

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.

« ____ » _____ 2020 р.

ДИПЛОМНА РОБОТА

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

Тема: «Дослідження впливу неточності переміщення рентгенівського випромінювача на параметри зображень томосинтезу»

Виконавець

студент групи МН-206М

_____ Корсунський Вадим Андрійович

Керівник

к.т.н., доцент кафедри ЕРМІТ

_____ Мірошніченко Олександра Сергіївна

Консультант розділу

«Охорона праці»

асистент

_____ Якимець Ірина Вячеславівна

Консультант розділу

«Охорона навколишнього середовища»

д.т.н., професор

_____ Маджд Світлана Михайлівна

Нормоконтролер

_____ Сініцин Рустем Борисович

КИЇВ 2020

НАЦІОНАЛЬНИЙ АВІАЦІЙНИЙ УНІВЕРСИТЕТ

Факультет Аеронавігації, електроніки та телекомунікацій

Кафедра електроніки, робототехніки і технологій моніторингу та інтернету речей

Напрямок підготовки фізична та біомедична електроніка

ЗАТВЕРДЖУЮ

Завідувач випускової кафедри

Шутко В.М.

« ____ » _____ 2020 р.

ЗАВДАННЯ

на виконання дипломної роботи

Корсунського Вадима Андрійовича

(прізвище, ім'я, по батькові випускника в родовому відмінку)

1. Тема дипломної роботи: «Дослідження впливу неточності переміщення рентгенівського випромінювача на параметри зображень томосинтезу» затверджена наказом ректора від «02» жовтня 2020 р. №1900/ст.
2. Термін виконання роботи: з «05» жовтня 2020 р. по «27» грудня 2020 р.
3. Вихідні дані роботи: нові експериментальні дані при роботі з інноваційною рентгенівською системою з томосинтезом та висновок про вплив неточності переміщення рентгенівського випромінювача на параметри зображень томосинтезу виходячи з порівняння роздільної здатності системи при відхиленнях приймача в різних площинах.
4. Зміст пояснювальної записки: ВСТУП; РОЗДІЛ 1. Введення в предметну частину; РОЗДІЛ 2. Основні фізичні та фізико-технічні поняття в радіології; РОЗДІЛ 3. Томосинтез; РОЗДІЛ 4. Охорона праці; РОЗДІЛ 5. Охорона навколишнього середовища; ВИСНОВКИ; Додаток А. Схема взаємодії основних компонентів гентри EqueTom; Додаток Б. Взаємне розміщення основних компонентів системи EqueTom. Додаток В. Головне вікно програми AceClubs.
5. Перелік обов'язкового графічного (ілюстративного) матеріалу: презентація.

6. Календарний план-графік

№ пор.	Завдання	Термін виконання	Підпис керівника
1	Розробити деталізований зміст розділів диплому	06.10.2020-09.10.2020	
2	Опрацювати літературу по обраній темі	10.10.2020-26.10.2020	
3	Написання теоретичної частини диплому (розділи ВСТУП, РОЗДІЛ 1 та РОЗДІЛ 2)	27.10.2020-08.11.2020	
4	ПРОВЕДЕННЯ ДОСЛІДІВ, НАПИСАННЯ ПРАКТИЧНОЇ ЧАСТИНИ ДИПЛОМУ (РОЗДІЛ 3)	09.11.2020-19.11.2020	
5	Написання розділів по Охороні праці та Охороні навколишнього середовища (РОЗДІЛ 4 та РОЗДІЛ 5)	20.11.2020-27.11.2020	
6	Написання висновку до дипломної роботи, оформлення пояснювальної записки згідно вимог	28.11.2020-02.12.2020	
7	Усунення недоліків в пояснювальній записці до дипломної роботи	03.12.2020-06.12.2020	
8	Підготовка роздавального матеріалу, презентації, тез для доповіді	07.12.2020-15.12.2020	

7. Консультанти з окремих розділів

Розділ	Консультант (посада, П.І.Б.)	Дата, підпис	
		Завдання видав	Завдання прийняв
Охорона праці	асистент, Якимець Ірина Вячеславівна		
Охорона навколишнього середовища	д.т.н., професор, Маджд Світлана Михайлівна		

8. Дата видачі завдання: «05» жовтня 2020 р.

Керівник дипломної роботи _____ Мірошніченко О.С.
(підпис керівника) (П.І.Б.)

Завдання прийняв до виконання _____ Корсунський В.А.
(підпис випускника) (П.І.Б.)

РЕФЕРАТ

Дипломна робота «Дослідження впливу неточності переміщення рентгенівського випромінювача на параметри зображень томосинтезу» містить 105 сторінок, 35 рисунків, 9 таблиць, 1 графік, 45 використаних джерел та 3 додатки.

Ключові слова: томосинтез, цифрова рентгенографія, комп'ютерна томографія, гентрі, рентгенівське випромінювання, реконструкція, зрізи, просторова роздільна здатність.

Об'єкт дослідження – портативна система цифрової лінійної томографії з режимом томосинтезу – EqueTom.

Предмет дослідження – знімки рентгенівських мір та реконструйовані томографічні зрізи, отримані з цих знімків.

Мета дипломної роботи – отримання даних про роздільну здатність системи рентгенівського цифрового томосинтезу в умовах неточного позиціонування приймача відносно траєкторії руху рентгенівського генератора.

Метод дослідження – теоретичний та експериментальний.

Наукова новизна даної роботи полягає у отриманні нових експериментальних даних при роботі з інноваційною рентгенівською системою з томосинтезом.

Матеріали дипломної роботи рекомендується використовувати при застосуванні системи томосинтезу чи прийнятті заходів по підвищенню його точності.

ЗМІСТ

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ ТА СКОРОЧЕНЬ	6
ВСТУП	7
РОЗДІЛ 1 ВВЕДЕННЯ В ПРЕДМЕТНУ ЧАСТИНУ	10
1.1. Історія розвитку медичної радіології	10
1.2. Способи отримання і діагностичні можливості методів променевої візуалізації	18
1.3. Радіологічні методи дослідження	19
1.4. Показники якості променевої діагностики	23
1.5. Просторова роздільна здатність рентгенівського приймача	30
1.6. Висновки до розділу	33
РОЗДІЛ 2 ОСНОВНІ ФІЗИЧНІ ТА ФІЗИКО-ТЕХНІЧНІ ПОНЯТТЯ В РАДІОЛОГІЇ	34
2.1. Іонізуюче випромінювання	34
2.2. Дози опромінення	36
2.3. Рентгенівське випромінювання, його формування та властивості	42
2.4. Висновки до розділу	51
РОЗДІЛ 3 ТОМОСИНТЕЗ	52
3.1. Реалізація томосинтезу на системі EquiTom	52
3.2. Отримання зображень томосинтезу	60
3.3. Дослідження параметрів зображень томосинтезу	66
3.4. Висновки до розділу	71
РОЗДІЛ 4 ОХОРОНА ПРАЦІ	72
4.1. Аналіз умов праці лікаря-рентгенолога	73
4.2. Організаційні та конструктивно-технологічні заходи для зниження впливу шкідливих виробничих факторів на робочому місці лікаря-рентгенолога	77
4.2.1. Розрахунок штучного освітлення	77
4.3. Забезпечення пожежної і вибухової безпеки в кабінеті	79
4.4. Інструкція з охорони праці для лікаря-рентгенолога	81
4.5. Висновки до розділу	84
РОЗДІЛ 5 ОХОРОНА НАВКОЛИШНЬОГО СЕРЕДОВИЩА	85
5.1. Основні засади охорони навколишнього середовища	85
5.2. Випромінення при використанні комп'ютерного лінійного томографа	86
5.3. Розрахунок радіаційної захисту рентгенівського кабінету	90
5.4. Утилізація електронного обладнання	94
5.5. Вплив шуму і вібрації	95
5.6. Висновки до розділу	98
ВИСНОВКИ	99
СПИСОК БІБЛЮГРАФІЧНИХ ПОСИЛАНЬ ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ	101
ДОДАТОК А	105
ДОДАТОК Б	106
ДОДАТОК В	107

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ ТА СКОРОЧЕНЬ

- 3D – 3-Dimensional.
- ALARA – As Low As reasonably Achievable.
- DICOM – Digital Imaging and COmmunications in Medicine.
- GbE – Gigabit Ethernet.
- PACS – Picture Archive and Communication System.
- АРМ – Автоматизоване Робоче Місце.
- БЗКТ – Багатозрізова Комп'ютерна Томографія.
- КТ – Комп'ютерна Томографія.
- ЛТ – Лінійна Томографія.
- ОГК – Органи Грудної Клітини.
- РДК – Рентгенівський Діагностичний Комплекс.
- ЦР – Цифрова Рентгенографія.
- ЦТ – Цифровий Томосинтез.

ВСТУП

Актуальність теми.

Променева діагностика - розділ радіології, що базується на методах візуалізації зображення органів та систем організму. Це галузь медицини, яка розвивається найбільш динамічно. Прогресу променевої діагностики сприяє впровадження нових методів і методик візуалізації, таких як рентгенівська, комп'ютерна, магнітно-резонансна, позитронно-емісійна томографія та ультразвукова діагностика. За допомогою цих методів можна одержати вірогідну інформацію про морфологічні та функціональні особливості систем, органів і тканин, а також дати їх якісну та кількісну оцінку.

