

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 рентгенівських апаратів з томосинтезом
для діагностики грудної клітини»**

Виконавець
студентка групи ФЕ-237М _____ Тростенюк Дарина Сергіївна

Керівник
д.т.н., професор _____ Мірошніченко Сергій Іванович

Консультант розділу
«Охорона праці» _____ Козлітін О.О.

Консультант розділу
«Охорона навколишнього
середовища» _____ Радомська М.М.

Нормоконтролер _____ Сініцин Р.Б.

КИЇВ 2022

НАЦІОНАЛЬНИЙ АВІАЦІЙНИЙ УНІВЕРСИТЕТ

Факультет _____
Кафедра _____
Напря́м (спеціальність) _____
(шифр, найменування)

ЗАТВЕРДЖУЮ
Завідувач кафедри
_____ Шутко В.М.
« ____ » _____ 2022 р.

ЗАВДАННЯ

на виконання дипломного проекту (роботи) студента

(прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема проекту (роботи): Розрахунок параметрів рентгенівських апаратів з томосинтезом для діагностики грудної клітини
2. Термін виконання проекту (роботи):
3. Вихідні дані до проекту (роботи): дипломна робота складається зі вступу, п'яти розділів, висновків та списку використаних джерел. Список використаних джерел налічує 114 найменувань. Загальний обсяг роботи – 95 сторінок.
4. Зміст пояснювальної записки (перелік питань, що підлягають обробці): Вступ. Розділ 1 Теоритчні основи. Розділ 2 Цифровий томосинтез грудної клітини. Розділ 3 Ефективна доза томосинтезу грудної клітини у дітей. Розділ 4 Охорона праці. Розділ 5 Охорона навколишнього середовища. Висновки. Список використаних джерел.
5. Перелік обов'язкового графічного матеріалу: схеми, рисунки, таблиці.

6. Календарний план-графік

№ пор.	Завдання	Термін виконання	Підпис керівника
1	Розробити деталізований зміст розділів диплому		
2	Опрацювання літературних матеріалів за обраною тематикою		
3	Написання теоретичної частини диплому		
4	Проведення дослідів, написання практичної частини диплому		
5	Написання розділів з Охорони праці та Охорони навколишнього середовища		
6	Написання висновку до дипломної роботи, оформлення пояснювальної записки згідно вимог		
7	Усунення недоліків в пояснювальній записці до дипломної роботи		
8	Підготовка роздавального матеріалу, презентації, тез для доповіді		

7. Консультанти з окремих розділів

Розділ	Консультант (посада, П.І.Б.)	Дата, підпис	
		Завдання видав	Завдання прийняв
Охорона праці			
Охорона навколишнього середовища			

8. Дата видачі завдання: «25» жовтня 2021 р.

Керівник дипломної роботи

(підпис керівника)

Мірошніченко С.І.

(П.І.Б.)

Завдання прийняла до виконання

(підпис випускника)

Тростенюк Д.С.

(П.І.Б.)

ЗМІСТ

ВСТУП.....	8
РОЗДІЛ 1 ТЕОРЕТИЧНІ ОСНОВИ.....	10
1.1. Історичні передумови.....	10
1.2. Рентгенівське випромінювання.....	12
1.3. Концепція та робота рентгенівського апарату.....	14
1.4. Методи рентгенологічного дослідження.....	22
1.4.1. Рентгенографія.....	22
1.4.2. Рентгеноскопія.....	22
1.4.3. Лінійна томографія.....	24
1.4.4. Комп'ютерна томографія.....	25
1.4.5. Магнітно-резонансна томографія.....	27
1.4.6. Позитронно-емісійна томографія.....	28
1.5. Цифровий томосинтез.....	29
1.6. Постановка мети та завдання дослідження.....	31
1.7. Висновки до розділу 1.....	32
РОЗДІЛ 2 ЦИФРОВИЙ ТОМОСИНТЕЗ ГРУДНОЇ КЛІТКИ.....	33
2.1. Застосування цифрового томосинтезу.....	33
2.1.1. Цифровий томосинтез молочної залози.....	33
2.1.2. Зображення опорно-рухового апарату.....	34
2.1.3. Оцінка ерозій при ревматоїдному артриті.....	34
2.1.5. Абдомінальний томосинтез.....	35
2.1.6. Томосинтез голови та шиї.....	36
2.1.7. Ортопедичний томосинтез.....	37
2.2. Цифровий томосинтез грудної клітки.....	38
2.3. Загальна інформація про ЦТ грудної клітини.....	40

2.3.1. ЦТ грудної клітини як інструмент скринінгу легенів	44
2.3.2. ЦТ грудної клітини при оцінці солітарних легеневих вузликів, виявлених за допомогою рентгенографії	44
2.3.3. ЦТ грудної клітини як інструмент виявлення вторинного раку легенів	45
2.3.4. ЦТ грудної клітини при пневмонії після COVID-19	45
2.3. Доза опромінення від цифрового томосинтезу грудної клітини	46
2.4. Висновки до розділу 2	47
РОЗДІЛ 3 ЕФЕКТИВНА ДОЗА ТОМОСИНТЕЗУ ГРУДНОЇ КЛІТИНИ У ДІТЕЙ	48
3.1. Система томосинтезу	49
3.2. Визначення ефективної дози	50
3.3. Результати визначення ефективної дози	53
3.4. Висновки до розділу 3	60
РОЗДІЛ 4 Охорона праці	61
4.1. Аналіз шкідливих та небезпечних факторів	61
4.2. Розрахунок та розробка інженерно-технічних заходів з охорони праці	62
4.3. Пожежна безпека приміщення	67
4.4. Інструкція з охорони праці	69
4.5. Висновки до розділу 4	72
РОЗДІЛ 5 Охорона навколишнього середовища	73
5.1. Використання меншої кількості енергії та води	74
5.2. Створення меншої кількості відходів	75
5.3. Використання біорозкладаних матеріалів	75
5.4. Належна утилізація відходів	76

5.5. Практичні рекомендації	78
5.6. Висновки до розділу 5	79
ВИСНОВКИ	80
СПИСОК ВИКОРИСТАНОЇ ЛІТЕРАТУРИ	82

РЕФЕРАТ

Пояснювальна записка до дипломної роботи «Розрахунок параметрів рентгенівських апаратів з томосинтезом для діагностики грудної клітини» містить: 95 сторінок, 23 рисунка, 114 використанії джерел.

РЕНТГЕНІВСЬКИЙ АПАРАТ, ТОМОСИНТЕЗ, ДІАГНОСТИКА ГРУДНОЇ КЛІТИНИ.

Об'єкт дослідження – ефективна доза томосинтезу грудної клітини дітей.

Мета дипломної роботи – удосконалення методу розрахунку педіатричної ефективної дози для томосинтезу грудної клітини з урахуванням віку, статі та енергії променя.

ВСТУП

Рентгенографія грудної клітки була основою першої лінії візуалізації при підозрі на захворювання грудної клітки протягом більш ніж століття в більшості країн світу, і залишається нею навіть сьогодні, незважаючи на досягнення технологій торакальної візуалізації, таких як комп'ютерна томографія (КТ) та магнітна резонансна томографія (МРТ) [1-6].

Хоча рентген грудної клітки (РГК) продовжує надавати важливу медичну інформацію навіть сьогодні, існує перекривання тривимірних структур, спроектованих на двовимірне зображення, що призводить до зниження роздільної здатності контрасту, де аномалії, такі як легеневі вузлики, часто залишаються непоміченими навіть найкваліфікованішим рентгенологом [1-6].

Наразі мало відомо про віддалені легеневі ускладнення у пацієнтів, які одужали від важкого гострого респіраторного дистрес-синдрому (ГРДС), пов'язаного з SARS-CoV-2 [2-11].

На сьогоднішній день немає єдиних критеріїв для рентгенологічної оцінки вірусної пневмонії в контексті пандемії. Дійсно, вибір методів візуалізації ґрунтується не тільки на властивостях методів візуалізації, а й на ресурсах особистості, лікарні та, що не менш важливо, зрештою залежить від судження та досвіду команди професіоналів, які безпосередньо беруть участь у веденні цих пацієнтів [3-6].

Незважаючи на те, що РГК все ще є основним методом оцінки пацієнтів з відомою або підозрюваною пневмонією COVID-19, його низька чутливість не дозволяє розпізнати інтерстиціальні аномалії легень [1,5]. Також повідомлялося, що КТ високої розподільної здатності відмінно підходить не тільки для виявлення гострої пневмонії, спричиненої COVID-19, але й для спостереження за пацієнтами, які мають довгострокові легеневі порушення, включаючи фіброзноподібні зміни [5-9].

Інші дослідження показали, що цифровий томосинтез (ЦТ) надає більше інформації щодо невеликих уражень легенів і тонких ретикуляцій легеневої паренхіми, ніж звичайний РГК, завдяки видаленню перекриваючих перешкод

[12-16]. Це означає, що цифровий томосинтез цілком може бути альтернативою КТ методу візуалізації для спостереження за пацієнтами після пневмонії COVID-19 у виявленні аномалій легеневої паренхіми.

РОЗДІЛ 1 ТЕОРЕТИЧНІ ОСНОВИ

1.1. Історичні передумови

Переважає думка, що вивчення медичної фізики зародилося в 1895 році з спостереження Вільгельма Конрада Рентгена за формою електромагнітного випромінювання, створеного в результаті досліджень катодного випромінювання, яке при попаданні на фотопластинки спричиняло флуоресценцію матеріалу [17]. Відкриття цієї унікальної форми електромагнітного випромінювання, яке колись називали променями Рентгена, а тепер називають рентгенівськими променями, принесло Ронтгену першу Нобелівську премію з фізики в 1901 році. Широке застосування рентгенівських променів в інших галузях досліджень, головною з яких є медицина, стало очевидним після того, як Рентген опублікував одне з перших і, мабуть, найвідоміших зображень, зроблених за допомогою рентгенівських променів: сканування руки його дружини, як показано на рис. 1.



Рис.1.1. «Hand mit Ringen» (буквально «рука з каблучками»), одне з перших рентгенівських сканувань, показано на руці Анни Берти Людвіг [18].

Через кілька днів після опублікованого відкриття Ронтгеном рентгенівського випромінювання лікарі виготовляли рентгенограми, щоб продемонструвати його потенційне застосування в стоматологічній роботі, а протягом року рентгенівські знімки виготовлялися для допомоги жертвам вогнепальної зброї [19]. Протягом наступних 100 років використання

рентгенівського випромінювання поширяться на нові та унікальні галузі досліджень, але його використання в медицині є майже безперечно найважливішим наслідком рентгенівського випромінювання на сьогоднішній день.

З моменту появи рентгенівського випромінювання було розроблено кілька різних методів візуалізації, щоб максимізувати інформацію, отриману зі створених зображень, і мінімізувати безліч проблем, пов'язаних із практикою рентгенівського випромінювання, включаючи, але не обмежуючись: незручне або хворобливе розташування частини тіла перед і під час активної фази візуалізації, радіаційне опромінення, енергія, необхідна для живлення джерела та скануючого пристрою, а також методи реконструкції тьмяного зображення [20-27]. Комп'ютерна томографія є одним із таких методів, коли джерело рентгенівського випромінювання обертається навколо тіла пацієнта та може створювати зображення під різними кутами цікавої області тіла, при цьому інформація про зображення обробляється комп'ютером. Цифровий томосинтез – ще одна така техніка, подібна до КТ, де знімаються зображення людського тіла в розрізах і реконструюються в зображення за допомогою цифрового аналізу. Порівнюючи ці два, сучасний ЦТ пропонує низку переваг перед сучасним КТ: зменшене обертання установки джерела-детектора над поверхнею зображення, менша кількість секційних зображень, необхідних для створення реконструйованого зображення, знижений радіаційний вплив і, як правило, економічніший [28-35].

Основу цифрового томосинтезу можна віднести до голландського дослідника Бернарда Джорджа Зієдсеса де Плантеса, який у 1932 році розробив пристрій, у якому рентгенівська трубка та рецептор зображення рухалися одночасно над анатомічною областю, що створювало кілька тонкошарових зрізів зображення область, яка може підкреслити невеликі аномалії, які інакше не помічаються при зображенні більшого зрізу [36, 37]. Зієдсеса де Плантеса назвав метод отримання зображень томографією,

оскільки кожне із зображень, зроблених у вибраній площині анатомічної області, заповнювало ту саму позицію, тоді як області за межами вибраної площини були розмитими та несфокусованими. Хоча пристрій і метод Зієдсеса де Плантеса, запропоновані медичному співтовариству, мали потенціал для характеристики невеликих утворень, які раніше неможливо було виявити, це не обійшлося без помітних проблем: метод отримання зображень, представлений Зієдсесом де Плантеса, був складним, потрібно було б виконати кілька процедур, створювати більше одного зрізу, що призводило до підвищеного ризику високого опромінення рентгенівським випромінюванням, і виявилось складним зменшити численні деталі, що надходять із-за меж вибраної площини інтересу, від проектування на кінцеве зображення [36-38]. До 1969 року робота Зієдсеса де Плантеса була комерційно впроваджена, «тривимірна рентгенографія», розроблена Гаррісоном та іншими, могла створювати 3D-зображення за допомогою одного сканування та зменшити більшість проблем, які спочатку були виявлені з томографією Зієдсеса де Плантеса [36, 39]. Навіть з урахуванням нових відкриттів і досягнень, зроблених Гаррісоном та іншими, ЦТ втратить свою популярність у галузі медицини з появою технології КТ у 1970-х роках, яку очолили вчені Сер Годфрі Хаунсфілд і Аллан Кормак. Революція, якою стала технологія КТ, змінила фокус від удосконалення технології ЦТ до впровадження технології КТ у лікарнях та дослідницьких лабораторіях.

1.2. Рентгенівське випромінювання

Рентгенівське, невидиме, високопроникаюче електромагнітне випромінювання з набагато коротшою довжиною хвилі (вищою частотою), ніж видиме світло. Діапазон довжин хвиль для рентгенівських променів становить приблизно від 10^{-8} м до приблизно 10^{-11} м, або від менш ніж мільярдної частки дюйма до менше ніж трильйонної частки дюйма; відповідний діапазон частот становить приблизно від 3×10^{16} Гц до приблизно 3×10^{19} Гц ($1 \text{ Гц} = 1 \text{ імп/с}$).

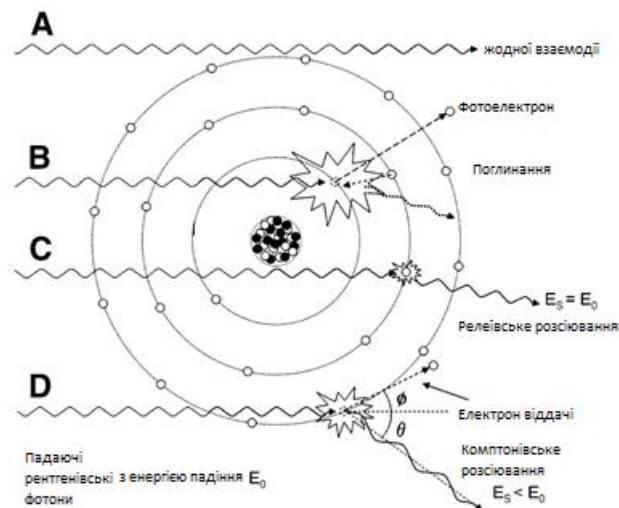


Рис.1.2. Ілюстрація трьох рентгенівських взаємодій. (А) Неослаблений промінь, (В) фотоелектричне поглинання, (С) релєївське розсіювання та (D) комптонівське розсіювання [40]

Рентгенівські промені за своєю природою є різновидом електромагнітних хвиль. Рентгенівські промені мають довжину хвилі (в ангстремах – Å) від 15 Å до $0,034 \text{ Å}$ (від 80 нм до $0,01 \text{ нм}$). В діагностичних рентгенівських апаратах практично одержують промені з довжиною хвилі $0,1 - 0,8 \text{ Å}$. Меншу довжину хвиль (близько $0,001 \text{ Å}$) мають гамма-промені радіоактивного розпаду. Людське око здатне сприймати промені з довжиною електромагнітних хвиль від 7600 до 4000 Å , а тому рентгенівські промені для людини невидимі. Джерелом виникнення рентгенівських променів є внутрішньоатомна енергія.

У світлі електронної теорії метали відрізняються від інших тіл тим, що мають вільні електрони, які хаотично рухаються. Якщо приєднати кінці металевого провідника до полюсів генератора струму, то вільні електрони будуть чітко поступально рухатися. Рух електронів у провіднику, спрямований від катода генератора струму до його анода, є електричним струмом (рис. 1.3). Якщо металевий провідник розігріти, він починає виділяти електрони. Це явище називають електронною емісією. Воно відіграє важливу роль у виникненні рентгенівських променів.

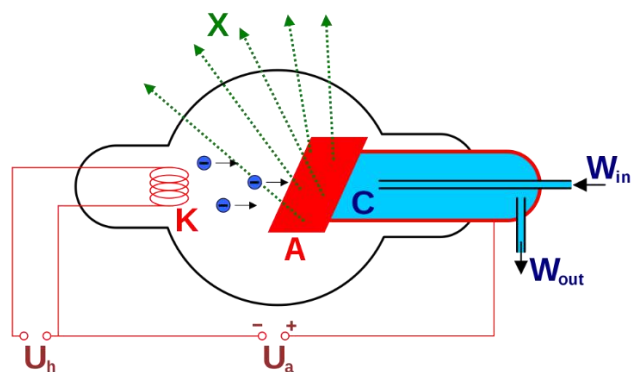


Рис.1.3. Утворення РВ у рентгенівській трубці

X - рентгенівські промені, K - катод, A - анод (іноді званий антикатодом), C - тепловідведення, U_h - напруга напруження катода, U_a - напруга, що прискорює, W_{in} - впуск водяного охолодження, W_{out} - випуск водяного охолодження

Відмінності у поглинанні рентгенівського випромінювання тканинами різної щільності дають можливість одержувати рентгенівське зображення. Так, якщо рентгенівські промені проникнуть крізь грудну клітину, то на тлі легенів, що містять повітря, буде виразно помітно серце, ребра, кровоносні судини і навіть невеликі ущільнення легеневої тканини.

Інформативність рентгенівського зображення оцінюють за об'ємом корисної діагностичної інформації – кількості помітних деталей досліджуваного об'єкта. Технічну якість зображення визначають за його об'єктивними параметрами, а саме: за оптичною щільністю, різкістю розмежування та контрастністю.

1.3. Концепція та робота рентгенівського апарату

Рентгенівський апарат складається з наступних елементів:

- Генератор рентгенівського випромінювання
- Панель керування (Консоль керування)
- Трансформатор
- Підвищувальний трансформатор
- Понижуючий трансформатор
- Автотрансформатор

- Випрямлячі
- Кабель високої напруги
- Рентгеновська трубка
- Коліматор
- Сітка
- Бакі
- Рентгенівська плівка

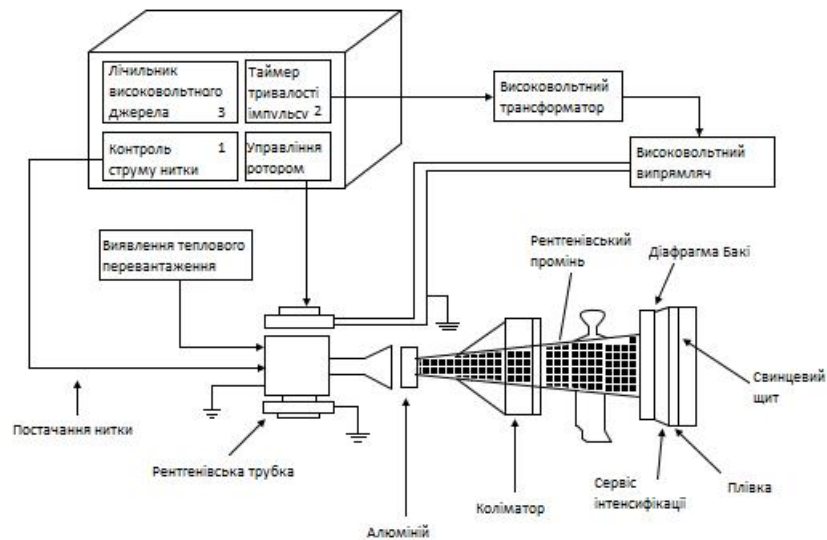


Рис.1.4. Блок-схема рентгенівського апарату [41]

Генератор рентгенівського випромінювання - це пристрій, який створює рентгенівське випромінювання. Разом із детектором рентгенівського випромінювання він зазвичай використовується в різноманітних сферах застосування, включаючи медицину, рентгенівську флуоресценцію, перевірку електронних вузлів і вимірювання товщини матеріалу під час виробничих операцій. У медицині рентгенівські генератори використовуються рентгенологами для отримання рентгенівських зображень внутрішніх структур (наприклад, кісток) живих організмів [41].

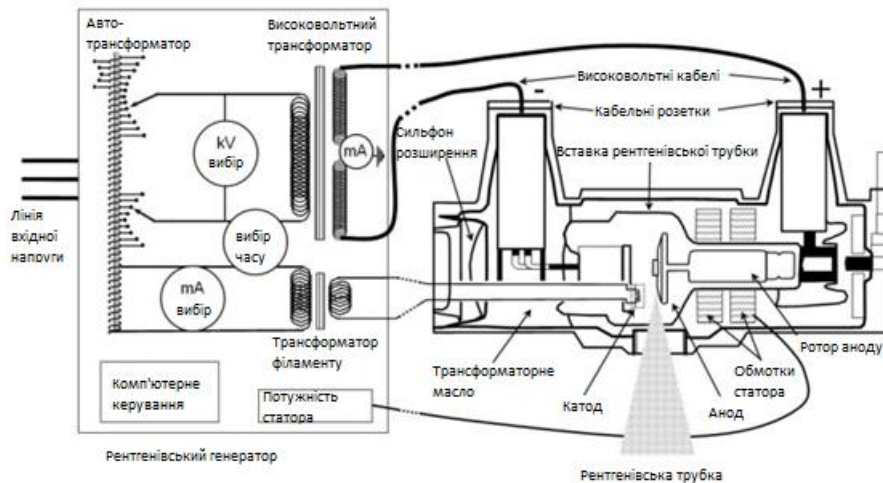


Рис.1.5. Генератор рентгенівського випромінювання [41]

1 - Генератор рентгенівського випромінювання: Генератор високої напруги змінює вхідну напругу та струм, щоб забезпечити рентгенівську трубку потужністю, необхідною для створення рентгенівського променя бажаної пікової напруги (кВ р) і струму (mA) і тривалість (час) [41].

- Високочастотний генератор живить рентгенівську трубку. Раніше використовували генератори високої напруги.
- Генератори високої частоти використовуються для рентгенівського випромінювання, оскільки вони працюють на одній фазі та дають менші пульсації напруги.

2 - Панель керування (Консоль керування): забезпечує керування компенсацією лінії, kVp, mA та часом експозиції.

- Дозволяє вибрати параметри техніки та ініціювати радіографічні опромінення Ампер, Напруга, Час;
- Дозволяє технологу-радіологу контролювати струм і напругу рентгенівської трубки, щоб корисний промінь рентгенівського випромінювання мав належну кількість і якість;

Кількість випромінювання відноситься до кількості рентгенівських променів або інтенсивності рентгенівського променя. Кількість радіації

зазвичай виражається в мілірентгенах (мР) або мілірентгенах/міліампер-секунда (мР/мАс) [41].

