

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ
НАЦІОНАЛЬНИЙ АВІАЦІЙНИЙ УНІВЕРСИТЕТ
ФАКУЛЬТЕТ АЕРОНАВІГАЦІЇ, ЕЛЕКТРОНІКИ ТА
ТЕЛЕКОМУНІКАЦІЙ
КАФЕДРА ЕЛЕКТРОНІКИ, РОБОТОТЕХНІКИ І ТЕХНОЛОГІЙ
МОНІТОРИНГУ ТА ІНТЕРНЕТУ РЕЧЕЙ

ДОПУСТИТИ ДО ЗАХИСТУ
Завідувач випускової кафедри
_____ Шутко В.М.
« ____ » _____ 2022 р.

КВАЛІФІКАЦІЙНА РОБОТА

ЗДОБУВАЧА ОСВІТНЬОГО СТУПЕНЯ МАГІСТРА
ЗІ СПЕЦІАЛЬНОСТІ 153 «МІКРО- ТА НАНОСИСТЕМНА ТЕХНІКА»
ОСВІТНЬО-ПРОФЕСІЙНОЇ ПРОГРАМИ
«ФІЗИЧНА ТА БІОМЕДИЧНА ЕЛЕКТРОНІКА»

Тема: «Розрахунок параметрів конусно-променевого томографа для
обстеження органів грудної клітини»

Виконавець студент групи ФЕ-237М	_____ Кучерук Катерина Олегівна
Керівник д.т.н., професор	_____ Мірошніченко С. І.
Консультант розділу «Охорона праці»	_____ Козлітін О. О.
Консультант розділу «Охорона навколишнього середовища»	_____ Радомська М. М.
Нормоконтролер	_____ Сініцин Р.Б.

КИЇВ 2022

НАЦІОНАЛЬНИЙ АВІАЦІЙНИЙ УНІВЕРСИТЕТ

Навчально-науковий факультет: аеронавігації, електроніки та телекомунікацій

Кафедра: електроніки, робототехніки і технологій моніторингу та інтернету речей

Напрямок (спеціальність, спеціалізація): 153 «Мікро- та наносистемна техніка»
(шифр, найменування)

ЗАТВЕРДЖУЮ
Завідувач кафедри
Шутко В. М.

« ____ » _____ 20__ р.

ЗАВДАННЯ

на виконання дипломної роботи

Кучерук Катерини Олегівни

(П.І.Б. випускника)

1. Тема роботи: **«Розрахунок параметрів конусно-променевого томографа для обстеження органів грудної клітини»**

затверджена наказом ректора від «09» вересня 2022 р. №1351/ст.

2. Термін виконання роботи: з 26 вересня 2022 р. по 17 листопада 2022 р.

3. Вихідні дані роботи: розраховані дані про розміри зони діагностики конусно-променевого томографа та висновок про можливість застосування даного методу діагностики для обстеження грудної клітини людини.

4. Зміст пояснювальної записки: вступ; рентгенівська діагностика та її методи; конусно-променева комп'ютерна томографія; охорона навколишнього середовища; охорона праці; висновки; список бібліографічних посилань використаних джерел.

5. Перелік обов'язкового ілюстративного матеріалу: таблиці, рисунки, презентація.

6. Календарний план-графік

№ пор.	Завдання	Термін виконання	Підпис керівника
1	Опрацювання літературних матеріалів за обраною тематикою	27.09.22 02.10.22	
2	Написання першого розділу диплому	03.10.22 09.10.22	
3	Написання другого розділу диплому	10.10.22 23.10.22	
4	Написання третього та четвертого розділів	24.10.22 06.11.22	
5	Написання висновків до дипломної роботи	07.11.22 10.11.22	
6	Оформлення документації дипломної роботи	11.11.22 17.11.22	

7. Консультанти з окремих розділів

Розділ	Консультант (посада, П.І.Б.)	Дата, підпис	
		Завдання видав	Завдання прийняв
Охорона праці	Старший викладач Козлітін Олексій Олександрович		
Охорона навколишнього середовища	к.т.н., доцент Радомська Маргарита Мирославівна		

8. Дата видачі завдання: «26» вересня 2022 р.

Керівник дипломної роботи _____
(підпис керівника)

Мірошніченко С.І.
(П.І.Б.)

Завдання прийняла до виконання _____
(підпис випускника)

Кучерук К. О.
(П.І.Б.)

РЕФЕРАТ

Дипломна робота на тему: «Розрахунок параметрів конусно-променевого томографа для обстеження органів грудної клітини» містить 80 сторінок, 32 рисунки, 4 таблиці, 20 використаних джерел.

Об'єкт дослідження: зона діагностики конусно-променевого комп'ютерного томографа.

Мета роботи: розрахувати параметри зони діагностики.

Методи дослідження: теоретичні.

Наукова новизна даної роботи полягає у отриманні нових розрахункових даних про зону діагностики конусно-променевого томографа для обстеження грудної клітини.

Результати кваліфікаційної роботи рекомендується використовувати під час проведення наукових досліджень.

Ключові слова: ПРОМЕНЕВА ДІАГНОСТИКА, РЕНТГЕНІВСЬКА ВІЗУАЛІЗАЦІЯ, КОНУСНО-ПРОМЕНЕВА КОМП'ЮТЕРНА ТОМОГРАФІЯ, ЗОНА ТОМОГРАФІЇ, ПЛОСКОПАНЕЛЬНИЙ ДЕТЕКТОР.

Зміст

ВСТУП	6
РОЗДІЛ 1. Рентгенівська діагностика та її методи	8
1.1. Структура рентгенівського діагностичного апарату.....	8
1.2. Реєстрація рентгенівських зображень за допомогою цифрових систем.....	10
1.3. Методи рентгенівської візуалізації.....	18
1.3.1. Рентгенографія	18
1.3.2. Рентгеноскопія.....	21
1.3.3. Комп'ютерна томографія.....	23
1.3.4. Спіральна комп'ютерна томографія.....	24
1.3.5. Конусно-променева томографія.....	26
РОЗДІЛ 2. Конусно-променева комп'ютерна томографія	29
2.1. Використання конусно-променевої томографії у медицині	29
2.2. Плоскопанельні детектори.....	42
2.3. Обґрунтування параметрів КПКТ для обстеження грудної клітини.....	46
РОЗДІЛ 3. Охорона навколишнього середовища	50
3.1. Захист від біологічної дії іонізуючих випромінювань.....	51
3.1.1. Розрахунок радіаційного захисту рентгенівського кабінету.....	53
3.2. Утилізація радіологічного обладнання.....	57
РОЗДІЛ 4. Охорона праці	63

4.1. Аналіз умов праці на робочому місці лікаря-рентгенолога.....	63
4.2. Розробка заходів для зниження впливу шкідливих факторів іонізуючого випромінювання при роботі із томографічним обладнанням.....	68
4.3. Організація електричної та пожежної безпеки рентгенологічного кабінету.....	70
4.4. Розрахунок норми штучного освітлення.....	73
ВИСНОВКИ.....	77
СПИСОК БІБЛІОГРАФІЧНИХ ПОСИЛАНЬ ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ	78

ВСТУП

Променева діагностика відіграє важливу роль у наданні медичної допомоги населенню. Вона використовується для профілактики, діагностики, лікування та реабілітації. На етапі профілактики променеві дослідження застосовуються для раннього виявлення соціально небезпечних захворювань, таких як рак та туберкульоз. Застосовуючи променеві методи діагностики встановлюють до 90% первинних діагнозів. Для лікування променеві методи дослідження застосовують як засіб контролю за терапевтичними процедурами та як самостійний спосіб лікування – променева терапія. На етапі реабілітації пацієнтів використовуючи променеві методи дослідження контролюють процес одужання хворих [1].

Променева діагностика становить медичну клінічну дисципліну, яка охоплює усі аспекти одержання медичних зображень, що надають інформацію про анатомію, патологію, гістопатологію і функціонування у нормі та за хворобливих станів [1].

Комп'ютерна томографія (КТ) є одним з найпопулярніших методів рентген дослідження структури внутрішніх органів і кісток у медицині. Особливо стала актуальною впродовж останніх років, часи пандемії, через можливість виявлення різних стадій ураження легень. Даний метод діагностики дозволяє отримати зрізи досліджуваних органів та їх 3D-візуалізацію. Також, при потребі дослідження на КТ можна проводити із контрастною речовиною, це надає точну картину патологічних змін. Перед обстеженням пацієнту вводять контрастний препарат на основі йоду. Патологічні ділянки, що його поглинають, у результаті стають краще помітними на знімку [3].

Конусно-променева комп'ютерна томографія (КПКТ) – це метод діагностики, який складається з рентгенівської комп'ютерної томографії, де рентгенівські промені розходяться, утворюючи конус. КПКТ у

медицині розповсюджена для виявлення патологій шийного відділу хребта, кісток голови, у стоматології та ін. Такий тип дослідження має високу розрізняльну здатність та низьке дозове навантаження в порівнянні з комп'ютерними томографами. Головними параметрами даного методу з точки зору діагностики є: діаметр зони томографії, довжина зони томографії, розрізняльна здатність (детальність) зображень у зоні томографії [6].

Так як конусно-променева комп'ютерна томографія найчастіше застосовується у стоматології, оториноларингології і щелепно-лицевій хірургії це означає, що розмір досліджуваної ділянки є невеликим. Тому метою даної роботи є розрахунок параметрів КПКТ з більшою зоною томографії, а саме для дослідження грудної клітини.

Розділ 1. Рентгенівська діагностика та її методи

1.1. Структура рентгенівського діагностичного апарату

Під рентгенодіагностичним апаратом розуміють сукупність пристроїв, що використовують для отримання рентгенівського випромінювання і проведення медичної рентгенівської діагностики (рис. 1.1). До основних складових частин будь-якого рентгенівського апарату входять: пристрій для генерації рентгенівського випромінювання (випромінювач – рентгенівська трубка і пристрій живлення), пристрої для колімації рентгенівського променя, штативно-механічні пристрої, приймачі випромінювання, пристрої для відтворення рентгенівського зображення, пульт керування [2].

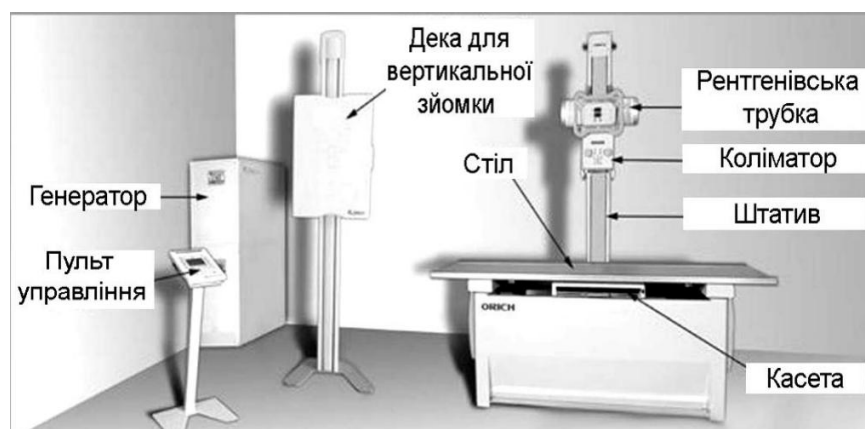


Рис. 1.1. Схема рентгенівського діагностичного апарату.

На спрощеній структурі рентгенодіагностичного апарату основними складовими є джерело та приймач рентгенівського випромінювання (рис. 1.2).

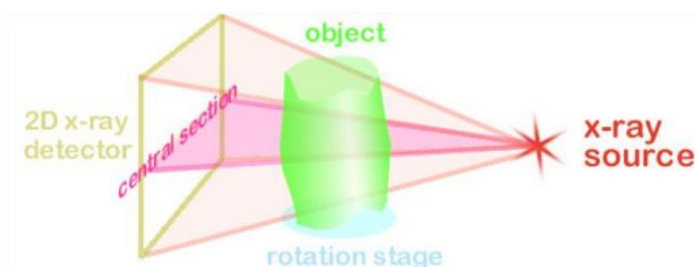


Рис. 1.2. Спрощена структура рентгенодіагностичного апарату.

Джерело рентгенівського випромінювання (рис. 1.3) призначене для того, щоб перетворювати електричну енергію, що спрямована на об'єкт дослідження, у рентгенівське випромінювання певної якості [10]. До його складу входить:

1. Пристрій живлення (рентгенівський генератор) – перетворює напругу мережі живлення у високовольтну напругу та напругу розжарювання, яка подається у рентгенівську трубку;
2. Рентгенівська трубка;
3. Пристрої фільтрації та колімації рентгенівського випромінювання;
4. Пристрій автоматичного контролю експозиції;
5. Пристрій контролю та керування пристроєм живлення, що спрямовується на об'єкт дослідження.

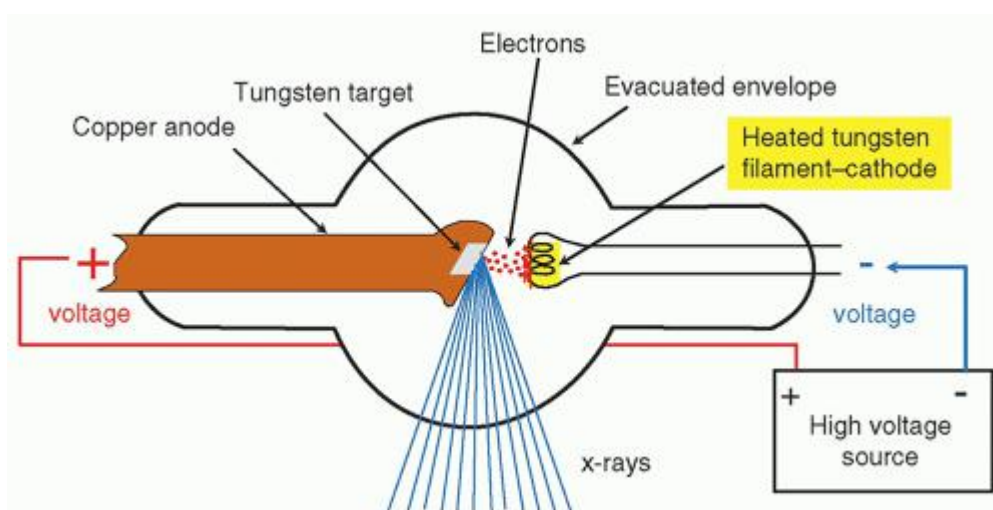


Рис. 1.3. Схема джерела рентгенівського випромінювання.

Приймач рентгенівського випромінювання (рис. 1.4) призначений для перетворення даних променів, що пройшли через досліджуваний об'єкт, у видиме зображення, яке буде зручним для спостереження і аналізу оператором [10].



Рис. 1.4. Схема приймача рентгенівського випромінювання.

До складу приймача входить:

1. Детектор рентгенівського випромінювання, що перетворює у видиме зображення рентгенівське зображення;
2. Пристрої та (або) програмні засоби для підвищення якості рентгенівського зображення, до них відносяться рентгенівські растри і програми пре- та постпроцесінгу;
3. Пристрої та (або) програмні засоби для ідентифікування рентгенівського зображення, що визначають проекцію зйомки і прив'язують до нього дані пацієнта;
4. Пристрої та (або) програмні засоби для аналізу і опису рентгенівських зображень;
5. Пристрої та (або) програмні засоби для збереження і передачі рентгенівських зображень.

1.2. Реєстрація рентгенівських зображень за допомогою цифрових систем

Цифрові системи дозволяють одержувати зображення на протязі декількох секунд при мінімальних дозах. Такі зображення можна обробляти та відображати найрізноманітнішими способами [1].

Основною відмінністю плівкових та цифрових систем є використання замість плівки цифрового приймача рентгенівських зображень. До складу типової цифрової рентгенівської системи (рис. 1.5), окрім джерела рентгенівського випромінювання та приймача зображення, входять ще комп'ютери та монітори, на їх основі побудовані автоматизовані робочі місця (АРМ) рентгенлаборанта та лікаря-рентгенолога [1].

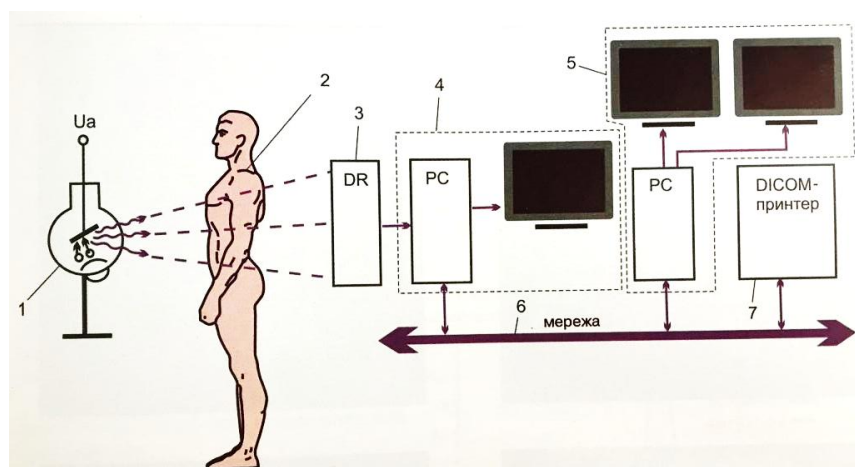


Рис. 1.5. Склад типової цифрової рентгенівської системи: 1 – джерело рентгенівського випромінювання; 2 – пацієнт; 3 – цифровий приймач; 4 – АРМ рентгенлаборанта; 5 – АРМ лікаря-рентгенолога; 6 – комп'ютерна мережа; 7 – зовнішні DICOM-пристрої, зокрема DICOM-принтер.