Доступність та нетравматичність діагностичних процедур, а також їх якісна перевага над іншими (особливо інвазивними) методами дослідження сприяли швидкому й широкому впровадженню методів променевої діагностики у клінічну практику.

Завдяки цьому діагностика більшості патологічних процесів (до 90%) нині базується на результатах променевого дослідження. На етапі профілактики радіологічні (променеві) дослідження використовуються для раннього виявлення соціально небезпечних хвороб, таких як туберкульоз та рак.

Рентгенодіагностика є першим і найпоширенішим радіологічним дослідженням. Вона вже на протязі більше ста років дає лікарям об'єктивну інформацію про стан органів і систем людини та їх патології. При цьому якщо в XX столітті основним засобом реєстрації і збереження рентгенівських зображень була рентгенівська плівка, то XXI століття почалося з масового застосування цифрових рентгенівських приймачів, комп'ютерної обробки, зберігання і відображення рентгенівської інформації.

Наразі у клінічній практиці найчастіше використовують рентгенографію (миттєве отримання нерухомого рентгенівського зображення внутрішньої структури

об'єктів) та рентгеноскопію (отримання послідовності рентгенівських зображень внутрішньої структури об'єктів із необхідною частотою протягом певного часу, що дає змогу досліджувати не лише внутрішню структуру, але й функції досліджуваного об'єкта). Останнім часом все більшого поширення набуває рентгенівський томосинтез.

Рентгенівський цифровий томосинтез (Digital Tomosynthesis - DT) це метод 3D-обстеження в рентгенології [1]. Цей метод відносно новий, проте він швидко розвивається. За простотою виконання обстежень DT близький до цифрової рентгенографії, а по ефективності обстеження наближається до комп'ютерної томографії.

Томосинтез в цілому не замінює дослідження за допомогою БЗКТ, але значно розширює діагностичні можливості рентгенографії без істотного збільшення дозового навантаження на пацієнтів, що особливо важливо в педіатрії. Томосинтез виконується з метою отримання додаткових даних дослідження на тому ж апараті, на якому виконується цифрова рентгенографія. При цьому приймач фіксує серію низькодозових експозицій, які математично обробляються і реконструюються в серію зображень тонких шарів.

Низьке дозове навантаження в режимах DT (реалізація принципу ALARA) дозволила провести оцінку ефективності томосинтезу при онкологічному і туберкульозному скринінгу ОГК. Для онкологічних захворювань у хронічних курців вірогідність виявлення патологій зросла з 0,5 при рентгенографії до 0,9 при DT [2], що незначно відрізняється від використання БЗКТ, де ймовірність склала 0,97. При туберкульозному скринінгу ймовірність виявлення патологій зросла з 0,56 при рентгенографії до 0,75 при DT [3] (при використанні БЗКТ ймовірність склала 0,93). При цьому за висновком лікарів аналіз зображень томосинтезу значно простіше аналізу рентгенограм.

Оскільки томосинтез є новою технологією візуалізації рентгенівських зображень, то сьогодні дуже важливо виявити додаткові діагностичні можливості, які з'являються завдяки його використанню, а також визначити клінічні завдання, при

вирішенні яких застосування томосинтезу буде найбільш цілеспрямованим і ефективним.

Мета і завдання дослідження.

Метою даної роботи є отримання даних про роздільну здатність системи рентгенівського цифрового томосинтезу в умовах неточного позиціонування приймача відносно траєкторії руху рентгенівського генератора.

Завдання яке буде вирішено в цій роботі – оцінка впливу неточності переміщення рентгенівського випромінювача на параметри отриманих зображень та порівняння цих параметрів при відхиленнях приймача в різних площинах.

Для досягнення поставленої мети буде розглянуто теоретичні засади даної теми та проведено практичні вимірювання параметрів зображень томосинтезу, з використанням портативної системи цифрової лінійної томографії з режимом томосинтезу – EqueTom.

Об'єктом дослідження є портативна система цифрової лінійної томографії з режимом томосинтезу – EqueTom.

Предметом дослідження є знімки рентгенівських мір та реконструйовані томографічні зрізи, отримані з цих знімків.

Методи досліджень – теоретичний (вивчення та опис предметної частини даного питання) та експериментальний (отримання набору рентгенівських знімків мір (в нормальних умовах, та з імітацією неточності переміщення рентгенівського випромінювача), реконструкція цих знімків та оцінка роздільної здатності системи по отриманих томографічних зрізах).

Практичне значення отриманих результатів полягає у отриманні даних про залежність параметрів зображень томосинтезу від міри та напрямку (площини) відхилення приймача. Ці дані можна застосовувати при проектуванні системи томосинтезу чи прийнятті заходів по підвищенню його точності.

РОЗДІЛ 1

ВВЕДЕННЯ В ПРЕДМЕТНУ ЧАСТИНУ

1.1. Історія розвитку медичної радіології

Професор фізики Вюрцбурзького університету (Баварія) **Вільгельм Конрад Рентген** (1845-1923) 8 листопада 1895 р. відкрив невідоме до того випромінювання, що за рішенням Першого міжнародного з'їзду з рентгенології було назване промінням Рентгена. Повідомлення про винахід датоване 28 грудня 1895 р. Саме в цей день В.К. Рентген виступив із першою інформацією про своє відкриття перед Вюрцбурзьким фізико-медичним товариством. Свій винахід учений зробив, досліджуючи катодне випромінювання, що виникає під час електричного розряду в трубках із глибоким вакуумом. Він помітив, що це випромінювання має здатність проникати крізь непроникні для видимого випромінювання (світла) матеріали і спричиняти світіння кристалів платино-синеродистого барію.

В.К. Рентген докладно описав властивості відкритого ним випромінювання. Вивчаючи його природу, він установив лише деяку схожість зі світлом (здатність давати тіньове зображення, спричиняти флюоресценцію і фотохімічну дію). Однак, не побачивши явищ дифракції та інтерференції, дослідник висловив припущення, що нове випромінювання – не поперечні хвилі, а поздовжні, подібні до звукових.

У 1901 р. В.К. Рентген за свій винахід отримав першу в історії фізики Нобелівську премію. Її грошову частину (50 тис. крон) учений передав Вюрцбурзькому університету. Із цього почався розвиток медичної радіології як наукової дисципліни. Своє перше застосування X-промені знайшли під час обстеження людського тіла.

Тільки в 1912 р. німецький фізик **Макс фон Лауе** (1879-1960) разом зі своїми студентами Вальтером Фридрихом і Паулем Книппингом у дослідах з інтерференції

і дифракції довели, що рентгенівське випромінювання відрізняється від видимого (світлового) лише меншою довжиною хвилі. У 1914 р. Макс фон Лауе за це відкриття присудили Нобелівську премію з фізики.

Однак треба зазначити і внесок у відкриття X-променів видатного українського фізика та електротехніка **Івана Павловича Пулюя** (1845-1918). Він народився в Гримайлові, що на Тернопільщині, у релігійній греко-католицькій родині, навчався на теологічному і філософському факультетах Віденського університету. У Страсбурзькому університеті І.П. Пулюй здобув ступінь доктора філософії (спеціалізація з фізики), працював приват-доцентом Віденського університету, професором експериментальної і технічної фізики в Німецькій вищій технічній школі (Прага), був її ректором (1899-1900). Із 1902 р. І.П. Пулюй – перший декан першого в Європі електротехнічного факультету. Помер учений 31 січня 1918 р. у Празі.

У 1877 р. І.П. Пулюй збудував катодну лампу, що була названа трубкою Пулюя, а через два роки він зробив вакуумну трубку, наповнену розрідженим газом, пропускаючи через неї струм. Науковець отримав катодні промені (потік високошвидкісних електронів). У 1881-1882 рр. учений опублікував праці, присвячені катодним променям, а в 1885 р. – статтю з описом своєї катодної трубки. У 1889 р. Лондонське фізичне товариство надрукувало монографію І.П. Пулюя про катодні промені. Хоча дослідник одержав X-промені з катодних променів, сфокусованих на фотопластинці, він не усвідомив факту емісії X-променів. Пріоритет їх відкриття було закріплено за В.К. Рентгеном (майже через 7 років після публікації праць І.П. Пулюя).

Теоретиком КТ вважається **Аллан Маклеод Корма** (1924-1998), який працював у Тафтському університеті (штат Массачусетс, США). Наприкінці 50-х – початку 60-х років минулого століття він розробив математичний метод для визначення поглинання рентгенівських променів біологічними тканинами. Метод Кормака ґрунтувався на численних вимірюваннях поглинання тонкого рентгенівського пучка, який проходить крізь тіло під різним кутом, що уможлиблювало отримання тонкого поперечного зрізу. Оскільки пучок зондував певну ділянку з багатьох точок, отримана інформація відображала особливості

поглинання кожної окремої частини цієї ділянки. Під час звичайного рентгенівського дослідження визначається тільки сумарне поглинання променя, який досягає плівки. Зображення тканин, розташованих по ходу променя, «накладаються» одне на одне. Метод Кормака дозволив відтворити зображення внутрішніх частин будови тіла на основі різного поглинання ними рентгенівських променів. Однак доцільно зазначити, що роботи цього вченого не зацікавили наукове товариство, поки не з'явилися швидкодіючі комп'ютери. Лише тоді метод Кормака став відомим як комп'ютерна аксіальна томографія (КАТ), або КАТ-сканування. Цей метод назвали також комп'ютерною томографією (КТ), або КТ-скануванням.