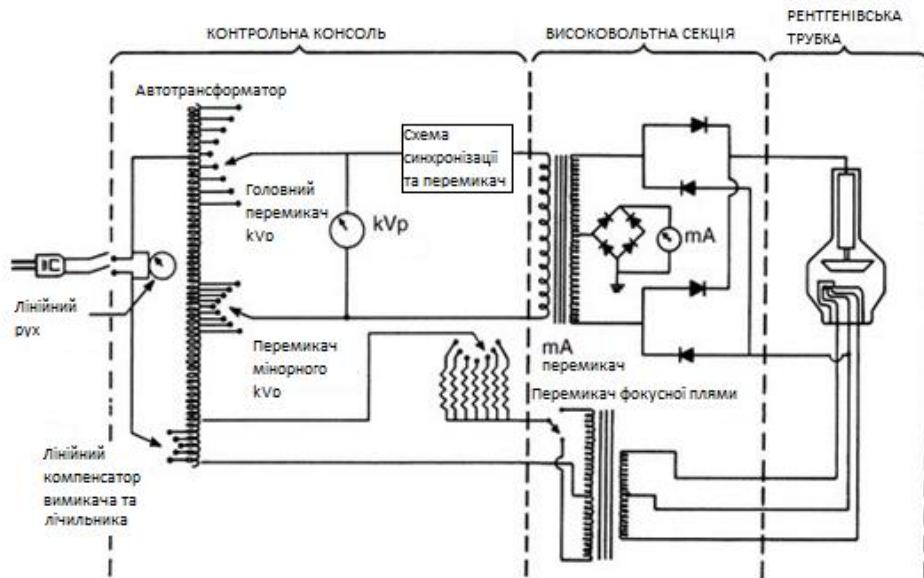


Рис.1.6. Консоль керування [41]

3 - Трансформатор: трансформатори змінюють напругу вхідних електричних сигналів змінного струму (АС), щоб збільшити або зменшити напругу в ланцюзі.

4 - Підвищувальний трансформатор: подає високу напругу на рентгенівську трубку (напруга збільшується, а струм зменшується).

5 - Понижуючий трансформатор: подає електроенергію для нагрівання нитки розжарювання рентгенівської трубки (напруга зменшується, а струм збільшується).

6 - Автотрансформатор: подає напругу для двох ланцюгів і забезпечує розташування Kvp-метра (вказує напругу, що прикладається до рентгенівської трубки).

7 - Випрямлячі: перетворюють змінний струм на постійний струм (DC), необхідний рентгенівській трубці. Випрямляч обмежує потік струму в рентгенівській трубці в одному напрямку (від катода до анода), тим самим запобігаючи пошкодженню нитки розжарення рентгенівської трубки. Два типи: напівхвиля і повна хвиля.

8 - Кабель високої напруги: спеціальні кабелі з високою ізоляцією. Розглядається ємність кабелю (130-230 пФ/м), оскільки вона впливає на середнє значення напруги та струму через рентгенівську трубку (збільшує потужність, що подається на трубку) [41].

9 - Рентгенівська трубка

Рентгенівська трубка завжди встановлюється всередині свинцевого захисного корпусу, який призначений для:

- Запобігання надмірному випромінюванню.
- Запобігання ураження електричним струмом пацієнта та оператора (технолога)
- Містить спеціально розроблені розетки високої напруги.
- Забезпечує механічну підтримку рентгенівської трубки та захищає її від пошкоджень.
- Корпуси деяких трубок містять мастило, у якому трубка залита.
- Деякі корпуси трубок містять охолоджуючий вентилятор для повітряного охолодження трубки.
- При правильному проектуванні вони знижують рівень витоку випромінювання до менш ніж 100 мР/год на 1 метр при експлуатації в максимальних умовах [42].

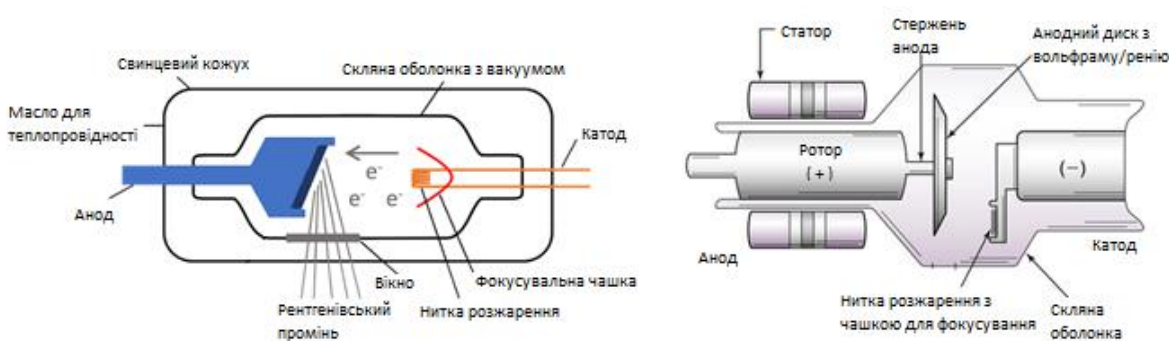


Рис.1.7. Рентгенівська трубка [41, 42]

Головка трубки складається з пари електродів:

- Негативно заряджений катод з нитками нагрівача.
- Позитивно заряджений вузол з вольфрамовою мішенню.

Отримання рентгенівського випромінювання шляхом перетворення енергії. Події 1, 2 і 3 зображують падаючі електрони, які взаємодіють поблизу цільового ядра, що призводить до утворення гальмівного випромінювання, спричиненого уповільненням і зміною імпульсу, з випромінюванням безперервного енергетичного спектру рентгенівських фотонів. Подія 4 демонструє характерне випромінювання, коли падаючий електрон з енергією, що перевищує енергію зв'язку К-оболонки, стикається з внутрішнім електроном і викидає його, створюючи нестабільну вакансію. Електрон зовнішньої оболонки переходить у внутрішню оболонку і випромінює рентгенівське випромінювання з енергією, що дорівнює різниці енергій зв'язку зовнішньої електронної оболонки та К-оболонки, які є «характерними» для вольфраму [42].

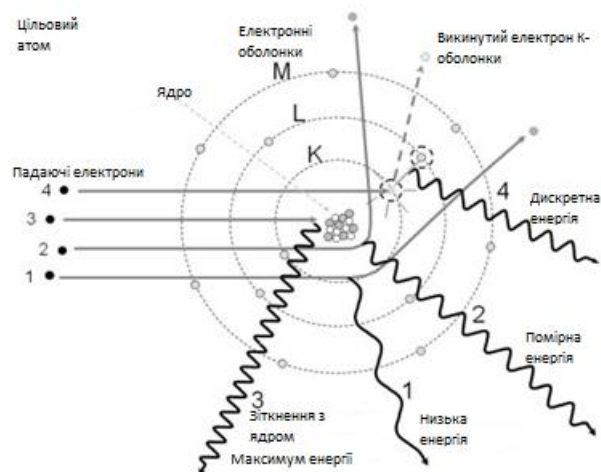


Рис.1.8. Отримання рентгенівського випромінювання [42]

10 - Коліматор: він розміщується між рентгенівською трубкою та пацієнтом і зазвичай оснащений оптичним пристроєм, за допомогою якого рентгенівський знімок може бути точно імітований світловим полем [43].

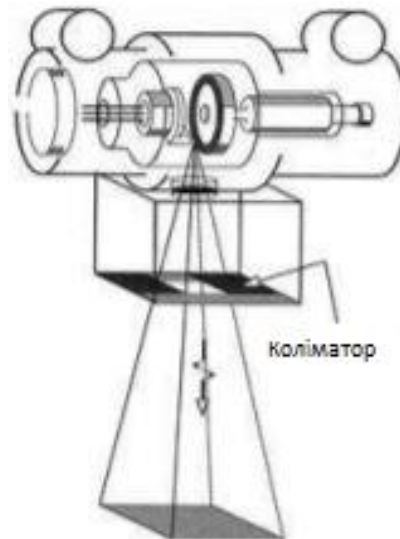


Рис.1.9. Коліматор [43]

Коліматор - це пристрій, який використовується для мінімізації поля зору, уникнення непотрібного опромінення за допомогою свинцевих пластин. Для обмеження променя використовуються свинцеві затвори. Коліматор прикріплюється до рентгенівського випромінювання під скляним вікном, де випромінюються корисні промені [43].

11 - Сітка: вона вставляється між пацієнтом і касетою з плівкою, щоб зменшити втрату контрасту через розсіяне випромінювання.

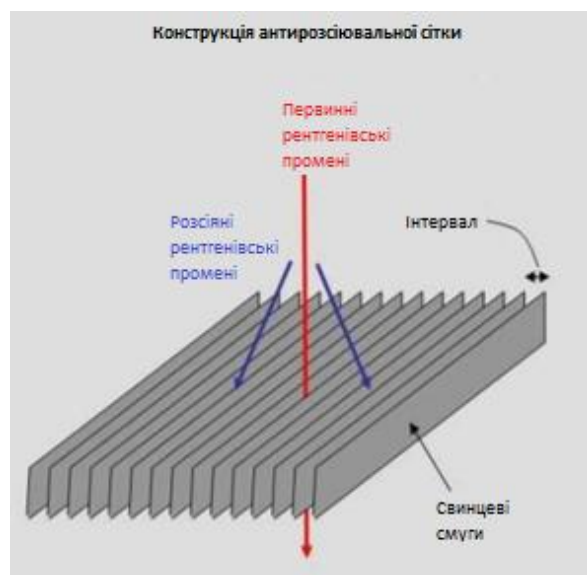


Рис.1.10. Сітка [43]

Сітка схожа на коліматор, але вони мають різні позиції. Сітка розташовується відразу після пацієнта. Він складається зі свинцевих смужок,

які використовуються для усунення розсіяного світла. Ці смужки пропускають лише промені під кутом 90° .

12 - Бакі: це компонент рентгенівських установок, який утримує касету рентгенівської плівки та переміщує сітку під час опромінення [43]. Завдяки цьому смужки свинцю не видно на рентгенівському знімку. Назва відноситься до доктора Гюстава Бакі, який винайшов використання фільтрів у 1913 році.

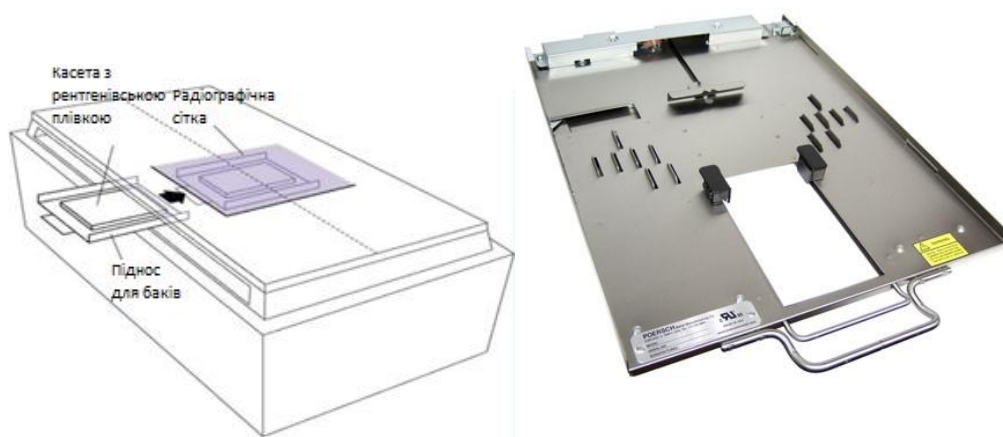


Рис.1.11. Бакі [43]

13 - Рентгенівська плівка: рентгенівська плівка є чутливим матеріалом (листом) для рентгенівського випромінювання. Плівка, яка була піддана рентгенівському випромінюванню, демонструє зображення інтенсивності рентгенівського випромінювання

Після баки кладуть плівку. Він стає чорним, коли рентгенівські промені взаємодіють з ним, і залишається білим, де рентгенівські промені поглинаються. Це призводить до формування чорного, сірого та білого зображення [43].

Два типи рентгенівських фотонів відповідають за щільність, контраст і зображення на рентгенограмі.

Ті, які проходять крізь пацієнта, не взаємодіючи, і ті, що розсіюються в пацієнті через взаємодію комптона. Разом ці рентгенівські промені, які

виходять від пацієнта та перетинають плівку, називаються залишковими рентгенівськими променями.

1.4. Методи рентгенологічного дослідження

1.4.1. Рентгенографія

Рентгенографія – це метод променевого рентгенологічного дослідження, результатом якого є отримання статичних, аналогових, діагностичних зображень на рентгенівських плівках – рентгенограмах [43].

В процесі рентгенографії рентгенівські промені, проходячи через тіло пацієнта, нерівномірно послаблюються і засвічують рентгенографічну плівку, в результаті чого і виходить діагностичне зображення.

Рентгенівська плівка з двох боків покрита спеціальною емульсією, чутливою до фотонів у широкому спектрі електромагнітних випромінювань (рентгенівському, ультрафіолетовому, видимому). Рентгенівську плівку для запобігання засвічування розташовують у спеціальних касетах. У касетах плівка знаходиться між двома флуоресцентними «підсилюючими» екранами, які при дії на них рентгенівських променів починають випромінювати світло видимого спектру, що приводить до більш інтенсивного засвічування плівки. Застосування флуоресціюючих екранів при проведенні рентгенографії знижує інтенсивність опромінення пацієнтів у десятки разів, що дозволяє в значній мірі уникнути негативних біологічних ефектів рентгенівського випромінювання.

Рентгенівські промені поширюються прямолінійно, тому рентгенівське зображення завжди повторює форму досліджуваного органу. Спочатку однорідний пучок рентгенівського випромінювання при проходженні через тіло пацієнта набуває неоднорідності, яка фіксується плівкою.

1.4.2. Рентгеноскопія

Рентгеноскопія – метод рентгенологічного дослідження, при якому зображення органів і тканин пацієнта отримують на флуоресцентному екрані або телевізійному моніторі в реальному масштабі часу [42].

Флюоресцуючий екран являє собою картон, покритий речовиною, яка при взаємодії з рентгенівськими променями світиться пропорційно кількості потрапивших на нього квантів. З боку лікаря екран вкритий прозорим для видимого світла просвинцьованим склом, воно захищає лікаря від шкідливої дії рентгенівських променів. Світіння екрану слабе, тому рентгеноскопію виконують в затемненому кабінеті, в зв'язку з чим дрібні деталі зображення не відрізняються. При проведенні рентгеноскопії опромінення пацієнта і персоналу найбільше в порівнянні з іншими методиками дослідження.

Під час проведення рентгеноскопії рентгенівські промені, проходячи крізь тіло пацієнта, неоднорідно послаблюються і потрапляють на флуоресцентний екран, викликаючи його нерівномірне світіння. Традиційна рентгеноскопія призначена для отримання динамічного, тобто рухомого, проєкційного зображення (у режимі «реального часу»), яке лікар-рентгенолог вивчає безпосередньо на флуоресціюючому екрані.

В даний час застосовують удосконалений метод рентгеноскопії – рентгенотелевізійне просвічування за допомогою підсилювача рентгенівського зображення та електронно-оптичного перетворювача, у результаті чого видиме зображення на флуоресціюючому екрані посилюється, перетворюється в електричний сигнал і відображається на екрані дисплея. Рентгенівське зображення на дисплеї, як і звичайне телевізійне зображення, можна вивчати в освітленому приміщенні.

Сучасні рентгенотелевізійні системи дозволяють проводити запис усіх етапів дослідження з фізіологічною руховою активністю органів, що дає можливість оцінити результати цього дослідження різним лікарям, ретроспективного вивчення зображення, зберігання та перевірки з повторними дослідженнями при динамічному спостереженні за хворим. Також зображення може бути передано на монітори, які знаходяться в інших приміщеннях.

1.4.3. Лінійна томографія

Лінійна томографія – методика рентгенологічного дослідження з отриманням пошарових зображень досліджуваних органів і тканин пацієнта на рентгенівській плівці [42].

На рентгенограмі виходить сумацийне зображення будь-якої частини тіла. Томографія служить для отримання зображення структур, розташованих в одній площині, на рівні певного шару без ефекту нашаровування одних органів і тканин на інші. Такий ефект досягається за допомогою особливого технічного підходу: відбувається безперервний рух під час зйомки в різних напрямках рентгенівської трубки, що випромінює пучок променів, та касети з плівкою щодо досліджуваного об'єкта.

Цим досягається виділення спеціального томографічного зрізу. Завдяки частковому усуненню сумацийного ефекту, поліпшується якість зображення органів на рівні виділеного шару.

За зовнішнім виглядом лінійна томограма відрізняється від рентгенограми відсутністю візуалізації органів вище та нижче досліджуваного рівня, наявністю нерізкості шарів, розташованих вище та нижче цього рівня і більш чіткою візуалізацією досліджуваного об'єкта в площині томографічного зрізу.

Наприклад, на лінійній томограмі легенів відсутня візуалізація ребер (рис. 1.12).

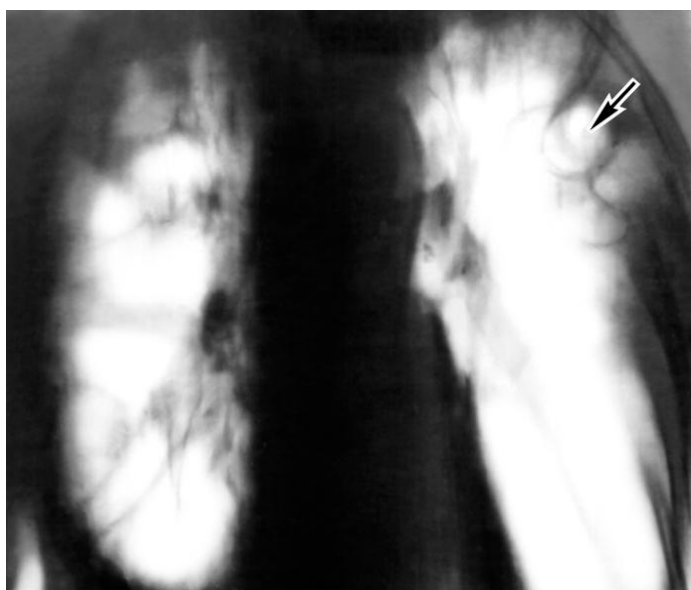


Рис. 1.12 Лінійна томограма: кісти легенів

Лінійна томографія (рис.1.13) допомагає точніше визначити локалізацію, поширеність, характер і структуру патологічного процесу, виявити дрібні патологічні утворення та порожнини.

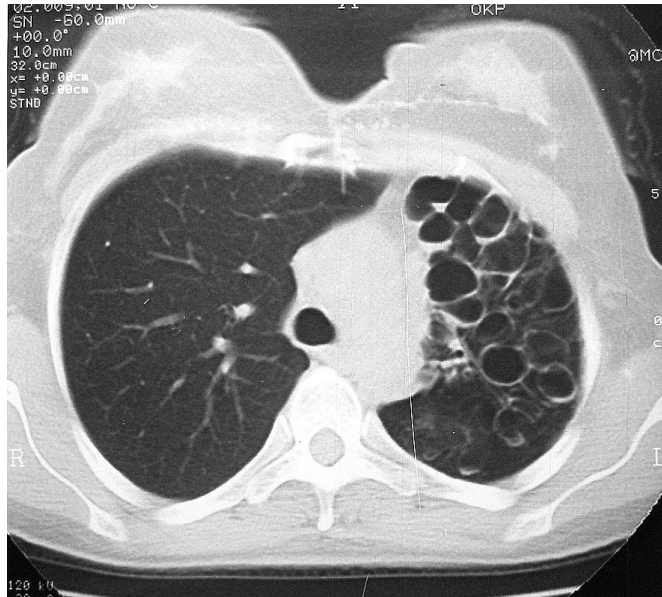


Рис.1.13. Комп'ютерна томограма органів грудної порожнини:
кісти легені

На відміну від лінійної томографії рентгенівська комп'ютерна та магнітно-резонансна томографія дозволяють практично повністю усунути сумаційний ефект, тому в даний час лінійна томографія застосовується рідко, витісняючись цими новими методами.

1.4.4. Комп'ютерна томографія

Комп'ютерна томографія (КТ) є вдосконаленням звичної рентгенівської процедури. Замість того, щоб виробляти звичайне тіньове зображення звичайного рентгенівського знімка, в КТ реконструюється зображення горизонтального зрізу тканини [42]. При КТ вузькі рентгенівські промені пропускаються через головку в певному зрізі поперечного перерізу з найрізноманітніших кутів. Вимірюється кількість випромінювання, поглиненого вздовж кожної лінії. За допомогою вимірювань, пов'язаних з

кожним променем, комп'ютерна програма може визначити щільність тканини в кожній точці зрізу. Отримане зображення і є комп'ютерною томографією, приклад якого наведено на рисунку:

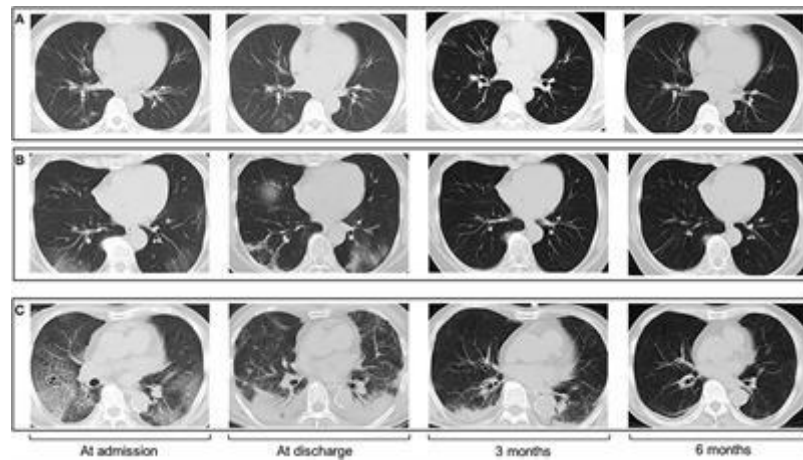


Рис.1.14. Зображення КТ горизонтального зрізу грудної клітини людини

Основою комп'ютерного томографа є рентгенівська трубка, але вона випускає віялоподібний пучок рентгенівського випромінювання, спрямований перпендикулярно довгій осі тіла досліджуваної людини. Рентгенівська трубка обертається навколо пацієнта і повертається до тіла хворого під різними кутами, у загальній складності проходячи 360° (рис.1.15).

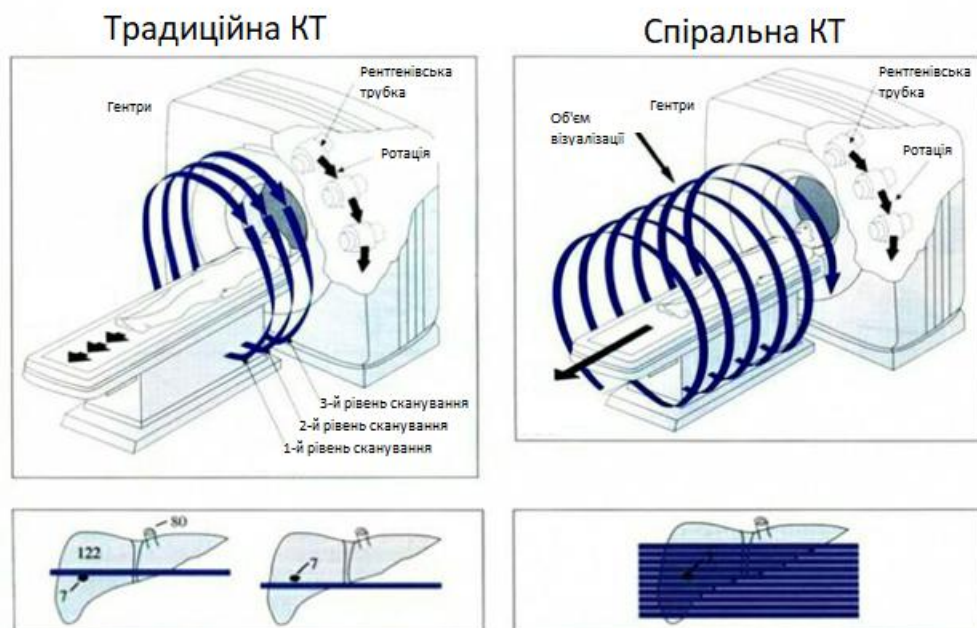


Рис.1.15. Схема роботи комп'ютерного томографа

Рентгенівські промені, проходячи через досліджуваний об'єкт, нерівномірно послаблюються і реєструються системою детекторів. Детектори реєструють ступінь послаблення рентгенівського випромінювання і перетворюють рентгенівське випромінювання в електричні сигнали, які прямо пропорційні енергії рентгенівських фотонів. У пам'яті комп'ютера виявляються зафіксованими всі сигнали від всіх детекторів, на підставі яких внаслідок постпроцесорної обробки будується площинне зображення аксіального зрізу досліджуваного органу – комп'ютерна томограма.