Достатньо важливим елементом цифрової рентгенівської системи є комп'ютерна мережа, що не тільки поєднує автоматизовані робочі місця, а ще й дозволяє підключити до них зовнішні пристрої, які використовують стандарт DICOM-3. Крім цього, мережа забезпечує вихід у зовнішні мережі [11].

Із позиції дотримання принципу ALARA, якість будь-якого приймача рентгенівського випромінювання залежить від повноти використання рентгенівського потоку, що падає на нього, який несе сигнал зображення та рівня власних шумів, що додаються приймачем до шумів вхідного рентгенівського потоку. В сумі дані умови визначають

як велике співвідношення сигнал/шум на рентгенівському зображенні. Чим більше дане співвідношення, тим візуально чистіше та зручніше зображення для діагностики. У такому співвідношенні рівне значення мають обидві компоненти [1].

Сигнал, тобто сформоване приймачем зображення, характеризується детальністю по обох координатах та контрастністю. Детальність зображення може вимірюватись в парах ліній на міліметр. Якщо частини зображення представити як суму різних по положенню в просторі та яскравістю періодичних (синусоїдальних) смуг, то можна говорити про застосування просторового перетворення Фур'є. Просторовий період цих смуг, їхня інтенсивність та орієнтація у площині визначають двовимірний спектр Фур'є [1].

$$S(\omega_x, \omega_y) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} B(x, y) e^{-i(\omega_x x + \omega_y y)} dx dy, \quad (2)$$

де ω_x, ω_y – просторові частоти, що вимірюються в парах ліній на міліметр;

$B(x, y)$ – яскравість перетворюваного зображення.

Чіткі зображення, що мають великий вміст інтенсивних дрібних деталей мають широкий спектр із значим рівнем високочастотних складових (рис. 1.6а). Двовимірний спектр розмитих та нечітких зображень (рис. 1.6б) групується на початку координат, із швидким спадом інтенсивності високочастотних складових [11].

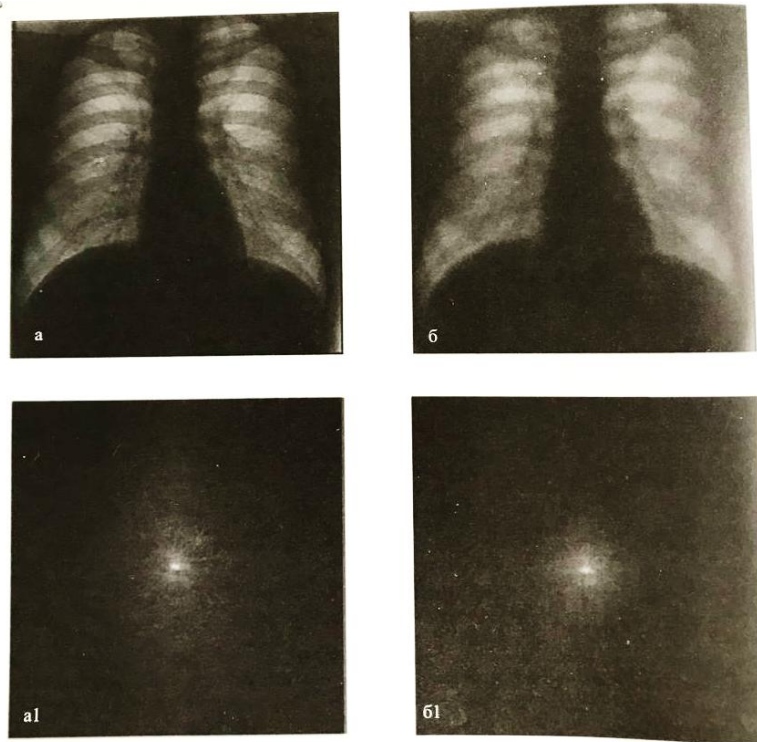


Рис. 1.6. Двовимірні спектри чіткого (а, а1) та розмитого (б, б1) зображень.

Зображення $B(x, y)$ розкладається на спектральні складові шляхом перетворення (2). Його знову можна скласти із утворюючих спектр $S(\omega_x, \omega_y)$ складових

$$B(x, y) = \frac{1}{4\pi^2} \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} S(\omega_x, \omega_y) \cdot e^{i(\omega_x x + \omega_y y)} d\omega_x d\omega_y, \quad (3)$$

Отже, саме зображення $B(x, y)$ та його двовимірний спектр Фур'є $S(\omega_x, \omega_y)$ містять ідентичну інформацію про зображення, але представляють її по-різному [5].

Контрастність сформованого рентгенівського зображення залежить від ступеня поглинання м'якими тканинами та кістками пацієнта рентгенівських квантів. Її можна описати законом розподілу. Цей закон показує який відсоток площі займає зображення та чи інша яскравість. Часто даний закон називають гістограмою яскравості, що точно відображає зміст його графічного представлення [12].

Гістограма яскравості зображень, що наведені на рис. 1.6, містить (рис. 1.7) вузькі викиди на початку координат та рівномірну складову.

Викиди на початку координат показують наявність на зображеннях темних плям, які рівномірні за яскравістю. Положення викиду по осі абсцис показує яскравість плям, а величина викиду – сумарну площу плям. Рівномірна складова гістограми показує наявність плавних просторових переходів яскравості на зображеннях [5].

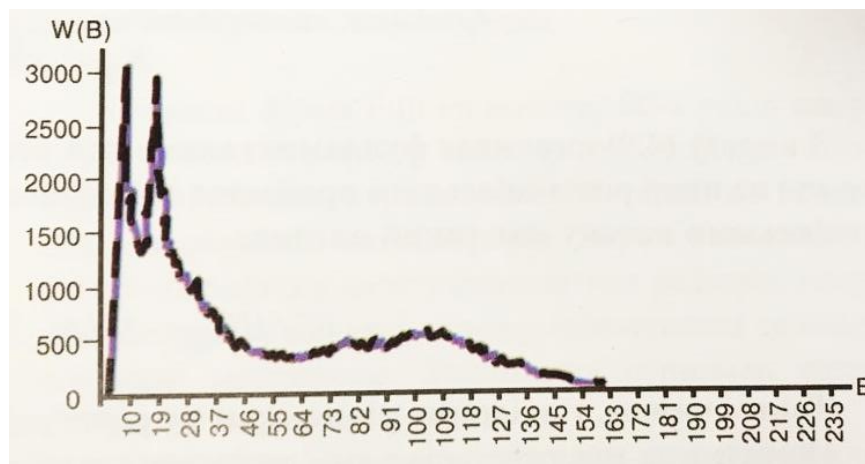


Рис. 1.7. Гістограма яскравості зображень: ---- чіткого, - - - розмитого.

Якщо контраст плям буде однаковим на зображеннях (рис. 1.6a1; 1.6b1), так як і площа однаково яскравих плям, то гістограми зображень будуть близькі, попри істотні відмінності самих зображень.

Шуми мають різну природу на рентгенівському зображенні. Серед найбільш поширених в природі шумів виділяють два основні класи, що можна описати гаусівським розподілом та розподілом Пуассона [5].

Для гаусівського розподілу фізична величина мусить мати безперервні позитивні та негативні симетричні значення щодо середньої величини, нуля в тому числі.

Прикладом можуть бути випадкові відхилення точок потрапляння стріли у мішень відносно центру чи відхилення атому у кристалічній решітці від середнього положення під час теплових коливань [2]. Закон розподілу Гауса описується такою формулою:

$$W(u) = \frac{1}{\sqrt{2\pi}\sigma} e^{-\frac{(u-u_0)^2}{2\sigma^2}}, \quad (4)$$

де u – величина, що досліджується;

u_0 – середнє значення величини, що досліджується;

σ – середньоквадратичне відхилення.

Значення кривих (рис. 1.8) графіку гаусівського розподілу (4) симетрично спадають відносно середнього значення u_0 . Від середньоквадратичного відхилення σ залежить швидкість спадання.

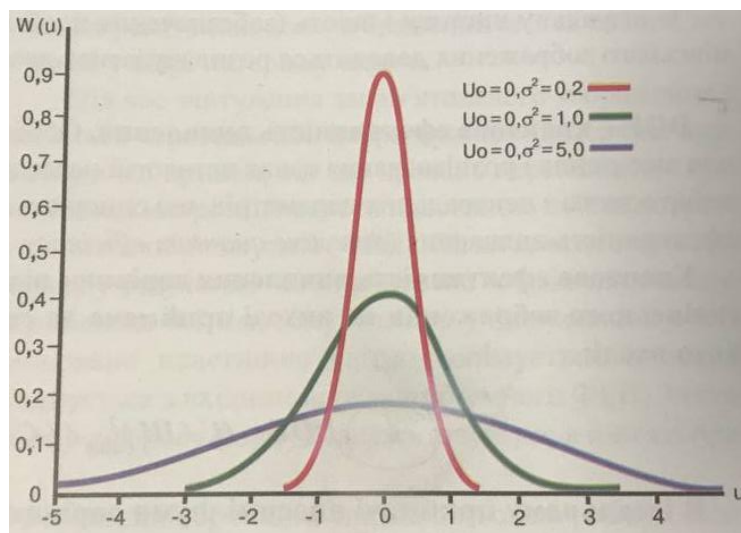


Рис. 1.8. Криві графіку розподілу Гауса.

Фізична величина, яка описується розподілом Пуассона, може набувати лише позитивних цілих значень.

Прикладом розподілу Пуассона можуть бути випадкові зміни числа рентгенівських квантів, які потрапили на суміжні ділянки рентгенівської плівки; відхилення кількості електронів, які пройшли крізь напівпровідниковий діод за одиницю часу [5]. Математичне формулювання закону розподілу Пуассона має вигляд:

$$W(u) = \frac{U_0^u e^{-U_0}}{u!}, \quad (5)$$

де u – величина, що досліджується;

U_0 – середнє значення величини, що досліджується;

Хорошою властивістю даного розподілу є рівність середнього значення квадрату середньоквадратичного відхилення σ_p .

$$U_0 = \sigma_p^2, \quad (6)$$

Графіки кривих (рис. 1.9) розподілу Пуассона (5) йдуть з початку координат та несиметрично спадають відносно середнього значення.

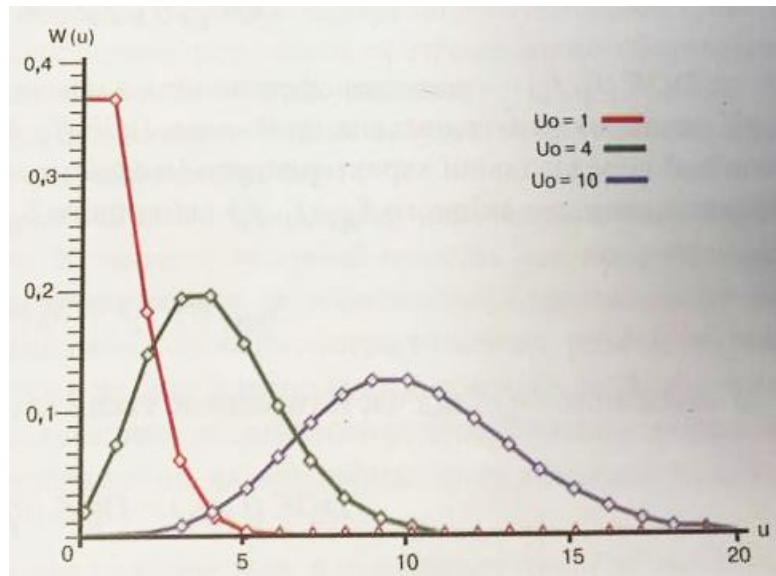


Рис. 1.9. Криві графіку розподілу Пуассона.

Випадкові зміни кількості квантів в рівномірному потоці підпорядковуються пуассонівському розподілу як за часом, так і за простором [1].

При цьому середньоквадратичне відхилення $\sigma_p = N_{ш}$, яке характеризує рентгенівський шум, кількість рентгенівських квантів відносно середнього значення $U_0 = N$, тобто щільності рентгенівського потоку, згідно з виразом (6), буде дорівнювати

$$N_{ш} = \sqrt{N}, \quad (7)$$

З формули (7) випливає фундаментальне положення для всієї рентгенівської техніки: на вході рентгенівського приймача співвідношення сигнал/шум для рівномірного рентгенівського потоку має вигляд

$$(C/Ш)_{ВХ} = N/N_{Ш} = \sqrt{N}, \quad (8)$$

Отже, у вхідному рентгенівському потоці уже існують шуми [5].

Якщо помістити між рентгенівським приймачем та приймачем досліджуваного пацієнта то отримаємо рентгенівське зображення з меншим значенням співвідношення сигнал/шум в порівнянні із співвідношенням сигнал/шум вхідного потоку, який створюється рентгенівським джерелом [2].

За візуальну якість та чистоту рентгенівського зображення розплачуються дозовим навантаженням на пацієнта.

DQE – квантова ефективність виявлення. Важливість співвідношення сигнал/шум для виявлення та розпізнавання ознак патологій на рентгенівських зображеннях зумовила появу даного параметру. Ця величина описує якість рентгенівських приймачів [2].

Квантова ефективність виявлення рівна відношенню співвідношень сигнал/шум на виході приймача до сигнал/шум на вході:

$$DQE = (C/Ш)_{ВИХ}^2 / (C/Ш)_{ВХ}^2, \quad (9)$$

У ідеальному приймачі шуми, що вносяться, дорівнюють нулю, а перетворення ніяк не погіршують співвідношення сигнал/шум на будь-якій просторовій частоті, тобто:

$$DQE_{ID}(f_x, f_y) = 1, \quad (10)$$

де $DQE(f_x, f_y)$ – це квантова ефективність виявлення, яка є частотно залежним параметром.

В реальних рентгенівських приймачах $DQE(f_x, f_y) < 1$.

1.3. Методи рентгенівської візуалізації

Основним засобом для обстеження органів грудної клітини є рентгенографія. Також, для цього застосовують рентгеноскопію та комп'ютерну томографію. Проте через підвищене радіаційне навантаження на пацієнта останні методи використовують тільки для залишкового підтвердження діагнозу [4].

1.3.1. Рентгенографія

Рентгенографія – це перший метод медичної візуалізації, який дозволив отримувати зображення тканин та органів, дослідити їх за життя людини. Даний метод діагностики був відкритий у 1895 році німецьким фізиком Вільгельмом Конрадом Рентгеном, що зареєстрував властивість рентгенівського випромінювання затемнювати фотопластинку [12].

Рентгенографія заснована на властивості тканин людського організму пропускати і відображати рентгенівські промені. З допомогою спеціального рентген-обладнання дані промені просвічують досліджувану ділянку тіла пацієнта і проєктують зображення на плівку чи цифровий носій.

Цифровий рентген – це сучасний метод променевої діагностики, у якому рентгенівське зображення оцифровується (рис. 1.10).



Рис. 1.10. Цифровий рентгенограф.

Цифрова рентгенографія вперше стала реальністю наприкінці 1980-х рр., коли доктором Francis Mouyen була створена система RadioVisioGraphy (RGV). Система схвалена американською Food and Drug Administration [10].

Цифрові рентгенівські системи складаються з двох основних компонент: електронного сенсора (або детектора, датчика), перетворювача аналогового сигналу цифрового, комп'ютера і монітора для демонстрації зображення [12].

Перший компонент є сенсором високої роздільної здатності з активною зоною, яка за розміром аналогічна традиційній плівці для прицільних знімків. Однак можливі незначні відхилення по довжині, ширині та товщині, залежно від системи. Сенсор захищений від шкідливої дії рентгенівських променів оптоволоконною оболонкою і може бути стерилізований холодним методом [12].

Другий компонент прямої цифрової системи складається з відеомонітора та пристрою обробки зображення. Після надходження зображення в перетворювач воно оцифровується і архівується комп'ютером. Пристрій збільшує зображення для негайної передачі на екран монітора; також є можливість створювати кольорові зображення,

виводити на екран кілька знімків одночасно. Так як зображення оцифроване, можливі подальші маніпуляції: збільшення, зміна контрастності, оборотність кольору. Також доступна функція зміни фокусної відстані, вона дозволяє збільшити частину зображення до розміру на весь екран.

Переваги цифрової рентгенографії.

Завдяки підвищеній чутливості детекторів зображення систем цифрової рентгенографії до квантів рентгенівських променів покращується як якість зображення, а й, що особливо важливо, з'являється можливість значного зниження променевого навантаження під час дослідження [4].

Можливість подальшої обробки цифрових зображень – основна перевага всіх цифрових систем. За допомогою електронної обробки можна якісно оптимізувати зображення. Змінюючи контрастність, яскравість, підкреслення контурів деталей зображення, використовуючи різні фільтри для усунення шумів та перешкод, можливе покращення візуалізації різних структур та тканин. Помилки при експонуванні значно зменшуються, оскільки майже всі результати експонування можуть бути виправлені подальшою обробкою зображення. Таким чином, обробка зображень – це приведення зображення до вигляду, що максимально полегшує його аналіз лікарем [4].

