІЛУ:

Принципи
X-променевої
візуалізації

Виконання
X-променевих знімків

X-промінь

Формування
радіологічного
зображення

Дозиметричні
величини

Якість зображення

Основні тези

Література

Тестування

3

Що таке характеристичні X-промені?

- ☐ X-промені, енергія яких характеризується додатковим алюмінієвим фільтром
- ☐ X-промені, енергія яких характеризується матеріалом анода
- ☐ X-промені, енергія яких збільшується багаторазовими взаємодіями в аноді
- ☐ X-промені, енергію яких підвищує додатковий алюмінієвий фільтр

ПЛАН РОЗДІЛУ:

Принципи
X-променевої
візуалізації

Виконання
X-променевих знімків

X-промінь

Формування
радіологічного
зображення

Дозиметричні
величини

Якість зображення

Основні тези

Література

Тестування

/ Тестування

<?> ВІДПОВІДЬ

3

Що таке характеристичні X-промені?

- ☐ X-промені, енергія яких характеризується додатковим алюмінієвим фільтром
- ☒ X-промені, енергія яких характеризується матеріалом анода
- ☐ X-промені, енергія яких збільшується багаторазовими взаємодіями в аноді
- ☐ X-промені, енергію яких підвищує додатковий алюмінієвий фільтр

ПЛАН РОЗДІЛУ:

Принципи
X-променевої
візуалізації

Виконання
X-променевих знімків

X-промінь

Формування
радіологічного
зображення

Дозиметричні
величини

Якість зображення

Основні тези

Література

Тестування

4

Правильне твердження щодо ймовірності фотоефекту?

- ☐ Зростає разом із електронною щільністю матеріалу.
- ☐ Збільшується зі збільшенням щільності матеріалу.
- ☐ Зростає зі збільшенням напруги на лампі.
- ☐ Збільшується з енергією X-випромінювання.

ПЛАН РОЗДІЛУ:

Принципи
X-променевої
візуалізації

Виконання
X-променевих знімків

X-промінь

Формування
радіологічного
зображення

Дозиметричні
величини

Якість зображення

Основні тези

Література

Тестування

<?> ВІДПОВІДЬ

4

Правильне твердження щодо ймовірності фотоефекту?

- ☒ Зростає разом із електронною щільністю матеріалу.
- ☐ Збільшується зі збільшенням щільності матеріалу.
- ☐ Зростає зі збільшенням напруги на лампі.
- ☐ Збільшується з енергією X-випромінювання.

ПЛАН РОЗДІЛУ:

Принципи
X-променевої
візуалізації

Виконання
X-променевих знімків

X-промінь

Формування
радіологічного
зображення

Дозиметричні
величини

Якість зображення

Основні тези

Література

Тестування

/ Тестування

<?> ПИТАННЯ

5

Що можна зробити для зменшення геометричної розмитості Х-променевого знімка?

- ☐ Обрати вищий рівень АЕС.
- ☐ Зменшити час експозиції.
- ☐ Збільшити відстань від трубки до детектора.
- ☐ Використовувати протирозсіювальну сітку.

ПЛАН РОЗДІЛУ:

Принципи
Х-променевої
візуалізації

Виконання
Х-променевих знімків

Х-промінь

Формування
радіологічного
зображення

Дозиметричні
величини

Якість зображення

Основні тези

Література

Тестування

/ Тестування

<?> ВІДПОВІДЬ

5

Що можна зробити для зменшення геометричної розмитості Х-променевого знімка?

- ☐ Обрати вищий рівень АЕС.
- ☐ Зменшити час експозиції.
- ☒ Збільшити відстань від трубки до детектора.
- ☐ Використовувати протирозсіювальну сітку.

ПЛАН РОЗДІЛУ:

Принципи
Х-променевої
візуалізації

Виконання
Х-променевих знімків

Х-промінь

Формування
радіологічного
зображення

Дозиметричні
величини

Якість зображення

Основні тези

Література

Тестування

/ Тестування

<?> ПИТАННЯ

6

DAP становить 1000 mGy.cm^2 на відстані 1 м від X-променевої трубки. Що буде на 2 м?

- ☐ 250 mGy.cm^2
- ☐ 500 mGy.cm^2
- ☐ $1,000 \text{ mGy.cm}^2$
- ☐ $4,000 \text{ mGy.cm}^2$

ПЛАН РОЗДІЛУ:

Принципи
X-променевої
візуалізації

Виконання
X-променевих знімків

X-промінь

Формування
радіологічного
зображення

Дозиметричні
величини

Якість зображення

Основні тези

Література

Тестування

/ Тестування

<?> ВІДПОВІДЬ

6

DAP становить 1000 mGy.cm^2 на відстані 1 м від X-променевої трубки. Що буде на 2 м?