Комп'ютерна томограма є в кінцевому підсумку серією аксіальних томографічних зрізів досліджуваного органу та області тіла, які і підлягають діагностичного аналізу.

Отримана в результаті КТ картина абсолютно об'єктивна, її можливо оцінювати і вивчати на моніторі приладу, фіксувати на папері або рентгенівській плівці, проводити порівняння і зіставлення протягом якогось періоду часу, якщо є складний діагностичний випадок.

В сучасних спіральних комп'ютерних томографах обертання рентгенівської трубки і переміщення пацієнта всередині кругової рами гентрі, відбуваються одночасно і безперервно. Результатом цього є спіралеподібний рух віялоподібного рентгенівського променя крізь тіло пацієнта.

Завдяки цьому зменшується час дослідження, знижується променеве навантаження, з'являється можливість отримання реконструктивних зображень в різних зрізах: фронтальних і сагітальних, а також проведення сканування з використанням контрастних методик. Новітні мультислайсні (мультизрізові) комп'ютерні томографи, в яких за одне обертання рентгенівської трубки отримують до 40 зрізів, дозволяють реконструювати високоякісні тривимірні зображення.

1.4.5. Магнітно-резонансна томографія

Магнітно-резонансна томографія (МРТ) також забезпечує математично реконструйоване зображення зрізів живої тканини, але вона робить це,

використовуючи ядерний магнітний резонанс, при якому радіочастотна енергія в сильному магнітному полі використовується для генерації сигналів від певного атома - зазвичай водню -, що міститься в тканині [42].

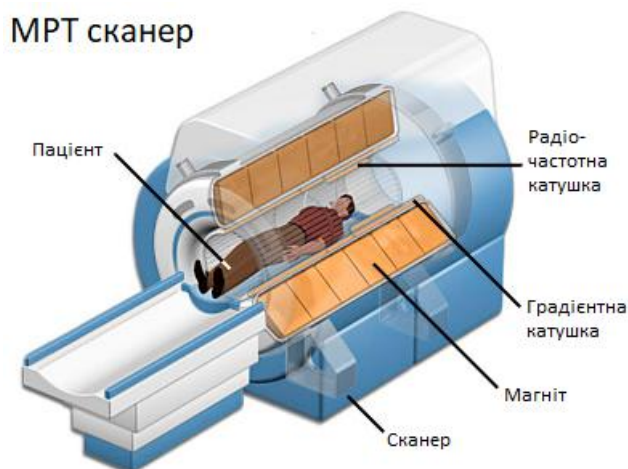


Рис.1.16. Магнітно-резонансна томографія

МРТ поєднує структурну та функціональну інформацію. Клінічно інформативні МРТ-дослідження легенів отримують за допомогою швидкої послідовності, паралельної візуалізації та запуску дихання та ЕКГ. Більшість захворювань легенів супроводжуються збільшенням тканини та/або крові та витісненням повітря, що призводить до підвищення сигналу на МРТ («плюс патології»). МРТ дозволяє додатково функціонально досліджувати перфузію, вентиляцію, дихальну механіку, серцеву діяльність і кровотік. Недоліками МРТ є час отримання дослідження (від 15 до 30 хв) і просторова роздільна здатність (розмір пікселя приблизно 2 мм). Перевагою є відсутність радіаційного опромінення.

1.4.6. Позитронно-емісійна томографія

Позитронно-емісійна томографія (ПЕТ) застосовується протягом декількох десятиліть для отримання зображень, що вказують на функціональні або фізіологічні властивості організму живої людини [44].

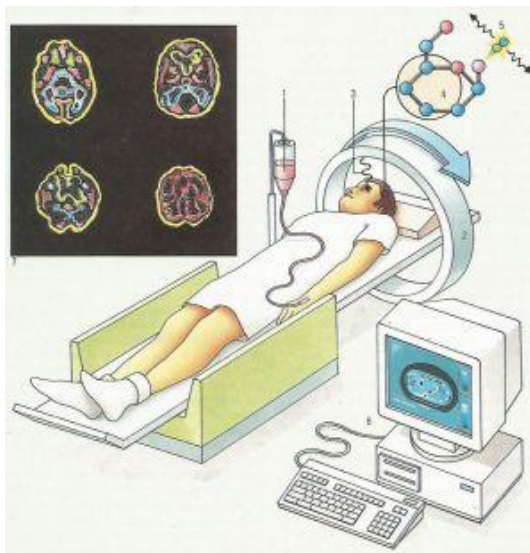


Рис.1.17. Позитронно-емісійна томографія

ПЕТ включає ін'єкцію індикаторної речовини, позначеної позитрон-випромінюючим радіонуклідом. Одним із загальних слідів є мічена фтородезоксиглюкоза (ФДГ) – підкурс, який клітини приймають, коли їм потрібна глюкоза для харчування. Протягом декількох хвилин метаболічно активні частини мозку накопичуватимуть більше ФДГ, ніж менш активні ділянки. Визначивши, де ФДГ накопичується в мозку, можна відобразити закономірності диференціальної активації мозку.

Біомедичні зображення дають фундаментальну інформацію, необхідну для діагностики, прогнозу та лікування різних патологій.

1.5. Цифровий томосинтез

Цифровий томосинтез – це метод візуалізації, який дає деякі томографічні переваги КТ, але за меншої вартості та дози. Хоча томосинтез має кращу просторову роздільну здатність у площині XY (тобто в корональній площині), ніж КТ, він не має такої гарної роздільної здатності в напрямку глибини. Незважаючи на цей компроміс, томосинтез все ще дозволяє покращити продуктивність порівняно зі звичайною рентгенографією грудної клітки. Перевага томосинтезу також полягає в тому, що його можна легко застосувати як доповнення до звичайної рентгенографії грудної клітки [45].

Томосинтез є вдосконаленою версією старішої методики геометричної томографії, яка зараз рідко виконується при візуалізації грудної клітини через труднощі позиціонування, високу дозу опромінення, залишкове розмиття від неплоских структур і конкуренцію з КТ. На відміну від геометричної томографії, томосинтез не обмежується реконструкцією однієї площини, але може генерувати довільну кількість зображень зрізів по всьому об'єму пацієнта після одноразового отримання даних проекційного зображення низькою дозою. Більшість поточних робіт із томосинтезу грудної клітки використовують зображення, отримані в звичайній задньопередній (ЗП) проекції, щоб реконструювати зображення поздовжнього розрізу

Цифровий томосинтез використовує одну лінійну розгортку рентгенівської трубки, тоді як детектор із плоскою панеллю залишається нерухомим. Ряд проекцій низьких доз зроблено для обмеженого кута розгортки. Потім ці проекції реконструюються в набір двовимірних зрізів, паралельних детектору, за допомогою алгоритму. Пацієнти розташовуються подібно до звичайних рентгенографічних проекцій і можуть перебувати вертикально або лежачи. Як і будь-який інший спосіб, важливо, щоб радіологи та рентгенографи знали про параметри одержання та потенційні артефакти, які можуть виникнути. Основні параметри одержання включають напрямок розгортки, кут розгортки, кількість проекцій та дозу опромінення. Потенційні артефакти, які можуть виникнути в результаті, — це розмиття, спотворення артефактів-привидів, низька роздільна здатність за глибиною, металеві артефакти та шум зображення.

Під час отримання зображення за допомогою томосинтезу трубка Рентгена та великий цифровий детектор із плоскою панеллю переміщуються по заздалегідь визначеній траєкторії за допомогою механізму, керованого комп'ютером. Першим пунктом, який слід врахувати під час опису зображення томосинтезу, є геометрія руху трубки та/або детектора. Існує три основні геометрії руху: паралельна траєкторія, частковий ізоцентричний рух і повний ізоцентричний рух.

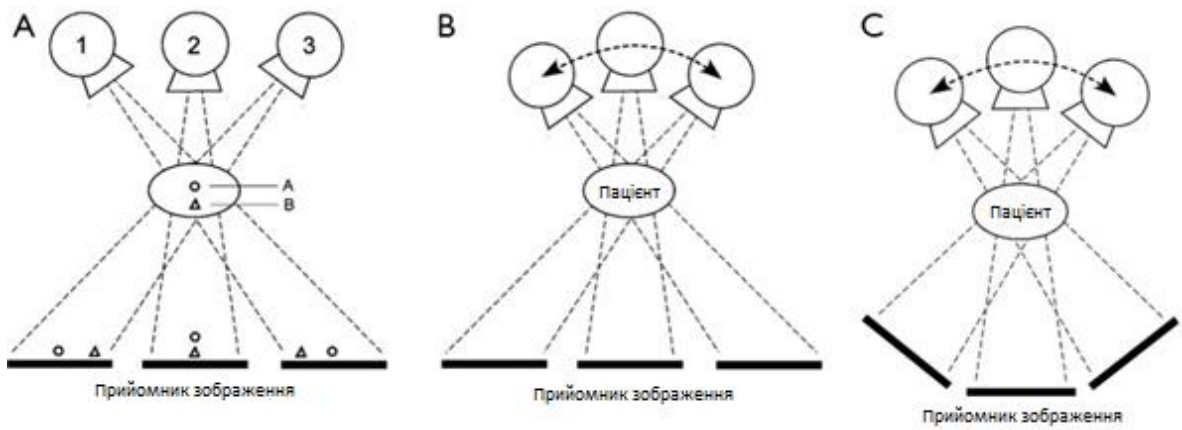


Рис.1.18. Геометрії руху, які використовуються томосинтезом.
 (А) Режим паралельного шляху; (В) частково ізоцентричний рух;
 (С) повний ізоцентричний рух [45]

У першому трубка рухається в площині, паралельній площині детектора. У другому індикатор залишається нерухомим, а трубка Рентгена рухається по дузі над детектором, тоді як у другому трубка і детектор жорстко закріплені один на одному і рухаються в тандемі по круговій траєкторії навколо пацієнта. Паралельний рух зазвичай використовується при томосинтезі грудної клітки та черевної порожнини.

1.6. Постановка мети та завдання дослідження

На базі проведеного аналітичного огляду сучасних методів рентгенографії сформульовано мету та поставлено завдання дослідження.



Рис. 1.19. Науково-технічне завдання

1.7. Висновки до розділу 1

1. Проведено огляд історичних передумов та теоретичних основ рентгенівського випромінювання.
2. Розглянуто концепцію та роботу рентгенівських апаратів.
3. Проаналізовано методи рентгенологічного дослідження. Показано переваги та недоліки цифрового томосинтезу.

РОЗДІЛ 2 ЦИФРОВИЙ ТОМОСИНТЕЗ ГРУДНОЇ КЛІТКИ

2.1. Застосування цифрового томосинтезу

Навіть із значним зростанням популярності, яке принесла з собою КТ-технологія, дослідження ЦТ ніколи не закінчувалися [46-49]. Цифровий томосинтез молочної залози, наприклад, є схваленим FDA методом скринінгу раку молочної залози поряд зі стандартною мамографією та продемонстрував вищу чутливість для виявлення раку та знижений рівень хибнопозитивних результатів порівняно з мамографією [50]. Цифровий томосинтез грудної клітки – це ще один підклас ЦТ, який розвивається, і зосереджується на зображенні частин тіла, розташованих у грудній клітці – таких об'єктів, як легені чи серце, – і виявленні потенційних аномалій. ЦТ грудної клітини досліджували на предмет його застосування для ідентифікації та відстеження прогресування муковісцидозу у пацієнтів шляхом виявлення бронхоектазів, мікобактеріальних інфекцій і раку легенів з характеристикою легеневих уражень і вузликів, а також потенціал ЦТ для використання в поєднанні з рентгенографією грудної клітки [32], [34], [51-53]. Враховуючи поточний стан пандемії COVID-19, також були проведені дослідження щодо застосування зображень ЦТ грудної клітини у клінічних умовах для виявлення COVID-19 та його варіантів [54], [55]. Поглиблення розуміння ЦТ грудної клітини і демонстрація його застосовності як альтернативи або доповнення до поточних методів візуалізації грудної клітки може забезпечити ті самі загальні переваги ЦТ: зменшення радіаційного опромінення, коротша тривалість процедури та економічна ефективність. Для тестування потенційних удосконалень, які може запропонувати ЦТ грудної клітини, доступно кілька різних способів: розробка апаратури, виробництво рентгенівського випромінювання та геометрія, алгоритми проєкції та реконструкції та інші.

2.1.1. Цифровий томосинтез молочної залози

Цифровий томосинтез молочної залози схвалений Управлінням з контролю за якістю харчових продуктів і медикаментів (FDA) для

використання в скринінгу раку молочної залози [56]. Технологія покращує чутливість порівняно з цифровою мамографією з двома ракурсами ціною дещо зниженої специфічності. Оскільки типова роздільна здатність отриманих даних становить 85–160 мікрон, що набагато вище, ніж КТ, ЦТ молочної залози не може запропонувати вузьку ширину зрізу, яку пропонує КТ (зазвичай 1–1,5 мм). Проте детектори з вищою роздільною здатністю забезпечують дуже високу роздільну здатність у площині, навіть якщо роздільна здатність по осі Z менша. Ще одна цікава властивість томосинтезу молочної залози полягає в тому, що якість зображення може суттєво змінюватися залежно від обсягу зображення.

Було досліджено томосинтез молочної залози з підрахунком фотонів і досліджено застосування спектральних зображень, таких як вимірювання щільності грудей і характеристика уражень [56-59].

2.1.2. Зображення опорно-рухового апарату

Томосинтез має набагато більш обмежену глибину різкості, ніж КТ. З цієї причини він, швидше за все, не зможе замінити КТ для оцінки глибших органів тіла. Однак, оскільки кістки часто розташовані поруч зі шкірою, було вивчено численні застосування томосинтезу в кістково-м'язовій системі, більшість із яких переважно використовувалися в дослідженнях з обмеженим використанням у повсякденній практиці.

2.1.3. Оцінка ерозій при ревматоїдному артриті

Томосинтез порівнювали з цифровою рентгенографією з КТ як стандартом для виявлення ерозій, пов'язаних з ревматоїдним артритом. Доза опромінення цифрового томосинтезу була дуже близькою до цифрової рентгенографії. Проте томосинтез показав чутливість, специфічність, точність, позитивну прогностичну цінність, а негативну прогностичну цінність у 80%, 75%, 78%, 76% і 80%, порівняно з цифровою рентгенографією, було 66%, 81%, 74%, 77% і 71%. Незначна перевага цифрового томосинтезу в цьому застосуванні може виправдовувати або не

виправдовувати дещо підвищену вартість модальності порівняно з цифровою рентгенографією [60].

2.1.5. Абдомінальний томосинтез

Порівняно з грудним томосинтезом існує значно менше літератури щодо абдомінального томосинтезу. У більшості статей основна увага приділяється нефролітіазу, де поточним золотим стандартом є безконтрастна КТ; це може продемонструвати вторинні ознаки обструкції, такі як скупчення навколониркового жиру та гідронефроз. Однак доза опромінення викликає серйозне занепокоєння. Було показано, що пацієнти з гострим епізодом каменів матимуть у середньому 4 діагностичних візуалізаційних дослідження через рік після виникнення, включаючи 1,7 безконтрастних КТ-досліджень [80]. Для молодших пацієнтів із рецидивними каменями це значно збільшиться. Їх річна доза опромінення та частота раку на основі досліджень результатів опромінення атомної бомби [80]. Було встановлено, що доза стандартного безконтрастного КТ становить 9 мЗв і 12 мЗв для чоловіків і жінок відповідно [81], але були запроваджені низькодозові безконтрастні КТ-процедури для нефролітіазу, які повинні бути нижчими за 3 мЗв [80-83]. Хоча це значне зниження, було проведено дослідження альтернативної візуалізації для подальшого підтримання настільки низького, наскільки розумно досяжного принципу.

Звичайна рентгенографія, зокрема проекція нирок, сечоводів і сечового міхура, і ультразвукове дослідження зазвичай використовуються для пацієнтів, які звертаються з потенційними каменями в нирках, і для подальшого обстеження після встановлення діагнозу. Повідомляється, що рівень виявлення становить 45-58% [82]. Це низьке значення пов'язано з перекриттям кишечника, де дослідження Liu та ін. [83] показало, що рівень виявлення становить 48,7% (n=66/138) і 66,7% (n=92/138) до та після підготовки кишечника. Цифровий томосинтез є багатообіцяючим способом лікування нирковокам'яної хвороби, оскільки дані збираються за один рух рентгенівської трубки та можуть бути реконструйовані для створення різних

фокальних зон у корональній площині. Це забезпечує обмежену роздільну здатність за глибиною та може дозволити рентгенологам сканувати нирки, щоб точно визначити розташування каменів. Розмивання від ЦТ також видаляє верхній відділ кишечника та сприяє виявленню [82]. У тому ж дослідженні Liu та ін. [83] вони виявили, що ЦТ має рівень виявлення 94,2% (n=130/138) та 96,4% (n=133/138) до та після підготовки кишечника.

Astroza та інші [82] досліджували дозу, отриману за допомогою стандартних проєкція, ЦТ і низькодозової КТ на антропоморфному фантомі заввишки 173 см і вагою 73 кг. Було встановлено, що доза для ЦТ становить 0,83 мЗв, порівняно з 0,63 мЗв для проєкції і 3,04 мЗв для низькодозової КТ. Хоча ці значення наведені для стандартного розміру пацієнта і не враховують варіації пацієнта, абдомінальний томосинтез був би життєздатним методом скринінгу для негострого виявлення каменів [82, 84]. Приклад стандартних параметрів можна побачити в таблиці 2.2, де пацієнт зображений лежачи на спині із затримкою дихання.

Таблиця 2.2. Стандартні параметри візуалізації ЦТ для абдомінального томосинтезу [82, 85]

Напруга трубки	Струм трубки (mA)	Кут розгортки	Проєкції	Час (s)
85	630	30-40	17	5.5

2.1.6. Томосинтез голови та шиї

Для області голови та шиї ЦТ було досліджено щодо навколоносових пазух. Як і щодо черевної порожнини, було значно менше доступної літератури на цю тему. Усі стосувалися життєздатності томосинтезу як інструменту скринінгу та подальшого спостереження за синуситом, де поточний золотим стандартом візуалізації є КТ або КТ з низькими дозами. Для цієї області значне занепокоєння викликає доза опромінення для радіочутливих областей, таких як кришталік ока та щитовидна залоза, особливо тому, що КТ включає концентричні дуги детектора та трубки. Це призводить до значно вищої дози в області порівняно зі стандартною

рентгенографією, яка охоплює дві серії рентгенографічних зображень черепа за Колдуеллом і Уотером. Для кришталика ока помутніння, спричинені випромінюванням, виникають із посиленням тяжкості від 0,5-2 Гр; КТ, рентгенографія та ЦТ мають дози, значно нижчі за цей поріг [86, 87].

Уоо та ін. [87] порівнювали рентгенографію синусів і ЦТ за дозою опромінення, чутливістю та специфічністю, використовуючи КТ як еталонний стандарт. Зображення були інтерпретовані радіологами, які по-різному знають ЦТ. Було виявлено, що для синуситу два радіологи (А і В) мають значно вищу чутливість для ЦТ (А: 96%, n=24/25; В: 92%, n=23/25) порівняно з рентгенографією (А: 52%, n=13/25; В: 80%, n=20/25) з подібною специфічністю [87]. Це було підтверджено Machida та ін. [88], які додатково виявили високу чутливість і специфічність у лобовій, решітчастій та клиноподібній пазухах. Щодо доз для кришталика ока та щитовидної залози, ЦТ призводить до 0,1 мГр і 0,2 мГр відповідно, де КТ призводить до 10-32 мГр для кришталика ока та 0,6-1 мГр для щитовидної залози. У поєднанні з вищою чутливістю та специфічністю до рентгенографії ЦТ синусів є перспективним інструментом візуалізації для скринінгу радіочутливих груп населення [86]. Параметри візуалізації можна побачити в таблиці 2.3.

Таблиця 2.3. Стандартні параметри синусового томосинтезу [86-88]

Напруга трубки	Струм трубки (mA)	Кут розгортки	Проекції
80-200	1	40	60

При дещо вищій дозі синусовий томосинтез підвищив чутливість і специфічність верхньощелепної, лобової, решітчастої та клиноподібної пазух і був запропонований як інструмент скринінгу для заміни рентгенографії [87, 88]. Однак він чутливий до артефактів руху та має обмежену літературу на цю тему.

2.1.7. Ортопедичний томосинтез

Томосинтез порівнюють як з рентгенографією, так і з КТ для оцінки загоєння переломів, особливо за наявності апаратного забезпечення. У

дослідженні пацієнтів із переломами зап'ястя було показано, що цифровий томосинтез дозволяє виявити більше переломів, ніж рентгенографія, і водночас забезпечує меншу кількість металевих артефактів, ніж рентгенографія [89].

В ортопедії ЦТ може більш чітко визначити складні переломи та виключити неоднозначні випадки або контролювати дегенеративні захворювання, що може зменшити потребу в КТ. У клінічних умовах, оскільки він пропонується як розширений варіант від основних постачальників, він може служити сполучним методом для економії як опромінення, так і часу перебування пацієнтів у відділенні під час рентгенографічних досліджень [90]. Це відображається на вартості, де дослідження показали зниження витрат на діагностичну візуалізацію на одного пацієнта після впровадження, а також зменшення потреби в КТ [91].

Параметри візуалізації в ортопедії відрізняються залежно від регіону, де стандартний кут розгортки становить близько 40° ; kVp і mAs залежать від області тіла; для зап'ястя або стопи це буде 50-60 кВ і приблизно 0,6 мА [92-94].

2.2. Цифровий томосинтез грудної клітки

Томосинтез грудної клітки виконує візуалізацію по обмеженій дузі, розмиваючи прилеглу анатомію для покращення видимості легенів у корональній площині, підкреслюючи його потенціал для подальшого спостереження за відомими вузликami [61]. Він також має застосування при муковісцидозі, туберкульозі та хворобах, пов'язаних з азбестом [62-64].

З точки зору дози, будь-яке обстеження, що включає ЦТ, потребує дослідження для планування процедури. Для органів грудної клітки це включає початкову рентгенограму грудної клітки (0,01 мЗв) плюс фактичну ЦТ (0,12 мЗв), в результаті чого загальна доза для обстеження становить 0,13 мЗв [65]. Ця цифра різниться в літературі; багато хто розраховує ефективну дозу від 0,10 до 0,14 мЗв [66-69], або 0,19 мЗв, що може бути результатом використання різних параметрів або різних зразків пацієнтів [65, 70, 71].

Приклад стандартного томосинтезу грудної клітки параметри можна побачити в таблиці 2.1.

Таблиця 2.1. Стандартні параметри візуалізації ЦТ для томосинтезу грудної клітини

Напруга трубки	Струм трубки (mA)	Кут розгортки	Проекції	Час (s)
100-120	0.04	30-40	50-60	10-12

Для виявлення уражень і вузликів зазвичай використовуються рентгенографії грудної клітки та КТ, де КТ вважається стандартом для характеристики уражень. Однак існує значна різниця в дозі між двома способами. Результатом КТ грудної клітки є доза 4-8 мЗв або 1,5 мЗв, якщо вибрано обстеження з низькою дозою [61]. Стандартна рентгенографія грудної клітки, що складається з двох проекцій, призводить до дози 0,05 мЗв, задньо-передньої проекції становить 0,01 мЗв і бічний, 0,04 мЗв. КТ з низькою дозою є стандартом візуалізації для моніторингу уражень легенів, але з різницею доз опромінення 0,05 мЗв проти 1,5 мЗв розглядаються альтернативні методи візуалізації, такі як томосинтез грудної клітини [65].