За потреби цифрове зображення у вигляді електронних даних можна постійно або тимчасово зберігати на магнітних або оптичних дисках, передавати електронним ланцюгом, використовуючи комп'ютерні мережі.

Поява цифрових систем зображення надає нові можливості керування зображеннями та інформацією. Наприклад, значно полегшується, порівняно з традиційними архівами рентгенограм, зберігання та вилучення діагностичних зображень з електронного архіву (на оптичних дисках). Один і той самий знімок може одночасно

переглядатися у різних відділеннях лікарні, значно полегшується консультування знімків. Цифрові системи дозволяють передавати зображення на далекі відстані, зокрема з віддалених медичних установ первинної ланки в центральні.

1.3.2. Рентгеноскопія

Рентгеноскопія (просвічування) – метод рентгенологічного дослідження, у якому з допомогою рентгенівських променів отримують позитивне зображення досліджуваного об'єкта на флюоресцентному екрані (рис. 1.11). При рентгеноскопії щільні ділянки об'єкта (кістки, сторонні тіла) виглядають темними, менш щільні (м'які тканини) – світлішими [10].



Рис. 1.11. Цифровий рентгеноскопічний комплекс.

Головною перевагою рентгеноскопії є факт дослідження у реальному масштабі часу. Це дозволяє оцінити не тільки структуру органу, а й його зміщувальність, скоротливість чи розтяжність, проходження контрастного речовини, наповненість. Метод також дозволяє досить швидко оцінити локалізацію деяких змін за рахунок обертання об'єкта дослідження під час просвічування. Рентгеноскопія дозволяє контролювати проведення деяких інструментальних процедур – постановка катетерів, ангіопластика, фістулографія [10].

Головними відмінностями цифрової рентгеноскопії є використання сучасних детекторів рентгенівського випромінювання і можливість проводити цифрову обробку рентгенівського зображення з одночасним його виведенням на екран монітора або пристрій запису зображення [11]. З приходом цифрових технологій зникли 3 основних недоліки властиві традиційної рентгеноскопії:

1. Відносно висока доза опромінення порівняно з рентгенографією – сучасні малодозові апарати залишили цей недолік у минулому. Використання режимів імпульсної скопії додатково знижує дозове навантаження до 90%.
2. Мала просторова роздільна здатність – на сучасних цифрових апаратах дозвіл у режимі скопії лише трохи поступається роздільній здатності в рентгенографічному режимі. В даному випадку визначальне значення має можливість спостерігати функціональний стан окремих органів (серце, легені, шлунок, кишечник) «в динаміці».
3. Неможливість документування досліджень – цифрові технології обробки зображень дають можливість збереження матеріалів дослідження як покадрово, так і у вигляді відеоряду. Отримані зображення можуть бути поміщені у мережеве сховище.

Рентгеноскопію проводять головним чином при рентгенодіагностиці захворювань внутрішніх органів, розташованих у черевній та грудній порожнинах, за планом, який лікар-рентгенолог складає перед початком дослідження. Іноді так звану оглядову рентгеноскопію застосовують при розпізнаванні травматичних пошкоджень кісток для уточнення області рентгенографії [2].

1.3.3. Комп'ютерна томографія

Комп'ютерна томографія – це метод візуальної діагностики, який використовує дію рентгенівських променів. Такий тест дозволяє отримати зрізи досліджуваних органів та їх 3D-візуалізацію. Томограф (рис. 1.12) застосовується для виконання комп'ютерної томографії і зображення, яке отримане з його допомогою, називають томограмою. Вперше цей спосіб інструментальної діагностики винайшли у 1972 році Хаунсфілд та Кормак, їх нагородили за цю розробку Нобелівською премією у 1979 році [3].



Рис. 1.12. Комп'ютерний томограф.

Комп'ютерний томограф складається із трьох основних елементів: столу, пульта оператора та сканера. В процесі даного методу діагностики джерело вузького пучка рентгенівських променів разом з цифровим приймачем рентгенівського випромінювання синхронно обертаються навколо об'єкту дослідження. Приймач являє собою один, або декілька рядів напівпровідникових чи газових детекторів. Кількістю рядів детекторів визначається кількість досліджуваних шарів об'єкту [13]. На основі даних, що одержали за допомогою детекторів під різними кутами, комп'ютер розраховує щільність об'єкту в кожній

ділянці шару та створює зображення зрізу, який досліджується. Яскравість кожної ділянки зображення пропорційна щільності об'єкту. Зображення відображається у 2D або 3D технології.

За допомогою комп'ютерної томографії стало можливим уникнути суперпозиції і сумачії окремих елементів об'єкту методом виділення для дослідження тонкого шару – зрізу. Томографічний зріз виділяють за допомогою щілинних коліматорів, що створюють тонкий віялоподібний пучок рентгенівського випромінювання, який здатен охоплювати увесь об'єкт на заданому рівні. Товщину пучка променів та шару можна змінювати при необхідності від 1 до 10 мм [3].

При потребі дослідження на КТ можна проводити із контрастною речовиною, це надає точну картину патологічних змін. Перед обстеженням пацієнту вводять контрастний препарат на основі йоду. Патологічні ділянки, що його поглинають, у результаті стають краще помітними на знімку.

1.3.4. Спіральна комп'ютерна томографія

При звичайній комп'ютерній томографії одноразове сканування дозволяє одержати зображення одного шару, включення трубки та цикл сканування повторюється після кожного зміщення столу [1].

При спіральній комп'ютерній томографії відбувається безперервний рух трубки навколо зони, що досліджується, при рівномірному паралельному переміщенні столу з пацієнтом у повздовжньому напрямку. Траєкторія руху рентгенівської трубки відносно досліджуваного об'єкта та площина сканування набувають форми спіралі (рис. 1.13). Швидка ротація трубки, яка працює у безперервному режимі випромінювання, суттєво знижує час сканування. Це спрощує обстеження пацієнтів, що не можуть надовго затримувати дихання і довго перебувати у томографі [4]. Висока швидкість сканування дозволяє одержувати зображення із меншими артефактами

від фізіологічних рухів. Нова технологія також покращила якість зображення рухомих органів грудної клітки та черевної порожнини. Спиральна комп'ютерна томографія робить можливим сканування усього об'єкту при одноразовій затримці дихання, це виключає можливість «випадіння» патологічного вогнища із шару сканування. Це забезпечує краще виявлення малих вогнищевих утворень у паренхіматозних органах [4].

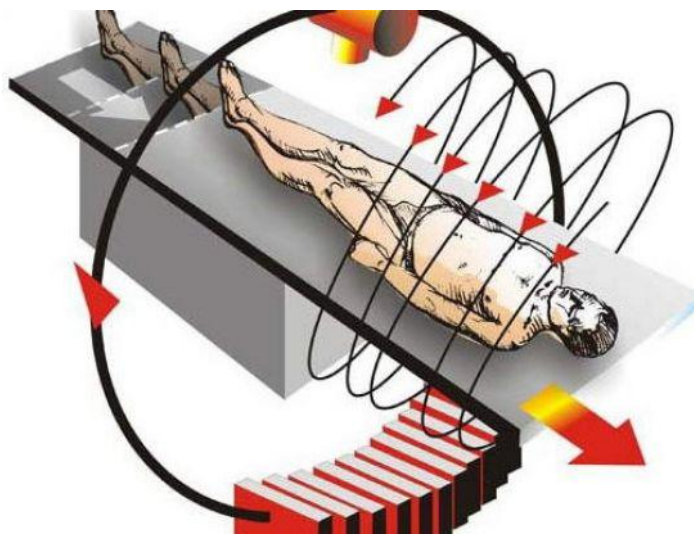


Рис. 1.13. Схема руху рентгенівської трубки та столу з пацієнтом у спіральному томографі.

У спіральній комп'ютерній томографії вводиться поняття «детекторний пітч». Детекторний пітч – це відстань, що проходить стіл під час здійснення трубкою обертання на 360° , поділена на колімацію (товщину) пучка променів. Для прикладу, якщо стіл зміщується на 5 мм під час одного оберту трубки з колімацією пучка 5 мм, то пітч $P = 5 \text{ мм} / 5 \text{ мм} = 1$. Пітч впливає і на якість зображення, і на дозу опромінення пацієнта [1].

$P = 1$: пучки рентгенівських променів являються суміжними для суміжних томографічних зрізів.

$P > 1$: пучки рентгенівських променів не являються суміжними для суміжних томографічних зрізів; це означає, що існують проміжки

між пучками рентгенівських променів та частина тканин між ними залишається неопроміненою.

$P < 1$: пучки рентгенівських променів перекривають одне одного; це означає, що тканини суміжних зрізів опромінюються більше одного разу в процесі одного сканування.

Отже, $P > 1$ призводить і до зменшення дози опромінення пацієнта, і до якості зображення. $P < 1$ призводить до вищої якості, збільшуючи дозу опромінення пацієнта [1].

1.3.5. Конусно-променева томографія

Конусно-променева комп'ютерна томографія — це рентгенівський метод дослідження, що виконується за допомогою томографа та дозволяє отримати тривимірне зображення обстежуваного об'єкта. Шкода конусно-променевої комп'ютерної томографії для організму мінімальна, оскільки доза опромінення отримана при діагностиці складає близько 50-130 мікрозіверт. Для порівняння, природний радіаційний фон складає біля 1000 мікрозіверт на рік, а гранично допустимою дозою для життя людини вважають 5000 мікрозіверт на рік [15].

У 1998 році Mozzo P, Procacci C et al (Кафедра медичної фізики, Верона, Italy) представили перший комп'ютерний томограф, в основі роботи якого застосували принцип конусного променя. Метою даної роботи було представлення нового типу апарату об'ємної комп'ютерної томографії, що використовує техніку конусного променя на заміну традиційного віялового. Даний томограф був призначений для досліджень черепно-щелепно-лицевої ділянки, зокрема, для планування імплантації [1].

У конусно-променевих томографах використовують такі ж динамічні приймачі як і у рентгеноскопії та цифровому томосинтезі.

Така назва збереглась за цими томографами з того часу, коли рентгенівські електронно-оптичні перетворювачі із вхідним полем у вигляді кола застосовувались як приймач. Рентгенівський промінь, що узгоджувався з таким полем, мав вигляд конуса. Динамічні приймачі, які використовують сьогодні, мають вхідне поле у вигляді прямокутника. Рентгенівський промінь, що узгоджується з таким полем, утворює піраміду, тому правильніше називати цей вид томографів пірамідально-променевими [1].

За конструкцією конусно-променеві томографи схожі на спіральні томографи із малим полем. Застосування стандартних динамічних приймачів з максимальним полем 43×43 см при симетричному відносно джерела та приймача положенні пацієнта обмежує розміри досліджуваної ділянки в вигляді циліндру діаметром 22 см та довжиною 22 см (рис. 1.14). В разі переміщення пацієнта ближче до приймача розмір досліджуваної ділянки може збільшитись до діаметру 30 см та довжини 30 см [1].

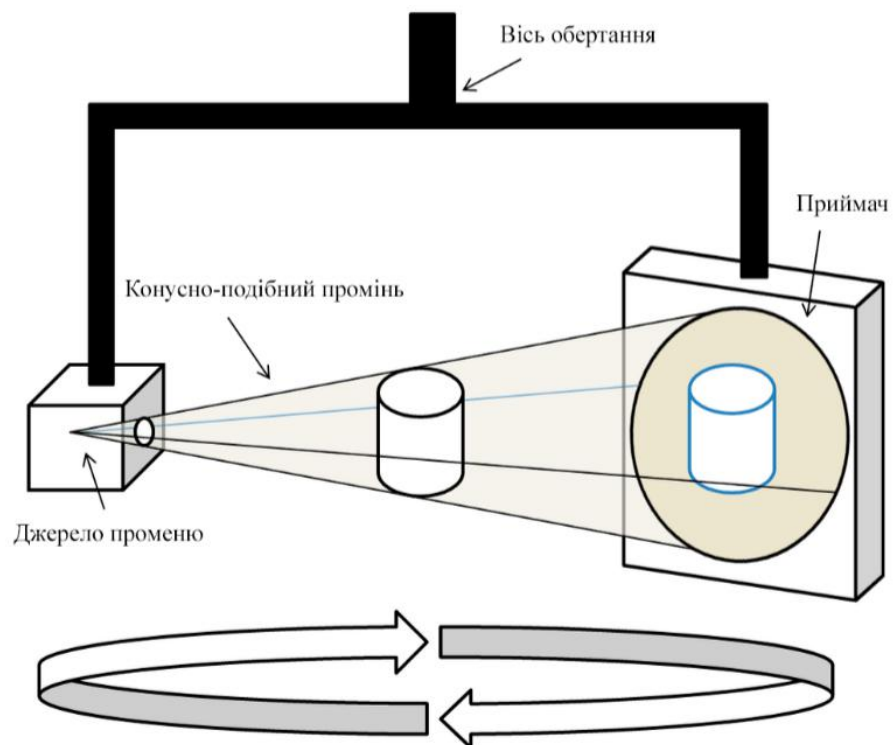


Рис. 1.14. Принцип роботи конусно-променевого комп'ютерного томографа.

Мале робоче поле приймача обмежує ділянку застосування даних томографів та стимулює розробку приймачів із розміром вхідного поля більше за 43×43 см. Під час використання приймачів 86×43 см розмір досліджуваної ділянки збільшується до діаметру 60 см, який відповідає розміру досліджуваної ділянки традиційних КТ, та довжини ділянки 30 см, яка ширша, ніж у традиційних томографів [1]. У даному варіанті зберігаються усі переваги систем на динамічних приймачах:

1. можливість працювати у куті $< 360^\circ$, а це потенційно зменшує дозові навантаження на пацієнта;
2. можливість виконувати дослідження за один прохід, це спрощує обстеження;
3. можливість використовувати звичайні рентгенівські трубки і високовольтні пристрої живлення у режимі імпульсної скопії, це зменшує ціну устаткування;
4. можливість виробляти універсальні діагностичні системи, які працюють у режимах рентгенографії, рентгеноскопії та конусно-променевої томографії.

Висновок до розділу:

Тобто, із усіх наведених методів рентгенівської діагностики, комп'ютерна томографія є найбільш ефективною для дослідження кісток та структури внутрішніх органів. Зі збільшенням робочого поля приймача конусно-променевий томограф стане кращим варіантом для таких досліджень, так як багаторазово зменшується дозове навантаження на пацієнта у порівнянні із традиційним КТ. В систему конусно-променевої томографії прийшов унікальний алгоритм розрахунку зображень томографічних зрізів, цифрові динамічні приймачі та недороге традиційне рентгенівське обладнання.

Розділ 2. Конусно-променева комп'ютерна томографія

2.1. Використання конусно-променевої томографії у медицині

В даний час КПКТ є широко використовуваним інструментом для кількох стоматологічних застосувань, таких як планування імплантації, кінцева одонтія, щелепно-лицева хірургія та ортодонтія.

Обладнання для створення зображень.

Рентгенівська трубка.

Основний принцип: рентгенівське випромінювання генерується в трубці, що містить електричне коло з двома протилежно зарядженими електродами (тобто катодом і анодом), розділеними вакуумом (рис. 2.1) [7].

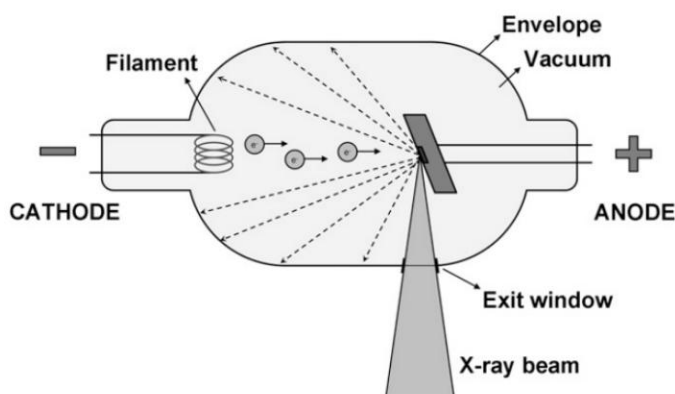


Рис. 2.1. Спрощена схема рентгенівської трубки. Струм нагріває нитку на катоді, що призводить до вивільнення електронів (e^-) через термоелектронний ефект. Ці електрони прискорюються до анода за допомогою високої різниці потенціалів (кВ).

Через зіткнення електронів з анодною мішенню утворюється рентгенівське випромінювання. Лише рентгенівські промені, що йдуть у потрібному напрямку для зображення, можуть вийти з трубки; інші рентгенівські промені блокуються на межі трубки (штриховані стрілки).

Катод складається з нитки, яка нагрівається під час протікання електричного струму, викликаючи вивільнення електронів через ефект, відомий як термоелектронна емісія [7]. Через високу напругу між катодом і анодом ці вивільнені електрони будуть прискорюватися до

анода, стикаючись з ним на високих швидкостях у місці, яке називається фокальною плямою. В ідеалі ця фокальна пляма має розмір точки, але типові фокальні плями при КПКТ мають ширину 0,5 мм; розмір фокусної плями є одним із визначальних факторів різкості зображення. Анод складається з матеріалу високої щільності (наприклад вольфраму), який стикається з вхідними електронами. Енергія, що утворюється через це зіткнення в основному втрачається у вигляді тепла, але невелика частина перетворюється на рентгенівське випромінювання через ефект, відомий як гальмівне випромінювання. Рентгенівське випромінювання випромінюється в усіх напрямках, але поглинання всередині анода та корпусу трубки призводить до того, що промінь виходить із трубки перпендикулярно пучку електронів. Поверхня анода злегка нахилена, щоб максимізувати потік рентгенівського випромінювання, що виходить через вихідне вікно трубки [7].