У 1967 р. **Годфрі Ньюболд Хаунсфілд** (1919-2004) незалежно від А.М. Кормака почав працювати над своєю КАТ-системою, починаючи з гамма-променів, як, до речі, й А.М. Кормак, і розробив схему, що була дуже подібною до схеми Кормака. Для гамма-променів зберігається такий самий принцип, що й для рентгенівських. Але Г. Хаунсфілд розробив дещо іншу математичну модель, використовуючи великий комп'ютер для опрацювання інформації, і завдяки своєму інженерному мисленню упровадив томографічний метод дослідження в практику.

У 1971 р. в Уімблдонському шпиталі Аткінсона Морлі (Велика Британія) був установлений перший клінічний комп'ютерний томограф і почалися дослідження хворих із пухлинами та іншими захворюваннями головного мозку. У квітні 1972 р. ЕМІ оголосило про виробництво першого комерційного комп'ютерного томографа – ЕМІСТ-1000. Клінічні дослідження цього томографа відразу показали, що КТ – великий крок уперед порівняно з іншими методиками отримання рентгенівських зображень тканин людини.

Серійний комп'ютерний томограф складається з чотирьох основних блоків: генератора рентгенівського опромінення; скануючого елемента (рентгенівська трубка і детектор); комп'ютера, що розраховує ступінь ослаблення рентгенівського опромінення внаслідок його поглинання тканинами; осцилоскопа з принтером, що призначений для виведення отриманих зображень рентгенівського поглинання.

Г.Н. Хаунсфілд, який розробив метод комп'ютерно-томографічного сканування, вважав, що комп'ютерний томограф у 100 разів ефективніший за

звичайний рентгенівський апарат, тому що обробляє всю отриману інформацію, а звичайна рентгенівська установка — лише близько 1%. Комп'ютерний томограф чутливіший і потребує меншої енергії на один знімок, ніж звичайна рентгенівська установка, але загальна доза виявляється приблизно однаковою, тому що для томографа необхідно багато знімків. Прилад дозволяє відрізнити здорові тканини від уражених. Спочатку комп'ютерні томографи використовувалися для сканування мозку, а нині для дослідження практично будь-яких ділянок тіла.

Стандартна рентгенографія грудної порожнини після своєї появи на межі XIX і XX ст. стала однією з найбільш часто використовуваних діагностичних процедур і залишається нею по теперішній час. Однак вона досі є однією з найскладніших методик для інтерпретації отриманих даних. Оглядова рентгенограма грудної клітини – це площинне зображення з наявністю ефекту сумачії органів і тканин досліджуваної області, в результаті якого анатомічні і патологічні зміни можуть погано візуалізуватися [7].

Вчені намагалися вдосконалити рентгенографію, усунувши негативний вплив вищезгаданого фактора. На початку 1920-х років з'явилися перші дані про отримання томографічних зображень. У 1921 р француз **Andre Edmond Marie Bocage** запатентував нову методику під назвою «Планіграфія». Вона ґрунтувалася на одночасному паралельному русі рентгенівської трубки і приймача під час експозиції, в результаті чого об'єкт, який знаходився в площині центрального променя, виявлявся в фокусі, а інші шари – розмиті.

У той же час німецький вчений **Bernard Ziedses des Plantes** заявив, що він винайшов цю методику незалежно від француза також в 1921 р, проте результати його дослідження були опубліковані лише в 1931 р. Пізніше з'ясувалося, що Ziedses des Plantes дійсно доповів про цю методику на рентгенологічному суспільстві в 1921 р, проте він вважав, що до неї відсутній клінічний інтерес. Таким чином, досі немає єдиної думки, хто перший винайшов лінійну томографію – Bocage чи Ziedses des Plantes [8].

Не дивлячись на прогноз Ziedses des Plantes, ЛТ швидко зайняла своє місце в рентгенологічній практиці. Лікарі змогли отримувати зрізи області яка цікавить їх.

Проте дана методика мала і свої недоліки. По-перше, за один рух трубки і приймача можна було отримати лише одне зображення. Для отримання попереднього (вищого) або наступного (нижчого) шару необхідно було проводити повторне дослідження, що призводило до зростання променевого навантаження. По-друге, хоч при томографії знижувався сумацийний ефект в порівнянні зі стандартною рентгенографією, але з'являлося розмите зображення тих структур, які перебували поза фокусом.

Щодо першого недоліку Ziedses des Plantes в 1932 р описав, як можна його усунути. Він зазначив, що різні зрізи об'єкта можуть бути отримані за один прохід рентгенівської трубки шляхом складання декількох рентгенограм об'єкта, зроблених під різними кутами. При їх складанні одна конкретна площина об'єкта буде у фокусі, в той час як всі інші будуть розмиті. Але якщо зрушити ці рентгенограми одну відносно іншої перед їх складанням, то ефект розмиття буде усунутий. Цей алгоритм отримав назву «зрушення і складання» (shift and add) [9].

Реалізувати цей спосіб на практиці вдалося лише через 37 років (в 1969 р.) **Garrison** створив прототип апарату під назвою «тривимірна рентгенографія», з допомогою якого отримав томографічне зображення черепа шимпанзе. На початку 1970-х років **Miller** і **Grant** опублікували результати успішних експериментів з отримання довільного числа зрізів об'єкта. Grant також запропонував термін «Томосинтез», що походить від грецького tomo (шар) і synthesis (з'єднання декількох частин для створення єдиного цілого). Згідно з цим визначенням, **томосинтез (ТС)** – це методика променевої діагностики, за допомогою якої генерується довільна кількість пошарових зображень досліджуваної області за один прохід рентгенівської трубки.

Про другий недолік – розмите зображення об'єктів поза фокусом – Grant вважав, що він може бути усунений лише постпроцесорною обробкою зображень. У наступні два десятиліття вчені намагалися покращити ТС за рахунок мінімізації ефекту розмитості зображення і зменшення тривалості дослідження [7].

З появою комп'ютерної томографії частка ЛТ в діагностиці і інтерес до ТС значно знизилися. Однак в 1990-х роках з'явився новий тип приймача – цифровий детектор з плоскою панеллю, який в поєднанні з сучасною обчислювальною технікою

виправили основні недоліки ТС: покращилася якість зображень, зник ефект розмитості і скоротився час дослідження. Також за рахунок того, що всі зображення отримували за один прохід трубки, це зумовило низьке променеве навантаження на пацієнта. Всі ці переваги вплинули на відродження інтересу до ТС [10].

Більшість дослідників приводять дані, що променеве навантаження при ТС грудної порожнини порівнянн з такою при цифрової рентгенографії (ЦР) грудної клітини в бічній проекції і становить 0,10-0,14 мЗв [7, 8]. Однак зустрічаються дані про більш високі значеннях ефективної дози: 0,32, 0,4 і 0,65 мЗв [6, 10]. Таким чином, променеве навантаження при ТС легень в кілька разів нижче, ніж при багатозрізовій комп'ютерній томографії (БЗКТ).

Перші повідомлення про застосування ТС в торакальній діагностиці стосувалися можливості виявлення вогнищ в легенях. В одному з клінічних випробувань на людині **Dobbins** порівнював чутливість ТС і ЦР в виявленні вогнищевих утворень в легенях. В якості референтного методу виступила БЗКТ, за допомогою якої було виявлено 175 утворень від 3,5 до 25,5 мм в діаметрі. В середньому при ТС було виявлено 70% з них, в той час як при ЦР в прямій проекції визначалося тільки 22 %. Для обох методик чутливість виявлення вогнищ в легенях зростала зі збільшенням їх розмірів. Найбільша різниця спостерігалася в групі осередків розміром від 3 до 5 мм, в якій чутливість ТС була вище в 7,5 разів в порівнянні з ЦР [8].

Схоже дослідження провів **Vikgren et al.**, в якому також порівнювалася чутливість ТС і ЦР у виявленні вогнищ в легенях. При БЗКТ визначалося 131 утворення розміром від 3 і більше 8 мм, з яких при ЦР вдалося виявити 28%, а при ТС – 92%. Різниця в чутливості була вище в групі осередків розміром 6-8 мм.

Згідно з дослідженням **Quaia et al.**, в якому при БЗКТ було виявлено 180 вогнищ в легенях, чутливість ТС досягала 91-95%, в той час як у ЦР вона становила лише 57-65% [11].

У 2012 р **Jung et al.** в своєму дослідженні визначав чутливість ТС у визначенні метастазів в легенях у пацієнтів з колоректальним раком і також виявляли перевагу

ТС над ЦР. За допомогою ТС зазначалося 83%, а при ЦР - 27% вогнищ від загального їх числа, виявлених при БЗКТ.