У численних статтях досліджено чутливість і застосовність томосинтезу грудної клітини, а також те, чи є він життєздатним інструментом скринінгу для пацієнтів групи ризику. Дослідження Доббінса та співавторів [72], яке проводилося в різних установах, порівнювало рентгенографію грудної клітки з томосинтезом грудної клітки та двоенергетичною рентгенографією при лікуванні легеневих вузликів. У цьому дослідженні брали участь п'ять рентгенологів різних спеціальностей, і було виявлено, що ЦТ показало значне покращення у виявленні вузликів, з покращеною видимістю у верхівках легень. Ці результати збігаються з результатами подібних досліджень [73, 74], що свідчить про його життєздатність для скринінгу

вузликів. Однак ДТ може призвести до неправильної інтерпретації екстрапаренхіматозних уражень або солідних легеневих вузликів менше 6 мм, і все одно слід направити на базову КТ, якщо вузлики були виявлені [68, 72, 73, 78].

Незважаючи на ці застосування, грудний томосинтез має значні обмеження, які слід враховувати при встановленні правильних параметрів експозиції. Оскільки за межами фокальної площини є кілька структур високої щільності, таких як ребра, це може бути особливо схильне до артефактів брижі або розмиття. Крім того, томосинтез грудної клітини використовує час збору приблизно 10-12 секунд на одну затримку дихання, що робить його сприйнятливим до артефактів руху, які можуть призвести до діагностичних помилок у виявленні вузликів. Для боротьби з цим рекомендовано використовувати більшу щільність проєкції, збільшивши кількість проєкцій до 60 із кутом розгортки 30° [79].

2.3. Загальна інформація про ЦТ грудної клітини

ЦТ грудної клітини, як вже було зазначено, є багатообіцяючою технологією, яка долає деякі труднощі та приносить певні переваги, дозволяючи реконструювати різні фрагменти зображення з одного отримання даних зображення з низькою дозою.

На рис. 2.1 зображено стандартні компоненти типової системи грудного томосинтезу. Пацієнта розміщують перед стаціонарним детектором з плоскою панеллю, а моторизований трубний кран змушує рентгенівську трубку рухатися вертикально. Зображення швидко отримуються під час руху трубки та зчитуються в координації з генератором рентгенівського випромінювання. Для реконструкції зображень зрізів томосинтезу використовується робоча станція.

Керований комп'ютером моторизований трубний кран переміщує рентгенівську трубку в ряд позицій уздовж вертикальної траєкторії, отримуючи проєкційне зображення на плоскопанельному детекторі в кожній позиції. Схема керування координує рух трубки, цифровий детектор і

генератор рентгенівського випромінювання. Робоча станція створює зображення, реконструйовані томосинтезом.

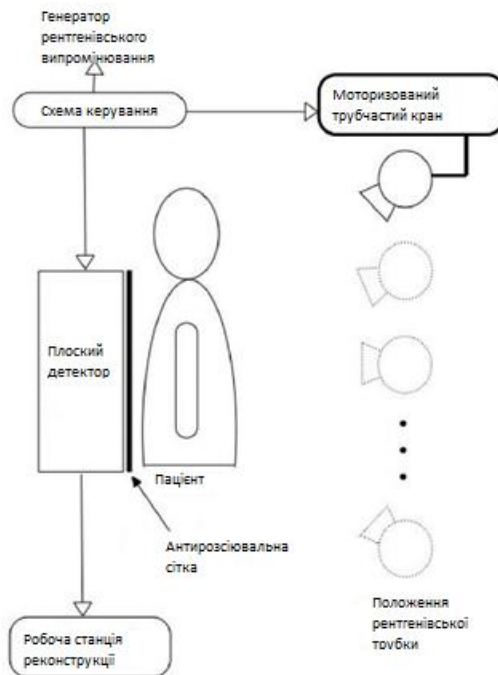


Рис. 2.1. Основні компоненти пристрою грудного томосинтезу

Порівняно зі стандартною рентгенографією ЦТ грудної клітини має кілька переваг, наприклад покращене виявлення уражень завдяки зменшенню анатомічного шуму або складного артефакту, краща глибинна локалізація та роздільна здатність контрасту. Останні звіти показали, що використання томосинтезу, як альтернативи КТ, призводить до значного покращення діагностичної інформації без збільшення дози опромінення.

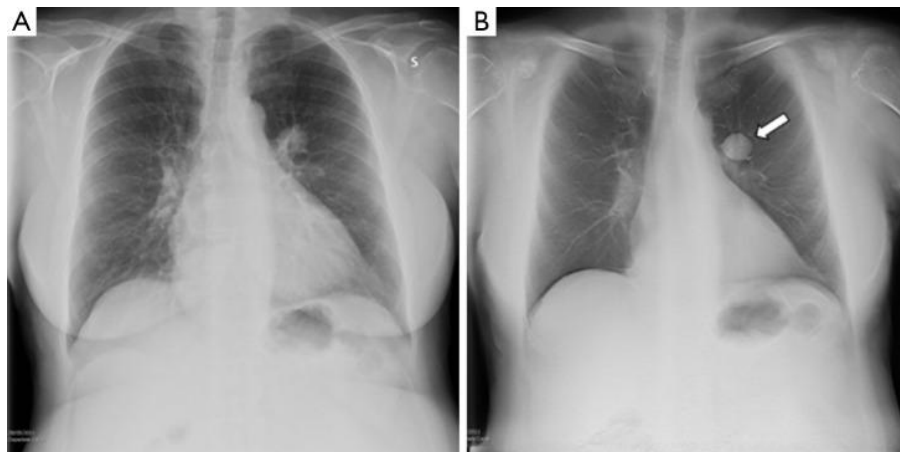


Рис. 2.2. Зображення, отримані КТ (А) і томосинтезом (В). У цьому випадку пухлина (карциноїдний рак) більш помітна на зображенні томосинтезу. Біла стрілка вказує на карциноїдний рак.

Фактично, якщо задньо-передня рентгенограма грудної клітки призведе до дози опромінення легенів у 0,1 мЗв, а бічна рентгенограма грудної клітки — 0,3-0,4 мЗв [51], доза, пов'язана з томосинтезом, становить приблизно 4-8 мЗв [52]. Крім того, у порівнянні з КТ переваги ЦТ грудної клітини полягають у вираженому зниженні вартості, на додаток до зниження дози опромінення пацієнтів [53, 54].

ЦТ грудної клітини стає багатообіцяючою технологією для діагностики сумнівних або підозрюваних легеневих уражень на КТ. Як тільки ЦТ грудної клітини визначає помутніння грудної клітки як, ймовірно, легеневе ураження, необхідне КТ для подальшої оцінки, класифікації та визначення стадії [55].

Використання ЦТ грудної клітини призвело б до скорочення часу очікування для дослідження підозрюваного ураження легень, яке потім виявляється доброякісним, нелегневим або хибнопозитивним вузлом. Проспективно, ЦТ грудної клітини може заощадити подальшу КТ і може замінити КТ у характеристиці випадкових уражень грудної клітки, виявлених за допомогою звичайної рентгенографії [56].

У Kim et al. фантомне дослідження [57], показало, що ЦТ грудної клітини перевершує рентгенографію та віднімання подвійної енергії (ВПЕ) для виявлення менших твердих імітованих легеневих вузликів (ТІЛВ). ВПЕ – це ще один метод, який використовує переваги відмінностей у ступені, до якого тканини тіла послаблюють фотони низької та високої енергії (вимірюються в кілоелектронвольтах) [58]. Ці відмінності використовуються для створення селективних для тканини зображень. У цьому дослідженні легеневі поля були розділені на КТ на вісім областей на основі анатомії, ці області були класифіковані на дві групи: небезпечна зона та ненебезпечна зона. Метриками, які часто використовувалися в завданні з вільною відповіддю,

були: частка локалізації ураження (ЧЛУ), яка є кількістю локалізацій ураження, поділеною на загальну кількість ураження; і частка локалізації без ураження (ЧЛБУ), яка являє собою кількість локалізацій без ураження, поділену на загальну кількість випадків. Використовуючи ЦТ грудної клітини для виявлення менших ВПЕ (5-8 мм), середні спостерігачі ЧЛУ були значно ($P=0,004$) вищими в безпечних зонах, ніж у небезпечних зонах. Однак для виявлення більших ВПЕ (10 і 12 мм) усереднені для спостерігача ЧЛУ дорівнювали $t = 1$ (ідеальний) незалежно від розташування вузликів. Детальне порівняння усереднених для спостерігача ЧЛУ кожного методу відповідно до розподіленого розташування та розміру ВПЕ продемонструвало наступні результати: ЦТ грудної клітини не перевершує рентгенографію та ЧЛУ для виявлення кожного розміру ВПЕ у ретро-діафрагмальній області (небезпечна зона).). Насправді, у порівнянні з рентгенографією, ЦТ грудної клітини значно перевершував виявлення меншого ВПЕ (5 і 8 мм) у апікальній і парамедіастинальній областях (небезпечні зони) і латеральній легеневій області (небезпечна зона). Проте ЦТ грудної клітини значно перевершував не тільки виявлення менших ВПЕ (5 і 8 мм), але й більших (10 і 12 мм) у парамедіастинальній області (небезпечна зона). В іншому випадку ЦТ грудної клітини не була кращою за рентгенографію для виявлення більш значного ВПЕ (10-12 мм) у верхівковій ділянці (небезпечна зона) та латеральній легеневій ділянці (небезпечна зона).

Choo та ін. [59] порівняли ЦТ грудної клітини і КТ, використовуючи КТ як еталон, і розглянули валідність і надійність обох методів для виявлення уражень дихальних шляхів. Чутливість результатів ЦТ грудної клітини вища, ніж КТ. Більше того, навіть діагностична точність першого вища, ніж другого. Однак специфіка істотно не відрізнялася. Щодо надійності, було проведено аналіз робочих характеристик приймача (РХП) з використанням балів достовірності виявлення, і значна різниця між значенням площі під кривою (ППК) двох модальностей походить від значно вищої чутливості ЦТ грудної

клітини. У більшості випадків ураження дихальних шляхів, продемонстровані ЦТ грудної клітини, надають точнішу інформацію для оцінки ступеня та тяжкості ураження дихальних шляхів.

Перевага ЦТ грудної клітини була трохи більш очевидною для некальцинованих вузликів. Була також досліджена чутливість кожного методу для класифікації кальцифікації в ідентифікованих вузликах [60].

2.3.1. ЦТ грудної клітини як інструмент скринінгу легенів

Нещодавно було повідомлено, що ЦТ грудної клітини скринінг раку легенів знижує смертність від раку легенів [61], і на сьогоднішній день це єдиний рекомендований інструмент скринінгу раку легенів. Спеціальна група з профілактичних послуг США рекомендує щорічний скринінг раку легенів за допомогою ЦТ грудної клітини для людей, які: мають історію інтенсивного куріння (30 років або більше); палять зараз або кинули протягом останніх 15 років, їм від 55 до 80 років [62].

Незважаючи на те, що ЦТ грудної клітини показала покращення показників виживаності, бажано використовувати інші методи раннього виявлення раку легенів, які використовують менше радіації та є менш дорогими, ніж КТ [63]. У обсерваційному дослідженні [64], в якому взяли участь майже 2000 суб'єктів, відсоток легеневих вузликів і раку легенів, виявлених за допомогою томосинтезу, був порівняним з тим, що повідомляється для ЦТ грудної клітини. Ці висновки привернули увагу томосинтезу як потенційно дешевшого варіанту скринінгу раку легенів із меншими дозами.

2.3.2. ЦТ грудної клітини при оцінці солітарних легеневих вузликів, виявлених за допомогою рентгенографії

Іншою поширеною клінічною проблемою є випадкове виявлення одиночного легеневого вузла. Згідно з визначенням, солітарний вузлик визначається як відокремлений, з краєм, округлий помутніння < 3 см в діаметрі, укладений в легеневу паренхіму, що не досягає воріт або середостіння, без аденопатій, ателектазів або плеврального випоту [65].

Виявлення легеневих вузликів є складним завданням у торакальній візуалізації, оскільки ці ураження часто невеликі та погано пов'язані з навколишніми анатомічними структурами.

Рентгенограми грудної клітини пацієнта дозволяють оцінити швидкість росту, і це стосується часу подвоєння вузлика, тобто часу, необхідного для подвоєння об'єму вузлика. На рентгенограмах грудної клітини вузлик виглядає як 2-вимірне зображення 3-вимірної структури. Об'єм кулі дорівнює $\frac{4}{3}\pi R^3$. Тому збільшення діаметра на 26% на рентгенограмі грудної клітки означає подвоєння розміру [66]. ЦТ грудної клітини є альтернативою, яка надає тривимірну інформацію, і її можна використовувати як додатковий метод у діагностиці сумнівних або підозрюваних легеневих уражень на КТ. ЦТ грудної клітини може замінити багато підтверджувальних сканувань КТ, які зараз необхідні після сумнівних рентгенограм грудної клітки.

2.3.3. ЦТ грудної клітини як інструмент виявлення вторинного раку легенів

Вторинні пухлини легенів – це новоутворення, які поширюються з первинного ураження. Практично будь-який рак може поширюватися на легені, але зазвичай включають новоутворення сечового міхура, товстої кишки, молочної залози, простати, саркому, пухлину Вільмса та нейробластому. ЦТ грудної клітини може бути ідеальним інструментом візуалізації для цієї проблеми; Оптимальним рішенням для зниження витрат і радіаційного ризику може стати чергування інтервальних досліджень КТ та ЦТ грудної клітини [67]. ЦТ грудної клітини може бути швидко введений у звичайний діагностичний процес як методика вирішення випадків у онкологічних пацієнтів із підозрою або неоднозначним ураженням легень на рентгенографії [68].

2.3.4. ЦТ грудної клітини при пневмонії після COVID-19

В дослідженні [69] були наведені наступні результати: із 44 пацієнтів, які спочатку були включені, 25 пацієнтів (17 чоловіків/8 жінок) із середнім віком

64 роки відповідали критеріям; загальна середня кількість знахідок, підтверджених КТ, матове помутніння було в 11 пацієнтів, легеневі консолідації у 8 пацієнтів, 7 легневих інтерстиціальних ретикуляцій та лінійна консолідація у 20 пацієнтів. ЦТ грудної клітини продемонстрував значно вищу діагностичну точність порівняно з КТ у розпізнаванні інтерстиціальних аномалій легенів, особливо матове помутніння ($p = 0,0412$) і лінійних консолідацій ($p = 0,0009$). Середня доза при рентгені грудної клітки становила 0,10 мЗв (0,07–0,32), при ЦТ грудної клітини – 1,03 мЗв (0,74–2,00), при КТ – 3 мЗв. Згідно з наведеними результатами, ЦТ грудної клітини має високу діагностичну точність, порівняно з КТ, у виявленні фіброзних змін легень у пацієнтів, які одужали від пневмонії COVID-19.

2.3. Доза опромінення від цифрового томосинтезу грудної клітини

З роками ризики радіаційного опромінення стали набагато краще зрозумілими, і подальше зниження дози постійно досліджується. Постійний розвиток технологій дозволив отримати більш миттєве та покращене зображення, одночасно зменшуючи дозу радіації. Нещодавня розробка цифрових плоскопанельних детекторів дозволила теорії томосинтезу стати реальністю та життєздатним засобом отримання детальних зображень при меншій дозі опромінення, ніж КТ. Оскільки томосинтез по суті є різновидом томографії з обмеженим кутом, і якщо використовувати як альтернатива КТ, це потенційно може значно знизити дозу для пацієнтів.

Параметри візуалізації є ключовими факторами для отримання діагностичного зображення з мінімальною дозою. Томосинтез виконує кілька низьких доз опромінення під різними кутами.

У всій літературі, що досліджує ефективну дозу томосинтезу грудної клітки, згадується використання інструменту Монте-Карло. Ця програма на основі ПК використовується для моделювання клінічних умов поглиненої дози та розрахунку ефективної дози за допомогою антропоморфного грудного фантома. Велика кількість досліджень виявила, що ефективна доза

від томосинтезу грудної клітки коливається в межах від 0,10 до 0,14 мЗв із середньою ефективною дозою 2 мкЗв на проекцію.

Ефективна доза при томосинтезі грудної клітки та типовій КТ грудної клітини значно відрізняються. Дослідження з використанням двох методів візуалізації показали, що середня ефективна доза від КТ коливається від 2 до 4 мЗв. У порівнянні з томосинтезом, КТ грудної клітини призводить до значно вищої ефективної дози. Ефективна доза КТ грудної клітки в 33 рази перевищує ефективну дозу томосинтезу.

2.4. Висновки до розділу 2

1. Досліджено області використання цифрового томосинтезу, що дало змогу конкретизувати основний напрям дослідження.

2. Проаналізовано сучасне застосування цифрового томосинтезу грудної клітини. Це визначає необхідність у розрахунку ефективних доз.

РОЗДІЛ 3 ЕФЕКТИВНА ДОЗА ТОМОСИНТЕЗУ ГРУДНОЇ КЛІТИНИ У ДІТЕЙ

Томосинтез (цифрова томографія) [96] є нещодавно запровадженою низькодозовою альтернативою КТ для оцінки стану легенів у пацієнтів із кістозним фіброзом [97, 98] і легeneвими вузликами [99]. Під час томосинтезу грудної клітини довільна кількість тонких корональних зрізів грудної клітки реконструюється з кількох проєкційних рентгенограм із низькою дозою, отриманих у межах обмеженого кутового інтервалу. Структури, розташовані в кожній фокусній площині зображення, чітко зображені. Обстеження томосинтезу включає оглядове зображення, яке є стандартною задньо-передньою (ЗП) або передньо-задньою (ПЗ) рентгенограмою, яка використовується системою для визначення відповідної техніки для кількох проєкційних зображень.

Оскільки томосинтез є новою технікою, ще не існує визначених діагностичних контрольних рівнів для пацієнтів. У попередніх дослідженнях повідомлялося, що ефективна доза від обстеження томосинтезу грудної клітини становить 0,12-0,13 мЗв [99-101] для дорослих. Для визначення ефективної дози із зареєстрованої дози-площі-добутку (ДПД) використовується коефіцієнт перерахунку. Зазвичай використовуваний коефіцієнт перерахунку для рентгенографії грудної клітки становить 0,18 мЗв Гр см⁻² [102] на основі ЗП та бічної проєкції. Bath та інші (6) запропонували коефіцієнт перетворення 0,26 мЗв Гр см⁻², придатний для томосинтезу для стандартного дорослого пацієнта (170 см/70 кг). Але, як описано Vult von Steyern et al. [103], використання цього коефіцієнта перетворення для дітей призведе до недооцінки ефективної дози, яка повинна бути скоригована з урахуванням кількох факторів, таких як вік, стать та енергія променя (кВ). Крім того, Svalkvist et al. [104] показав, що використання тільки одного коефіцієнта перетворення для обстежень з різними налаштуваннями кВ або розмірами пацієнтів призведе до помилок у розрахунках дози.

Мета цієї роботи полягає у визначенні фактичних доз томосинтезу грудної клітки у дітей, використовуючи нещодавно представлені педіатричні коефіцієнти перетворення, скориговані за віком, статтю та енергією [103], а також для порівняння раніше описаних коефіцієнтів перетворення 0,26 мЗв Гр см⁻² [101] для томосинтезу грудної клітки у дорослих і 0,18 мЗв Гр см⁻² [102] для рентгенографії грудної клітки.

3.1. Система томосинтезу

Обстеження томосинтезу грудної клітки складається з оглядового зображення, яке є рентгенограмою грудної клітки ЗП або ПЗ, і отримання томосинтезу ЗП (або ПЗ). В дослідженні [104] томосинтез поєднують з боковою рентгенограмою грудної клітини. Томосинтез проводився за допомогою Definium 8000 з опцією VolumeRAD; GE Healthcare, Chalfont St. Giles, Великобританія, детально описаного в кількох звітах [96, 99-101]. Шістдесят зображень проекції низької дози з кутів трубки від -15° до +15° були використані для реконструкції ~60 зображень корональних розрізів без перекриття. Точна кількість отриманих зображень зрізів залежала від розміру пацієнта та номінальної товщини зображень зрізів. Останнє було встановлено на 3 мм для дітей у локальному протоколі порівняно з 4 мм, рекомендованими виробником для дорослих, оскільки 3 мм у клінічній рутині показало, що більше підходить для дітей. Внутрішню фільтрацію з 2,7-мм Al разом із додатковою фільтрацією 0,2-мм Cu використовували для розвідувального та томосинтезного збору. Обстеження проводять на повній затримці дихання з часом візуалізації ~10 с. Оскільки маленькі діти не можуть належним чином співпрацювати, томосинтез наразі використовується лише у дітей віком від ~8 років. Більшість хворих обстежено стоячи (ЗП); однак дітей віком до 12 років час від часу обстежували лежачи (ПЗ), щоб зменшити артефакти руху та забезпечити оптимальну затримку дихання.

Для обстеження грудної клітки за допомогою VolumeRAD навантаження на трубку для кожної проекції томосинтезу автоматично обчислюється в рентгенівській системі шляхом множення навантаження на трубку на 10, поділеного на кількість проекцій томосинтезу (що становить 60 для обстеження грудної клітки) [100, 101] з мінімальним обмеженням 0,25 мАс на проекцію. Ті самі налаштування кВ використовуються для розгортки томосинтезу та для перегляду.

3.2. Визначення ефективної дози

В дослідженні [104] протягом 3-річного періоду було виконано 186 томосинтезів грудної клітки 74 пацієнтам (40 хлопчиків і 34 дівчинки, середній вік на момент обстеження 13,7 років, діапазон 7-20 років). Пацієнти – 38 дітей з муковісцидозом і 36 педіатричних онкологічних пацієнтів, обстежених на метастази в легенях. У всіх випадках реєстрували зріст і вагу пацієнтів. З 63 обстежень (31 хлопчиків і 32 дівчаток), проведених дітям віком до 12 років, 17 обстежень (27 %) (13 хлопчиків і 4 дівчаток, середній вік на момент обстеження 9,9 років, діапазон 7- 12 р), були виконані ПЗ. Решта 169 обстежень (85 у хлопчиків і 84 у дівчаток, середній вік на момент обстеження 14,1 року, діапазон 7-20 р) проводилися ЗП.

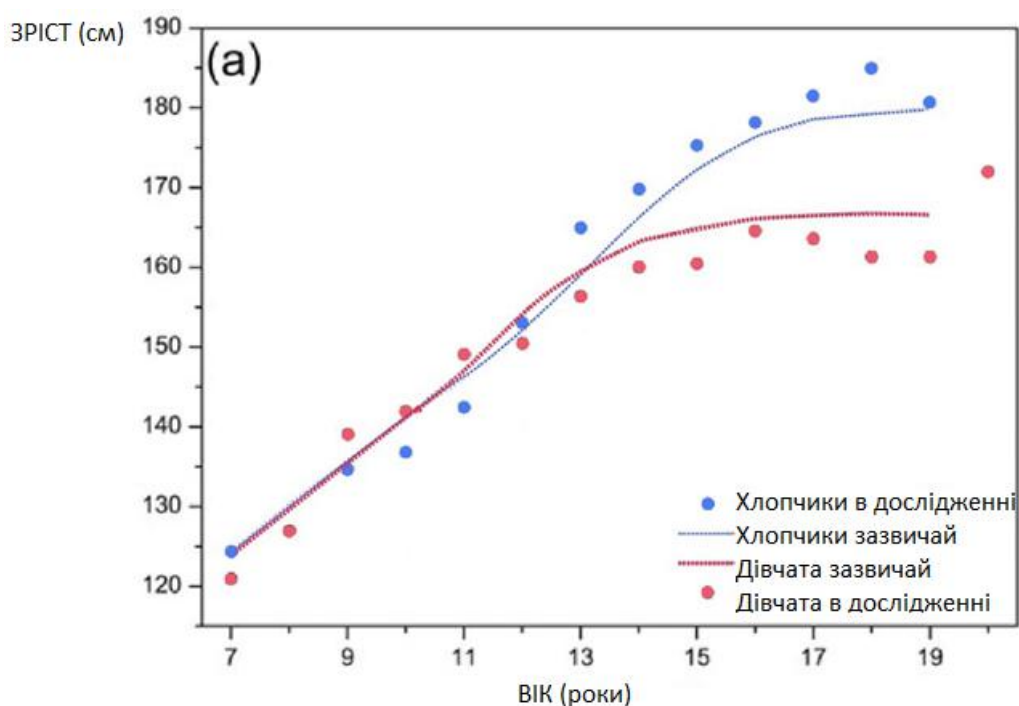
Для всіх обстежень окремі значення ДПД, параметри напруги на трубці (кВ) і параметри навантаження на трубку (мАс) були доступні для повного обстеження. Значення ДПД було розраховано рентгенівською системою на основі вибраної колімації, енергії, навантаження на трубку та мідної фільтрації. Система сповіщувача була відкалібрована під час встановлення, і калібрування перевірялося щорічно.