Щоб обмежити зону опромінення пацієнтів до необхідної для збору даних, промінь колімується шляхом блокування рентгенівських променів, які не проходять через сканований об'єм. Це виконується за допомогою коліматора зі свинцевого сплаву, який має отвір (зазвичай прямокутний) для проходження рентгенівських променів. Більшість систем КПКТ мають кілька заздалегідь визначених розмірів поля зору (FOV), тому коліматор матиме кілька попередньо визначених отворів відповідно до розмірів FOV. З іншого боку, кілька апаратів КПКТ мають вільно регульовану колімацію вздовж z-напрямку, що дозволяє використовувати кут зору будь-якої висоти [7].

Основний принцип роботи рентгенівської трубки однаковий для кожного рентгенографічного методу з використанням рентгенівських променів. Відмінності між трубками, які використовуються для двовимірної (2D) радіографії та сканування КТ і КПКТ, головним чином виявляються в розмірі вихідного вікна (тобто колімації), діапазоні факторів експозиції та величині фільтрації променя [3].

Рентгенівський спектр і параметри трубки: Промінь, випромінюваний рентгенівською трубкою, є поліенергетичним і складається з фотонів, енергія яких змінюється вздовж безперервного спектру. Рентгенівський спектр, як показано на рис. 2.2, показує відносну кількість випромінюваних фотонів як функцію енергії фотонів. Спектри діагностичних рентгенівських трубок мають суцільну форму з декількома гострими характерними піками. Щоб зрозуміти чинники, що лежать в основі, і важливість спектра рентгенівського випромінювання, необхідно розглянути більш детально виробництво рентгенівського випромінювання через зіткнення електронів з анодом [7].

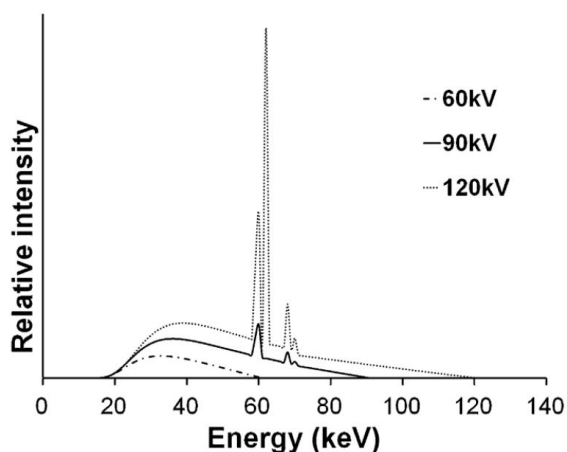


Рис. 2.2. Приклади рентгенівських спектрів для трьох лампових напруг. Фільтр алюмінієвий 2,5 мм у всіх корпусах. Спектральні криві були побудовані з використанням даних Берча та Маршалла.

Більшість фотонів у пучку рентгенівського випромінювання є результатом ефекту гальмівного випромінювання. Гальмівне випромінювання виникає в рентгенівській трубці, коли електрони, які вивільняються з катода та прискорюються до анода, взаємодіють з матеріалом анода, що певною мірою сповільнює електрон. Відповідно до закону збереження енергії, втрата кінетичної енергії електрона частково компенсується вивільненням фотонів рентгенівського випромінювання [1]. Енергетичний спектр гальмівного випромінювання

є безперервним і коливається від 0 кеВ (без уповільнення) до максимального значення (повне уповільнення). За відсутності фільтрації кількість фотонів зменшується зі збільшенням енергії. Максимальна енергія визначається потенціалом трубки, тобто напруга 90 кВ між катодом і анодом призводить до максимальної енергії рентгенівського випромінювання 90 кеВ [2].

Спектр гальмівного випромінювання послаблюється внутрішньою (власною) і зовнішньою (додатковою) фільтрацією. Перед тим, як вийти з рентгенівської трубки, рентгенівські фотони будуть взаємодіяти з корпусом трубки, під час чого переважно низькоенергетичні фотони поглинаються. Додаткова фільтрація у вигляді металевих листів додається, щоб більшість низькоенергетичних фотонів не залишала трубку, оскільки ці фотони мають високу ймовірність бути поглиненими пацієнтом [7]. КПКТ зазвичай використовує алюмінієву або мідну фільтрацію з товщиною, еквівалентною алюмінію, від 2,5 до 10 мм. Рентгенівський спектр змінюється з товщиною фільтра; середня або ефективна енергія збільшується зі збільшенням товщини фільтра, як показано на рис. 2.3.

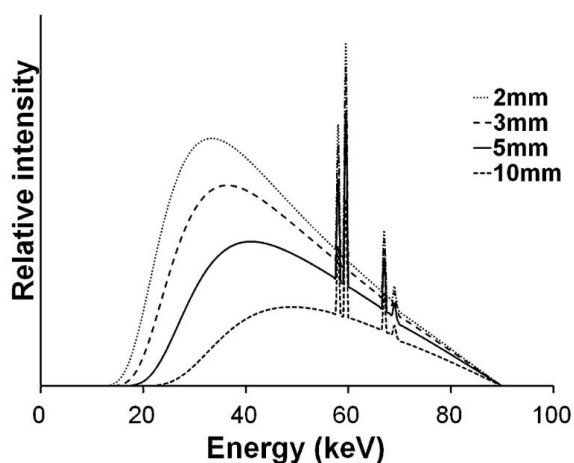


Рис. 2.3. Зміна рентгенівського спектру, викликана товщиною алюмінієвого фільтра. Ці спектри були розраховані за Бірчем і Маршаллом. Напруга трубки становить 90 кВ.

Дискретні піки, що з'являються в рентгенівському спектрі, є результатом характеристичного рентгенівського випромінювання, яке виникає, коли взаємодія електронного променя з атомом анода призводить до викиду електрона у внутрішню оболонку. Вакантне місце заповнюється електроном із зовнішньої оболонки, що призводить до вивільнення фотонів з енергією, що відповідає різниці в енергії між енергетичними станами оболонок. Тому ці фотони мають специфічні кванти енергії, характерні для матеріалу анода [7].

На відміну від напруги в трубці, струм трубки (mA) і час експозиції прямо пропорційні кількості фотонів рентгенівського випромінювання, що виходять з трубки, і, отже, дозі радіації. mA та час експозиції часто об'єднують як продукт (mAs), який, таким чином, також лінійно пропорційний дозі. Будь-які зміни, внесені до mAs, не впливають на максимальну або середню енергію рентгенівського променя [7].

Гентрі.

У більшості стоматологічних систем КПКТ використовується фіксований C-подібний кронштейн (тобто установка, у якій рентгенівська трубка та детектор з'єднані за допомогою обертового C-подібного кронштейна), який зазвичай обертається в горизонтальній площині, що дозволяє пацієнту сидіти та/або стояти (рис. 2.4). Щоб розташувати поле зору відповідно до області інтересу (ROI), зазвичай можливе обмежене переміщення C-дуги в межах цієї площини, а також рух вгору-вниз, особливо для сканерів із малим кутом огляду. У деяких сканерах використовується положення пацієнта лежачи на спині за допомогою C-подібної дуги або фіксованого гентрі, у якому трубка та детектор обертаються у вертикальній площині (рис. 2.4) [7].



Рис. 2.4. Різні типи порталів КПКТ. Зліва: сидяче положення пацієнта (3D Accuitomo® 170; J. Morita, Кіото, Японія). Посередині: положення пацієнта стоячи (WhiteFox®; Acteon Group, Merignac, Франція). Справа: положення пацієнта лежачи (NewTom® 5G, QR srl, Верона, Італія).

Сканери, що дозволяють позиціонувати пацієнта стоячи, які зазвичай також пристосовані для (інвалідних) крісел, займають не більше місця, ніж пристрій для панорамної рентгенографії. Сканери з вбудованим стільцем або столом займають більший простір [12].

Відстань від джерела до об'єкта (SOD) і відстань від об'єкта до детектора (ODD) значно відрізняються між сканерами. Разом із розміром фокусної плями SOD і ODD є важливими факторами, що визначають чіткість проєкційних зображень. Нечіткість країв зображення, спричинена цими геометричними факторами, називається «півтінь», латинський термін, який можна вільно перекласти як «майже тінь» (рис. 2.5). Більша SOD може призвести до більш різких зображень завдяки зменшенню розмиття фокусної плями, але менша SOD дає більше геометричне збільшення. Таким чином, існує компроміс між розмиттям фокусної плями та геометричним збільшенням, яке можна оптимізувати відносно інших факторів, таких як поле зору, розсіювання рентгеновського випромінювання та експозиція шкіри на вході. Крім того, коротші ODD (як і більші SOD) дозволяють використовувати менші площі детектора. З іншого боку, коротші ODD збільшують частку розсіяного випромінювання, що досягає детектора [7]. На практиці ODD

зазвичай є якомога коротшим, щоб зменшити розмиття фокусної плями та збільшити поле зору.

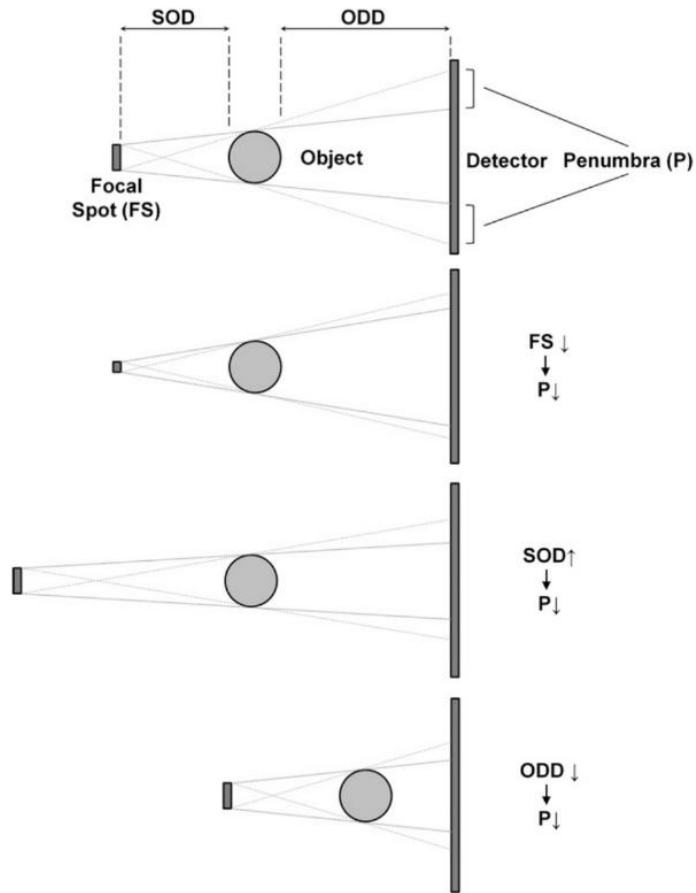


Рис. 2.5. Вплив розміру фокусної плями (FS), відстані від джерела до об'єкта (SOD) і відстані від об'єкта до детектора (ODD) на півтінь (P). Зверху вниз: менша фокусна пляма, більший SOD і менший ODD зменшують ширину півтіні, що збільшує чіткість зображення [7].

Отримання зображення.

Основні принципи.

Під час КПКТ рентгенівська трубка та детектор обертаються по круглій траєкторії (рис. 2.6).

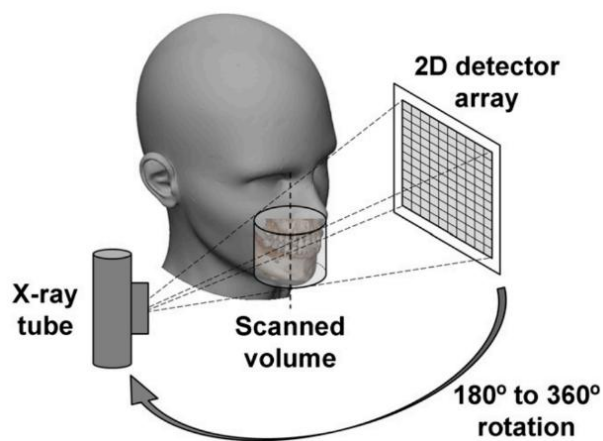


Рис. 2.6. Для отримання проєкційних зображень рентгенівська трубка і детектор рухаються одночасно навколо осі обертання. 2D, двовимірний.

Типовий час обертання коливається від 10 до 40 с, хоча існують швидші та повільніші протоколи сканування. Під час обертання рентгенівський промінь у формі конуса або піраміди створює кілька сотень 2D рентгенівських проєкцій (тобто необроблених даних), які отримує детектор (рис. 2.7). Потім ці проєкції можна реконструювати в тривимірне (3D) представлення сканованого об'єкта [14].

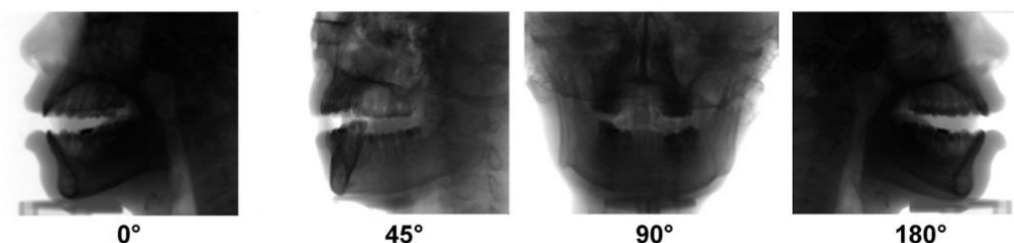


Рис. 2.7. Двовимірні проєкції під різними кутами. При постійному струмі трубки вищий загальний сигнал детектора отримується для бічних оглядів (0° і 180°), ніж для передніх/задніх оглядів (90°).

Візуалізація зображення.

Багатопланове переформатування.

Процес реконструкції конусоподібним променем створює 3D-матрицю, яку можна розглядати як серію 2D-зображень поперечного перерізу — аксіальний, сагітальний і корональний вигляд. Осьові

площини являють собою ряд зрізів зверху вниз в об'ємі. Сагітальні площини являють собою серію двовимірних зрізів зліва направо, а корональні площини являють собою серію двовимірних зрізів від передньої до задньої частини. У вікні багатоплощинного реформування ці три ортогональні планарні види пов'язані між собою лініями перетину або перехрестям, що забезпечує пряму орієнтацію та навігацію (рис. 2.8) [7].

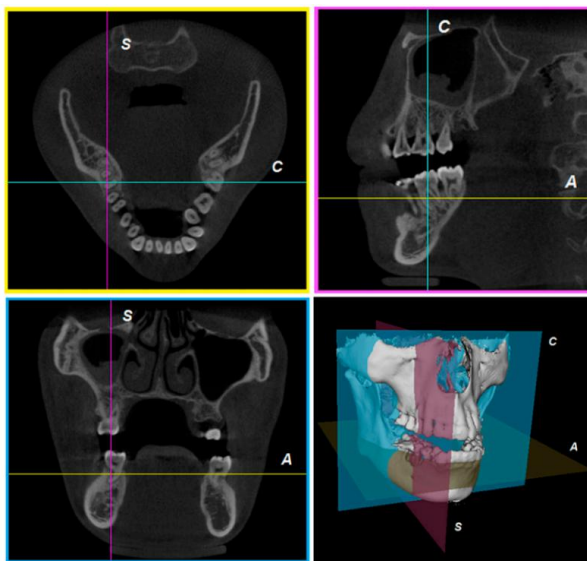


Рис. 2.8. Багатоплощинне реформування. А, С і S позначають лінії перетину, що відповідають аксіальній, корональній і сагітальній площинах відповідно.

Косе і вигнуте переформатування.

Після створення об'ємних зображень, окрім багатоплощинної реформації, коса реформація дозволяє користувачеві прорізати поле зору під будь-яким кутом (рис. 2.9).



Рис. 2.9. Косе реформування. Лінії в осьовій площині (ліворуч) позначають повернуті сагітальну (середню) і корональну (праворуч) площини.

Маніпуляцію для похилої реформації можна виконати або обертанням самого зображення, або обертанням ліній перетину (а також малювання нових ліній), як показано на рис. 2.10. Оскільки вокселі в похилих площинах не вирівнюються ні горизонтально, ні вертикально, похила реформація вимагає інтерполяції [7].

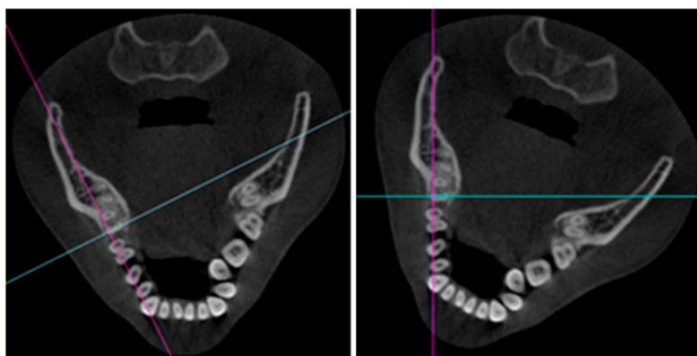


Рис. 2.10. Маніпулювання похилою реформацією шляхом обертання ліній перетину (ліворуч) або обертання самого зображення (праворуч).