- ☐ 250 mGy.cm^2
- ☐ 500 mGy.cm^2
- ☒ $1,000 \text{ mGy.cm}^2$
- ☐ $4,000 \text{ mGy.cm}^2$

ПЛАН РОЗДІЛУ:

Принципи
X-променевої
візуалізації

Виконання
X-променевих знімків

X-промінь

Формування
радіологічного
зображення

Дозиметричні
величини

Якість зображення

Основні тези

Література

Тестування

/ Тестування

<?> ПИТАННЯ

7

Як АЕС контролює дозу?

- ☐ Шляхом фокусування енергії електронів в Х-променевої трубки
- ☐ Змінюючи інтенсивність Х- випромінювання впродовж часу опромінення
- ☐ Регулюючи тривалість експозиції
- ☐ Встановлюючи струм цільової трубки (mA)

ПЛАН РОЗДІЛУ:

Принципи
Х-променевої
візуалізації

Виконання
Х-променевих знімків

Х-промінь

Формування
радіологічного
зображення

Дозиметричні
величини

Якість зображення

Основні тези

Література

Тестування

/ Тестування

<?> ВІДПОВІДЬ

7

Як АЕС контролює дозу?

- ☐ Шляхом фокусування енергії електронів в X-променевої трубки
- ☐ Змінюючи інтенсивність X- випромінювання впродовж часу опромінення
- ☒ Регулюючи тривалість експозиції
- ☐ Встановлюючи струм цільової трубки (mA).

ПЛАН РОЗДІЛУ:

Принципи
X-променевої
візуалізації

Виконання
X-променевих знімків

X-промінь

Формування
радіологічного
зображення

Дозиметричні
величини

Якість зображення

Основні тези

Література

Тестування

8

Як можна збільшити SNR X-променів?

- ☐ Вибравши великий фокус замість малого
- ☐ За рахунок зменшення напруги на трубці
- ☐ Збільшивши значення AEC до +1
- ☐ За рахунок зменшення розміру пікселя

ПЛАН РОЗДІЛУ:

Принципи
X-променевої
візуалізації

Виконання
X-променевих знімків

X-промінь

Формування
радіологічного
зображення

Дозиметричні
величини

Якість зображення

Основні тези

Література

Тестування

<?> ВІДПОВІДЬ

8

Як можна збільшити SNR X-променів?

- ☐ Вибравши великий фокус замість малого
- ☐ За рахунок зменшення напруги на трубці
- ☒ Збільшивши значення АЕС до +1
- ☐ За рахунок зменшення розміру пікселя

ПЛАН РОЗДІЛУ:

Принципи
X-променевої
візуалізації

Виконання
X-променевих знімків

X-промінь

Формування
радіологічного
зображення

Дозиметричні
величини

Якість зображення

Основні тези

Література

Тестування

/ Тестування

<?> ПИТАННЯ

9

Чому ESD (експозиційна поверхнева доза) більша, ніж керма повітря на поверхні пацієнта?

- ☐ ESD включає дозу зворотного розсіювання
- ☐ ESD не виражається в одній одиниці
- ☐ ESD не вимірюється на однаковій відстані від джерела X- випромінювання
- ☐ ESD враховує радіочутливість шкіри

ПЛАН РОЗДІЛУ:

Принципи
X-променевої
візуалізації

Виконання
X-променевих знімків

X-промінь

Формування
радіологічного
зображення

Дозиметричні
величини

Якість зображення

Основні тези

Література

Тестування

/ Тестування

<?> ВІДПОВІДЬ

9

Чому ESD (експозиційна поверхнева доза) більша, ніж керма повітря на поверхні пацієнта?

- ESD включає дозу зворотного розсіювання
- ☐ ESD не виражається в одній одиниці
- ☐ ESD не вимірюється на однаковій відстані від джерела X- випромінювання
- ☐ ESD враховує радіочутливість шкіри

ПЛАН РОЗДІЛУ:

Принципи
X-променевої
візуалізації

Виконання
X-променевих знімків

X-промінь

Формування
радіологічного
зображення

Дозиметричні
величини

Якість зображення

Основні тези

Література

Тестування

/ Тестування

<?> ПИТАННЯ

10 Яка доза детектора відповідає EI = 250?

- ☐ 2.5 μGy
- ☐ 25 μGy
- ☐ 250 μGy
- ☐ 250 mGy

ПЛАН РОЗДІЛУ:

Принципи
Х-променевої
візуалізації

Виконання
Х-променевих знімків

Х-промінь

Формування
радіологічного
зображення

Дозиметричні
величини

Якість зображення

Основні тези

Література

Тестування

/ Тестування

<?> ВІДПОВІДЬ

10 Яка доза детектора відповідає EI = 250?

- ☒ 2.5 μGy
- ☐ 25 μGy
- ☐ 250 μGy
- ☐ 250 mGy

ПЛАН РОЗДІЛУ:

Принципи
Х-променевої
візуалізації

Виконання
Х-променевих знімків

Х-промінь

Формування
радіологічного
зображення

Дозиметричні
величини

Якість зображення

Основні тези

Література

Тестування