Ефективну дозу I можна розрахувати із зареєстрованих значень ДПД за такою формулою:

$$E(mSv) = E_{дпд} \times ДПД,$$

де ДПД (Гр см²) — це добуток доза-площа, розрахований рентгенівським обладнанням під час опромінення, а $E_{дпд}$ – коефіцієнт перетворення в мЗв Гр см⁻².

Коефіцієнт перетворення, скоригований за статтю, віком та енергією, наведений Vult von Steyern та ін. [103], заснований на зважуванні органів ICRP 103 [105], був обраний для кожного обстеження для розрахунку ефективної дози на основі значень ДПД. Оскільки середній зріст і вага хлопчиків і дівчаток одного віку відрізняються (рис.3.1), ці вікові коефіцієнти перерахунку визначали окремо для хлопчиків і дівчаток. У програмі Монте-Карло [106], використаній у попередньому дослідженні [103], використані математичні фантоми були гермафродитами, отже, програма не враховувала відмінності за статтю під час розрахунку коефіцієнтів перетворення, а коефіцієнти перетворення були залежними від розміру і конфігурації тіла (які, звичайно, змінюються з віком). Крім того, ефективна доза була розрахована з використанням спрощених залежних від віку (але незалежних від статі та налаштування кВ) коефіцієнтів перетворення для опромінення ЗП 0,6 (8-10 років), 0,4 (11-14 років) і 0,3 мЗв Гр см⁻² (15-19 років) запропоновано тими ж авторами; коефіцієнт перерахунку 0,26 мЗв Гр см⁻² для томосинтезу, запропонований Bath та ін. [101] і добре встановлений коефіцієнт перетворення 0,18 мЗв Гр см⁻² для рентгенографії грудної клітки, наведений Saxebol і Olerud [102] (табл.3.1).



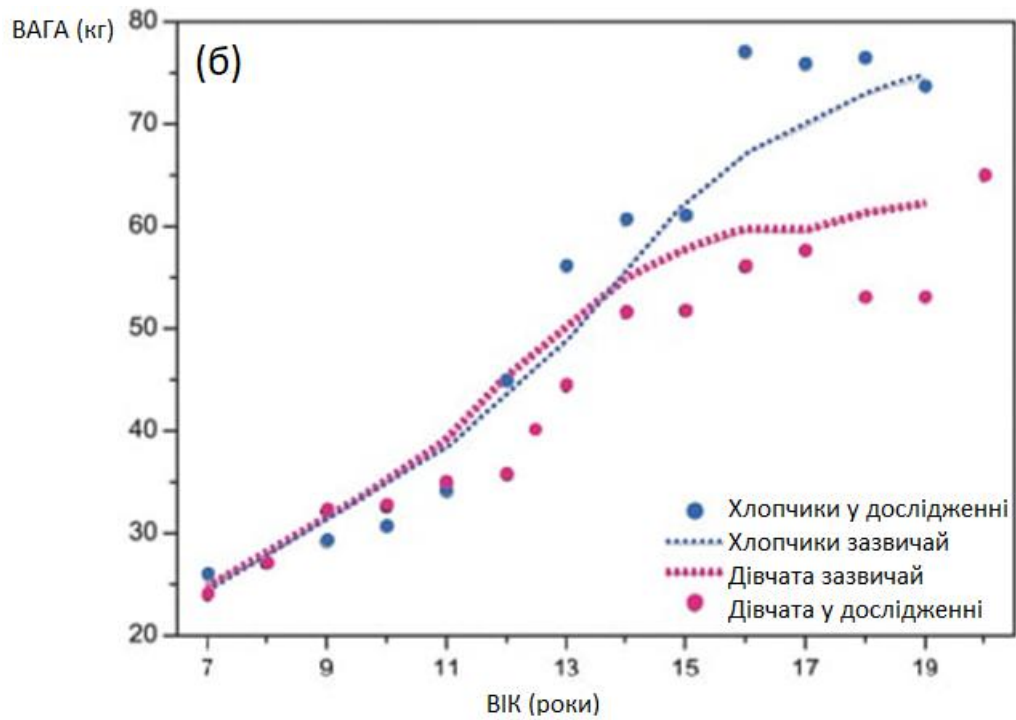


Рис. 3.1. Середній зріст (а) і вага (б) дітей у дослідженні на момент обстеження томосинтезу грудної клітини порівняно з нормальним розподілом [107]

Таблиця 3.1. Порівняння коефіцієнтів перетворення ($E_{ДПД}$) між ДПД та ефективною дозою для томосинтезу грудної клітини

Стать	Зкорегований $E_{ДПД}$ для ЗП томосинтезу (80-140 кВ)		Зкорегований $E_{ДПД}$ для ПЗ томосинтезу (80-140 кВ)		Запропонований $E_{ДПД}$ для ЗП томосинтезу	$E_{ДПД}$ для томосинтезу дорослих	$E_{ДПД}$ для рентгенографії
	Хлопчики	Дівчата	Хлопчики	Дівчата			
Вік							
8	0,59-0,75	0,60-0,75	0,97-1,09	0,97-1,09	0,60	0,26	0,18
9	0,54-0,68	0,54-0,68	0,92-1,03	0,9-1,01	0,60	0,26	0,18
10	0,49-0,63	0,49-0,62	0,83-0,94	0,84-0,94	0,60	0,26	0,18
11	0,45-0,58	0,44-0,57	0,78-0,88	0,77-0,87	0,40	0,26	0,18
12	0,40-0,52	0,38-0,50	0,72-0,82	0,71-0,80	0,40	0,26	0,18
13	0,35-0,46	0,34-0,45			0,40	0,26	0,18
14	0,31-0,40	0,31-0,42			0,40	0,26	0,18
15	0,28-0,37	0,30-0,40			0,30	0,26	0,18
16	0,26-0,35	0,29-0,39			0,30	0,26	0,18
17	0,26-0,35	0,30-0,40			0,30	0,26	0,18
18	0,25-0,34	0,30-0,39			0,30	0,26	0,18

3.3. Результати визначення ефективної дози

Зріст і вага досліджуваних під час обстеження томосинтезу грудної клітини були подібні до нормальної педіатричної популяції, описаної Werner і Vodin у 2006 році [107] (рис.3.1).

Спостерігалися значні варіації зареєстрованих значень ДПД для обстеження пацієнтів у діапазоні від 30 до 1323 мГр см² (середнє значення 418 мГр см², SD 231 мГр см²) для опромінення ЗП та від 91 до 1227 мГр см² (середнє значення 645 мГр см², SD 297 мГр см²) для опромінення ПЗ (таблиці 3.2 і 3.3). Значення DAP збільшувалися зі збільшенням віку ($p < 0,0001$) (таблиця 3.2), зростання ($p < 0,0001$), ваги ($p < 0,0001$) та ІМТ ($p < 0,0001$), але не корелювали зі статтю ($p = 0,36$).

Отже, ефективна доза, розрахована з використанням нескоригованих коефіцієнтів перетворення 0,26 [101] і 0,18 мЗв Гр см⁻² [102], помітно зросла з віком (табл.3.2). Середня ефективна доза для обстеження томосинтезу ЗП становила 0,11 мЗв з використанням коефіцієнта перерахунку 0,26 мЗв Гр см⁻² та 0,08 мЗв з використанням коефіцієнта перерахунку 0,18 мЗв Гр см⁻². Використовуючи коефіцієнти перерахунку, скориговані на стать, вік та енергію [103], середня ефективна доза для обстеження томосинтезу ЗП становила 0,17 мЗв, а збільшення ефективної дози з віком ($p = 0,031$) було зменшено, але все одно статистично значущі. Збільшення ефективної дози зі зростанням ($p = 0,002$), вагою ($p < 0,0001$) та ІМТ ($p < 0,0001$) все ще було високо статистично значущим. Що стосується значень ДПД, ефективна доза та стать ($p = 0,14$) не корелювали суттєво. Коефіцієнти перетворення з поправкою на стать, вік та енергію призвели до ширшого діапазону ефективних доз для популяції пацієнтів (таблиці 3.2).

Таблиця 3.2. Зареєстроване ДПД і розрахована ефективна доза (мЗв) для томосинтезних досліджень грудної клітки 169 досліджень.

Вік	Кількість обстежень			ДПД, середнє (SD) (мГр см2)			Ефективна доза, середня (SD) (мЗв), для трьох різних коефіцієнтів перерахунку (ЕДПД)								
							Коефіцієнти перерахунку з поправкою на стать, вік та енергію (мЗв Гр см-2)			Коефіцієнт перерахунку 0,26 мЗв Гр см-2			Коефіцієнт перерахунку 0,18 мЗв Гр см-2		
	Хлопчики	Дівчата	Всього	Хлопчики	Дівчата	Всього	Хлопчики	Дівчата	Всього	Хлопчики	Дівчата	Всього	Хлопчики	Дівчата	Всього
7	3	1	4	112 (116)	49	96 (100)	0,08 (0,09)	0,04	0,07 (0,08)	0,03 (0,03)	0,01	0,03 (0,03)	0,02 (0,02)	0,01	0,02 (0,02)
8	0	1	1		291	291		0,21	0,21		0,08	0,08		0,05	0,05
9	1	3	4	115	235 (104)	205 (104)	0,08	0,15 (0,07)	0,13 (0,07)	0,03	0,06(0,03)	0,05 (0,03)	0,02	0,04 (0,02)	0,04 (0,02)
10	2	10	12	247 (69)	352 (172)	334 (162)	0,15 (0,05)	0,21 (0,10)	0,20 (0,10)	0,06 (0,02)	0,09 (0,04)	0,09 (0,04)	0,04(0,01)	0,06(0,03)	0,06(0,03)
11	4	6	10	213 (166)	304 (123)	267 (141)	0,12 (0,09)	0,16 (0,07)	0,15 (0,08)	0,06 (0,04)	0,08 (0,03)	0,07 (0,04)	0,04 (0,03)	0,05 (0,02)	0,05 (0,03)
12	8	7	15	247 (187)	276 (141)	260 (162)	0,12 (0,09)	0,13 (0,07)	0,13 (0,08)	0,08 (0,05)	0,07 (0,04)	0,07 (0,04)	0,04 (0,03)	0,05 (0,03)	0,05 (0,03)
13	10	10	20	614 (282)	258 (157)	436 (288)	0,27 (0,12)	0,11 (0,07)	0,19 (0,13)	0,16 (0,07)	0,07 (0,04)	0,11 (0,07)	0,11 (0,05)	0,05 (0,03)	0,08 (0,05)
14	8	20	28	446 (191)	402 (182)	415 (182)	0,17 (0,07)	0,16 (0,07)	0,16 (0,07)	0,12 (0,05)	0,10(0,05)	0,11 (0,05)	0,08 (0,03)	0,07 (0,03)	0,07 (0,03)
15	8	8	16	499 (130)	508 (196)	504 (160)	0,18 (0,05)	0,19 (0,08)	0,19 (0,06)	0,13 (0,03)	0,13 (0,05)	0,13 (0,04)	0,09 (0,02)	0,09 (0,04)	0,09 (0,03)
16	7	9	16	522 (316)	477 (165)	497 (234)	0,18 (0,11)	0,18 (0,06)	0,18 (0,08)	0,14 (0,08)	0,12 (0,04)	0,13 (0,06)	0,09 (0,06)	0,09 (0,03)	0,09 (0,04)
17	19	4	23	496 (262)	432 (296)	485 (262)	0,17 (0,09)	0,16 (0,11)	0,17 (0,09)	0,13 (0,07)	0,11 (0,08)	0,13 (0,07)	0,09 (0,05)	0,08 (0,05)	0,09 (0,05)
18	12	1	13	607 (247)	242	579 (257)	0,20 (0,08)	0,09	0,19 (0,08)	0,16 (0,06)	0,06	0,15(0,07)	0,11 (0,04)	0,04	0,10(0,05)
19	3	3	6	561 (106)	391 (77)	476 (125)	0,18 (0,03)	0,15 (0,03)	0,16 (0,03)	0,15 (0,03)	0,10(0,02)	0,12(0,03)	0,10(0,02)	0,07(0,01)	0,09 (0,02)
20	0	1	1		655	655		0,24	0,24		0,17	0,17		0,12	0,12
Всього	85	84	169	465 (262)	370 (186)	418 (231)	0,17 (0,09)	0,16 (0,08)	0,17 (0,09)	0,12 (0,07)	0,10(0,05)	0,11 (0,06)	0,08 (0,05)	0,07 (0,03)	0,08 (0,04)

Середня ефективна доза, розрахована для 169 досліджень томосинтезу грудної клітини ЗП з використанням спрощених коефіцієнтів перерахунку для опромінення ЗП 0,6 (8-10 років), 0,4 (11-14 років) та 0,3 мЗв Гр см⁻² (15-19 років), запропонованих Vult von Steyern et al. [103] становив 0,15 мЗв (SD 0,08 мЗв; діапазон 0,01-0,53 мЗв), порівняно з 0,17 мЗв (SD 0,09 мЗв; діапазон 0,01 – 0,58 мЗв) з використанням коефіцієнтів перетворення з поправкою на стать, вік та енергію.

Лише у 17 обстеженнях (13 у хлопчиків і 4 у дівчаток) було виконано ПЗ. Значення ДПД були значно вищими, ніж для обстежень ЗП, і, отже, також оцінена ефективна доза (зокрема, при використанні коефіцієнтів перетворення, скоригованих на стать, вік та енергію). Середня ефективна доза для повного обстеження томосинтезу становила 0,58 мЗв з використанням скоригованих коефіцієнтів перерахунку, 0,17 мЗв з використанням коефіцієнта перетворення 0,26 мЗв Гр см⁻² [101] та 0,12 мЗв з використанням коефіцієнта перетворення 0,18 мЗв Гр см⁻² [102].

Протягом періоду дослідження в локальному протоколі візуалізації було рекомендовано використовувати пікову енергію 110 кВ для пацієнтів віком від 7 до 16 років і 120 кВ старше 16 років. КВ було встановлено вище, ніж рекомендовано, у 125 із 169 обстежень томосинтезу ЗП (у 67 та 81 % обстежень ЗП, проведених у хлопчиків і дівчаток відповідно) (рис.3.2). Середнє налаштування кВ становило 121 кВ (діапазон 100-140 кВ, SD 7,5 кВ). У 33 із 169 обстежень (19,5 %) було використано налаштування кВ 0,120 кВ (рис.3.2). Наприклад, 14-річна дівчина зростом 158 см і вагою 45 кг була обстежена енергією 140 кВ, хоча в протоколі рекомендовано 110 кВ.

Середнє навантаження на трубку для збору томосинтезу становило 1,30 мАс (SD 0,35, діапазон 0,65-3,32) для 169 обстежень ЗП та 0,83 мАс (SD 0,16, діапазон 0,62–1,31) для 17 обстежень ПЗ.

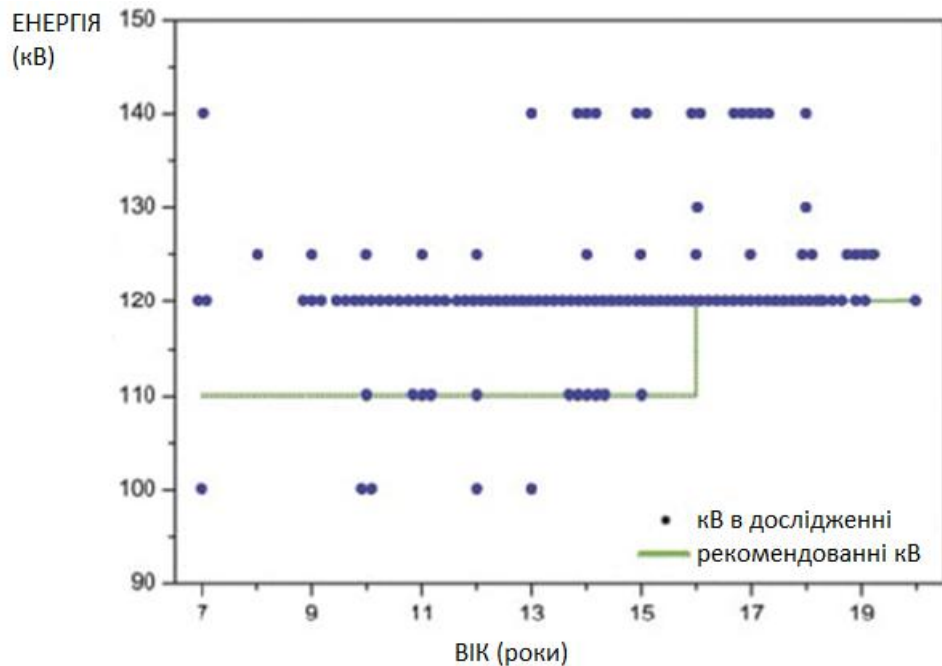


Рис. 3.2. Вибрані напруги від 100-140 кВ для 169 педіатричних томосинтезів грудної клітини в дослідженні порівняно з рекомендованими налаштуваннями кВ у протоколі протягом періоду дослідження (поточна рекомендація становить 120 кВ для всіх пацієнтів).

У 125 дослідженнях (74 %) використовувалася енергія, яка перевищує рекомендовану. У 33 обстеженнях (19,5 %) значення кВ було > 120 кВ

У поточному розділі було визначено ефективні дози для дітей за результатами томосинтезу грудної клітини. Ефективна доза, розрахована з використанням нещодавно повідомлених педіатричних коефіцієнтів перетворення, що залежать від віку, статі та енергії [103], була значно вищою, ніж при розрахунку з використанням раніше зареєстрованих коефіцієнтів перетворення для томосинтезу грудної клітки у дорослих [101] і для рентгенографії грудної клітки [102]. Передбачувана тривалість життя дітей довша порівняно з дорослими, а отже, у них вищий ризик розвитку злоякісних захворювань, спричинених радіацією [108, 109]. Тому важливо якомога точніше розрахувати ризики, пов'язані з радіаційним опроміненням під час радіологічних процедур. У дослідженні Vikgren та ін. [99] ефективна доза 0,12 мЗв для томосинтезу грудної клітини була визначена для

стандартного пацієнта за допомогою антропоморфного грудного фантома розміром 175 см і 73,5 кг (Alderson Lung/Chest Phantom RS-320). Ефективна доза 0,12 мЗв була визначена Bath та ін. [101] для середнього пацієнта (170,9 см і 70,2 кг) за допомогою моделювання за методом Монте-Карло. Sabol [100] визначив дозу 0,13 мЗв для американського чоловіка середнього зросту, 176 см і 86,3 кг.

Коефіцієнти перерахунку використовуються для визначення ефективної дози за значенням ДПД, яке автоматично розраховується рентгенівською системою. Нещодавно було повідомлено про коефіцієнти перетворення з поправкою на стать, вік та енергію для педіатричного томосинтезу грудної клітки [103]. Ці скориговані коефіцієнти перетворення значно вищі, ніж коефіцієнт перетворення 0,26 мЗв Гр см⁻² для обстеження томосинтезу грудної клітки, запропонований Bath та ін. [101], і 0,18 мЗв Гр см⁻² для рентгенографії грудної клітки, повідомлений Saxebol і Olerud [102], особливо для маленьких дітей. Наприклад, для 12-річної дитини (хлопчика/дівчинки), обстеженої за допомогою ЗП грудного томосинтезу, коефіцієнт перерахунку становив 0,40/0,38 мЗв Гр см⁻² для 80 кВ, збільшуючись до 0,52/0,50 мЗв Гр см⁻² для 140 кВ. Коли використовувалися кориговані за статтю, віком та енергією коефіцієнти перетворення, розрахована середня ефективна доза становила 0,17 мЗв для томосинтезу ЗП в поточній роботі з лише незначними відмінностями між статями. Середня ефективна доза для томосинтезу ЗП грудної клітки, оцінена за допомогою спрощеного підходу з трьома різними коефіцієнтами перетворення для дітей різного віку (незалежно від статі та енергії), запропонована Vult von Steyern та ін. [103], становила 0,15 мЗв. Цю різницю в 0,02 мЗв, ймовірно, можна пояснити високою енергією, яка використовується під час педіатричних оглядів у поточному дослідженні, що призводить до вищих коефіцієнтів перетворення при використанні коефіцієнтів перетворення, скоригованих на стать, вік і кВ. Середня педіатрична ефективна доза, розрахована з використанням коефіцієнта перетворення 0,26 мЗв Гр см⁻², зменшилася до 0,11 мЗв, що подібно до

попереднього діапазону доз для дорослих 0,12-0,13 мЗв [99-101]. Однак, оскільки коефіцієнти перерахунку засновані на коефіцієнтах маси тканин ICRP 103 [105], які представляють середні значення для людей (усереднені для обох статей і всіх вікових груп), визначені за допомогою експериментальних даних, завжди будуть певні невизначеності в коефіцієнтах перетворення та отже, в розрахунковій ефективній дозі. Таким чином, важливо мати на увазі, що згідно з публікацією ICRP 103 [105], мета розрахунків ефективної дози полягає в тому, щоб дати приблизну ефективну дозу від даної ситуації опромінення для контрольної особи, а не для конкретної особи. Таким чином можна вказати межі дози, щоб гарантувати, що виникнення стохастичних впливів на здоров'я буде нижче неприйняттого рівня.

Спостерігалось помітне збільшення з віком ефективної дози для томосинтезу грудної клітини з використанням коефіцієнтів перерахунку 0,26 і 0,18 мЗв Гр см⁻². Коли використовували коефіцієнти перетворення з поправкою на стать, вік та енергію [103], збільшення ефективної дози було менш очевидним із віком (але все ще статистично значущим) (таблиця 3.2).

Дітей бажано обстежувати стоячи в проекції ЗП, тому що проекція ПЗ збільшує коефіцієнт перетворення на 31-46 % при тих самих налаштуваннях кВ [103]. Лише 17 обстежень у дослідженні проводили ПЗ, але розраховані ефективні дози були приблизно в 3 рази вищими порівняно з прогнозом ЗП з використанням скоригованих коефіцієнтів перерахунку та в 1,5 рази вищими з використанням коефіцієнтів перетворення 0,26 або 0,18 мЗв Гр см⁻² (таблиці 3.2 та 3.3). Під час обстеження ПЗ пацієнт розташовується ближче до джерела випромінювання (відстань джерело-зображення 100 см) порівняно з опроміненням ЗП (відстань джерело-зображення 180 см), і, оскільки пацієнт лежить на спині, чутлива тканина молочної залози зазнає прямого опромінення. Вважалося, що діти віком до 12 років, які проходили обстеження ПЗ, гірше співпрацювали порівняно з дітьми, яких обстежували

ЗП. Щоб компенсувати рух, колімація часто була ширшою для експозиції ПЗ, що також могло сприяти вищим значенням ДПД.