Крім того, реформування може виконуватися вздовж кривої, намальованої вручну або автоматично. Найчастіше панорамна крива малюється вздовж зубної дуги, щоб створити серію синтетичних панорамних зображень зубів і кістки (рис. 2.11) [7].

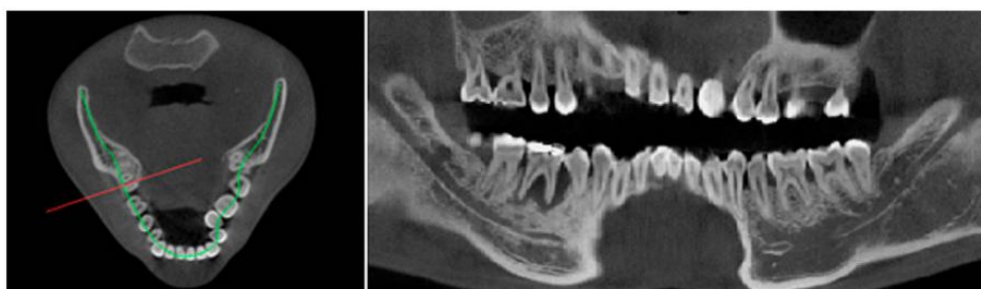


Рис. 2.11. Синтетичні панорамні зображення (справа) вздовж кривої, намальованої користувачем в осьовій площині (ліворуч).

На додаток до синтетичних панорамних зображень, зображення поперечного перерізу можуть бути отримані з ліній, перпендикулярних до панорамної кривої (рис. 2.12) [7].

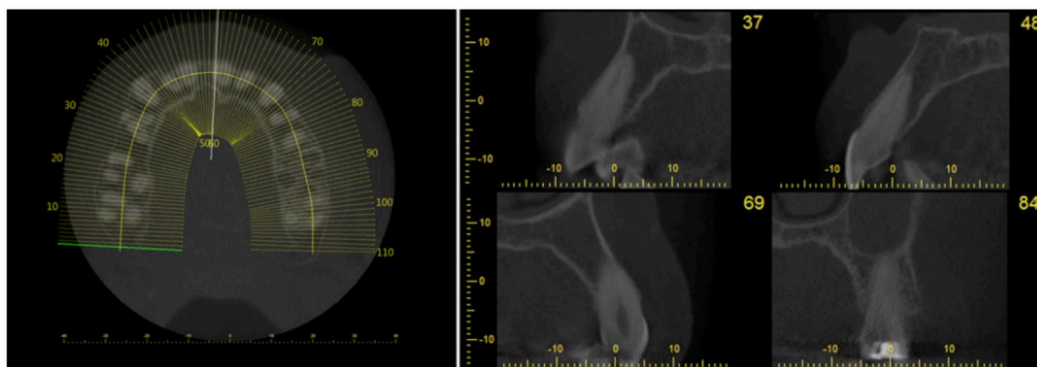


Рис. 2.12. Зліва: положення зображень поперечного перерізу, перпендикулярно до панорамної кривої, відображене на осьовому зрізі. Справа: зображення поперечного перерізу в різних положеннях уздовж кривої.

Маніпуляції зображеннями.

Після реконструкції зображеннями КПКТ можна маніпулювати різними способами, щоб оптимізувати візуалізацію анатомічних структур і уражень, а також виділити (тобто сегментувати) певні частини зображення [11].

Найпростішою маніпуляцією є трансформація вікна/рівня. Це перетворення виконується для оптимізації контрастності зображення шляхом відображення лише частини повного діапазону значень сірого. Ця величина визначається шириною вікна (W). Наприклад, значення W, що дорівнює 1000, означає, що для відображення розглядаються 1000 значень сірого, причому найменше значення сірого (і всі значення нижче нього) відображається як чорне, а найбільше (і всі вище нього) як біле. Рівень вікна (L) визначає центральне значення сірого в межах ширини вікна. Наприклад, W/L 1000/0 означає, що для відображення розглядаються значення сірого від -500 до +500, а всі інші значення відображаються як чорні (<-500) або білі (>+500). Таким чином, повний контраст монітора та людського ока застосовується до цього конкретного діапазону значень сірого [7]. Операції W/L можна використовувати для різних цілей; у стоматологічній КПКТ він в основному використовується для оптимізації контрасту в діапазоні

щільності кісткової тканини, тобто за допомогою значень L , що відповідають значенням сірого кольору кістки (рис. 2.13).

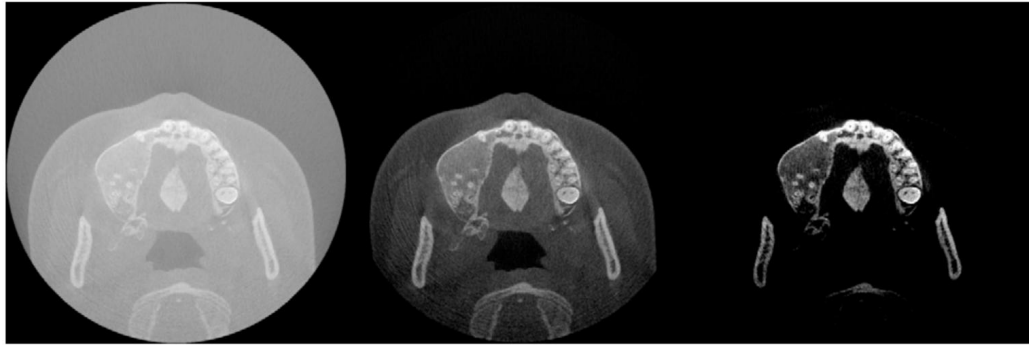


Рис. 2.13. Ефект вікна/рівня. Зліва: вікно великої ширини, що охоплює весь діапазон значень сірого зображення, що призводить до поганої контрастності зображення. Посередині: вікно середньої ширини, що охоплює сірі відтінки м'яких тканин і кісток, що забезпечує хороший загальний контраст. Праворуч: вікно невеликої ширини з високим значенням, що забезпечує високу контрастність кісток і зубів.

Базову фільтрацію також можна застосувати як під час, так і після реконструкції, щоб згладити або збільшити різкість зображення. Крім того, зображення можна згладити, збільшивши товщину зрізу (рис. 2.14) [7].

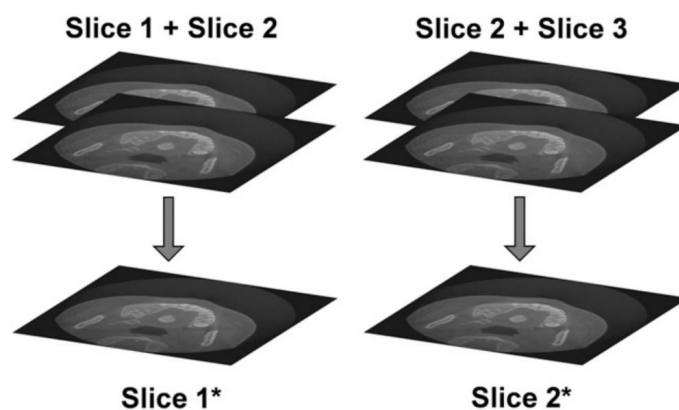


Рис. 2.14. Збільшення товщини фрагмента означає, що створюється нове зображення (наприклад, фрагмент 1*), у якому кожен фрагмент є середнім значенням кількох (у цьому випадку двох) фрагментів вихідного зображення. Загальна кількість шматочків не змінюється.

Шляхом усереднення кількох послідовних зрізів можна зменшити шум зображення за рахунок різкості зображення (рис. 2.15).

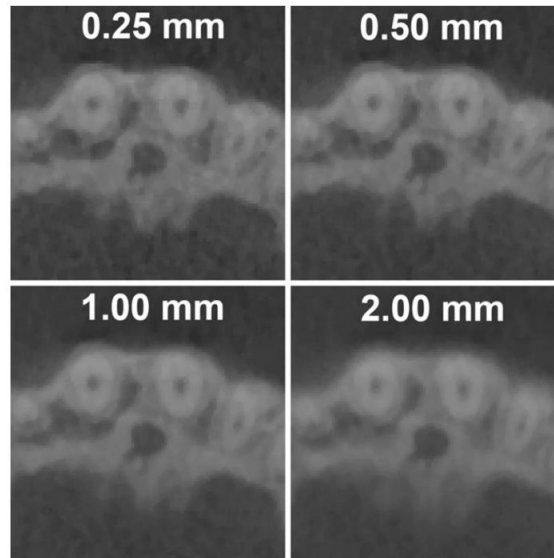


Рис. 2.15. Збільшення товщини зрізу зменшує як різкість, так і шум. Розмір вокселя зображення 0,25 мм. Усі зображення збільшено до 800% для ілюстрації.

Дисплей.

Через використання вікна/рівня та інструментів масштабування в цифрових зображеннях, вимоги до моніторів для КПКТ зображень відносно низькі. Основні критерії пов'язані з розміром і роздільною здатністю монітора, оскільки зображення мають відобразитися з їх оригінальною роздільною здатністю (тобто співвідношення 1:1 між пікселем дисплея та пікселем зображення) або кращою (тобто наявністю кількох пікселів дисплея для кожного зображення піксель) для оптимальної чіткості зображення [11]. Коефіцієнт контрастності та яскравість також мають бути на прийнятному рівні, але мають другорядне значення порівняно з роздільною здатністю монітора. Щоб проілюструвати важливість розміру та роздільної здатності монітора, уявіть КПКТ-зображення 60×60 мм із розміром вокселя 0,1 мм. Розмір кожного фрагмента цього зображення буде 600×600 пікселів. Під час візуалізації цього зображення за допомогою багатопланового

перереформатування монітор потребуватиме мінімальної роздільної здатності 1200×1200 пікселів, щоб відобразити кожен фрагмент у співвідношенні 1:1. На практиці, через графічний інтерфейс користувача програмного забезпечення для перегляду, що займає частину екрана, монітора з висотою 1200 пікселів у цьому випадку не вистачить.

2.2. Плоскопанельні детектори

Детектори рентгенівського випромінювання перетворюють вхідні фотони рентгенівського випромінювання в електричний сигнал і тому є ключовим компонентом ланцюга отримання зображень. Ефективність і швидкість, з якою здійснюється перетворення, є важливими характеристиками рентгенівських детекторів [8].

У КПКТ використовуються різні типи детекторів. У системах КПКТ раннього покоління зазвичай використовували підсилювачі зображення. В даний час замість них використовуються різні типи детекторів з плоскою панеллю (FPD), оскільки ці детектори не мають спотворень, мають вищу ефективність дози, ширший динамічний діапазон і можуть бути виготовлені з меншим або більшим полем зору [8].

Плоскопанельні детектори (FPD) - це широковідомий вид цифрових детекторів [9]. Вони діляться на дві категорії:

1. Непрямі FPD. Аморфний кремній (a-Si) самий поширений матеріал комерційних FPD. Об'єднання детекторів a-Si зі сцинтилятором в зовнішньому шарі детектора, що виготовлений із йодиду цезію (CsI) чи оксисульфїду гадолінію (Gd_2O_2S), перетворює рентгенівські промені в світло. Через дане перетворення детектор a-Si визначається приладом непрямої візуалізації. Світло проходить крізь шар

фотодіоду a-Si, де трансформується у цифровий вихідний сигнал. Далі цифровий сигнал зчитується тонкоплівковими транзисторами (TFT) чи волоконно-пов'язаними ПЗС-матрицями [9].

2. Прямі FPD . Аморфні селенові (a-Se) FPD відомі як «прямі» детектори тому що рентгенівські фотони відразу перетворюються у заряд. Зовнішній шар плоскої панелі у даній конструкції, зазвичай, представляє високовольтний електрод зміщення . Рентгенівські фотони утворюють пари електрон-дірка у a-Se та проходження даних електронів і дірок залежить від потенціалу заряду напруги зміщення. Так як дірки заміщуються електронами, результуюча картина заряду у шарі селену зчитується із застосуванням TFT-масиву, масиву активної матриці, зондів електрометрів чи адресації лінії мікроплазми [9].

Більшість існуючих систем КПКТ використовують непрямий FPD, у яких шар матеріалу сцинтилятора, оксисульфід гадолінію ($Gd_2O_2S:Tb$) або йодиду цезію ($CsI:Tl$), використовується для перетворення фотонів рентгенівського випромінювання на фотони світла, які, у свою чергу, перетворюються на електричні сигнали. Сучасні сцинтилятори CsI мають вищу якість зображення та ефективність дози, оскільки їх стовпчаста структура зменшує поширення світла між сцинтиляторами [7]. Прикладом такого плоскопанельного детектору є IONA-FPD-4343 (рис. 2.16) з параметрами наведеними у таблиці 2.1.



Рис. 2.16. Зовнішній вигляд плоскопанельного детектору IONA-FPD-4343.

Таблиця 2.1

Технічна специфікація	
Тип детектора	Плоский детектор для рентгенографії
Поле зору, мм	430 x 430
Тип екрана перетворення	CsI
Автоматичне визначення рентгенівського випромінювання	Інтегровано
Зовнішня синхронізація	Необов'язкова
Інтерфейс даних	Wi-Fi IEEE 802.11b/g/n

Режим рентгенографії	
Область пікселів	3072 x 3072
Крок пікселя екрана, мкм	140
Просторова роздільна здатність, lp/mm	3.6
Розміри, мм	460(v) x 525(h) x 20(d)
Розміри з захисними бамперами, мм	464(v) x 527(h) x 23(d)
Діапазон енергій рентгенівського випромінювання	40-150 kVp
Час роботи в режимі очікування, год	> 8
Кількість зображень, отриманих при повному заряді акумулятора	>200
Вага, кг	4.5
Потужність	живлення від акумулятора з зарядним пристроєм 18V DC 60W

Важливо відзначити, що для зчитування сигналу в FPD можна використовувати різні компоненти та технології, і можна розрізнити пристрій із зарядовим зв'язком (CCD), тонкоплівковий транзистор (TFT) і комплементарний металооксид-напівпровідник (CMOS) FPD [9]. Ці технології відрізняються за розміром детектора, розміром пікселя, рівнем шуму, чутливістю та швидкістю зчитування та мають різну економічну ефективність залежно від загального розміру детектора (тобто необхідно додавання кількох плиткових панелей у разі великих

детекторів). ПЗЗ-матриці є зрілою технологією, яка пропонує високошвидкісне зчитування з високою роздільною здатністю, але вони обмежені досить малим полем зору, а розширення поля зору за допомогою, наприклад, з'єднання лінз або волоконно-оптичної конусності, як правило, знижує ефективність дози. Зовсім недавно CMOS-детектори з великим кутом огляду, високою роздільною здатністю, високошвидкісним зчитуванням і низьким електронним шумом стають доступними та включені в системи КПКТ [9].

2.3. Обґрунтування параметрів КПКТ для обстеження грудної клітини

Для теоретичного обґрунтування розмірів зони томографії проводились розрахунки області, де кожна точка опромінюється на усьому томографічному куті - 360° . Таку зону називають центральною.

Розрахунок проводиться за допомогою правила трикутників, так як у конусноподібний промінь можна помістити трикутники для геометричних розрахунків. Правило подібності трикутників: якщо дві сторони одного трикутника пропорційні двом сторонам іншого трикутника та кути, що утворені даними сторонами рівні, то такі трикутники називають подібними. Звідси слідує, що якщо два кути одного трикутника рівні двом кутам іншого, то такі трикутники також називають подібними.

Також, для розрахунку взято до уваги антропометричні параметри дорослої людини, що наведені на рис 2.17.

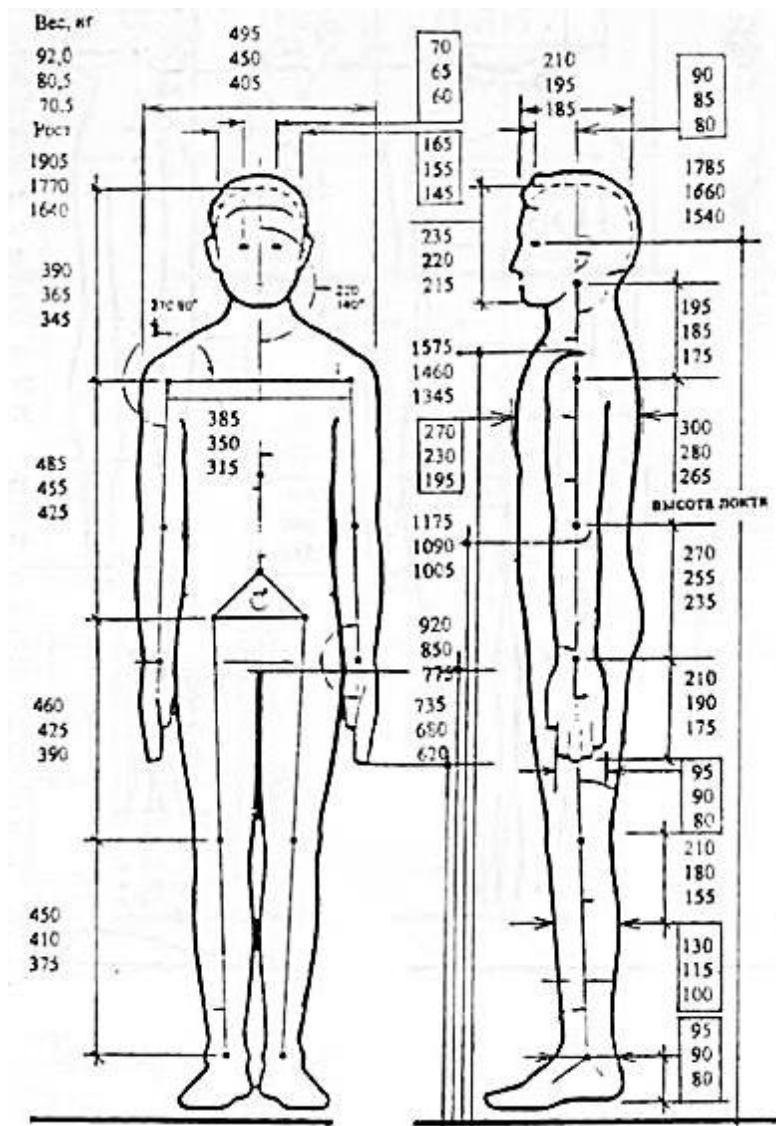


Рис. 2.17. Антропометричні параметри дорослої людини.