Таким чином, показано, що ТС перевершує ЦР в діагностиці вогнищевих утворень в легенях, поступаючись при цьому БЗКТ. У зв'язку з такими багатообіцяючими результатами клінічних досліджень виникають питання про те, в яких пацієнтів застосовувати ТС і як його поєднувати з ЦР і БЗКТ, наприклад, в алгоритмі обстеження пацієнтів з потенційними легеневиими утвореннями.

На думку Dobbins et al., існує 4 можливих варіанти застосування ТС для поліпшення виявлення легневих вогнищ:

- 1) як додаткова методика до ЦР взамін бічній проекції;
- 2) як уточнююча методика після виявленого вогнища при ЦР;
- 3) як метод відстеження та моніторингу раніше знайдених утворень;
- 4) скринінг груп ризику.

Час оцінки даних ТЗ вище, ніж при оцінці рентгенограм ОГК, в основному через численність зрізів, але загальний час інтерпретації набагато нижче, ніж при БЗКТ. Не дивлячись на збільшений час аналізу даних, ТС може бути впроваджений в рутинну діагностичну практику як методика, яка вирішує проблему підтвердження або виключення підозрілих або сумнівних поразок, виявлених при ЦР, що виключить необхідність проведення БЗКТ у більшості таких пацієнтів [8].

Подальший етап розвитку апаратури цифрового томосинтезу для загальної рентгенодіагностики полягає у введенні режиму томосинтезу в більш дешеві 2-місні рентгенодіагностичні комплекси (РДК) з лінійною томографією. Такі комплекси широко застосовувалися в минулому столітті для рентгенодіагностики. Фірма «Дженерал Електрик» (США) в 2008 році на комплексі Volume RAD, а пізніше «Телеоптик» (Україна) в 2017 році на комплексі виробництва фірми «Медапаратура» (Україна) продемонстрували можливість і ефективність застосування 2-місних РДК з томосинтезом в лікувальних установах.

Істотно, що на томографічних шарах для різних по глибині зон інтересу можуть виконуватися вимірювання розмірів патологій без властивих рентгенографії помилок, викликаних геометричним збільшенням об'єктів, що знаходяться ближче до

рентгенівського випромінювача. Крім цього, на томографічних шарах може бути оцінена рентгенівська щільність об'єктів аналогічно до вимірювань рентгенівської щільності, що широко застосовується при аналізі комп'ютерних томограм. Для рентгенографії такі оцінки дадуть значні помилки, так як будуть виконані по зображеннях проекції всіх органів і тканин, а не конкретних об'єктів спостереження (рис. 1.1.).

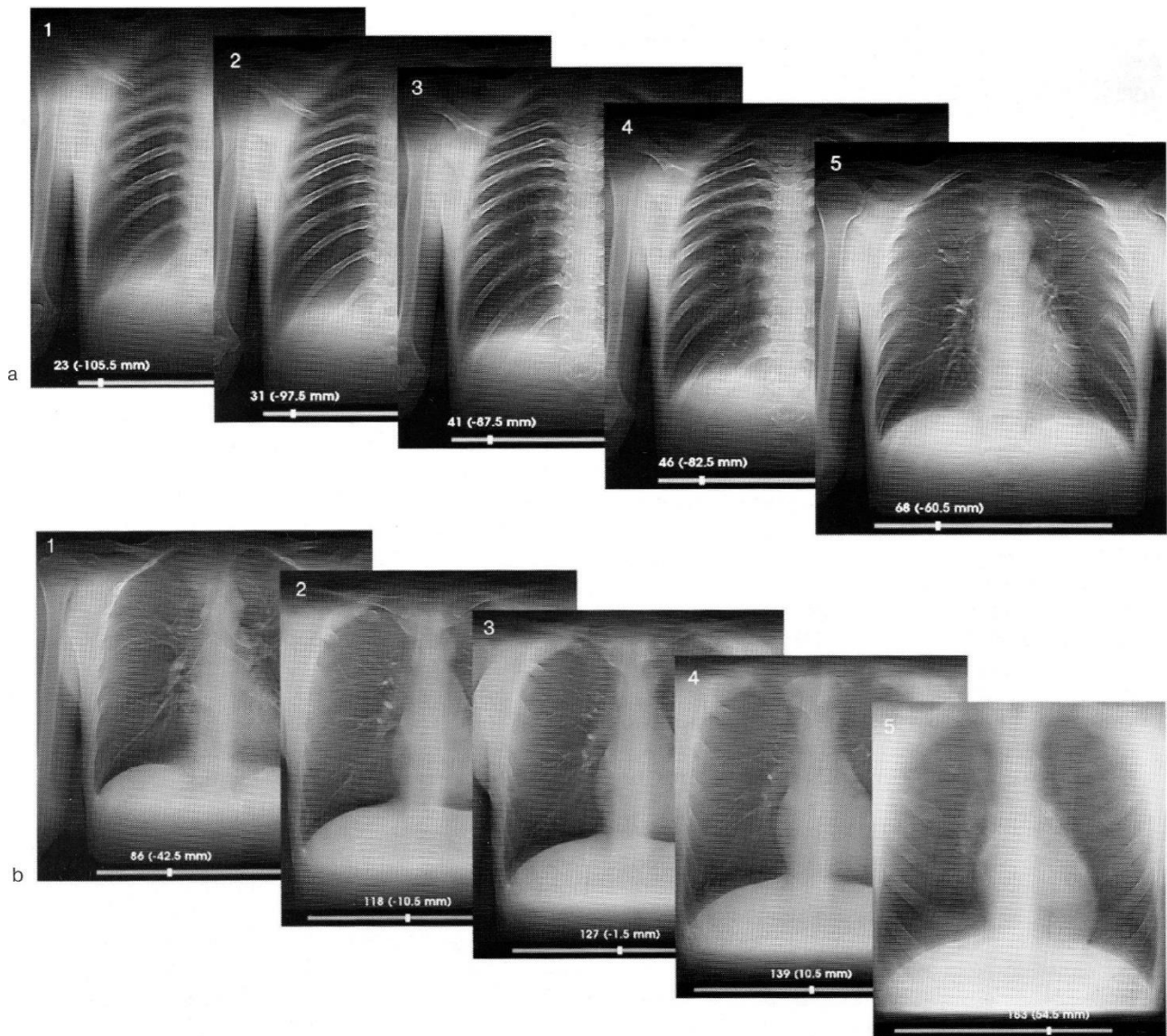


Рис. 1.1. Ілюстрація можливості відображення на томографічних шарах різних по глибині зон інтересу від лопаток і задніх відділів ребер до передніх відділів ребер і грудини в порівнянні з рентгенографічним знімком, а: 1 - лопатки; 2 - задні відділи ребер; 3-4 - задні відділи легенів і основи дуг грудного відділу хребта; 5 - тіла хребців, судини; б: 1 - трахеобронхіальне дерево; 2-3 - передні відділи легенів, ключиці; 4 - рукоятка грудини; 5 - передні відділи ребер і тіло грудини.

1.2. Способи отримання і діагностичні можливості методів променевої візуалізації

Отримання діагностичних зображень можливо за допомогою зовнішнього опромінення, або опромінення його зсередини за допомогою введених у нього радіофармацевтичних препаратів (РФП).

Нині для візуалізації будови і функції анатомічних утворів людини променева діагностика використовує широкий спектр електромагнітних хвиль, який охоплює частотний діапазон від 10^6 до 10^{13} Герц (рис. 1.2).