Як і в дослідженні Bath та ін. [101], навантаження на трубку, використане для розвідника в цьому дослідженні, становило 1,5 мАс для більшості пацієнтів (середнє навантаження на трубку становило 1,30 і 0,83 мАс для обстеження ЗП і ПЗ відповідно). Отже, навантаження на трубку для проєкцій томосинтезу визначалося мінімальною межею 0,25 мАс на проєкцію, а не співвідношенням доз, що давало невиправдано високу дозу для багатьох дітей і маленьких пацієнтів. Для педіатричних фантомних обстежень середнє навантаження на трубку для розвідника становило 1,15 мАс, тому для прогнозів томосинтезу використовувався мінімальний ліміт 0,25 мАс, що пояснює, чому значення ДПД і, як наслідок, ефективна доза, зростали зі збільшенням енергії (табл. 3.1). У звичайній радіографії збільшення пікової енергії зазвичай призводить до нижчої ефективної дози, оскільки більше рентгенівських променів досягне детектора за певний період часу, і, отже, мАс можна зменшити, але якщо енергія пучка збільшується, а мАс є постійною дозою, збільшиться [110].

Існували великі варіації значень ДПД (і, отже, розрахованих ефективних доз) для педіатричного томосинтезу грудної клітки, про що також повідомлялося для рентгенографії грудної клітки в попередніх дослідженнях [111, 112]. У групі пацієнтів протоколи візуалізації для дітей не дотримувалися належним чином, і часто використовувалась вища енергія, ніж рекомендовано (рис.3.2). Параметри кВ, рекомендовані наразі виробником системи томосинтезу незалежно від віку, становлять 120 кВ для опромінення ЗП та 107 кВ для опромінення ПЗ. Зі спрощеними протоколами варіації значень ДПД мають зменшитися, але налаштування кВ 120 кВ може бути непотрібно високим для молодших і маленьких пацієнтів, оскільки значення ДПД (табл.3.1) зростають зі збільшенням пікової енергії, коли навантаження на трубку для томосинтезу розвідує дорівнює 1,5 мАс.

Фантомні дослідження для визначення якості зображення з нижчими налаштуваннями енергії можуть бути корисними.

КТ органів грудної клітки зазвичай вважається золотим стандартом у спостереженні за дітьми з муковісцидозом або метастазами в легенях, але оскільки ефективна доза КТ є високою, важливо розглянути можливість використання альтернативних методів із меншою радіацією. Згідно з нещодавнім дослідженням Miglioretti та співавторів [113], середня ефективна доза від КТ грудної клітки для дітей віком 5, 5-9 і 10-15 років становила 5,3, 7,5 і 6,4 мЗв відповідно (у 3-8 % дітей) сканування, ефективна доза становила 20 мЗв або вище). Повідомлялося, що ефективна доза при рентгенографії грудної клітки (ЗП та латеральне дослідження) становить 0,1 мЗв для дорослих [114]. Середня педіатрична ефективна доза від томосинтезу грудної клітини становила 0,17 мЗв, і було показано, що томосинтез перевершує рентгенографію грудної клітки у виявленні легеневих вузликів [99], а також змін, пов'язаних з кістозним фіброзом [97, 98].

3.4. Висновки до розділу 3

1. Розраховано середню педіатричну ефективну дозу для томосинтезу грудної клітини за допомогою коефіцієнтів перерахунку, скоригованих в роботі, за віком та енергією, вона становить 0,17 мЗв і 0,15 мЗв за допомогою спрощених коефіцієнтів перетворення.

2. Обґрунтовано використання спрощених коефіцієнтів перерахунку. Використовуючи запропонований коефіцієнт перерахунку $0,26 \text{ мЗв Гр см}^{-2}$ для томосинтезу грудної клітки, середня педіатрична ефективна доза становила 0,11 мЗв, що можна порівняти з раніше зареєстрованим діапазоном ефективних доз 0,12-0,13 мЗв для дорослих.

РОЗДІЛ 4 Охорона праці

4.1. Аналіз шкідливих та небезпечних факторів

Робота інженера з обслуговування рентгенівського обладнання ведеться в приміщенні 7 м на 5 м, висота приміщення 2,5 м: площа приміщення становить 35 метрів квадратних, а об'єм – 87,5 метрів кубічних. Кількість робочих

місць – 6. Система опалення централізованого типу, складається з двох батарей. Наявне природне і штучне освітлення комбінованого типу: природне освітлення – вікно 2 на 2 метри; штучне освітлення представлене світильником загального освітлення і настільною лампою на робочому місці.

При роботі на інженера, що працює, можуть діяти наступні небезпечні та шкідливі виробничі фактори відповідно [ГОСТ-12.0.003-74, [25]:

- знижена температура повітря робочої зони;
- нестача природного світла;
- недостатня освітленість робочої зони;
- розумове перенапруження;
- емоційні перевантаження.

Далі представлено вхідні дані для дослідження виробничих факторів.

Знижена температура повітря робочої зони

Табл. 4.1. Допустимі величини температури, відносної вологості та швидкості руху повітря в робочій зоні виробничих приміщень

Період року	Категорія робіт	Температура, град. С			
		Верхня межа		Нижня межа	
		На постійних робочих місцях	На непостійних робочих місцях	На постійних робочих місцях	На непостійних робочих місцях
Холодний період року	Легка Іб	24	25	20	17
Теплий період року	Легка Іб	28	30	21	19

Робота інженера відноситься до категорії Іб, а отже температура повітря повинна відповідати 20-24 гр. С в холодний період року, а в теплий період – 21-28 гр. С.

Температура повітря в січні місяці (гр. С)

Фактичне значення: 19 ГДР: 20-24

Нестача природнього світла (КПО, %):

Фактичне значення: 1 ГДР: 1,5

Недостатня освітленість робочої зони

Фактичне значення: 180-220 лк ГДР: 300 лк

Розумове перенапруження (годин безперервної роботи):

Фактичне значення: 2 ГДР: 1

Емоційне перевантаження

Табл. 4.2. Шкідливі рівні (напружена праця)

1 ступінь	Несе відповідальність за функціональну якість основної роботи (завдань). Вимагає виправлень за рахунок додаткових зусиль всього колективу (групи, бригади та ін.);
2 ступінь	Несе відповідальність за функціональну якість кінцевої продукції, роботи, завдання. Неправильні рішення можуть викликати пошкодження обладнання, зупинку технологічного процесу, можливу небезпеку для життя.

Емоційні перевантаження 2 ступеня шкідливого рівня (напружена праця)

4.2. Розрахунок та розробка інженерно-технічних заходів з охорони праці

Знижена температура повітря робочої зони

Для забезпечення оптимальних значень параметрів необхідно кондиціонування повітря. Відповідно до норм, оптимальні умови створюються там де це передбачено галузевими документами. В інших виробничих приміщеннях мають забезпечуватися допустимі метеоумови (табл. 4.3).

Табл. 4.3. Межі зміни параметрів метеоумов у виробничих приміщеннях

Параметр	Значення параметрів	
	оптимальні	допустимі
Температура повітря, °С	16-25	13-29
Відносна вологість, %	60-40	До 75
Швидкість руху повітря, м/с	0,1-0,4	0,1-0,6

У виробничих приміщеннях, де з технічних чи економічних причин неможливо забезпечити допустимі нормативні показники мікроклімату, мають передбачатися заходи щодо захисту працюючих від перегрівання чи охолодження.

Штучне освітлення

Штучне освітлення приміщень здійснюється газорозрядними лампами і лампами розжарювання.

Основні переваги газорозрядних ламп низького тиску (люмінесцентних): висока світлова віддача, що досягає 75 лм/Вт; великий строк служби (10000 годин); можливість вибору спектрального складу.

Недоліки: складність схеми ввімкнення; обмежена потужність і великі розміри; залежність від температури навколишнього середовища (при $t < +10$ °С запалювання ламп не гарантується); робота тільки на змінному струмі; стробоскопічний ефект.

Згідно з ДБН В. 2.5–28–2006 для загального штучного освітлення приміщень слід використовувати, як правило, розрядні джерела світла, віддаючи перевагу за однакової потужності джерелам світла з найбільшою світловою віддачею і строком служби. Використання ламп розжарювання для загального освітлення допускається тільки у випадках неможливості або техніко-економічної недоцільності використання розрядних ламп. Застосування ксенонових ламп у приміщеннях не дозволяється.

Для місцевого освітлення, крім розрядних джерел світла, рекомендується використовувати лампи розжарювання, в тому числі галогенні.

Основними вимогами, що ставляться до сучасного освітлення є наступні: забезпечення найкращих умов зорової роботи, керування освітленням безпосередньо із робочого місця, енергоефективність, енергозбереження протягом усього періоду експлуатації, мінімізація шкоди навколишньому середовищу.

У виборі штучних джерел освітлення до уваги приймаються показники, головними з яких є світловий потік, передача кольорів, розподіл яскравості. Кожен цих показників має чіткі цифрові значення, так, в ДБН В. 2.5–28–2006 нормується показник засліпленості P , коефіцієнт пульсації K_p , %, індекс кольоропередачі R_a .

У виборі типів ламп для організації виробничого освітлення необхідно враховувати їх світлотехнічні характеристики (потужність, світловіддача, передача кольору), строк служби, економічність, а також екологічність.

Найбільш широкого використання для забезпечення штучного освітлення набули розрядні лампи (люмінесцентні, ртутні, високого тиску дугові типу ДРЛ та ін.), які випромінюють світло в результаті електричного розряду в атмосфері інертних газів і парів металів, а також за рахунок явища люмінесценції.

Розрядні лампи відрізняються низкою переваг:

- випромінюють світло, близьке до природного;
- мають тривалий термін дії – 5...20 тисяч годин;
- світловіддача 30...80 лм/Вт;
- низька температура поверхні колби;
- низька потужність живлення (трубчаста люмінесцентна лампа потужністю 23 кВт або компактна люмінесцентна лампа потужністю 10 кВт здатна замінити лампу розжарювання потужністю 100 кВт).

Вхідні дані:

- розмір приміщення 7x5x2.5м

- коефіцієнт відбиття стелі 40, стін 60, підлоги 30
- тип лампи – люмінесцентні лампи типу ЛБ 40-1

За ДБН В.2.5-28-2006 визначають норму освітленості для заданого приміщення E_n , лк залежно від його функціонального призначення. Залежно від геометричних характеристик приміщення знаходять i – індекс приміщення:

$$i = S / [h(a+b)],$$

де S – площа приміщення, м² :

$$S = a \cdot b,$$

a – довжина, b – ширина приміщення, м;

h – висота підвішування освітлювача над освітлюваною поверхнею, м.

$$i = \frac{7 \times 5}{2 \times (7 + 5)} = 1.45$$

Знаючи індекс приміщення i та співвідношення коефіцієнтів відбиття $\rho_{ст}$, $\rho_{стін}$, $\rho_{підл}$ за визначають коефіцієнт використання світлового потоку η , %:

$$\eta = f(i; \rho_{ст}; \rho_{стін}; \rho_{підл}),$$

де $\rho_{ст}$, $\rho_{стін}$, $\rho_{підл}$ – коефіцієнти відбиття відповідно стелі, стін та підлоги.

Знаючи індекс приміщення i , за таблицею 4 [ДБН В.2.5-28-2006] знаходимо

$$\eta = 3.8$$

Підставимо всі значення у формулу для визначення світлового потоку F :

$$F = \frac{E \times K \times S \times Z}{\eta}$$

F – світловий потік, що розраховується, Лм;

E – нормована мінімальна освітленість, Лк; $E = 300$ Лк;

S – площа освітлюваного приміщення (у нашому випадку $S=35\text{м}^2$);

Z – відношення середньої освітленості до мінімальної (зазвичай приймається рівним 1,1... 1,2, в нашому випадку $Z=1,1$);

K – коефіцієнт запасу, що враховує зменшення світлового потоку лампи в результаті забруднення світильників в процесі експлуатації (його значення залежить від типу приміщення і характеру робіт, що проводяться в ньому, в нашому випадку $K = 1,5$);

η – коефіцієнт використання світлового потоку, (виражається відношенням світлового потоку, що падає на розрахункову поверхню, до сумарного потоку всіх ламп, і обчислюється в долях одиниці; залежить від характеристик світильника, розмірів приміщення, забарвлення стін і стелі, що характеризуються коефіцієнтами відбиття від стін ($\rho_{\text{ст.}}$) і стелі ($\rho_{\text{стелі}}$)), значення коефіцієнтів дорівнюють $\rho_{\text{ст.}} = 40\%$ і $\rho_{\text{стелі}} = 60\%$.

$$F = \frac{300 \times 1.5 \times 35 \times 1.1}{3.8} = 4950 \text{ Лм}$$

Для освітлення використані люмінесцентні лампи типу ЛБ 40-1, світловий потік яких $F = 4320$ Лм. Розрахуємо необхідну кількість ламп у світильниках за формулою:

$$N = \frac{F}{F_{\text{л}}}$$

N – кількість ламп, що визначається;

F - світловий потік, $F = 4950$ Лм;

$F_{\text{л}}$ - світловий потік лампи, $F_{\text{л}} = 4320$ Лм

$$N = \frac{4950}{4320} = 1.1458$$

В приміщенні використовуються світильники типу ОД. Кожен світильник комплектується однією лампою. Тобто необхідно використовувати 1 світильник.

Недостатнє освітлення робочої зони

Для роботи, пов'язаної зі сприйняттям інформації з екрана [СП-12.13130.2009, [27]], спосіб освітлення всього приміщення не є достатнім. При необхідності реєстрації та сприйняття інформації з екрану, яскравість робочого місця, створювана місцевим освітленням, де відбувається ця реєстрація, повинна відповідати яскравості екрана (75–100 кд/м²), при чому екран має бути захищеним від прямого влучення променів світла.

Розумове перенапруження

Правилами встановлюються такі внутрішньозмінні режими праці та відпочинку при роботі з ЕОМ при 8-годинній денній робочій зміні в

залежності від характеру праці: для операторів із застосуванням ЕОМ слід призначати регламентовані перерви для відпочинку тривалістю 15 хвилин через кожні дві години.

Для запобігання розумового перенапруження рекомендовано кожну годину роботи робити перерву на 15 хвилин для попередження нервових зривів.

Емоційне навантаження

Аби знизити ступінь відповідальності за результат своєї діяльності необхідно аби наукового співробітника ніс відповідальність не за функціональну якість допоміжних робіт, а за виконання окремих елементів завдання, тобто «перенести» з середнього ступеня напруженості праці у легкий ступінь

Профілактика емоційного навантаження включає в себе регулярний відпочинок, вихідні на природі, тарифна відпустка, подорожі, заняття спортом, танці, психологічний аутотренінг, йогу, тимблдінг. Психологи радять навчитись досягати і цінувати результат, замінити почуття провини на відповідальність, тобто якщо винен – не займайся самоїдством, а виправ по можливості, що можеш.

4.3. Пожежна безпека приміщення

Приміщення з повинні бути оснащені системою автоматичної пожежної сигналізації відповідно до вимог «Переліку однотипних за призначенням об'єктів, які підлягають обладнанню автоматичними установками пожежогасіння та пожежної сигналізації з димовими пожежними сповіщувачами та переносними вуглекислотними вогнегасниками з розрахунку 2 шт. на кожні 20 кв. м площі приміщення з урахуванням граничнодопустимих концентрацій вогнегасної рідини відповідно до вимог Правил пожежної безпеки в Україні»

Приміщення, в якому розробляється комплекс, відноситься до категорій приміщень типу Д "Знижена пожежна небезпечність" (відсутні

матеріали, що легко займаються) і має II клас вогнестійкості (стіни та перекриття - бетонні) [СП-12.13130.2009, [28].

Потенційну пожежну небезпеку становлять електромережа та ЕОМ: коротке замикання може спричинити суттєве нагрівання структурних елементів ЕОМ і спричинити їх займання.

Для запобігання займання, поряд з розетками електромережі, блоків живлення та силових контактів не повинні лежати жодні предмети, що можуть проводити струм та спричинити коротке замикання, або які є пожежонебезпечними.

Заборонено:

- експлуатація кабелів та проводів з пошкодженою або такою, що втратила захисні властивості за час експлуатації, ізоляцією; залишення під напругою кабелів та проводів з неізольованими провідниками;
- застосування саморобних продовжувачів, які не відповідають вимогам до переносних електропроводок;
- застосування для опалення приміщення нестандартного (саморобного) електронагрівального обладнання або ламп розжарювання;
- користування пошкодженими розетками, розгалужувальними та з'єднувальними коробками, вимикачами та іншими електровиробами, а також лампами, скло яких має сліди затемнення або випинання;
- підвішування світильників безпосередньо на струмопровідних проводах, обгортання електроламп і світильників папером, тканиною та іншими горючими матеріалами, експлуатація їх зі знятими ковпаками (розсіювачами);
- використання електроапаратури та приладів в умовах, що не відповідають вказівкам (рекомендаціям) підприємств-виготовлювачів.

Осіб, які не пройшли інструктаж з пожежної безпеки, не можна допускати до роботи. Кожен працівник зобов'язаний виконувати вимоги щодо пожежної безпеки, а також вживати заходів щодо усунення порушень правил пожежної безпеки, ліквідації пожеж і загорянь. Кожен працівник

повинен знати місце розташування первинних засобів пожежогасіння і вміти ними користуватися, працівники повинні знати правила поведінки при пожежі, шляхи евакуації. У разі виникнення пожежі працівники повинні негайно повідомити про це пожежну охорону (по телефону) та керівництво установи і розпочати ліквідацію пожежі всіма наявними засобами.

У разі виявлення запаху горілого, диму або іскор негайно вимкнути напругу на щитку і візуально перевірити чи не виникло займання. У разі займання - сповістити оточуючих про наявність пожежі та докласти можливих зусиль для її локалізації.

4.4. Інструкція з охорони праці

1. ЗАГАЛЬНІ ПОЛОЖЕННЯ

1.1 До роботи допускаються Працівники, що пройшли:

- Професійну підготовку на підприємстві;
- Медичний огляд;
- Вступний інструктаж;
- Спеціальне навчання і перевірку знань з охорони праці;
- Первинний інструктаж на робочому місці.

1.2 Перевірка знань з охорони праці проводиться раз на 12 місяців в обов'язі інструкцій з охорони праці.

1.3 Інструкція має переглядатись не рідше одного разу на 3 роки.

1.4 Професія інженера-конструктора пов'язана з такими видами небезпеки:

- Ураження струмом;
- Запиленість приміщення;
- Тривалий вплив штучного світлового випромінювання.

2. ВИМОГИ БЕЗПЕКИ ПЕРЕД ПОЧАТКОМ РОБОТИ

2.1 За 10 хвилин до початку роботи Працівник має прибути на робоче місце і підготувати його до роботи.

2.2 Працівник має оглянути робочий стіл, протерти його, перевірити правильність підключення електроприладів.

- 2.3 Працівник має ввімкнути основні електроприлади і освітлення.
- 2.4 Працівник має розкласти необхідні для роботи інструменти на столі.
Інші предмети, не призначені для роботи не мають знаходитися на робочому місці під час робочого дня.
- 2.5 У разі виявлення проблем, Працівник має повідомити безпосереднього начальника.

3. ВИМОГИ БЕЗПЕКИ ПІД ЧАС РОБОТИ

- 3.1 Під час роботи з електронними приборами, Працівник має керуватися правилами електробезпеки: не торкатися оголених провідників струму; при роботі з чутливою електронікою користуватись заземленням; не відключати обладнання від мережі, якщо воно ще працює і не вимкнене; не залишати ввімкненими електроприлади, якщо необхідно покинути робоче місце з важливої причини.
- 3.2 Якщо під час роботи виявлено наявність забруднення від робочого процесу, яке заважає подальшій роботі, то таке забруднення має бути прибрано тим Працівником, що його спричинив, в найближчий термін.
- 3.3 Якщо природного освітлення достатньо для роботи, Працівник може вимкнути штучне освітлення свого робочого місця, для зниження навантаження на очі.
- 3.4 Працівник не має відволікати інших Працівників під час роботи.
- 3.5 У разі виявлення порушень, Працівник має повідомити безпосереднього начальника.

4. ВИМОГИ БЕЗПЕКИ ПІСЛЯ ЗАКІНЧЕННЯ РОБОТИ

- 4.1 Після завершення робочого дня, Працівник має відкласти незавершені проекти у спеціально призначений для цього відділ робочого місця; зберегти результати роботи електроприладів, якщо це необхідно.
- 4.2 Працівник має вимкнути всі електричні прилади на робочому місці і перевірити їх стан.

- 4.3 Працівник має скласти інструменти до відповідних відділів робочого місця і перевірити, чи наявні всі інструменти, що були використані під час робочого дня і в якому вони стані.
- 4.4 При виявленні будь-яких проблем, Працівник зобов'язаний повідомити безпосереднього начальника.

5. ВИМОГИ БЕЗПЕКИ В АВАРІЙНИХ СИТУАЦІЯХ

- 5.1 При виникненні аварійної ситуації, Працівник має негайно припинити роботу і повідомити безпосереднього начальника про випадок.
- 5.2 При загорянні електропроводки або самих електроприладів, Працівник має знеструмити робоче місце, повідомити про випадок безпосереднього начальника та вжити заходів щодо локалізації наслідків аварійної ситуації. Далі проводиться розслідування причин виникнення аварійної ситуації, встановлюються винні, проводяться заходи щодо попередження виникнення подібних ситуацій надалі.
- 5.3 При травмуванні Працівника в наслідок ураження струмом, необхідно негайно відключити джерело струму ураження, сповістити безпосереднього начальника, викликати швидку та надати постраждалому першу медичну допомогу. Далі проводиться розслідування причин виникнення аварійної ситуації, встановлюються винні, проводяться заходи щодо попередження виникнення подібних ситуацій надалі.
- 5.4 При руйнуванні робочого місця в наслідок техногенних причини, Працівник має негайно покинути робоче місце, сповістити про випадок свого безпосереднього начальника. Начальник приймає рішення про подальші дії стосовно пошкодженого робочого місця. Далі проводиться розслідування причин виникнення аварійної ситуації, встановлюються винні, проводяться заходи щодо попередження виникнення подібних ситуацій надалі.

4.5. Висновки до розділу 4

1. Проаналізовано шкідливі та небезпечні фактори які можуть діяти на інженера з обслуговування рентгенівського обладнання.
2. Проведено розрахунок та розроблено інженерно-технічні заходи з охорони праці.
3. Наведено рекомендації та інструкції з пожежної безпеки приміщення.
4. Розроблена інструкція з охорони праці для інженера з обслуговування рентгенівського обладнання.

РОЗДІЛ 5 Охорона навколишнього середовища

Історично люди використовували природні ресурси, щоб вижити. Під час промислової революції ці ресурси використовувалися для розвитку інфраструктури, а в сучасну епоху вони використовуються для того, щоб зробити життя людини більш комфортним. Останнім часом у всьому світі почали усвідомлювати обмеженість наших природних ресурсів та їх невідповідну експлуатацію. Настав час, щоб усі, включаючи радіологів і радіологічні відділення, усвідомили цей факт і вжили негайних заходів, щоб обмежити зловживання обмеженими ресурсами. Порятунком планети – це не лише відповідальність кількох активістів чи організацій. Кожна людина має усвідомлювати свою роль і робити свій внесок у збереження ресурсів нашої планети для майбутніх поколінь. Лікарні, як правило, мають величезний вуглецевий слід, оскільки вони споживають велику кількість енергії та створюють непропорційну кількість відходів. Завдяки наявності сучасного високоенергоємного обладнання радіологічні відділення мають значний внесок в енергоспоживання. Крім пацієнтів, їх обслуговуючого та допоміжного персоналу, який використовує ці ресурси у радіологічному відділенні, самі радіологи можуть бути неусвідомлено однаково винні у завданні шкоди навколишньому середовищу, витрачаючи енергію та створюючи більше відходів. Рентгенологи найкраще можуть запропонувати зміни, які можуть зробити відділення більш екологічним. Таким чином, радіологи також можуть бути частиною глобального зеленого руху. Ці кроки не повинні вплинути на роботу департаменту, але гарантуватимуть, що ми не будемо надмірно використовувати наші обмежені природні ресурси.