Вимірювальна зона зображена на рис. 2.18.:

AD – відстань від випромінювача до приймача;

BC – довжина зони приймача;

IF – діаметр зони томографії;

HJ – аксіальна довжина центральної зони по краях;

KM – аксіальна довжина центральної зони по центральній осі;

EG – аксіальна довжина периферійних зон та центральної;

FD – відстань від приймача до деки.

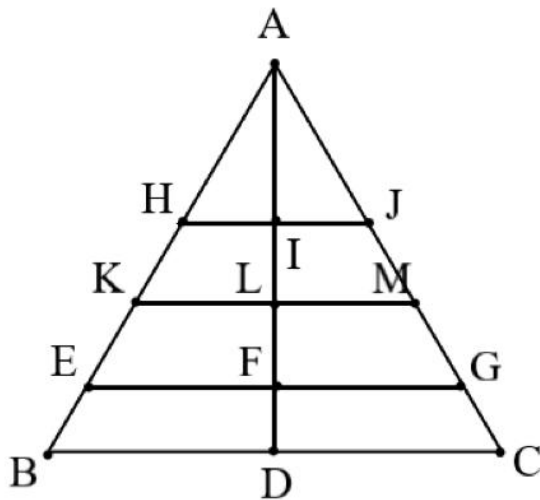


Рис. 2.18. Схематичне зображення зони опромінення.

Відомо, що

$$BD = 40 \text{ см};$$

$$KM = 38,5 \text{ см};$$

$$IF = 19,5 \text{ см};$$

$$\angle HAJ = 30^\circ;$$

Для початку необхідно знайти AL – відстань між центром обертання та випромінювачем; LD – відстань між центром обертання та детектором.

$$KL = LM = \frac{1}{2} KM = 38,5 / 2 = 19,25 \text{ см};$$

$$\angle HAI = \frac{1}{2} \angle HAJ = 30^\circ / 2 = 15^\circ ;$$

Розглянемо ΔKAL :

$$\text{tg} \angle HAI = KL / AL;$$

$$AL = KL / \text{tg} \angle HAI = 19,25 / 0,27 = 71,3 \text{ см};$$

ΔBAD подібний ΔKAL :

$$KL / BD = AL / AD;$$

$$AD = BD \times AL / KL = 40 \times 71,3 / 19,25 = 148,2 \text{ см};$$

Звідси

$$LD = AD - AL = 148,2 - 71,3 = 76,9 \text{ см};$$

Далі знаходимо HJ та EG . ΔHAI подібний ΔKAL :

$$HI / KL = AI / AL;$$

$$AI = AL - IL;$$

$$IL = \frac{1}{2} IF = 19,5 / 2 = 9,75 \text{ см};$$

$$AI = 71,3 - 9,75 = 61,55 \text{ см};$$

$$HI = KL \times AI / AL = 19,25 \times 61,55 / 71,3 = 16,6 \text{ см};$$

$$HJ = 2HI = 2 \times 16,6 = 33,2 \text{ см};$$

$\triangle EAF$ подібний $\triangle BAD$:

$$EF / BD = AF / AD;$$

$$AF = AL + LF;$$

$$LF = IL = 9,75 \text{ см};$$

$$AF = 71,3 + 9,75 = 81,05 \text{ см};$$

$$EF = BD \times AF / AD = 40 \times 81,05 / 148,2 = 21,9 \text{ см};$$

$$EG = 2EF = 2 \times 21,9 = 43,8 \text{ см}$$

У результаті розрахунків для діаметру зони томографії 390 мм аксіальна довжина центральної зони по краях складає 332 мм і 438 мм – аксіальна довжина периферійних зон та центральної.

Висновок до розділу:

Отже, на даний час КПКТ є широко використовуваним інструментом для кількох стоматологічних застосувань, таких як планування імплантації, кінцева одонтія, щелепно-лицева хірургія та ортодонтія. Більшість існуючих систем КПКТ використовують непрямий FPD, у яких шар матеріалу сцинтилятора, йодиду цезію (CsI:Tl), використовується для перетворення фотонів рентгенівського випромінювання на фотони світла, які, у свою чергу, перетворюються на електричні сигнали. Наведено розрахунки зони опромінення для діаметру зони томографії 390 мм.

Розділ 3. Охорона навколишнього середовища

Променева діагностика - це наука про застосування різного роду випромінювань для вивчення будови та функції органів і систем органів людини з метою діагностики та профілактики хвороб. Променева діагностика є невід'ємною частиною медичної радіології, що складається з променевої діагностики та променевої терапії.

Всі випромінювання, що використовуються в медичній радіології, поділяють на дві великі групи: іонізуючі і неіонізуючі. Як показує сама назва, перші, на відміну від других, при взаємодії із середовищем викликають іонізацію атомів, тобто їхній розпад на протилежно заряджені частинки - іони.

До неіонізуючих випромінювань належить теплове (інфрачервоне) і резонансне, що виникає в об'єкті (у тому числі і в тілі людини), поміщеному в стабільне магнітне поле, під дією високочастотних магнітних імпульсів. Крім того, до неіонізуючих випромінювань умовно відносять ультразвукові хвилі, що є пружними коливаннями середовища. Загальною властивістю іонізуючих випромінювань є їхня здатність іонізувати атоми навколишнього середовища, у тому числі атоми, що входять до складу тканин людини.

Розрізняють природні та штучні джерела іонізуючих випромінювань. Природні джерела визначають радіоактивність довкілля - природний радіаційний фон. Штучними джерелами іонізуючих випромінювань є різні технічні пристрої, створені людиною.

Рентгенівське випромінювання займає область електромагнітного спектру між гамма та ультрафіолетовим випромінюваннями і представляє з себе потік квантів (фотонів), що поширюється прямолінійно зі швидкістю світла (300 000 км/с).

Найважливішою властивістю рентгенівського випромінювання є здатність викликати розпад нейтральних атомів на позитивно і

негативно заряджені частинки (іонізація). Звідси зрозуміло, що це випромінювання не байдуже живим організмів, оскільки зумовлює певні зміни у біосубстраті.

3.1. Захист від біологічної дії іонізуючих випромінювань

Всі типи випромінювання (іонізуючі та неіонізуючі) здатні викликати зміни в живих організмах, тобто характеризуються біологічною дією, яка є результатом поглинання енергії випромінювання біологічним об'єктом.

Іонізуючі випромінювання різного роду, пройшовши через біологічний об'єкт, діють однаково: всі вони викликають іонізацію. Розподіл іонів у напрямку проходження частинок або фотонів різниться, оскільки воно залежить від їх природи та енергії. Оскільки протони мають велику масу, заряд та енергію, вони рухаються у тканинах прямолінійно, утворюючи густі скупчення іонів, тобто у них велика лінійна втрата енергії в тканинах. Довжина їх шляху залежить від вихідної енергії частинки та характеру речовини, в якій вона рухається.

Перший етап біологічної дії іонізуючих випромінювань є фізичним процесом взаємодії випромінювання з речовиною, тобто випромінювання самі або опосередковано викликають збудження та іонізацію атомів біосистем, призводячи до появи в тканинах збуджених і іонізованих атомів і молекул, що мають високу хімічну активність.

Поглинання енергії випромінювання та первинні радіаційно-хімічні реакції здійснюються практично миттєво - протягом мільйонних частин секунди. Потім радіаційно-хімічний процес веде до зміни розташування і структури молекул і, отже, до порушення біохімії клітин. Морфологічні та функціональні зміни клітин виявляються вже в перші хвилини та години після опромінення. Остання впливає на компоненти

клітин. У першу чергу, при сублетальних та летальних дозах, уражаються ядерні структури - ДНК, дезоксинуклеопротеїди та ДНК-мембранні комплекси: спостерігається гальмування росту та поділу клітини, в якій виявляються дистрофічні зміни, аж до її загибелі.

Зміни в хромосомному апараті клітини впливають на її спадкові властивості, та ведуть до радіаційних мутацій. Вони можуть розвинутиись також і в соматичних клітинах, пизводячи до зниження життєздатності їх нащадків або появи клітин з новими якостями. Вважають, що ці нові популяції клітин можуть бути джерелом раку та лейкозу. Також можливі мутації у майбутніх нащадків.

Біологічний ефект опромінення не зводиться лише до клітинних та тканинних реакцій, що лежать в основі складних процесів порушення діяльності нервової, кровотворної, ендокринної, імунної та інших систем організму. Він визначається величиною поглиненої дози та розподілом її у людському тілі.

Дозою називається величина енергії, поглиненої в одиниці маси речовини, що опромінюється, а величина, віднесена до одиниці часу, — потужністю дози випромінювання.

Поглинена доза (Д) – основна дозиметрична одиниця. Вона дорівнює відношенню середньої енергії, переданої іонізуючим випромінюванням речовини в елементарному обсязі, до маси речовини у цьому обсязі. Одиницею поглиненої дози СІ є Грей (Гр). $1 \text{ Гр} = 1 \text{ Дж/кг}$. Поглинену дозу визначають розрахунковим шляхом (використовуючи для цієї мети комп'ютери та математичні програми) або за допомогою введення в опромінювані тканини та порожнини тіла мініатюрних датчиків випромінювання.

Широке використання іонізуючих випромінювань у медичній практиці, народному господарстві та наукових дослідженнях підвищили можливість опромінення людини у дозі, що перевищує природного радіаційного фону. Основне значення має медичне опромінення. Воно

зумовлює приблизно 90% променевого навантаження населення, тобто. 90% популяційної дози.

Виходячи з цього, будь-яке медичне застосування іонізуючих випромінювань вимагає дотримання правил радіаційної безпеки та протипроменевого захисту пацієнтів і персоналу променевих відділень, а також навколишнього середовища.

Для цього існують затверджені регламентом запобіжні засоби індивідуального захисту, та вимоги до облаштування рентгенівського кабінету.

3.1.1. Розрахунок радіаційного захисту рентгенівського кабінету

Однією з найбільш складних і відповідальних частин проектування рентгенівського кабінету є розрахунок його програми радіаційного захисту. За різним призначенням рентгенкабінет включає групу різних приміщень: процедурна, контрольна кімната, приймальня, фотолабораторія, кабінет лікаря тощо.

У всіх випадках основним приміщенням є процедурний кабінет, в якому проводяться діагностичні або лікувальні заходи, обладнаний рентгенівським випромінювачем як джерелом іонізуючого випромінювання. Через це необхідно розрахувати радіаційний захист, тобто визначити свинцевий еквівалент фіксованого радіаційного захисту. До таких засобів належать будівельні конструкції та обладнання (підлога, стелі та стіни), що забезпечують захист від рентгенівського випромінювання, та є невід'ємною частиною рентгенівського кабінету, і також засоби радіаційного захисту інформації з обмеженим діапазоном переміщення, наприклад захисні двері, ролети.

Головним розрахунковим параметром є фізично коректний коефіцієнт кратності ослаблення K (3.1) - відношення потужності поглинутої дози рентгенівського випромінювання в даній точці в

відсутності захисту D_0 до допустимої потужності поглиненої дози в повітрі $D_{дод}$:

$$K = \frac{D_0}{D_{дод}}, \quad (3.1)$$

Або з урахуванням розрахункового значення D_0

$$K = \frac{1000 \cdot H \cdot W \cdot N}{30r^2 \cdot D_{дод}}, \quad (3.2)$$

де H - радіаційний вихід, (мГр·м²)/(мА·хв);

W - робоча потужність рентгенівського апарату, (мА·хв)/тиждень;

N - коефіцієнт спрямованості випромінювання (безрозмірна величина);

r - відстань від фокуса трубки до точки розрахунку захисту (м).

Допустима потужність дози $D_{дод}$ в розрахунковій точці визначається за таблицею або за наступною формулою (3.3):

$$D_0 = \frac{1000 \cdot D_{рік}}{t_p \cdot T}, \quad [мкГр/г] \quad (3.3)$$

де $D_{рік}$ - річний ліміт дози, мЗв/рік;

t_p - стандартизована тривалість роботи рентгенівського апарату протягом року; при однозмінній роботі персоналу категорії А становить 1500 годин/рік;

T - коефіцієнт зайнятості приміщень (безрозмірна величина).

Річний ліміт дози встановлено пунктом 1.7.2 нормативного документу «Про затвердження Державних санітарних правил і норм "Гігієнічні вимоги до влаштування та експлуатації рентгенівських кабінетів і проведення рентгенологічних процедур"» від 7 листопада 2007 року (табл. 3.1) [1].

Ліміт доз опромінення на рік для різних категорій

Нормована величина	Ліміт дози, мЗв		
	персонал (категорія А)	персонал (категорія Б)	особи з населення (категорія В)
Ефективна доза	20 мЗв за рік у середньому за будь-які послідовні 5 років, але не більше 50 мЗв за рік	2 мЗв за рік	1 мЗв за рік
Для кришталика (за рік)	50	15	15
Для шкіри (за рік)	500	50	50
Для кистей та стоп (за рік)	500	50	-

Категорія А (персонал) - особи, які постійно чи тимчасово працюють безпосередньо з джерелами іонізуючих випромінювань [1].

Категорія Б (персонал) - особи, які безпосередньо не зайняті роботою з джерелами іонізуючих випромінювань, але у зв'язку з розташуванням робочих місць можуть отримувати додаткове опромінення [1].

Категорія В - усе населення. За певних обставин окремі особи (крім хворих) можуть брати участь у рентгенівському дослідженні або бути присутніми в рентгенодіагностичному кабінеті під час досліджень [1].

Зазвичай достатньо обрати значення із таблиці 3.2.

Таблиця 3.2

Стандартизовані значення робочого навантаження W та анодної напруги U , що використовуються при розрахунку стаціонарного захисту рентгенівського кабінету (пункт 3.7 документу «Про затвердження Державних санітарних правил і норм "Гігієнічні вимоги до влаштування та експлуатації рентгенівських кабінетів і проведення рентгенологічних процедур"» [1])

Рентгенівська апаратура	Робоче навантаження, W (мА·хв./тижд.)	Анодна напруга, кВ
Рентгенофлюорографічний апарат з люмінесцентним екраном та оптичним переносом зображення, плівковий і цифровий	1000	100
Рентгенофлюорографічний малодозовий апарат зі сканувальною лінійкою детекторів і цифровою обробкою зображення	2000	100
Рентгенофлюорографічний малодозовий апарат з ПРЗ, ПЗЗ-матрицею і цифровою обробкою зображення	50	100
Рентгенодіагностичний апарат з цифровою обробкою інформації	1000	100
Рентгенодіагностичний комплекс із повним набором штативів (1-ше, 2-ге і 3-тє робочі місця)	1000	100
Рентгенівський апарат для флюороскопії (1-ше робоче місце - поворотний стіл-штатив (ПСШ)):	1000	100
Рентгенівський апарат для рентгенографії (2-	1000	100

ге і 3-тє робочі місця, стіл знімків і стійка знімків)		
Ангіографічний комплекс	400	100
Комп'ютерний томограф	400	125
Хірургічний пересувний апарат з ПРЗ	200	100
Палатний рентгенівський апарат	200	90
Рентгеноурологічний стіл	400	90
Рентгенівський апарат для літотрипсії	200	90
Мамографічний апарат	200	40
Рентгенівський апарат для планування променевої терапії (симулятор)	200	100
Апарат для близькодистанційної ікс-терапії	5000	100
Апарат для дальнодистанційної ікс-терапії	12000	250
Остеоденситометр для всього тіла	200	номінальна
Остеоденситометр для кінцівок	100	70
Остеоденситометр для всього тіла і його частин з використанням широкого пучка випромінювання та двомірного цифрового детектора	50	номінальна

3.2. Утилізація радіологічного обладнання

Крім того, що обладнання має експлуатуватися правильно та з дотриманням певних правил техніки безпеки, необхідно створити умови для спеціальної утилізації після виходу приладу з ладу. Компоненти та деталі, що входять до складу апаратів, містять токсичні матеріали, тому становлять загрозу для природних ресурсів та населення.

Утилізація рентгенівського обладнання – завдання досить непросте з цілого ряду причин: воно може виконуватись лише організаціями, які отримали відповідну ліцензію, вимагає документального підтвердження, що техніка, що списується, не підлягає ремонту, супроводжується упорядкуванням детального списку з описом кожного вузла обладнання.