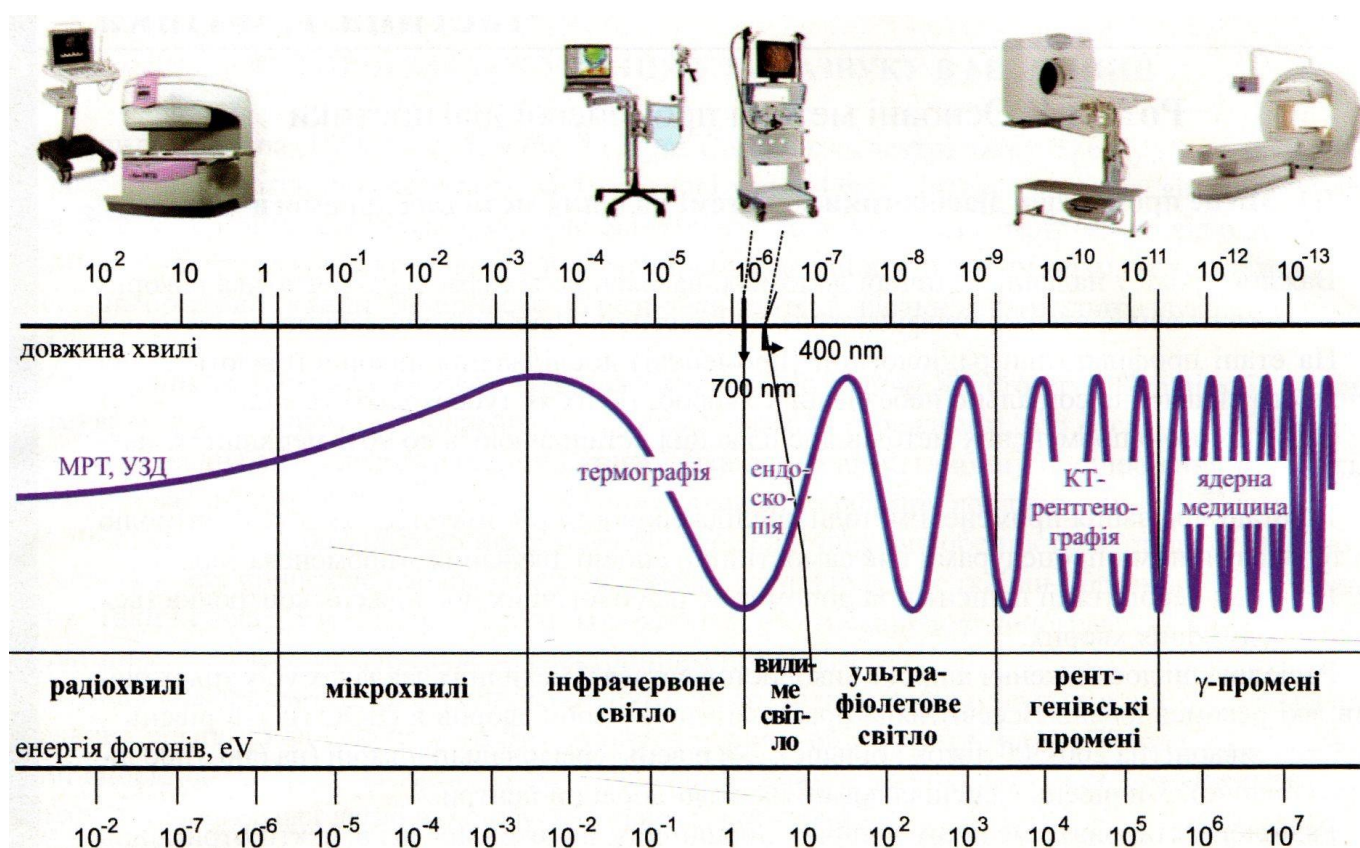


Рис. 1.2. Використання спектра електромагнітних хвиль у медичній діагностиці.

Перед розглядом способів отримання і діагностичних можливостей методів променевої діагностики доцільно зупинитися на загальних особливостях променевого відтворення об'ємних анатомічних об'єктів тіла людини.

Реальний простір, в якому існує тіло людини, тривимірне, і реальні об'єкти в ньому мають об'єм (3 виміри - 3D: довжину, ширину, висоту), тоді як зображення отримують на площині, тобто тільки у двох вимірах. Відомо, що неможливо передати

тривимірний простір на площині без втрати інформації. Існують різні способи подання тривимірного простору тіла в діагностичних зображеннях для оптимізації їх інформативності. Залежно від них можна розділити і методи візуалізації на проєкційні (сумаційні) і пошарові (томографічні).

До проєкційних методів зображення належать рентгенівське дослідження і планарна сцинтиграфія. Отримані за допомогою цих методів зображення являють собою проєкцію тривимірного простору тіла на площину: в одних і тих же місцях рентгенограми відображаються, накладаючись одна на одну, деталі, розташовані на різній глибині тіла. Для отримання об'ємного уявлення про об'єкт такі дослідження необхідно виконувати в кількох проєкціях.

До томографічних належать рентгенівська поздовжня і комп'ютерна, магнітно-резонансна, однофотонна емісійна комп'ютерна томографія, позитронна емісійна томографія та ультразвукова томографія. Під час томографії отримують пошарове зображення, яке дає змогу визначити розташування і морфологічні особливості досліджуваних органів (морфологічна томографія) у тривимірному просторі тіла, а також тривимірну реконструкцію об'ємного зображення об'єкта.

1.3. Радіологічні методи дослідження

Рентгенодіагностика (RD) є першим і найпоширенішим радіологічним дослідженням. У клінічній практиці найчастіше використовують **рентгенографію** (англ. *projection radiography, plain film radiography, X-ray imaging, roentgenography, X-ray study, X-ray filming*) – миттєве отримання нерухомого рентгенівського зображення внутрішньої структури об'єктів – та **рентгеноскопію** (англ. *fluoroscopy*) – отримання послідовності рентгенівських зображень внутрішньої структури об'єктів із необхідною частотою протягом певного часу, що дає змогу досліджувати не тільки внутрішню структуру, але й функції досліджуваного об'єкта.

Під час виконання рентгенологічного дослідження пучок рентгенівського випромінювання пропускають через тіло хворого. Згідно з фізичними законами,

внаслідок нерівномірності поглинання і розсіювання рентгенівських хвиль, цей пучок нерівномірно послаблюється, завдяки чому на виході з тіла людини хвилі несуть приховане зображення анатомічних структур. За допомогою флуоресцентного екрана, рентгенівської плівки або цифрового приймача приховане зображення перетворюється у видиме. Як зазначалося вище, воно є проекцією тривимірного простору тіла на площину та являє собою модель, яка дає вірогідне уявлення про структуру, форму і топографію органів та систем людини, а під час рентгеноскопії – і про їх функції.

Для об'ємних уявлень про об'єкт використовуються зображення в різних проекціях, наприклад рентгенографія органів грудної клітки в прямій і бічній проекціях (рис. 1.3).

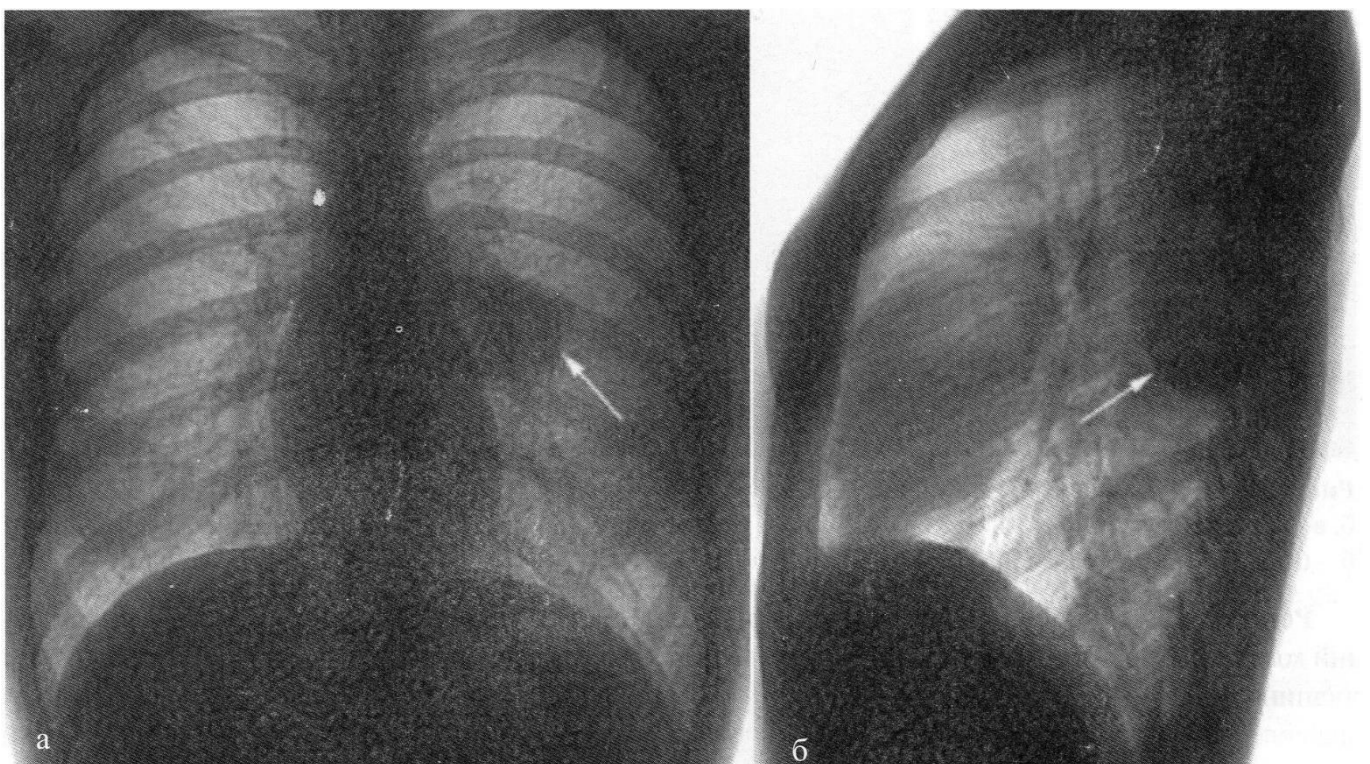


Рис. 1.3. Цифровий рентгенівський знімок органів грудної порожнини у прямій (а) та бічній (б) проекціях: визначається об'ємний щільний утвір у задніх шарах лівої легені (стрілка).

Рентгенівська поздовжня томографія – перший із діагностичних томографічних методів дослідження, який дає можливість отримати зображення шару, що знаходиться на певній глибині досліджуваного об'єкта (рис. 1.4).