Чотири принципи досягнення мети відділення зеленої радіології: (а) споживання менше енергії та води, (б) утворення меншої кількості відходів, (в) використання біорозкладаних матеріалів і (г) належна утилізація або переробка відходів.

5.1. Використання меншої кількості енергії та води

Лікарням потрібно споживати величезну кількість електроенергії та води для пацієнтів і персоналу. В даний час досі немає альтернативи електриці для роботи радіологічного обладнання. Однак споживанням електроенергії можна керувати в різних розділах за допомогою функцій автоматичного вимкнення в проекторах, комп'ютерах і моніторах системи архівування зображень і зв'язку (PACS). Немає великої різниці між енергоспоживанням сканерів КТ і ультразвукових апаратів під час використання та бездіяльності [1]. КТ-сканер у режимі очікування (тобто, коли апарат увімкнено, але пацієнти не скануються) також споживає значну кількість енергії [2]. Споживана потужність проектора може становити 160-200 Вт. Кожна радіологічна робоча станція споживає електроенергію в діапазоні 400-650 Вт залежно від виконаної обробки. Типове споживання електроенергії одним монітором становить приблизно 110 Вт, що знижується до 6 Вт у режимі енергозбереження. Будь-який даний монітор, залишений увімкненим 24 години на добу, 7 днів на тиждень, щорічно споживатиме від 49,5 до 1399,84 кВт/год, вартістю від 5,45 до 153,98 доларів США. Одна робоча станція, яка працює 24 години на добу, 7 днів на тиждень, споживатиме 455,65-2358,72 кВт-год, що коштуватиме 59,91-259,46 доларів США на рік [3]. Через велику кількість робочих станцій у відділеннях радіології вимикання робочих станцій, коли вони не використовуються, заощадить значну кількість енергії та витрати [3], [4]. Використання чутливих до руху світильників у радіологічному відділенні, включаючи туалети, може ще більше зменшити непотрібні витрати електроенергії. Світлодіодні (світлодіодні) лампи мають дуже тривалий термін служби порівняно з лампами розжарювання, деякі з них, як стверджується, працюють майже 60 000 годин, що означає, що навіть якщо їх не вимикати, вони можуть працювати 6 років. Світлодіоди є більш енергоефективними, споживаючи на 75% менше енергії, ніж лампи розжарювання. Крім того, вони не генерують небажаного тепла або випромінювання на відміну від ламп розжарювання, які перетворюють 90%

енергії в тепло. Було підраховано, що широке використання світлодіодів лише в Сполучених Штатах може заощадити енергію, еквівалентну виробленню 44 великих електростанцій до 2027 року, враховуючи економію 30 мільярдів доларів США за сьогоднішніми цінами на електроенергію [4].

5.2. Створення меншої кількості відходів

Радіологія може скоротити певні відходи, які несвідомо створюють його співробітники. Слід уникати небажаного використання паперу. Завдання друку слід перевіряти для кожного комп'ютера, підключеного до принтера, щоб відстежувати надмірне використання. Перероблений папір зменшить навантаження на дерева та зменшить споживання енергії. Споживання цигаркового паперу в туалетах можна звести до мінімуму, використовуючи дозатор, який дозволяє використовувати лише 1 невеликий цигарковий папір за раз замість цілого рулону. Слід заохочувати персонал приносити власний посуд і столові прибори, які можна мити, щоб не використовувати одноразові пластикові. Оскільки майже всі радіологи мають смартфони та планшети, наукові статті та нотатки можна завантажувати на ці пристрої, зменшуючи витрати паперу.

5.3. Використання біорозкладаних матеріалів

Останнім часом багато роботи було зроблено для розробки біорозкладаних продуктів. У радіологічному відділенні, де є 3 магнітно-резонансні томографи, 2 комп'ютерні томографи, 3 рентгенографічні та 2 флюорографічні кабінети, щодня використовується близько 1000 чашок. Чашки, виготовлені з біопластику, такого як кукурудзяний крохмаль, рекомендуються замість звичайних пінопластових, пластикових і навіть паперових стаканчиків. Ця проста зміна може мати величезний вплив на завантажене радіологічне відділення. Біопластикові стаканчики складаються з полімолочної кислоти і розкладаються на вуглекислий газ і воду в контрольованому середовищі компостування протягом 3 місяців. Недоліком є те, що полімолочну кислоту отримують із генетично модифікованої кукурудзи. Паперові стаканчики насправді не піддаються біологічному

розкладанню, оскільки мають поліетиленове покриття, яке запобігає намокання. Пінополістирол містить шкідливі хімічні речовини, і Національна дослідницька рада (США) «обгрунтовано вважає його канцерогеном для людини». Кушетні рулони паперу, які використовуються для флюорографічних столів і комп'ютерних томографів, щоб уникнути забруднення виділеннями організму, також можуть бути виготовлені з біорозкладаного матеріалу.

5.4. Належна утилізація відходів

Загальні відходи, що утворюються у відділенні, потребують належної утилізації. Розділення відходів між харчовими відходами та матеріалами, які біологічно розкладаються, і матеріалами, що не піддаються біологічному розкладанню, є важливим, оскільки наявність продуктів, що не піддаються біологічному розкладанню, збільшить час, необхідний для розкладання відходів, що біологічно розкладаються. Тому лікарні повинні розглянути можливість запровадження програми утилізації відділень. Розмістивши належним чином марковані контейнери для вторинної переробки поза кожною кімнатою для візуалізації та зоною для персоналу, де металеві банки, пластикові відходи та відходи, що піддаються біологічному розкладанню, приймаються окремо, рух зеленої радіології матиме значний вплив. Необхідно докладати особливих зусиль, щоб уникнути змішування будь-якої забрудненої упаковки з запасами в незабруднених сміттєвих баках.

Утилізація відходів, пов'язаних з інтервенційними радіологічними процедурами, становить найбільшу частку в бюджеті лікарні на утилізацію відходів через їх небезпечний характер. Хоча лише десять відсотків лікарняних відходів вважаються біологічно небезпечними, але вони споживають 60% бюджету лікарні щодо відходів через те, що їх потрібно обробляти окремо та спочатку спалювати, перш ніж потрапляти на звалище. Вища вартість біологічно небезпечних відходів також пояснюється оплатою їх зберігання та транспортування, а також високою вартістю біологічно небезпечних баків і контейнерів [5].

Радіологічні відділення також утворюють велику частину електронних відходів (тобто викинутих електронних пристроїв). Більшість постачальників мають програму переробки електронних відходів, у рамках якої вони викуповують засуджені пристрої та повторно використовують матеріал для виготовлення нових продуктів, таким чином зменшуючи попит на сировину. Комп'ютери та всі їхні компоненти, проектори, телефони, батареї, принтери, картриджі, кабелі та вилки можуть бути перероблені, а отже, мають бути належним чином утилізовані. Будучи технологічною спеціальністю, сучасне відділення радіології використовує безліч скануючих апаратів та електронного обладнання. Усі ці машини мають обмежений термін служби. Правильна утилізація таких апаратів є важливою вимогою відділення екологічної радіології. Виробники обладнання, як правило, вивчають можливість ремонту та відновлення обладнання для повторного використання, що є екологічно чистим кроком, дотримуючись принципу переробки та повторного використання. Якщо обладнання не можна відновити для повторного використання, його слід утилізувати відповідно до місцевих екологічних норм. Крім того, виробник екологічно чистого обладнання отримує запчастини від компаній-постачальників, які дотримуються місцевих правил і законів. Якщо у виробництві машин використовуються будь-які небезпечні матеріали або регламентовані речовини та хімікати, про це необхідно повідомити споживачеві. Крім того, виробник екологічно чистого обладнання отримує запчастини від компаній-постачальників, які дотримуються місцевих правил і законів. Якщо у виробництві машин використовуються будь-які небезпечні матеріали або регламентовані речовини та хімікати, про це необхідно повідомити споживачеві. Крім того, виробник екологічно чистого обладнання отримує запчастини від компаній-постачальників, які дотримуються місцевих правил і законів. Якщо у виробництві машин використовуються будь-які небезпечні матеріали або регламентовані речовини та хімікати, про це необхідно повідомити споживачеві.

5.5. Практичні рекомендації

Практично поставлених цілей можна досягти шляхом поділу відділу на кілька зон з урахуванням різних кроків, які можна вжити для зменшення вуглецевого сліду.

Зона 1. Конференц-зал, їдальня

- Використовуйте проектори та комп'ютери з функцією автоматичного вимкнення
- Замініть освітлення світлодіодними лампами, чутливими до руху
- Використання біорозкладних тарілок і чашок
- Використовуйте екологічно чисті миючі засоби
- Заохочуйте персонал використовувати персональні столові прибори та тарілку, які можна мити та багаторазово використовувати
- Використовуйте енергозберігаючий холодильник, мікрохвильову піч тощо
- Вимикайте кондиціонери, коли приміщення не використовується

Зона 2. Офіс

- Вимикайте монітор PACS, коли він не використовується
- Режим сну для комп'ютерів, якщо вони не працюють більше 10 хвилин
- Використовуйте енергозберігаючий ПК
- Перехід на енергозберігаючі світлодіодні лампи
- Використовуйте природне сонячне світло вдень у місцях біля вікон
- Стандартний двосторонній друк для всіх принтерів
- Використовуйте перероблений папір і конверти
- Використовуйте правильно марковані баки для сміття

Зона 3. Місце очікування пацієнтів

- Перейдіть на біорозкладані чашки для диспенсера для води
- Підтримуйте оптимальну температуру в місцях перебування пацієнтів
- Вмикати телевізори в зоні очікування тільки на вимогу

- Використовуйте екологічно чисті засоби для чищення унітазів
- Багаторазовий диспенсер для мила для рук
- Використовуйте в туалетах світлодіодні ліхтарі, чутливі до руху

Зона 4. Оглядові кімнати

- Використовуйте біологічно розкладане простирадло для сканування столів
- Активуйте автоматичне вимкнення комп'ютерів на консолі
- Використовуйте біологічно розкладану чашку для перорального введення контрасту
- Зменшіть витрати надлишку контрастної речовини, підготувавши лише необхідну кількість
- Використовуйте світлодіодні ліхтарі, оснащені датчиками руху
- Використовуйте перероблений папір, де це необхідно, і використовуйте чутливі до руху крани

Існує багато організацій та активістів, які працюють, щоб зберегти довкілля для наших майбутніх поколінь. Кожен у відділеннях радіології також може зробити свій внесок у поширення обізнаності про необхідність захисту природних ресурсів. Нам усім важливо розуміти, що жменька людей не може зробити кардинальних змін. Кожна людина зобов'язана працювати над зеленим і екологічно чистим робочим місцем і робити свій внесок у створення більш зеленого світу.

5.6. Висновки до розділу 5

1. Запропоновано заходи для відділення зеленої радіології.
2. Обґрунтовано використання режимів енергосбереження, переробленого паперу, біорозкладаних матеріалів та належних умов утилізації відходів.
3. Розроблено практичні рекомендації, які можна вжити для зменшення вуглецевого сліду.

ВИСНОВКИ

У результаті виконання дипломної роботи вирішене науково-технічне завдання з удосконалення методу розрахунку педіатричної ефективної дози для томосинтезу грудної клітини з урахуванням віку, статі та енергії променя.

Найбільш значущими науковими та практичними результатами роботи є такі:

1. Проведено огляд історичних передумов та теоретичних основ рентгеновського випромінювання. Розглянуто концепцію та роботу рентгеновських апаратів. Проаналізовано методи рентгенологічного дослідження. Показано переваги та недоліки цифрового томосинтезу.

2. Досліджено області використання цифрового томосинтезу, що дало змогу конкретизувати основний напрям дослідження. Проаналізовано сучасне застосування цифрового томосинтезу грудної клітини. Це визначає необхідність у розрахунку ефективних доз.

3. Розраховано середню педіатричну ефективну дозу для томосинтезу грудної клітини за допомогою коефіцієнтів перерахунку, скоригованих в роботі, за віком та енергією, вона становить 0,17 мЗв і 0,15 мЗв за допомогою спрощених коефіцієнтів перетворення.

4. Обгрунтовано використання спрощених коефіцієнтів перерахунку. Використовуючи запропонований коефіцієнт перерахунку $0,26 \text{ мЗв Гр см}^{-2}$ для томосинтезу грудної клітки, середня педіатрична ефективна доза становила 0,11 мЗв, що можна порівняти з раніше зареєстрованим діапазоном ефективних доз 0,12-0,13 мЗв для дорослих.

5. Проаналізовано шкідливі та небезпечні фактори які можуть діяти на інженера з обслуговування рентгеновського обладнання. Проведено розрахунок та розроблено інженерно-технічні заходи з охорони праці. Наведено рекомендації та інструкції з пожежної безпеки приміщення. Розроблена інструкція з охорони праці для інженера з обслуговування рентгеновського обладнання.

6. Запропоновано заходи для відділення зеленої радіології. Обґрунтовано використання режимів енергосбереження, переробленого паперу, біорозкладаних матеріалів та належних умов утилізації відходів. Розроблено практичні рекомендації, які можна взяти для зменшення вуглецевого сліду.

СПИСОК ВИКОРИСТАНОЇ ЛІТЕРАТУРИ

1. McAdams, H.P.; Samei, E.; Dobbins, J., 3rd; Tourassi, G.D.; Ravin, C.E. Recent advances in chest radiography. *Radiology* 2006, 241, 663–683.
2. Baratella, E.; Crivelli, P.; Marrocchio, C.; Bozzato, A.M.; Vito, A.; Madeddu, G.; Saderi, L.; Confalonieri, M.; Tenaglia, L.; Cova, M.A. Severity of lung involvement on chest X-rays in SARS-coronavirus-2 infected patients as a possible tool to pre-dict clinical progression: An observational retrospective analysis of the relationship between radiological, clinical, and laboratory data. *J. Bras. De Pneumol. Publicacao. Da Soc. Bras. De Pneumol. E Tisiologia* 2020, 46, e20200226.
3. Heitzman, E.R. Thoracic Radiology: The Past 50 Years. *Radiology* 2000, 214, 309–313.
4. Baratella, E.; Bussani, R.; Zanconati, F.; Marrocchio, C.; Fabiola, G.; Braga, L.; Maiocchi, S.; Berlot, G.; Volpe, M.C.; Moro, E.; et al. Radiological–pathological signatures of patients with COVID-19-related pneumomediastinum: Is there a role for the Sonic hedgehog and Wnt5a pathways? *ERJ Open Res.* 2021, 7, 2139.
5. Rubin, G.D.; Ryerson, C.J.; Haramati, L.B.; Sverzellati, N.; Kanne, J.P.; Raouf, S.; Schluger, N.W.; Volpi, A.; Yim, J.; Martin, I.B.K.; et al. The Role of Chest Imaging in Patient Management during the COVID-19 Pan-demic: A Multinational Consensus Statement From the Fleischner Society. *Chest* 2020, 158, 106–116.
6. Baratella, E.; Ruaro, B.; Marrocchio, C.; Starvaggi, N.; Salton, F.; Giudici, F.; Quaia, E.; Confalonieri, M.; Cova, M.A. Inter-Stitial Lung Disease at High Resolution CT after SARS-CoV-2-Related Acute Respiratory Distress Syndrome According to Pulmonary Segmental Anatomy. *J. Clin. Med.* 2021, 10, 3985.
7. Daher, A.; Balfanz, P.; Cornelissen, C.; Müller, A.; Bergs, I.; Marx, N.; Müller-Wieland, D.; Hartmann, B.; Dreher, M.; Müller, T. Follow up of patients with severe coronavirus disease 2019 (COVID-19): Pulmonary and

extrapulmonary disease sequelae. *Respir. Med.* 2020, 174, 106197.

8. Huang, C.; Huang, L.; Wang, Y.; Li, X.; Ren, L.; Gu, X.; Kang, L.; Guo, L.; Liu, M.; Zhou, X.; et al. 6-month consequences of COVID-19 in patients discharged from hospital: A cohort study. *Lancet* 2021, 397, 220–232.

9. Han, X.; Fan, Y.; Alwalid, O.; Li, N.; Jia, X.; Yuan, M.; Li, Y.; Cao, Y.; Gu, J.; Wu, H.; et al. Six-month Follow-up Chest CT Findings after Severe COVID-19 Pneumonia. *Radiology* 2021, 299, E177–E186.

10. Godeau, D.; Petit, A.; Richard, I.; Roquelaure, Y.; Descatha, A. Return-to-work, disabilities and occupational health in the age of COVID-19. *Scand. J. Work. Environ. Health* 2021, 47, 408–409.

11. Calvo, I.; SantaCruz-Calvo, S.; Aranzana, M.G.; Mármol, P.; Luque, J.; Peral, I.; Quijada, E.M.; Gómez, C.; Borrego, C.; Marín, J. Digital Tomosynthesis and COVID-19: An improvement in the assessment of pulmonary opacities. *Arch Bronconeumol.* 2020, 56, 761–763.

12. Quaia, E.; Baratella, E.; Poillucci, G.; Gennari, A.G.; Cova, M.A. Diagnostic impact of digital tomosynthesis in oncologic patients with suspected pulmonary lesions on chest radiography. *Eur. Radiol.* 2015, 26, 2837–2844.

13. Kruamak, T.; Edwards, R.; Cheng, S.; Hippe, D.S.; Raghu, G.; Pipavath, S.N.J. Accuracy of Digital Tomosynthesis of the Chest in Detection of Interstitial Lung Disease Comparison With Digital Chest Radiography. *J. Comput. Assist. Tomogr.* 2019, 43, 109–114.

14. Chou SH, S.; Kicska, G.A.; Pipavath, S.N.; Reddy, G.P. Digital Tomosynthesis of the Chest: Current and Emerging Applications. *Radiographics* 2014, 34, 359–372.

15. Quaia, E.; Baratella, E.; Cernic, S.; Lorusso, A.; Casagrande, F.; Cioffi, V.; Cova, M.A. Analysis of the impact of digital tomosynthesis on the radiological investigation of patients with suspected pulmonary lesions on chest radiography. *Eur. Radiol.* 2012, 22, 1912–1922.

16. Dobbins, J.T., 3rd; Godfrey, D.J. Overview of two years of clinical experience of chest tomosynthesis at Sahlgrenska University Hospital. *Radiat.*

Prot. Dosim. 2010, 139, 124–129.

17. U. of Washington Department of Radiology. (2021). “Featured history: Wilhelm rontgen,” [Online]. Available: <https://rad.washington.edu/blog/featured-history-wilhelm-rontgen/>

18. Sen, M., & Honavar, S. G. (2021). Wilhelm Conrad Röntgen: Finding X. *Indian Journal of Ophthalmology*, 69(10), 2570.

19. K. Sansare, V. Khanna, and F. Karjodkar, “Early victims of x-rays: A tribute and current perception,” *Dentomaxillofacial Radiology*, vol. 40, pp. 123-125, 2011. doi: 10.1259/dmfr/73488299.

20. R. Sapir, M. Patlas, S. D. Strano, I. Hadas-Halpern, and N. I. Cherny, “Does mammography hurt?” *Journal of Pain and Symptom Management*, vol. 25, no. 1, pp. 53-63, 2003. doi: 10.1016/S0885-3924(02)00598-5.

21. J. E. de Groot, M. J. Broeders, C. A. Grimbergen, and G. J. den Heeten, “Pain-preventing strategies in mammography: An observational study of simultaneously recorded pain and breast mechanics throughout the entire breast compression cycle,” *BMC Women's Health*, vol. 15, no. 26, 2015. doi: 10.1186/s12905-015-0185-2.

22. E. C. Lin, “Radiation risk from medical imaging,” *Mayo Clin Proc*, vol. 85, no. 12, pp. 1142-1146, 2010. doi: 10.4065/mcp.2010.0260.

23. L. Shi and S. Tashiro, “Estimation of the effects of medical diagnostic radiation exposure based on dna damage,” *Journal of Radiation Research*, vol. 59, no. S2, pp. ii121-ii129, 2018. doi: 10.1093/jrr/rry006.

24. J. Knott, L. Varangu, K. Waddington, T. Easty, and S. Shi, “Medical imaging equipment study: Assessing opportunities to reduce energy consumption in the health care sector,” *Canadian Coalition for Green Health Care*, 2017.

25. T. Heye, R. Knoerl, T. Wehrle, D. Mangold, A. Cerminara, M. Loser, M. Plumeyer, M. Degen, R. Luothy, D. Brodbeck, and E. Merkle, “The energy consumption of radiology: Energy- and cost-saving opportunities for ct and mri operation,” *Radiology*, vol. 295, no. 3, pp. 593-605, 2020. doi: 10.1148/radiol.2020192084.

26. S. Ravishankar, J. C. Ye, and J. A. Fessler, "Image reconstruction: From sparsity to data-adaptive methods and machine learning," *Proc IEEE Inst Electr Electron Eng*, vol. 108, no. 1, pp. 86-109, 2020. doi: 10.1109/JPROC.2019.2936204.
27. V. Antun, F. Renna, C. Poon, B. Adcock, and A. C. Hansen, "On instabilities of deep learning in image reconstruction and the potential costs of ai," *Proceedings of the National Academy of Sciences*, vol. 117, no. 48, pp. 30 088-30095, 2020, issn: 0027-8424. doi: 10.1073/pnas.1907377117
28. N. Tirada, G. Li, D. Dreizin, L. Robinson, G. Khorjekar, S. Dromi, and T. Ernst, "Digital breast tomosynthesis: Physics, artifacts, and quality control considerations," *RadioGraphics*, vol. 39, no. 2, pp. 413-426, 2019, PMID: 30768362. doi: 10.1148/rg.2019180046.
29. S. Pacifici and A. Murphy. (2021). "Digital breast tomosynthesis," [Online]. Available: <https://radiopaedia.org/articles/15235>.
30. A. S. Ha, A. Y. Lee, D. S. Hippe, S.-H. S. Chou, and F. S. Chew, "Digital tomosynthesis to evaluate fracture healing: Prospective comparison with radiography and ct," *American Journal of Roentgenology*, vol. 205, no. 1, pp. 136-141, 2015, PMID: 26102392. doi: 10.2214/AJR.14.13833.
31. I. Sechopoulos, "A review of breast tomosynthesis. part i. the image acquisition process," *Medical Physics*, vol. 40, no. 1, p. 014 301, 2013. doi: <https://doi.org/10.1118/1.4770279>.
32. A. Ferrari, L. Bertolaccini, P. Solli, P. O. D. Salvia, and D. Scaradozzi, "Digital chest tomosynthesis: The 2017 updated review of an emerging application," *Annals of Translational Medicine*, vol. 6, no. 5, 2017, issn: 2305-5847.
33. T. Gomi, M. Nakajima, H. Fujiwara, T. Takeda, K. Saito, T. Umeda, and K. Sakaguchi, "Comparison between chest digital tomosynthesis and ct as a screening method to detect artificial pulmonary nodules: A phantom study," *The British Journal of Radiology*, vol. 85, e622-e629, 2012. doi: 10.1259/bjr/12643098.