Крім того, утилізувати можна тільки дійсно несправні частини установки. Вузли, придатні для подальшої експлуатації, повинні бути виявлені, відсортовані та можуть надалі використовуватися. Ще один нюанс – наявність дорогоцінних металів у рентгенівському обладнанні, що вимагає складання додаткових описів відповідно до встановлених норм.

На підставі документу «Про введення в дію Державних гігієнічних нормативів "Норми радіаційної безпеки України (НРБУ-97)"» [2], організація-власник пристрою повинна звернутися до ліцензованої компанії, надавши їй детальний перелік складових обладнання, що списується, із зазначенням особливостей конструкції, а також наявних несправностей. Попереджувати цю процедуру необхідно поданням заяви до територіального органу сан-епідем контролю. Документ має містити інформацію про несправності обладнання, і навіть факт передачі утилізацію.

Подальша робота виконується підрядником: проводиться утилізація рентгенівської техніки відповідно до наведеного порядку:

1. Базовий розрахунок вартості робіт. Складається попередня оцінка послуг з демонтажу обладнання та його подальшого вивезення. Розрахунок проводиться на основі списку техніки, наданого власником установки з ДІВ.
2. Упорядкування акта експертизи. Здійснюється за необхідності. Зокрема, пункт обов'язковий, коли проводиться утилізація рентгенівських ламп, трубок інших технічних вузлів, але може

бути опущений для певних матеріалів – плівки та інших. Як правило, акт вказує, що знос пристрою, що списується, перевищує 50%, а його відновлення – нерентабельно.

3. Безпосередній демонтаж. Пристрій відключається від систем забезпечення та поетапно демонтується.
4. Виведення обладнання з території організації-власника.
5. Видача актів про утилізацію.
6. Останнім пунктом є остаточне списання рентгенівської установки з балансу підприємства-власника.

Отримана документація відправляється власником до територіального органу сан-епідем контролю.

Під час розрахунку з організацією підрядником можлива часткова компенсація оплати виконаних робіт за рахунок вартості вторинної сировини. Цей пункт має бути прописаний у договорі, що дозволяє власнику обладнання отримати грошову компенсацію за брухт дорогоцінних, чорних та кольорових металів.

Слід також враховувати той аспект, що рентген обладнання становить небезпеку під час функціонування, коли відбувається безпосередньо випромінювання. Демонтовані та відключені від електроживлення установки абсолютно безпечні. Завдяки цьому факту відсутні додаткові вимоги щодо зберігання або транспортування томографічних апаратів, а також складових їх вузлів та матеріалів.

Складність утилізаційної роботи з електронними пристроями полягає в тому, що цей тип технології включає неорганічні компоненти, такі як різні пластмаси та матеріали на основі полівінілхлориду та фенолформальдегіду, та майже повний набір металів. Ці компоненти зазвичай не становлять небезпеки для здоров'я людей та навколишнього середовища під час роботи обладнання. Однак, коли виникає проблема з утилізації такої продукції, ситуація стає іншою. Компоненти

електронних комп'ютерів, принтерів та медичних електронних виробів включають хімічні елементи, такі як свинець, ртуть, кадмій та миш'як.

На відміну від органічних відходів, електронні відходи не можна переробляти за допомогою природних процесів регенерації.

При захороненні електронного обладнання на звалищах токсичні сполуки можуть вимиватися з електронних компонентів і друкованих плат у навколишнє середовище або випаровуватися в атмосферу протягом тривалого часу.

У процесі горіння в атмосферу викидаються важкі метали: свинець, ртуть і кадмій. Ртуть розподіляється в харчовому ланцюгу і накопичується в організмах, найчастіше в рибі. Якщо продукт містить ПВХ, при їх згорянні також виділяються діоксини та бромовані антипірени.

Крім того, сучасна електронна продукція має свої особливості – вона складається з нетекучих матеріалів. Комп'ютер, оснащений монітором, містить приблизно від 10 до 20 кілограмів скла, 3 кілограми пластику, приблизно 3 кілограми чорних металів, 200 грам міді та алюмінію, лише 1 грам срібла і не більше 10 міліграмів золота. Тобто в основному це матеріали, які не підлягають повторному використанню, тому вартість переробки значно перевищує вартість отриманого металу.

Окрема проблема утилізації даного виду обладнання - кінескопи моніторів, оскільки вони містять специфічні отруйні речовини і їх не можна розбирати, їх слід тільки ховати в спеціальних захороненнях. Те ж саме відноситься і до батарей живлення і акумуляторів, що містять такі метали, як свинець, кадмій, цинк і нікель.

Процес утилізації включає в себе демонтаж технічних вузлів, сортування та відокремлення конструкційних матеріалів. А також збирання та сортування електронних відходів відповідно до чинних нормативно-правових актів та технічної документації для переробки матеріалів та виробів, що містять дорогоцінні метали. Після цього для

обробки використовуються компоненти продукції, які виготовляються або містять золото, срібло, кольорові метали (алюміній, мідь), чорні метали, полімери та інші матеріали.

Згідно з поточними даними Медичної школи Єльського університету, десять відсотків викидів вуглецю, а також дев'ять відсотків шкідливих непарникових забруднювачів повітря надходять із системи охорони здоров'я. Крім того, радіологія може нести значне навантаження у споживанні енергії окремою лікарнею – наприклад, в одній лікарні в Швейцарії, за словами команди, їхні три КТ та чотири МРТ-сканери становили чотири відсотки загального споживання енергії закладом.

Електронні компоненти комп'ютерів, принтерів та іншої офісної техніки містять хімічні складові, які під впливом зовнішніх умов навколишнього середовища можуть стати дуже сильною і небезпечною отрутою. При спалюванні цих матеріалів на відкритому повітрі утворюються найбільш небезпечні для життя речовини та з'єднання. Тому переробка використаної електронної продукції вимагає значних зусиль і є серйозною проблемою для навколишнього середовища.

Висновок до розділу:

Якщо враховувати вхідні дані, та правильно користуватись ресурсами, вдасться знизити навантаження на екосистему, та зменшити екологічний слід, залишений від використання радіологічного медичного обладнання.

Тому для того, щоб зменшити вуглецевий слід, та запобігти впливу на екологію, при використанні радіологічного обладнання потрібно дотримуватись ряду запобіжних мір. Облаштовувати радіологічний кабінет із дотриманням усіх необхідних норм та принципів. Використовувати техніку з дотриманням методів захищеної роботи, слідкувати за рівнем радіаційного фону. Правильно утилізувати обладнання, для того, щоб запобігти викиду у атмосферу та

потраплянню у ґрунт отруйних речовин, та марнотратству ресурсів. А також економити енергію: надавати перевагу тим методам дослідження, які максимально доцільні у конкретному випадку, використовувати сучасні прилади на сучасних елементах, намагатися знизити час роботи приладу за допомогою введення нових алгоритмів та штучного інтелекту.

Розділ 4. Охорона праці

Будь-яке медичне застосування іонізуючих випромінювань вимагає дотримання правил радіаційної безпеки та протипроменевого захисту пацієнтів та персоналу променевих відділень.

Широке використання іонізуючих випромінювань у медичній практиці, народному господарстві та наукових дослідженнях підвищило можливість опромінення людини у дозі, що перевищує рівень дози від природного радіаційного фону. Основне значення має медичне опромінення. Воно зумовлює приблизно 90% променевого навантаження населення, тобто 90% популяційної дози. Головний внесок у рівень навантаження робить рентгенологія.

Техніка безпеки та охорона праці під час роботи з іонізуючим випромінюванням регламентовані нормативними документами України. В них визначено вимоги щодо забезпечення радіаційної безпеки медичного персоналу, хворих та населення. Контроль за виконанням нормативних документів здійснюють органи санітарного нагляду.

Головним суб'єктом дії впровадження заходів з охорони праці у даному випадку є лікар-рентгенолог, робочим місцем якого є рентгенкабінет та приналежні до нього приміщення. Тому надалі питання охорони праці будуть розглядатися відносно цієї інформації.

4.1. Аналіз умов праці на робочому місці лікаря-рентгенолога

Аналіз умов праці проводиться над робочим місцем, на якому встановлено конусно-променевий комп'ютерний томограф, що має мікропроцесорне управління. Виходячи з цього, це Ia (легка) категорія робіт. За документом ДСН 3.3.6.042-99 "Санітарні норми мікроклімату виробничих приміщень" фізичні роботи категорії Ia охоплюють види діяльності, при яких витрата енергії дорівнює 105-140 Вт (90-120

ккал/год), виконуються у сидячому положенні та не потребують фізичного навантаження [1].

Лікар-рентгенолог працює із інформацією, що отримується з конусно-променевого КТ, тому в цьому розділі буде доречно проаналізувати вплив небезпечних та шкідливих виробничих чинників, що можуть мати вплив на здоров'я при роботі з комп'ютером та іншим медичним обладнанням. Згідно ДСТУ 3798-98 (ІЕС 60601 1:1988) і НПАОП 0.00.-1 31-99 до факторів впливу при взаємодії з медичним обладнанням та експлуатаційними електронно-обчислювальними машинами, можна віднести: підвищення або зниження температури та вологості в приміщенні, недостатнє освітлення кімнати та робочої зони, відблиски на моніторах ПК, підвищений рівень шуму під час роботи, статична електрика.

Забезпечення нормальних метеорологічних умов в робочій зоні лікаря-рентгенолога є предметом постійного спостереження та контролю. Мають застосовуватись термометри та гігрометри (для вимірювання вологості) для контролю повітряного середовища. Рівень відносної вологості регулюється вентиляцією та кондиціонуванням повітря.

У робочій зоні приміщення лікаря за ДСН 3.3.6.042-99 “Санітарні норми мікроклімату виробничих приміщень” встановлені норми температури, відносної вологості й швидкості руху повітря в теплий, холодний і перехідний періоди року, виходячи з категорії роботи по важкості, призначення приміщень, надлишків тепла [1]. Метеорологічні умови регламентуються як допустимі, якщо тривалий час тепловий рівень тіла працівника є комфортним та оптимальним, та під час роботи процеси терморегуляції організму людини не витримують значних фізичних навантажень (табл. 4.1) [2].

Оптимальні норми метеорологічних умов для Іа категорії робіт

Період року	Температура, °С	Відносна вологість, %	Швидкість руху повітря, м/с
Холодний і перехідний	22 - 24	60 - 40	0,1
Теплий	23 - 25	60 - 40	0,1

У робочій зоні приміщення лікаря за ДСН 3.3.6.042-99 “Санітарні норми мікроклімату виробничих приміщень” встановлені норми температури, відносної вологості й швидкості руху повітря в теплий, холодний і перехідний періоди року, виходячи з категорії роботи по важкості, призначення приміщень, надлишків тепла [1]. Метеорологічні умови регламентуються як допустимі, якщо тривалий час тепловий рівень тіла працівника є комфортним та оптимальним, та під час роботи процеси терморегуляції організму людини не витримують значних фізичних навантажень (табл. 4.1) [2].

Відповідно до класифікації радіаційних об'єктів щодо потенційної небезпеки рентгенівські кабінети належать до IV категорії.

Система забезпечення радіаційної безпеки під час проведення медичних рентгенологічних досліджень має передбачати практичну реалізацію трьох основних принципів радіаційної безпеки: нормування, обґрунтування, оптимізація [1].

Для працівників (персоналу) середня річна ефективна доза дорівнює 20 мЗв (0,02 зіверта) або ефективна доза за період трудової діяльності (50 років) – 1000 мЗв (1 зіверт); допустимо опромінення в річній ефективній дозі до 50 мЗв (0,05 зіверта) за умови, що середня річна ефективна доза, обчислена за п'ять послідовних років, не перевищить 20 мЗв (0,02 зіверта). Для жінок віком до 45 років

еквівалентна доза на поверхні нижньої частини області живота не повинна перевищувати 1 мЗв (0,001 зіверта) на місяць [3].

Проведення рентгенологічних досліджень та рентгенотерапії медичними організаціями здійснюється за наявності санітарно-епідеміологічного висновку щодо відповідності умов праці з джерелами іонізуючих випромінювань санітарним правилам. Методи діагностики, профілактики та лікування, засновані на використанні рентгенівського випромінювання, мають бути затверджені МОЗ України [2].

Для забезпечення безпечних умов проведення рентгенологічних досліджень повинні бути вжиті заходи захисту від впливу електрики, свинцю та інших нерадіаційних факторів.

Електрична безпека технічного обладнання, включаючи персональні комп'ютери робочих станцій персоналу, забезпечується використанням електричних розеток із заземлюючим контактом.

Обладнання процедурного рентгенівського кабінету має повністю виключати можливість контакту персоналу та пацієнтів з відкритими частинами електричних ланцюгів в експлуатаційних умовах. Доступні заземлені комунікаційні пристрої, наприклад, батареї опалення, повинні бути закриті ізоляційними щитами.

Прокладання електричних кабелів і проводів від кімнати керування до процедурної повинно проводитись у підпільних каналах, підлогових або настінних коробах, залишаючи підлогу вільною в місцях переміщення пацієнта, персоналу, апаратури та каталки. У рентгеноопераційних вихідні люки підпільних каналів мають бути герметизовані.

Процедурна кабінету має бути забезпечена електричною трифазною мережею 380/220 В, 50 Гц або однофазною мережею 220 В, 50 Гц із повторним заземленням нульового дроту мережі залежно від застосовуваних апаратів. Відхилення напруги від номінального значення

при непрацюючому апараті не повинно перевищувати $\pm 10\%$, а відхилення частоти ± 1 Гц.

Опір мережі повинен відповідати номінальній потужності рентгенівського пристрою живлення з трифазною схемою випрямлення.

Підключення кабінету рентгенівської комп'ютерної томографії виконується на напругу 380/220, 50 Гц по окремому фідеру в залежності від застосовуваного апарату.

У фотолабораторіях та рентгеноопераційних комутаційному пристрої та інші мережеві пускачі повинні розміщуватися на висоті не менше 1,6 м від рівня підлоги, мережні розетки із заземлюючим контактом – 1,2 м.

У рентгенівських кабінетах (відділеннях), що будуються, застосовуються електричні розетки із заземлюючим контактом і пристроєм захисного відключення (ПЗВ). Штепсельні розетки у фотолабораторії застосовуються у захисному виконанні.

Не допускається наявність відкритих свинцевих або свинцевих поверхонь у приміщеннях рентгенівського кабінету.

Рівень шуму від технічного обладнання процедурної не повинен перевищувати при непрацюючій апаратурі 50 дБА, при працюючій – 60 дБА.

Стельове кріплення елементів технічного оснащення виконується повною кількістю відповідного кріплення і повинно мати не менш ніж десятикратний запас навантаження. Пересувні апарати повинні зберігати стійкість під час нахилу підлоги до 15 град. Рухливі частини апарату повинні мати обмежувач сили притиску до 300 Н. Зусилля переміщення розгальмованих елементів не повинно перевищувати 40 Н. Переміщення рентгенівських апаратів здійснюється відповідно до норм навантаження під час переміщення тяжкості [4].

Штативи для просвічування повинні мати пристрої для захисту лікаря від краплинних виділень з дихальних шляхів пацієнта. Частини

апаратури, яких пацієнт торкається тілом, повинні допускати багаторазову вологу санітарну обробку 0,1% розчином хлораміну і етанолу.

4.2. Розробка заходів для зниження впливу шкідливих факторів іонізуючого випромінювання при роботі із томографічним обладнанням

Захист від іонізуючого випромінювання регламентується за допомогою системи запобіжних заходів, описаних в нормативних документах [2].

До роботи з рентгенівським апаратом допускаються особи віком до вісімнадцяти років, які мають відповідні посвідчення про навчання, пройшли інструктаж і перевірку знань з діючих правил безпеки в органах документації та опису. Підготовка фахівців, які залучаються до проведення рентгенологічного обстеження, здійснюється згідно з процедурами, які включають розділ «радіаційна безпека». Організація, яка проводить навчання, повинна мати ліцензію на освітню діяльність.

В управлінні лікарні організуються попередні (вхідні) та щорічні регулярні медогляди персоналу групи А, працювати можуть ті, хто не має протипоказань до роботи з джерелами іонізуючого випромінювання. Ті самі вимоги застосовуються до тих, хто відвідує курс підготовки персоналу рентгенівського кабінету.

При виявленні відхилень у стані здоров'я, що перешкоджають продовженню роботи в рентгенівському кабінеті, питання про тимчасовий або постійний переведення цих осіб на роботу поза контактом з випромінюванням вирішується адміністрацією медичної організації у кожному окремому випадку індивідуально у встановленому порядку [2].

Жінки звільняються від безпосередньої роботи з рентгенівською апаратурою на весь період вагітності та грудного вигодовування дитини.

Особи, які проходять стажування та спеціалізацію в рентгенівському кабінеті, а також учні вищих та середніх медичних освітніх організацій допускаються до роботи лише після проходження вступного та первинного інструктажу з техніки безпеки та радіаційної безпеки. Для студентів та учнів, які проходять навчання з джерелами іонізуючих випромінювань, річні дози не повинні перевищувати значень, встановлених для персоналу групи Б.

У рентгенологічному обстеженні зі складними маніпуляціями, що не входять до обов'язків персоналу рентгенкабінету, можуть брати участь фахівці (стоматологи, хірурги, урологи, помічники хірургів, травматологи тощо), які належать до категорії персоналу групи Б, та пройшли інструктаж.