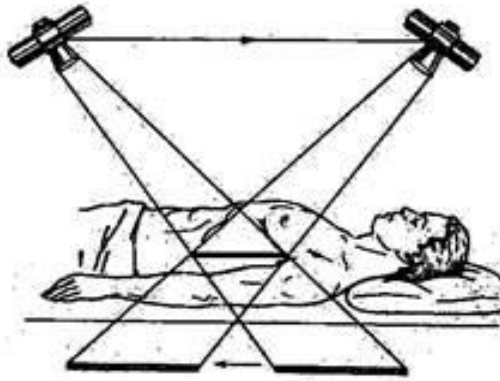


Рис. 1.34. Принцип проведення томографії.

Цей метод дослідження заснований на переміщенні двох або трьох компонентів (рентгенівської трубки, касети з плівкою та об'єкта, що досліджується). Найбільшого поширення набув метод зйомки, за якого досліджуваний об'єкт залишається нерухомим, а рентгенівська трубка і касета з плівкою узгоджено переміщуються в протилежних напрямках. Під час синхронного руху трубки і касети лише необхідний шар виходить чітким на плівці, тому що тільки його внесок у загальну тінь залишається нерухомим щодо плівки, все інше – зміщується і змазується, майже не заважаючи проводити аналіз отриманого зображення.

Рентгенівський томосинтез. Замість поздовжньої плівкової томографії останнім часом все більшого поширення набуває рентгенівський томосинтез. Він використовує ту ж саму технологію синхронного руху рентгенівської трубки і касети з плівкою, але замість останньої застосовується цифровий приймач (плаский матричний детектор), а рентгенівський генератор у цьому випадку працює в імпульсному режимі («*pulse-fluoro*» mode). У деяких випадках рухається тільки рентгенівський випромінювач, а цифровий приймач залишається нерухомим. Фактично, протягом кількох секунд послідовно виконується велика кількість рентгенографій у різних проекціях. Оскільки просторове положення рентгенівської трубки і цифрового приймача в кожний момент зйомки відоме, то це дає можливість за допомогою комп'ютерної обробки отриманого масиву зображень реконструювати пошарове зображення об'єкта дослідження.

На рис. 1.5 показана рентгенограма стопи (а) та її пошарові знімки, отримані в режимі томосинтезу - експозиція 6 с, 90 кадрів, кут обертання $\pm 32^\circ$, зріз - 1,6мм (б-в).



Рис. 1.5. Результати: а – проєкційна (2D) рентгенографія; б – 61-й шар, в – 76-й шар.

Рентгенівська комп'ютерна томографія (КТ) – це метод, заснований на вимірюванні і складній комп'ютерній обробці різниці ослаблення рентгенівського випромінювання різними за щільністю тканинами. За цього методу джерело вузького пучка рентгенівських променів синхронно обертається навколо об'єкта дослідження разом із цифровим приймачем рентгенівського випромінювання, який являє собою один чи кілька рядів напівпровідникових або газових детекторів. Кількість рядів детекторів визначає кількість досліджуваних шарів об'єкта (Рис. 1.6).

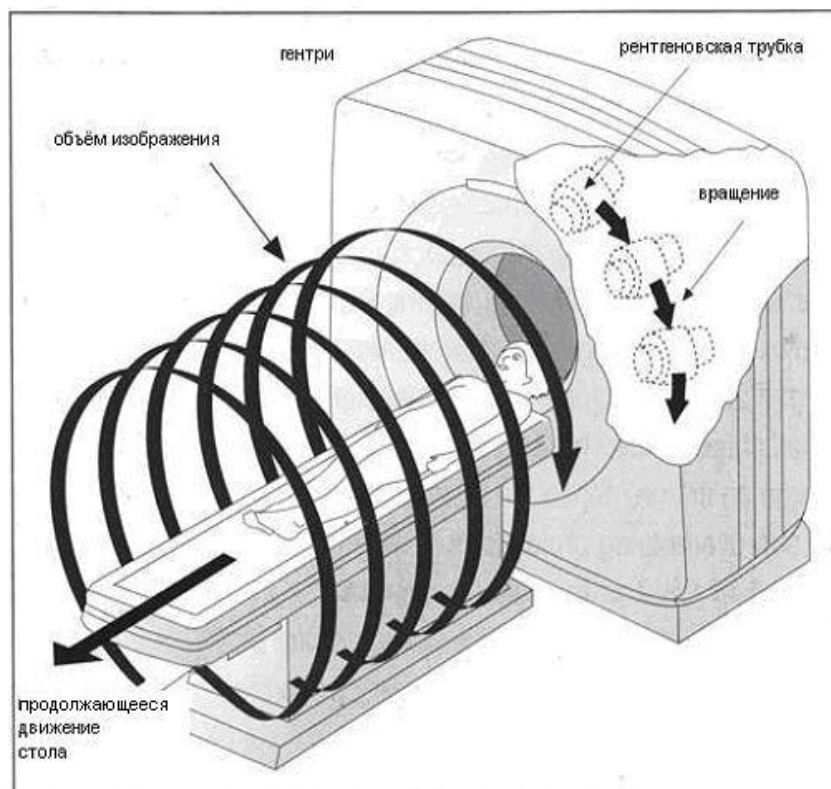


Рис. 1.6. Багатозрізова комп'ютерна томографія.

На підставі даних, отриманих детекторами під різними кутами, комп'ютер розраховує щільність об'єкта у кожній ділянці шару і формує зображення досліджуваного зрізу, на якому яскравість кожної його ділянки пропорційна щільності об'єкта. При цьому, внаслідок високої чутливості методу, роздільна здатність за щільністю біологічних тканин становить менше ніж 1 %, тоді як на рентгенограмі ця величина становить лише 10%.

Отримані КТ-зображення дають вірогідну інформацію про морфологічні особливості і топографію структур досліджуваного шару. На сьогодні рентгенівська комп'ютерна томографія є основним томографічним методом дослідження внутрішніх органів людини з використанням рентгенівського випромінювання [1].

1.4. Показники якості променевої діагностики

Основним завданням діагностики є встановлення правильного діагнозу і своєчасне призначення лікування. Для оцінювання її ефективності використовується низка показників, які розглядаються нижче. Серед основних показників якості є інформативність радіологічного дослідження, а саме його здатність розпізнавати захворювання, для чого його результат порівнюють із так званим референтним, або еталонним діагнозом. Як референтний діагноз зазвичай виступає так званий «золотий стандарт». Останній базується на безперечних доказах, якими передусім є дані патоморфологічного дослідження. Проте на практиці, як правило, як еталон вибирають інші методи діагностики, які за своїм характером дають максимально можливу і точну характеристику патологічного процесу. Наприклад, «золотим стандартом» у діагностиці ішемічної хвороби серця може бути рентгенівська коронарографія.

З точки зору досягнення кінцевого результату діагностики визначають її результативність та ефективність.

Результативність діагностики визначається ймовірністю отримання правильного результату в одного пацієнта або популяції в цілому, отриманого

внаслідок використання одного чи кількох радіологічних досліджень в усереднених умовах їх виконання.

Ефективність діагностики показує, наскільки раціонально використовуються ресурси для отримання правильного результату. Ефективною вважається діагностика, за якої найбільша кількість істинно позитивних та істинно негативних результатів отримується за мінімальних витрат (фінансових, часових, матеріальних, людських тощо).

Наявність цих двох показників свідчить про те, що діагностика може бути результативною, але малоефективною. Наприклад, коли для отримання правильного результату виконується надлишкова кількість досліджень або призначається потрібне дослідження, але виконують його недостатньо правильно, з наявністю систематичних та/або випадкових похибок.

Ще одним показником якості діагностики є її **дієвість**, тобто здатність в оптимальних умовах застосування впливати на рішення лікаря у питаннях діагностики захворювання та ведення пацієнта (лікуванні, реабілітації), тобто впливати на здоров'я як індивідуума, так і всього населення. Так, наприклад, у надзвичайних ситуаціях із великою кількістю травмованих людей найбільш дієвими є цифрова рентгенографія та ультразвукова діагностика на місці події, тому що певна група постраждалих потребує надання медичної допомоги перед транспортуванням до медичного закладу, без якої вони можуть померти.

Під час проведення будь-якого радіологічного дослідження можливо отримати лише один із чотирьох результатів (рис. 1.7):

- Істинно позитивний (TP - true positive) у пацієнта з наявністю захворювання.
- Істинно негативний (TN - true negative) у здорового пацієнта.
- Хибнопозитивний (FP - false positive) у здорового пацієнта.
- Хибнонегативний (FN - false negative) у пацієнта з наявністю захворювання.



Рис. 1.7. Матриця результатів діагностики.

Хибнопозитивні рішення мають назву помилок першого типу (помилкової тривоги). Хибнонегативні рішення називаються помилками другого типу (пропусками захворювання). Помилки першого типу вважаються менш небезпечними, тому що вони ведуть до додаткових обстежень пацієнта, тобто до збільшення витрат на діагностику. Результатом помилки другого типу може бути пізнє виявлення захворювання або неправильний діагноз і, відповідно, неправильне лікування хворого.