34. J. Dobbins 3rd and H. McAdams, "Chest tomosynthesis: Technical principles and clinical update," *Eur J Radiol*, vol. 72, no. 2, pp. 244-251, 2009. doi: 10.1016/j.ejrad.2009.05.054.
35. V. B. Kalra, X. Wu, B. M. Haas, H. P. Forman, and L. E. Philpotts, "Cost-effectiveness of tomosynthesis in annual screening mammography," *American Journal of Roentgenology*, vol. 207, no. 5, pp. 1152-1155, 2016, PMID: 27547861. doi: 10.2214/AJR.15.14487.
36. J. T. Dobbins and D. J. Godfrey, "Digital x-ray tomosynthesis: Current state of the art and clinical potential," *Physics in Medicine and Biology*, vol. 48, no. 19, R65-R106, Sep. 2003. doi: 10.1088/0031-9155/48/19/ r01.
37. V. Backlund, "Simultaneous telefilm planigraphy," *Acta Radiologica*, vol. 41, no. 5, pp. 425-434, 1954. dOi: 10.3109/00016925409175866.
38. D. Wheeler and E. W. Spencer, "Simplified planigraphy," *Radiology*, vol. 34, no. 4, pp. 499-502, 1940. dOi: 10.1148/34.4.499.
39. J. B. Garrison, D. G. Grant, W. H. Guier, and R. J. Johns, "Three dimensional roentgenography," *American Journal of Roentgenology*, vol. 105, no. 4, pp. 903-908, 1969. doi: 10.2214/ajr.105.4.903.
40. Beyer, T., Townsend, D. W., Brun, T., Kinahan, P. E., Charron, M., Roddy, R., Jerin, J., Young, J., Byars, L., & Nutt, R. (2000). A combined PET/CT scanner for clinical oncology. *Journal of nuclear medicine : official publication, Society of Nuclear Medicine*, 41(8), 1369–1379.
41. Bushberg JT, Seibert JA, Leidholdt EL, Boone JM. *Essential Physics of Medical Imaging*. 2nd ed. Philadelphia, PA: Lippincott Williams & Wilkens; 2002.
42. Bushong, S.C. (2001) *Radiologic Science for technologists*. 7th Edition, Mosby, St Louis.
43. Graham D.T., Cloke P. and Vosper M. (2011), *Principles and Applications of Radiological Physics* (6th edition), Churchill Livingstone, ISBN 978-0-702-04309-3
44. NEMA. *Measurement of Dimensions and Properties of Focal Spots of*

Diagnostic X-ray Tubes

45. Brenner, D. J., & Hall, E. J. (2007). Computed tomography—an increasing source of radiation exposure. *New England journal of medicine*, 357(22), 2277-2284.

46. D. G. Grant, “Tomosynthesis: A three-dimensional radiographic imaging technique,” *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. BME-19, no. 1, pp. 20-28, 1972. doi: 10.1109/TBME.1972.324154.

47. E. Klotz and H. Weiss, “Three-dimensional coded aperture imaging using nonredundant point distributions,” *Optics Communications*, vol. 11, no. 4, pp. 368-372, 1974, issn: 0030-4018.

48. G. Stiel, L. Stiel, E. Klotz, and C. Nienaber, “Digital flashing tomosynthesis: A promising technique for angiocardigraphic screening,” *IEEE Transactions on Medical Imaging*, vol. 12, no. 2, pp. 314-321, 1993. doi: 10.1109/42.232261.

49. G. M. Stevens, R. Fahrig, and N. J. Pelc, “Filtered backprojection for modifying the impulse response of circular tomosynthesis,” *Medical Physics*, vol. 28, no. 3, pp. 372-380, 2001.

50. E. F. Conant, S. P. Zuckerman, E. S. McDonald, S. P. Weinstein, K. E. Korhonen, J. A. Birnbaum, J. D. Tobey, M. D. Schnall, and R. A. Hubbard, “Five consecutive years of screening with digital breast tomosynthesis: Outcomes by screening year and round,” *Radiology*, vol. 295, no. 2, pp. 285-293, 2020, PMID: 32154771. doi: 10.1148/radiol.2020191751.

51. C. Puett, C. Inscoe, A. Hartman, J. Calliste, D. K. Franceschi, J. Lu, O. Zhou, and Y. Z. Lee, “An update on carbon nanotube-enabled x-ray sources for biomedical imaging,” *WIREs Nanomedicine and Nanobiotechnology*, vol. 10, no. 1, e1475, 2018. doi: <https://doi.org/10.1002/wnan.1475>.

52. C. R. Inscoe, C. Puett, A. J. Billingsley, O. Zhou, J. Lu, and Y. Z. Lee, “Evaluation of patient-specific scatter-corrected digital chest tomosynthesis,” in *Medical Imaging 2020: Physics of Medical Imaging*, G.-H. Chen and H. Bosmans, Eds., International Society for Optics and Photonics, vol. 11312, SPIE,

2020, pp. 506-515. doi: 10.1117/12.2549316.

53. E. T. Gunnell, D. K. Franceschi, C. R. Inscoe, A. Hartman, J. L. Goralski, A. Ceppe, B. Handly, C. Sams, L. A. Fordham, J. Lu, O. Zhou, and Y. Z. Lee, "Initial clinical evaluation of stationary digital chest tomosynthesis in adult patients with cystic fibrosis," *Eur Radiol*, vol. 29, no. 4, pp. 16651673, 2019. doi: 10.1007/s00330-018-5703-9.

54. M. A. Al-antar, C.-H. Hua, J. Bang, and S. Lee, "Fast deep learning computer-aided diagnosis of covid-19 based on digital chest x-ray images," *Applied Intelligence*, vol. 51, pp. 2890-2907, 2021. doi: 10.1007/s10489-020-02076-6.

55. M. Alhasan and M. Hasaneen, "Digital imaging, technologies and artificial intelligence applications during covid-19 pandemic," *Computerized Medical Imaging and Graphics*, vol. 91, pp. 1-22, 2021. doi: 10.1016/j.compmedimag.2021.101933.

56. Siu, A. L., & U.S. Preventive Services Task Force (2016). Screening for Breast Cancer: U.S. Preventive Services Task Force Recommendation Statement. *Annals of internal medicine*, 164(4), 279–296. <https://doi.org/10.7326/M15-2886>

57. Berggren, K., Cederström, B., Lundqvist, M., & Fredenberg, E. (2018). Characterization of photon-counting multislit breast tomosynthesis. *Medical physics*, 45(2), 549–560. <https://doi.org/10.1002/mp.12684>

58. Fredenberg, E., Berggren, K., Bartels, M., Erhard, K. (2016). Volumetric Breast-Density Measurement Using Spectral Photon-Counting Tomosynthesis: First Clinical Results. In: Tingberg, A., Lång, K., Timberg, P. (eds) *Breast Imaging. IWDM 2016. Lecture Notes in Computer Science()*, vol 9699. Springer, Cham. https://doi.org/10.1007/978-3-319-41546-8_72

59. Cederström, Björn & Fredenberg, Erik & Berggren, Karl & Erhard, Klaus & Danielsson, Mats & Wallis, Matthew. (2017). Lesion characterization in spectral photon-counting tomosynthesis. 1013205. 10.1117/12.2253966.

60. Simoni, P., Gérard, L., Kaiser, M. J., Ribbens, C., Rinkin, C., Malaise,

O., & Malaise, M. (2015). Use of Tomosynthesis for Detection of Bone Erosions of the Foot in Patients With Established Rheumatoid Arthritis: Comparison With Radiography and CT. *AJR. American journal of roentgenology*, 205(2), 364–370. <https://doi.org/10.2214/AJR.14.14120>

61. Ferrari, A., Bertolaccini, L., Solli, P., Di Salvia, P. O., & Scaradozzi, D. (2018). Digital chest tomosynthesis: the 2017 updated review of an emerging application. *Annals of translational medicine*, 6(5), 91. <https://doi.org/10.21037/atm.2017.08.18>

62. Carin Meltzer, Magnus Båth, Susanne Kheddache, Helga Ásgeirsdóttir, Marita Gilljam, Åse Allansdotter Johnsson, Visibility of structures of relevance for patients with cystic fibrosis in chest tomosynthesis: influence of anatomical location and observer experience, *Radiation Protection Dosimetry*, Volume 169, Issue 1-4, June 2016, Pages 177–187, <https://doi.org/10.1093/rpd/ncv556>

63. Sharma, M., Sandhu, M. S., Gorski, U., Gupta, D., & Khandelwal, N. (2015). Role of digital tomosynthesis and dual energy subtraction digital radiography in detection of parenchymal lesions in active pulmonary tuberculosis. *European journal of radiology*, 84(9), 1820–1827. <https://doi.org/10.1016/j.ejrad.2015.05.031>

64. Lee, G., Jeong, Y. J., Kim, K. I., Song, J. W., Kang, D. M., Kim, Y. D., & Lee, J. W. (2013). Comparison of chest digital tomosynthesis and chest radiography for detection of asbestos-related pleuropulmonary disease. *Clinical radiology*, 68(4), 376–382. <https://doi.org/10.1016/j.crad.2012.05.022>

65. Båth, M., Svalkvist, A., von Wrangel, A., Rismyhr-Olsson, H., & Cederblad, A. (2010). Effective dose to patients from chest examinations with tomosynthesis. *Radiation protection dosimetry*, 139(1-3), 153–158. <https://doi.org/10.1093/rpd/ncq092>

66. Hwang, H. S., Chung, M. J., & Lee, K. S. (2013). Digital tomosynthesis of the chest: comparison of patient exposure dose and image quality between standard default setting and low dose setting. *Korean journal of radiology*, 14(3), 525–531. <https://doi.org/10.3348/kjr.2013.14.3.525>

67. Sacks, D., Baxter, B., Campbell, B., Carpenter, J. S., Cognard, C., Dippel, D., Eesa, M., Fischer, U., Hausegger, K., Hirsch, J. A., Shazam Hussain, M., Jansen, O., Jayaraman, M. V., Khalessi, A. A., Kluck, B. W., Lavine, S., Meyers, P. M., Ramee, S., Rüfenacht, D. A., ... Vorwerk, D. (2018). Multisociety Consensus Quality Improvement Revised Consensus Statement for Endovascular Therapy of Acute Ischemic Stroke. *International journal of stroke : official journal of the International Stroke Society*, 13(6), 612–632. <https://doi.org/10.1177/1747493018778713>

68. Quaia, E., Baratella, E., Poillucci, G., Gennari, A. G., & Cova, M. A. (2016). Diagnostic impact of digital tomosynthesis in oncologic patients with suspected pulmonary lesions on chest radiography. *European radiology*, 26(8), 2837–2844. <https://doi.org/10.1007/s00330-015-4104-6>

69. Sabol, J.M. (2009), A Monte Carlo estimation of effective dose in chest tomosynthesis. *Med. Phys.*, 36: 5480-5487. <https://doi.org/10.1118/1.3250907>

70. Molk N, Seeram E. Digital tomosynthesis of the chest: A literature review. *Radiography*. 2015; 21(2): 197-202. doi: 10.1016/j.radi.2014.12.006

71. Yamada, Y., Jinzaki, M., Hashimoto, M., Shiomi, E., Abe, T., Kuribayashi, S., & Ogawa, K. (2013). Tomosynthesis for the early detection of pulmonary emphysema: diagnostic performance compared with chest radiography, using multidetector computed tomography as reference. *European radiology*, 23(8), 2118–2126. <https://doi.org/10.1007/s00330-013-2814-1>

72. Meltzer, C., Vikgren, J., Bergman, B., Molnar, D., Norrlund, R. R., Hassoun, A., Gottfridsson, B., Båth, M., & Johnsson, Å. A. (2018). Detection and Characterization of Solid Pulmonary Nodules at Digital Chest Tomosynthesis: Data from a Cohort of the Pilot Swedish Cardiopulmonary Bioimage Study. *Radiology*, 287(3), 1018–1027. <https://doi.org/10.1148/radiol.2018171481>

73. Grosso, M., Priotto, R., Ghirardo, D., Talenti, A., Roberto, E., Bertolaccini, L., Terzi, A., Chauvie, S., & SOS Study Group (2017). Comparison of digital tomosynthesis and computed tomography for lung nodule detection in

SOS screening program. *La Radiologia medica*, 122(8), 568–574.
<https://doi.org/10.1007/s11547-017-0765-3>

74. Shim, S. S., Oh, Y. W., Kong, K. A., Ryu, Y. J., Kim, Y., & Jang, D. H. (2015). Pulmonary nodule size evaluation with chest tomosynthesis and CT: a phantom study. *The British journal of radiology*, 88(1047), 20140040.
<https://doi.org/10.1259/bjr.20140040>

75. Dobbins, J. T., 3rd, McAdams, H. P., Sabol, J. M., Chakraborty, D. P., Kazerooni, E. A., Reddy, G. P., Vikgren, J., & Båth, M. (2017). Multi-Institutional Evaluation of Digital Tomosynthesis, Dual-Energy Radiography, and Conventional Chest Radiography for the Detection and Management of Pulmonary Nodules. *Radiology*, 282(1), 236–250.
<https://doi.org/10.1148/radiol.2016150497>

76. Söderman, C., Johnsson, Å. A., Vikgren, J., Norrlund, R. R., Molnar, D., Mirzai, M., Svalkvist, A., Månsson, L. G., & Båth, M. (2019). Detection of Pulmonary Nodule Growth with Chest Tomosynthesis: A Human Observer Study Using Simulated Nodules. *Academic radiology*, 26(4), 508–518.
<https://doi.org/10.1016/j.acra.2018.05.004>

77. Kim, J. H., Lee, K. H., Kim, K. T., Kim, H. J., Ahn, H. S., Kim, Y. J., Lee, H. Y., & Jeon, Y. S. (2016). Comparison of digital tomosynthesis and chest radiography for the detection of pulmonary nodules: systematic review and meta-analysis. *The British journal of radiology*, 89(1068), 20160421.
<https://doi.org/10.1259/bjr.20160421>

78. Lee, K. S., & Chung, M. J. (2018). Limitations of Detecting Small Solid Lung Nodules by Using Digital Chest Tomosynthesis. *Radiology*, 287(3), 1028–1029. <https://doi.org/10.1148/radiol.2018180144>

79. Machida, H., Yuhara, T., Tamura, M., Ishikawa, T., Tate, E., Ueno, E., Nye, K., & Sabol, J. M. (2016). Whole-Body Clinical Applications of Digital Tomosynthesis. *Radiographics : a review publication of the Radiological Society of North America, Inc*, 36(3), 735–750. <https://doi.org/10.1148/rg.2016150184>

80. Cabrera, F. J., Kaplan, A. G., Youssef, R. F., Tsivian, M., Shin, R. H.,

Scales, C. D., Preminger, G. M., & Lipkin, M. E. (2016). Digital Tomosynthesis: A Viable Alternative to Noncontrast Computed Tomography for the Follow-Up of Nephrolithiasis?. *Journal of endourology*, 30(4), 366–370. <https://doi.org/10.1089/end.2015.0271>

81. Cabrera, F., Preminger, G. M., & Lipkin, M. E. (2014). As low as reasonably achievable: Methods for reducing radiation exposure during the management of renal and ureteral stones. *Indian journal of urology : IJU : journal of the Urological Society of India*, 30(1), 55–59. <https://doi.org/10.4103/0970-1591.124208>

82. Astroza, G. M., Neisius, A., Wang, A. J., Nguyen, G., Toncheva, G., Wang, C., Januzis, N., Lowry, C., Ferrandino, M. N., Neville, A. N., Yoshizumi, T. T., Preminger, G. M., & Lipkin, M. E. (2013). Radiation exposure in the follow-up of patients with urolithiasis comparing digital tomosynthesis, non-contrast CT, standard KUB, and IVU. *Journal of endourology*, 27(10), 1187–1191. <https://doi.org/10.1089/end.2013.0255>

83. Liu, S., Wang, H., Feng, W., Hu, X., Guo, J., Shang, Q., Li, Z., & Yu, H. (2018). The value of X-ray digital tomosynthesis in the diagnosis of urinary calculi. *Experimental and therapeutic medicine*, 15(2), 1749–1753. <https://doi.org/10.3892/etm.2017.5531>

84. Lacout, A., & Marcy, P. Y. (2014). Digital tomosynthesis: an innovative tool for challenging diagnoses in urology. *Urology journal*, 11(2), 1511–1513.

85. Neisius, A., Astroza, G. M., Wang, C., Nguyen, G., Kuntz, N. J., Januzis, N., Ferrandino, M. N., Yoshizumi, T. T., Preminger, G. M., & Lipkin, M. E. (2014). Digital tomosynthesis: a new technique for imaging nephrolithiasis. Specific organ doses and effective doses compared with renal stone protocol noncontrast computed tomography. *Urology*, 83(2), 282–287. <https://doi.org/10.1016/j.urology.2013.10.004>

86. Machida, H., Yuhara, T., Tamura, M., Numano, T., Abe, S., Sabol, J. M., Suzuki, S., & Ueno, E. (2012). Radiation dose of digital tomosynthesis for sinonasal examination: comparison with multi-detector CT. *European journal of*

radiology, 81(6), 1140–1145. <https://doi.org/10.1016/j.ejrad.2011.03.064>

87. Yoo, J. Y., Chung, M. J., Choi, B., Jung, H. N., Koo, J. H., Bae, Y. A., Jeon, K., Byun, H. S., & Lee, K. S. (2012). Digital tomosynthesis for PNS evaluation: comparisons of patient exposure and image quality with plain radiography. *Korean journal of radiology*, 13(2), 136–143. <https://doi.org/10.3348/kjr.2012.13.2.136>

88. Machida, H., Yuhara, T., Ueno, E., Yoda, K., Sunose, H., Kita, K., Nishino, T., Sabol, J. M., & Suzuki, S. (2013). Detection of paranasal sinus opacification with digital tomosynthesis radiography: a clinical pilot study. *Journal of computer assisted tomography*, 37(2), 252–256. <https://doi.org/10.1097/RCT.0b013e31827c0cb1>

89. Ha, A. S., Lee, A. Y., Hippe, D. S., Chou, S. H., & Chew, F. S. (2015). Digital Tomosynthesis to Evaluate Fracture Healing: Prospective Comparison With Radiography and CT. *AJR. American journal of roentgenology*, 205(1), 136–141. <https://doi.org/10.2214/AJR.14.13833>

90. Blum, A., Noël, A., Regent, D., Villani, N., Gillet, R., & Gondim Teixeira, P. (2018). Tomosynthesis in musculoskeletal pathology. *Diagnostic and interventional imaging*, 99(7-8), 423–441. <https://doi.org/10.1016/j.diii.2018.05.001>

91. Quaia, E., Grisi, G., Baratella, E., Cuttin, R., Poillucci, G., Kus, S., & Cova, M. A. (2014). Diagnostic imaging costs before and after digital tomosynthesis implementation in patient management after detection of suspected thoracic lesions on chest radiography. *Insights into imaging*, 5(1), 147–155. <https://doi.org/10.1007/s13244-013-0305-1>

92. Canella, C., Philippe, P., Pansini, V., Salleron, J., Flipo, R. M., & Cotten, A. (2011). Use of tomosynthesis for erosion evaluation in rheumatoid arthritic hands and wrists. *Radiology*, 258(1), 199–205. <https://doi.org/10.1148/radiol.10100791>

93. De Silvestro, A., Martini, K., Becker, A. S., Kim-Nguyen, T., Guggenberger, R., Calcagni, M., & Frauenfelder, T. (2018). Postoperative

imaging of orthopaedic hardware in the hand and wrist: is there an added value for tomosynthesis?. *Clinical radiology*, 73(2), 214.e1–214.e9. <https://doi.org/10.1016/j.crad.2017.08.001>

94. Simoni, P., Gérard, L., Kaiser, M. J., Ribbens, C., Rinkin, C., Malaise, O., & Malaise, M. (2015). Use of Tomosynthesis for Detection of Bone Erosions of the Foot in Patients With Established Rheumatoid Arthritis: Comparison With Radiography and CT. *AJR. American journal of roentgenology*, 205(2), 364–370. <https://doi.org/10.2214/AJR.14.14120>

95. *A Practical Guide to X-ray Inspection Criteria and Common Defect Analysis (Second ed.)*. 2019. p. 83. ISBN 978-1527233614

96. Dobbins, J. T., 3rd, & Godfrey, D. J. (2003). Digital x-ray tomosynthesis: current state of the art and clinical potential. *Physics in medicine and biology*, 48(19), R65–R106. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/48/19/r01>

97. Vult von Steyern, K., Björkman-Burtscher, I., & Geijer, M. (2012). Tomosynthesis in pulmonary cystic fibrosis with comparison to radiography and computed tomography: a pictorial review. *Insights into imaging*, 3(1), 81–89. <https://doi.org/10.1007/s13244-011-0137-9>

98. Vult von Steyern, K., Björkman-Burtscher, I. M., Höglund, P., Bozovic, G., Wiklund, M., & Geijer, M. (2012). Description and validation of a scoring system for tomosynthesis in pulmonary cystic fibrosis. *European radiology*, 22(12), 2718–2728. <https://doi.org/10.1007/s00330-012-2534-y>

99. Vikgren, J., Zachrisson, S., Svalkvist, A., Johnsson, A. A., Boijesen, M., Flinck, A., Kheddache, S., & Båth, M. (2008). Comparison of chest tomosynthesis and chest radiography for detection of pulmonary nodules: human observer study of clinical cases. *Radiology*, 249(3), 1034–1041. <https://doi.org/10.1148/radiol.2492080304>

100. Sabol J. M. (2009). A Monte Carlo estimation of effective dose in chest tomosynthesis. *Medical physics*, 36(12), 5480–5487. <https://doi.org/10.1118/1.3250907>

101. Båth, M., Svalkvist, A., von Wrangel, A., Rismyhr-Olsson, H., &

Cederblad, A. (2010). Effective dose to patients from chest examinations with tomosynthesis. *Radiation protection dosimetry*, 139(1-3), 153–158. <https://doi.org/10.1093/rpd/ncq092>

102. Grøn, P., Olerud, H. M., Einarsson, G., Leitz, W., Servomaa, A., Schoultz, B. W., & Hjärdemaal, O. (2000). A Nordic survey of patient doses in diagnostic radiology. *European radiology*, 10(12), 1988–1992. <https://doi.org/10.1007/s003300000535>

103. Vult von Steyern, K., Björkman-Burtscher, I. M., Geijer, M., & Weber, L. (2013). Conversion factors for estimation of effective dose in paediatric chest tomosynthesis. *Radiation protection dosimetry*, 157(2), 206–213. <https://doi.org/10.1093/rpd/nct142>

104. Svalkvist, A., Månsson, L. G., & Båth, M. (2010). Monte Carlo simulations of the dosimetry of chest tomosynthesis. *Radiation protection dosimetry*, 139(1-3), 144–152. <https://doi.org/10.1093/rpd/ncq068>

105. ICRP. The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP publication 103.

106. Tapiovaara, M. and Siiskonen, T (2008). PCXMC - a Monte Carlo Program for Calculating Patient Doses in Medical X-ray Examinations, second edn. STUK-A231

107. Werner, B., & Bodin, L. (2006). Growth from birth to age 19 for children in Sweden born in 1981: descriptive values. *Acta paediatrica* (Oslo, Norway : 1992), 95(5), 600–613. <https://doi.org/10.1080/08035250600582822>

108. European Commission. European guidelines on quality criteria for diagnostic radiographic images in paediatrics. ECEUR 16261. European Commission (1996). ISBN 92-827-7843-6.

109. ICRP. 1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 60. Pergamon Press (1991).

110. Parry, R. A., Glaze, S. A., & Archer, B. R. (1999). The AAPM/RSNA physics tutorial for residents. Typical patient radiation doses in diagnostic radiology. *Radiographics* : a review publication of the Radiological

Society of North America, Inc, 19(5), 1289–1302.

<https://doi.org/10.1148/radiographics.19.5.g99se211289>

111. European Commission. European guidelines on quality criteria for diagnostic radiographic images. EC EUR 16260(1996). ISBN 92-827-7284-5.

112. Akinlade, B. I., Farai, I. P., & Okunade, A. A. (2012). Survey of dose area product received by patients undergoing common radiological examinations in four centers in Nigeria. *Journal of applied clinical medical physics*, 13(4), 3712. <https://doi.org/10.1120/jacmp.v13i4.3712>

113. Miglioretti, D. L., Johnson, E., Williams, A., Greenlee, R. T., Weinmann, S., Solberg, L. I., Feigelson, H. S., Roblin, D., Flynn, M. J., Vanneman, N., & Smith-Bindman, R. (2013). The use of computed tomography in pediatrics and the associated radiation exposure and estimated cancer risk. *JAMA pediatrics*, 167(8), 700–707. <https://doi.org/10.1001/jamapediatrics.2013.311>

114. Mettler, F. A., Jr, Huda, W., Yoshizumi, T. T., & Mahesh, M. (2008). Effective doses in radiology and diagnostic nuclear medicine: a catalog. *Radiology*, 248(1), 254–263. <https://doi.org/10.1148/radiol.2481071451>