Працівники рентгенівського кабінету повинні розуміти та неухильно виконувати правила охорони праці, техніки безпеки, радіаційної безпеки, пожежної безпеки та виробничої гігієни [2]. Про поломку рентгенівського апарату, несправності захисного пристрою та порушення протипожежної безпеки персонал повинен негайно повідомити відділ управління.

Не допускається проведення робіт з рентгенівським випромінюванням, не передбачених посадовими інструкціями, інструкціями з техніки безпеки, радіаційної безпеки та іншими документами, що регламентують. Працювати працівникам рентгенкабінету без дозиметричних контрольних засобів забороняється.

Не допускається проводити контроль якості монтажу, ремонту та юстування рентгенівської апаратури шляхом рентгенологічного дослідження людей. Особи, які безпосередньо не беруть участь у процедурах рентгенологічного дослідження, не допускаються до перебування у кабінеті.

Персонал повинен володіти навичками надання першої медичної допомоги, знати адресу та номер телефону підрозділу та особи, яка сповістила про нещасний випадок, а також утримувати кабінет в порядку та чистоті, щоб запобігти безладу. Під час рентгенологічного дослідження лікар-рентгенолог повинен наполягати на тривалості перерви між високовольтними включеннями згідно з паспортом апарату, стежити за вибором найкращого фізико-технічного режиму обстеження, використовувати для пальпації дистанційні інструменти та використовувати пересувні та індивідуальні засоби радіаційного захисту у необхідному обсязі та номенклатурі.

Якщо під час рентгенологічного обстеження персонал знаходиться в процедурному кабінеті, необхідно використовувати засоби індивідуального захисту.

4.3. Організація електричної та пожежної безпеки рентгенологічного кабінету

Деякі електричні струми, що застосовуються в рентгенівському кабінеті, за певних обставин становлять небезпеку для здоров'я та життя людини. Зазвичай всі струми в рентгенівському кабінеті течуть у своїх ланцюгах по провідниках з відповідною ізоляцією і не становлять небезпеки для оточуючих. Однак можуть виникнути ситуації, коли з будь-яких причин електричні ланцюги втрачають ізоляцію, і потрапляють на корпус апарату (коротке замикання, пробой в кабелях високої напруги). При цьому з'являється небезпека ураження електричним струмом співробітників рентгенівського кабінету та пацієнтів. З метою усунення цих небажаних явищ у рентгенівських кабінетах передбачено заземлення рентгенівських та інших електричних апаратів.

Заземлення - навмисне з'єднання провідником електричного струму корпусу апарату із землею для відведення небажаних струмів із нього на землю. Це не занулення, при якому корпус будь-якого електричного апарату з'єднується з нулем електричної мережі, що діє, в населеному пункті.

Для багатьох медичних електричних апаратів з техніки безпеки допускається їх занулення - з'єднання з нулем живильної електромережі. Для апаратів з рентгенографічного дослідження виконання заземлення є обов'язковим.

При встановленні штучного заземлення мають бути пред'явлені виконавчі креслення і схеми заземлювального устрою, і навіть протокол виміру опору розтікання (має бути не більше 10 Ом).

При тривалій експлуатації заземлення металеві конструкції у землі іржавіють. Ефективність заземлення знижується може зовсім зникнути. Тому опір розтіканню струму вимірюють 1 раз на 2 роки, та складають протокол. Зварювальні місця заземлювальних провідників перевіряють кожні 5 років, за необхідності їх зміцнюють. Якщо заземлювальний пристрій під час перевірки показує опір більше 10 Ом, його слід замінити новим.

У процесі експлуатації заземлених апаратів у рентгенівському кабінеті рентгенолаборант зобов'язаний щодня перед початком роботи перевіряти заземлювальний пристрій на його ефективність шляхом перевірки цілості заземлювальних проводів та ревізії електропровідності заземлювача за допомогою контрольної електролампи. Провідник від одного електрода вставляють в гніздо електророзетки, де підведена фаза мережі (але не нуль). Провідник іншого електрода лампи з'єднують з корпусом апарата. При заземленні апарата лампа світиться, оскільки електричний струм проходить з розетки через її спіраль на землю.

Такий простий пристрій для перевірки ефективності заземлення має бути у кожному рентгенівському кабінеті.

Також при роботі в рентгенівському кабінеті з рентгенівським апаратом необхідно дотримуватись правил протипожежної безпеки.

При експлуатації апарату можливі надмірні нагрівання ізоляції обмоток та інших елементів обладнання, що може спричинити виникнення пожежі. Тому, залежно від пожежної небезпеки, використовуються апарати, що перешкоджають виникненню пожежі.

У вентиляційних каналах може накопичуватися горюча суміш, пил, який може спалахувати. І тому у всіх системах вентиляції має бути звернена велика увага на влаштування каналів вентиляції. Системи двигунів та пускових установок для вентиляційних механізмів повинні бути підібрані та змонтовані у суворій відповідності до вимог для даної категорії пожежної небезпеки приміщення. Опалювальні системи поділяються на місцеві та центральні. У рентген кабінетах бажано мати центральний зв'язок опалення, який є менш небезпечним у пожежному відношенні.

Персонал рентген кабінету зобов'язаний знати та суворо виконувати правила пожежної безпеки, пройти інструктаж про дотримання протипожежного режиму у відділенні, а також повинен бути навчений діям на випадок виникнення пожежі та надання допомоги постраждалим [5].

Керівник відділення призначає відповідального за пожежну безпеку у кожному кабінеті. У кожному приміщенні відділення має бути вивішена таблиця із зазначенням відповідального за протипожежну безпеку. У кожному кабінеті має бути пінний вогнегасник та забезпечений вільний доступ до нього, а також електрощиткам та електромоторам. Не допускається перевантаження електромережі, застосування електропроводів із пошкодженою або пересохлою ізоляцією, некаліброваних плавких вставок.

Площа кабінету томографічного комплексу має відповідати нормам [2]. Мережевий рубильник ставиться недалеко від пульта

управління і на висоті не більше 1,6 метра, що створює знеструмлення рентгенівського апарату у разі виникнення пожежі. Підлога в процедурній повинна бути обов'язково виконана з ізоляційного матеріалу.

Біля сходового майданчика повинні бути підвішені вогнегасники в такому місці, щоб у разі виникнення пожежі ними було зручно скористатися.

4.4. Розрахунок норми штучного освітлення

Нормативні документи та програму для заходів з охорони праці розробляються для створення безпеки життя і здоров'я співробітників під час робочої діяльності. Ці заходи покладені створити умови праці, що відповідають вимогам та потребам збереження стану працівників в процесі професійної діяльності.

Далі буде розглянуто усунення такого шкідливого виробничого чинника як недостатність штучного освітлення.

Освітлення розраховується для приміщення площею тридцять шість квадратних метрів, шириною 4,9 метрів, висотою – 4,2 метри.

Використаємо метод світлового потоку. Для зазначення кількості освітлювальних приладів необхідно визначити потік світла, що потрапляє на поверхню, за формулою (4.1)

$$F = \frac{E \cdot K \cdot S \cdot Z}{n}, \quad (4.1)$$

де F - світловий потік, що розраховується, люмени.

E - нормована мінімальна освітленість, визначається за таблицею.

Робота лікаря відноситься до підгрупи точних робіт, тому мінімальний рівень освітленості E буде становити 300 люменів, якщо використовуються газорозрядні лампи.

S - розмір за площею освітлюваного приміщення (у нашому випадку розмір площі приміщення становить тридцять шість квадратних метрів).

Z - співвідношення середнього рівня освітленості до мінімального рівня (зазвичай дорівнює значенням 1,1-1,2, тому Z в нас дорівнюватиме 1,1).

K - коефіцієнт запасу, що враховує те, як зменшиться світловий рівень потоку лампи в результаті забруднення світильників в процесі експлуатації (значення визначається за нормативною таблицею коефіцієнтів запасу для різних приміщень, в нашому випадку коефіцієнт запасу становить 1,5).

n – коефіцієнт використання, залежить від даних освітлювального приладу, площі кабінету, кольору поверхонь, що характеризується коефіцієнтами відзеркалення від стін (Pc) та стелі (Pп), що визначаються за таблицею нормативів (Pc=30%, Pп=50%). Значення n береться із таблиці коефіцієнтів використання різних світильників. Для цього обчислюється індекс приміщення по формулі (4.2):

$$I = \frac{S}{h \cdot (A+B)}, \quad (4.2)$$

де S - площа приміщення, S = 36 кв. м.;

h - висота підвісу, h = 3,39 м;

A - ширина приміщення, A = 4,9 м;

B - довжина приміщення, B = 7,35 м.

Підставивши значення у формулу (4.2) отримаємо:

$$I = \frac{3,6}{3,39 \cdot (4,9+7,35)} = 0,8;$$

Знаючи індекс приміщення I, Pc і Pп, за таблицею знаходимо n = 0,28.

Після підстановки значень у формулу (4.1) визначаємо світловий потік F:

$$F = \frac{300 \cdot 1,5 \cdot 36 \cdot 1,1}{0,28} = 63642,8 \text{ Лм};$$

Для освітлення нашого робочого приміщення обираємо люмінесцентні лампи типу T8/F 36w, значення світлового потоку яких становить F = 3000 Люменів.

Необхідна кількість ламп розраховується за формулою 4.3.

$$N = \frac{F}{F_{л}}, \quad (4.3)$$

де N - число ламп, що наразі визначається;

F - світловий потік, F = 63642,8 Люменів;

F_л - світловий потік лампи, F_л = 3000 Люменів.

З цього виходить, що ламп у робочому рентгенологічному приміщенні повинно бути встановлено у кількості не меншій за:

$$N = \frac{63642,8}{3000} = 22 \text{ штук.}$$

При виборі освітлювальних приладів використовуємо світильники типу TL- 3011. Кожний світильник комплектується двома лампами, тому доцільно розмістити їх трьома рядами, по чотири світильники в кожному.

При виборі ламп ми використовуємо TL 3011. Кожен прилад оснащено двома лампами, тому їх рекомендується розділити на три ряди по чотири лампи в кожному ряду.

У розділі дипломної роботи, присвяченому охороні праці, було наведено і розглянуто основні питання з нормалізації техніки безпеки і організації умов праці. Відповідно до нормативних документів було проведено розрахунок та аналіз виробничих чинників підвищеної

шкідливості. Також була наведена оцінка з пожежної та електричної безпеки у приміщеннях для радіологічних досліджень.

Важливим фактором, впливаючим на працездатність та продуктивність після тривалого часу роботи є достатній рівень освітленості робочого місця, який може бути досягнуто завдяки правильно встановленому освітленні та регламентованому графіку роботи для зниження рівня навантаження на працівника

У всіх медичних закладах, де є джерела іонізуючих випромінювань, організовано радіаційний контроль. Він здійснюється службою радіаційної безпеки, установою або спеціально виділеною посадовою особою, а також відповідними відомчими службами із застосуванням дозиметричних приладів. З огляду на існування професійної шкідливості у персоналу рентгенологічних кабінетів, трудове законодавство передбачає низку пільг: скорочений робочий день, подовжену відпустку, надбавку до заробітної платі, ранній відхід на пенсію. До роботи у рентгенологічному відділенні не допускаються неповнолітні особи, вагітні, а також люди із захворюваннями, несумісними із роботою у сфері дії іонізуючого випромінювання.

Висновок до розділу:

Якщо дотримуватись наведених правил, можна уникнути проблем, що могли б бути викликані шкідливими чинниками, присутніми при роботі із томографічним обладнанням.

ВИСНОВКИ

Конусно-променева комп'ютерна томографія (КПКТ) – це метод діагностики, який складається з рентгенівської комп'ютерної томографії, де рентгенівські промені розходяться, утворюючи конус. Дозволяє отримати тривимірне зображення обстежуваного об'єкта.

Із усіх розглянутих методів рентгенівської діагностики, комп'ютерна томографія є найбільш ефективною для дослідження кісток та структури внутрішніх органів. Зі збільшенням робочого поля приймача конусно-променевої томографії стане кращим варіантом для таких досліджень, так як багаторазово зменшується дозове навантаження на пацієнта у порівнянні із традиційним КТ. В систему конусно-променевої томографії прийшов унікальний алгоритм розрахунку зображень томографічних зрізів, цифрові динамічні приймачі та недороге традиційне рентгенівське обладнання.

На даний час КПКТ є широко використовуваним інструментом для кількох стоматологічних застосувань, таких як планування імплантації, кінцева одонтія, щелепно-лицева хірургія та ортодонтія. Більшість існуючих систем КПКТ використовують непрямий FPD, у яких шар матеріалу сцинтилятора, йодиду цезію (CsI:Tl), використовується для перетворення фотонів рентгенівського випромінювання на фотони світла, які, у свою чергу, перетворюються на електричні сигнали. Виконано поставлене у роботі завдання, а саме проведено розрахунки зони опромінення для діаметру зони томографії 390 мм: аксіальна довжина центральної зони по краях складає 332 мм і 438 мм – аксіальна довжина периферійних зон та центральної.

СПИСОК БІБЛІОГРАФІЧНИХ ПОСИЛАНЬ ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Променева діагностика: Том 1 / Коваль Г. Ю., Мечев Д. С., Мірошніченко С. І., Шармазанова О. П. та ін. – К.: Медицина України, 2018 – 302 с.
2. Основы и принципы лучевой диагностики: Учеб-метод. пособие / А. И. Алешкевич – Минск: БГМУ, 2015. – 86 с.
3. Хофер М. Компьютерная томография – М.: Медицинская литература, 2008 – 224 с.
4. Коваль Г. Ю. Променева діагностика: в 2-х томах. – К.: Медицина України, 2009.
5. Мірошніченко С. І. Цифровые приемники рентгеновских изображений. – К.: Медицина Украины, 2014. – 100 с.
6. ПОРІВНЯННЯ ТЕОРЕТИЧНОЇ ТА ПРАКТИЧНОЇ ШИРИНИ ШАРУ. ДОСЛІДЖЕННЯ ПРИ КОНУСНО-ПРОМЕНЕВІЙ ТОМОГРАФІЇ / О.С. Мірошніченко, С.І. Мірошніченко, Ю.В. Хобта, А.Н. Невгасимий, І.О. Лобач, Д.М. Корольова.
7. Pauwels R, Araki K, Siewerdsen JH, Thongvigitmanee SS. Technical aspects of dental CBCT: state of the art. Dentomaxillofac Radiol 2014; 44: 20140224.
8. https://hmn.wiki/uk/Digital_radiography
9. <http://cifrorentgeny-viziografy.ru/kak-rabotaet-ploskopanelnyj-x-ray-detektor-dr-digital>
10. Основы рентгенографической техники / Под ред. Н. Н. Блинова: Учебное пособие. – М.: Медицина, 2002. – 392 с.
11. Зеликман М. И. Цифровые системы в медицинской рентгенодиагностике. – М.: Медицина, 2007. – 208 с.

12. Рентгенологічні методи дослідження: навчальний посібник для студентів / уклад. Н. В. Туманська, К. С. Барська, С. В.Скринченко – Запоріжжя : [ЗДМУ], 2016. – 82 с.

13. <https://magnettime.com.ua/uk/kompyuterna-tomografiya-shho-ce-i-koli-provodyat/>

14. Cheol-Woo Park¹, Jin-ho Kim¹, Yu-Kyeong Seo¹, Sae-Rom Lee¹, Ju-Hee Kang¹, Song-Hee Oh¹, Gyu-Tae Kim¹, Yong-Suk Choi¹, Eui-Hwan Hwang. Volumetric accuracy of cone-beam computed tomography // Imaging Science in Dentistry 2017; 47: 165-74.

15. <https://tomograf.ua/uk/perevagi-konusno-promenevo%D1%97-kompyuterno%D1%97-tomografi%D1%97-kpkt/>

СПИСОК БІБЛІОГРАФІЧНИХ ПОСИЛАНЬ ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ ДЛЯ ОХОРОНИ НАВКОЛИШНЬОГО СЕРЕДОВИЩА (3-Й РОЗДІЛ)

1. Про затвердження Державних санітарних правил і норм "Гігієнічні вимоги до влаштування та експлуатації рентгенівських кабінетів і проведення рентгенологічних процедур". Зареєстровано в Міністерстві юстиції України 7 листопада 2007 р. за № 1256/14523

2. Про введення в дію Державних гігієнічних нормативів "Норми радіаційної безпеки України (НРБУ-97)". Постанова №62 від 01.12.97

СПИСОК БІБЛІОГРАФІЧНИХ ПОСИЛАНЬ ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ ДЛЯ ОХОРОНИ ПРАЦІ (4-Й РОЗДІЛ)

1. Санітарні норми мікроклімату виробничих приміщень ДСН 3.3.6.042-99. Постанова №42 від 01.12.1999.

2. Про затвердження Державних санітарних правил і норм "Гігієнічні вимоги до влаштування та експлуатації рентгенівських кабінетів і проведення рентгенологічних процедур". Зареєстровано в Міністерстві юстиції України 7 листопада 2007 р. за № 1256/14523

3. Про введення в дію Державних гігієнічних нормативів "Норми радіаційної безпеки України (НРБУ-97)". Постанова №62 від 01.12.97.

4. Про затвердження державних санітарних правил "Основні санітарні правила забезпечення радіаційної безпеки України". Постанова №54 від 02.02.2005.

5. Про затвердження Правил пожежної безпеки в компаніях, на підприємствах та в організаціях енергетичної галузі України. Постанова №1417 від 30.12.2014, остання зміна згідно наказу №830 від 25.11.2020.