Як правило, зменшити ймовірність помилок I та II типу одночасно не вдається. Тому в практичній діяльності припустимий рівень помилкових тривог встановлюється найчастіше на рівні 5%. Тобто лікар може помилитися в одному випадку з 20.

А ймовірність пропусків захворювань максимально зменшують.

Під час оцінювання результатів променевої діагностики за істинно позитивний (негативний) результат приймають випадок позитивного (негативного) збігу висновку за даними радіологічних досліджень із кінцевим діагнозом. За хибнопозитивний (хибнонегативний) результат приймають випадок позитивного (негативного) висновку за променевим дослідженням, що не відповідає кінцевому діагнозу.

Для кількісної оцінки інформативності променевої діагностики використовують такі показники:

1. Чутливість (*Se - sensitivity*) - здатність радіологічного методу давати правильний результат, яка визначається часткою істинно позитивних результатів серед усіх проведених досліджень:

$$Se = \frac{TP}{D^-} \times 100\%, \quad (1.1)$$

де TP - істинно позитивні результати;

D^- - загальна кількість хворих пацієнтів:

$$D^- = TP + FN, \quad (1.2)$$

де FN - хибнонегативні результати.

Чутливість апіорі показує частку хворих, у яких дане дослідження дасть позитивний результат. Чим вища чутливість радіологічного дослідження, тим частіше за його допомогою буде виявлятися захворювання і, відповідно, тим воно ефективніше. Висока чутливість має важливе значення під час скринінгових обстежень для виключення захворювань, а також на ранніх етапах діагностичного процесу, коли необхідно звужити коло передбачуваних захворювань. Необхідно зазначити, що високочутливі дослідження, які у діагностиці називають ідентифікаторами, дають багато «помилкових тривог», що потребує додаткових витрат на подальше обстеження.

2. Специфічність (*Sp - specificity*) - здатність радіологічного дослідження не давати, за відсутності захворювання, хибнопозитивних результатів, яка визначається часткою істинно негативних результатів серед здорових обстежуваних пацієнтів:

$$Sp = \frac{TN}{D} \times 100\%, \quad (1.3)$$

де TN - істинно негативні результати;

D - здорові пацієнти

$$D = TN + FP, \quad (1.4)$$

де FP - кількість хибнопозитивних результатів.

Специфічність апріорі показує частку здорових обстежуваних пацієнтів, у яких за результатами дослідження буде отримано негативний результат. Чим вища специфічність дослідження, тим надійніше підтверджується захворювання і тим, відповідно, воно ефективніше. Високоспецифічні дослідження, які називають дискримінаторами, ефективні на другому етапі діагностики, коли коло передбачуваних захворювань звужено і необхідно з більшою впевненістю довести наявність хвороби. Негативним чинником високоспецифічних радіологічних досліджень є те, що їх застосування супроводжується значним числом пропусків захворювання.

Безумовно, що оптимальним є дослідження, яке апріорі як високоспецифічне, так і високочутливе. Проте на практиці цього важко досягти: збільшення чутливості дослідження одночасно призводить до зниження його специфічності і навпаки. Радіологічні дослідження з високою чутливістю рідко «пропускають» пацієнтів, у яких є хвороба, а дослідження з високою специфічністю не відносять здорових до категорії хворих. Чутливе дослідження найбільш інформативне в разі негативного його результату, тобто лікар більш упевнений у тому, що не пропустив захворювання. Специфічні дослідження потрібні для підтвердження чи встановлення діагнозу, тобто в разі позитивного результату лікар повинен бути майже впевнений у тому, що не «приписав» здоровому пацієнту неіснуючу хворобу. Актуальним завданням у діагностиці є оптимізація співвідношення між помилковими тривогами та пропусками захворювань під час вирішення конкретних клінічних задач.

3. Точність (*Ac* - accuracy) - це частка правильних результатів досліджень, тобто сума істинно позитивних та істинно негативних результатів серед усіх обстежених пацієнтів:

$$Ac = \frac{TP+TN}{D+D^-} \times 100\%, \quad (1.5)$$

або

$$Ac = \frac{TP+TN}{TP+TN+FN+FP} \times 100\%, \quad (1.6)$$

Точність показує, скільки всього правильних результатів отримано під час застосування даного дослідження, і тому іноді цей показник називають його діагностичною ефективністю (***De* - diagnostic efficiency**).

З практичної точки зору для оцінки результатів дослідження інтерес становить імовірність збігу висновку з кінцевим діагнозом, для чого використовують показники прогностичності: прогностичність позитивного та негативного результатів.

4. Прогностична цінність (*PV* - predictive value) радіологічного дослідження, це ймовірність наявності захворювання за умови відомого його результату, яка розраховується за даними про чутливість та специфічність дослідження з урахуванням розповсюдженості захворювання, що вивчається, у досліджуваній популяції. Розповсюдженість захворювання - це апіорна (або передтестова) ймовірність виявлення хвороби до того, як стали відомі результати дослідження. Вона визначає частку осіб, які мають таке захворювання в певній популяції в даний момент часу.

Чим більшу чутливість має радіологічне дослідження, тим вища прогностична цінність його негативного результату, тобто збільшується впевненість радіолога в тому, що негативні результати дослідження відкидають наявність захворювання. І навпаки, чим більшу специфічність має дослідження, тим вища прогностична цінність його позитивного результату, тобто радіолог із більшою впевненістю може

вважати, що позитивні результати дослідження підтверджують передбачуваний діагноз. Оскільки розповсюдженість захворювання впливає на прогностичну цінність радіологічного дослідження, то остання неминуче залежить і від умов його виконання. Якщо позитивні результати навіть високоспецифічного радіологічного дослідження отримані в популяції з низькою ймовірністю захворювання, то вони виявляться переважно хибнопозитивними.

Прогностичність позитивного результату (+PV, PVP) радіологічного дослідження визначається як частота його збігу із захворюванням і, таким чином, показує, наскільки велика ймовірність наявності захворювання (синдрому, симптому) в разі позитивних результатів дослідження. Вона є співвідношенням істинно позитивних результатів дослідження до всіх позитивних його результатів:

$$PVP = \frac{TP}{TP+FN} \times 100\%, \quad (1.7)$$

Прогностичність позитивного результату головним чином залежить від специфічності. Низькоспецифічні дослідження супроводжуються великою кількістю хибнопозитивних рішень. Це призводить до зниження прогностичності позитивних результатів дослідження.

Прогностичність негативного результату (-PV, PVN) радіологічного дослідження визначається як частота його збігу з відсутністю захворювання і показує, наскільки велика ймовірність того, що пацієнт здоровий, якщо результат дослідження негативний. Вона є співвідношенням істинно негативних результатів дослідження до всіх негативних результатів:

$$PVN = \frac{TN}{TN+FP} \times 100\%, \quad (1.8)$$

Чим вища чутливість дослідження, тим вища прогностична цінність його негативного результату.

1.5. Просторова роздільна здатність рентгенівського приймача

Просторова роздільна здатність на рентгенівському зображенні вимірюється в парах ліній на міліметр (п.л./мм). Це аналогічно традиційно використовуваному в оптиці виміру числа штрихів оптичної міри на міліметр, що візуально спостерігаються на виході оптичного приладу. Для вимірювання просторової роздільної здатності на рентгенівському зображенні використовують рентгенівські міри. Вони складаються з двох шарів рентген-прозорого пластика, між якими розташовується шар свинцю товщиною 50 ... 60 мкм, нанесений певним малюнком. Зазвичай малюнок містить клиновидні смужки зі шкалою їх просторової щільності (рис. 1.8, справа та зліва зверху) або групи з трьох штрихів з різною просторовою щільністю (рис. 1.8, зліва знизу).

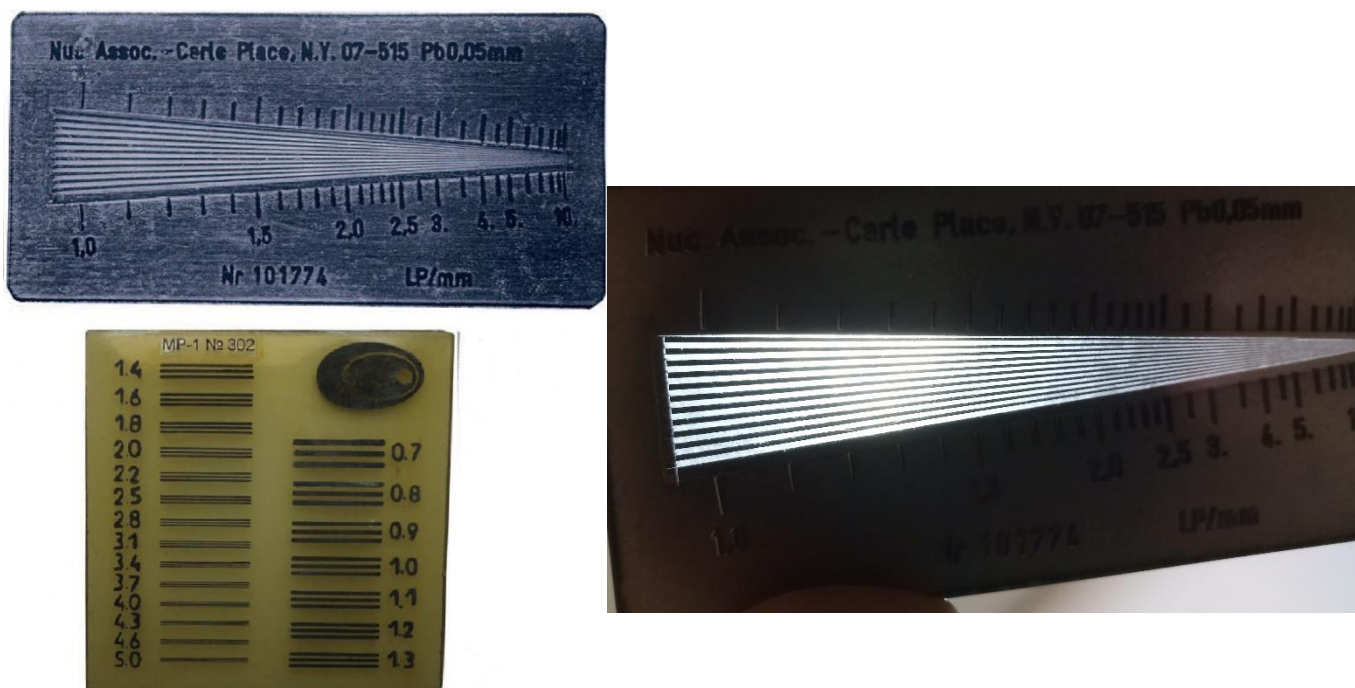


Рис. 1.8. Рентгенівські міри.

Високий контраст малюнка на рентгенівському зображенні лінійки дозволяє при заданій експозиційній дозі візуально визначати здатність рентгенівської системи передавати дрібні деталі зображення.

На практиці вимір роздільної здатності полягає у візуальній оцінці межі спостережливості на рентгенівському зображенні найбільш щільно розташованих штрихів і зчитуванні значень просторової щільності за шкалою міри.

Найбільшу роздільну здатність мають рентгенографічні системи для мамографії – близько 7 п.л./мм. Для більшості цифрових приймачів – близько 4,0 п.л./мм.

У режимі томосинтезу просторову роздільну здатність значно нижча, і своє максимальне значення вона досягає в зоні поблизу вхідного вікна приймача – близько 2,0 п.л./мм. Чим далі встановлено міру від відносного вхідного вікна приймача, тим менше буде отримане значення роздільної здатності. Наприклад на відстані 15..20 см від приймача просторова роздільна здатність складе 1,8..2,0 п.л./мм.

Для порівняння – зазвичай [1] просторова роздільна здатність КТ становить близько 1,0 п.л./мм, тобто в 2 рази менше, ніж у ТС.

Зміна положення рентгенівського випромінювача в режимі томосинтезу дозволяє спостерігати об'єкти під різними кутами і фокусуватися по глибині. Чим більше кут сканування, тим більш точно можна визначати глибину розташування об'єктів. Весь обсяг аналізованого простору при цьому розділяється по глибині на окремі шари. У кожному з шарів зображення містить сфокусоване зображення даного шару і розфокусовані і ослаблені зображення сусідніх шарів. Чим більше кут сканування, тим більш тонкі шари можна реконструювати.

З іншого боку, якщо на сусідніх шарах у напрямку рентгенівських променів відповідно розташовані два об'єкти, то при рентгенографії їх зображення будуть накладатися. При томосинтезі саме за рахунок спостереження під кутами і різному розташуванню по глибині ці об'єкти можна спостерігати роздільно.

Товщина шару при томосинтезі – це мінімальна відстань по глибині, при якій об'єкти розміром в один піксель можуть спостерігатися окремо при заданому куті сканування.

На рис. 1.9 зображений хід рентгенівських променів при опроміненні об'єкта розміром L в площині шару при куті сканування $\pm\gamma$. Сірий прямокутник позначає

плоский реконструированный объект: L – розмір об'єкта в площині томосинтезу;
 2γ – діапазон кутового сканування; h – товщина шару

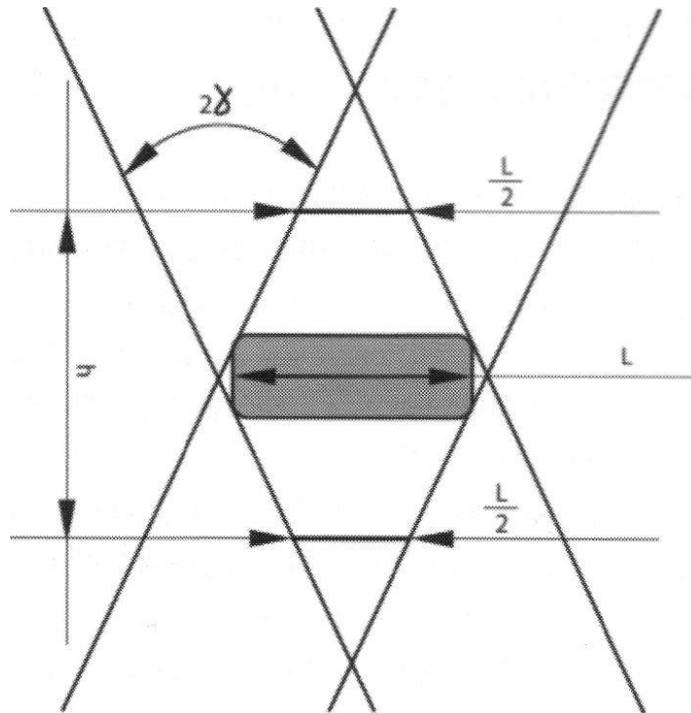


Рис. 1.9. Розрахунок товщини шару томосинтезу.

Звідси видно, що розмір пікселя L на зображенні, кут сканування γ та товщина шару h – зв'язані:

$$h = \frac{L}{2 \operatorname{tg} \gamma}. \quad (1.9)$$

Наприклад, при роздільній здатності рентгенівських зображень ЕТ на рівні 2,2 п.л./мм розмір пікселя буде становити 0,23 мм. Тож при скануванні під кутом $\pm 17,4^\circ$ товщина шару буде рівна:

$$h = \frac{L}{2 \operatorname{tg} \gamma} = \frac{0,23}{2 \operatorname{tg} 17,4^\circ} \approx 0,37 \text{ мм}. \quad (1.10)$$

1.6. Висновки до розділу

Нині для візуалізації будови і функції анатомічних утворів людини променева діагностика використовує широкий спектр електромагнітних хвиль, який охоплює частотний діапазон від 10^6 до 10^{13} Герц.

Реальний простір, в якому існує тіло людини, тривимірне, і реальні об'єкти в ньому мають об'єм (3 виміри - 3D: довжину, ширину, висоту), тоді як зображення отримують на площині, тобто тільки у двох вимірах. Відомо, що неможливо передати тривимірний простір на площині без втрати інформації. Існують різні способи подання тривимірного простору тіла в діагностичних зображеннях для оптимізації їх інформативності. Залежно від них можна розділити і методи візуалізації на проєкційні (сумаційні) і пошарові (томографічні).

В даному розділі дипломної роботи проведено літературний огляд таких радіологічних методів дослідження як рентгенодіагностика, томосинтез, лінійна томографія та багатозрізова комп'ютерна томографія.

Також були визначені основні показники якості променевої діагностики, такі як просторова роздільна здатність, ефективність, чутливість, специфічність, точність та прогностична цінність дослідження.

Описано розрахунок просторової роздільної здатності приймача, та розрахунок товщини шару при скануванні в режимі томосинтезу.

РОЗДІЛ 2

ОСНОВНІ ФІЗИЧНІ ТА ФІЗИКО-ТЕХНІЧНІ ПОНЯТТЯ В РАДІОЛОГІЇ

2.1. Іонізуюче випромінювання

Випромінювання, яке під час взаємодії з речовиною приводить до виникнення електричних зарядів, називається іонізуючим. Процес іонізації відбувається внаслідок відриву одного чи декількох електронів від атома. Іонізуюче випромінювання поділяють на *фотонне* (електромагнітні хвилі) та корпускулярне (протони, нейтрони тощо).

Джерело іонізуючого випромінювання (source of ionizing radiation) – це об'єкт, який містить радіоактивну речовину, або технічний пристрій, що за певних умов може створити іонізуюче випромінювання.

Апарат для генерування іонізуючого випромінювання – це технічний пристрій, в якому іонізуюче випромінювання виникає за рахунок гальмування заряджених частинок, їх анігіляції або ядерних реакцій. До таких пристроїв належать рентгенівський апарат, прискорювач електронів тощо.

Уявну лінію, яка збігається з напрямком поширення хвиль, тобто з напрямком переносу енергії, називають *променем*.

Енергію квантів випромінювання вимірюють у позасистемних одиницях – електрон-вольтах (eV); $1 \text{ eV} = 1,6 \cdot 10^{-19} \text{ Дж}$.

Розрізняють корпускулярне і фотонне іонізуюче випромінювання.

До *корпускулярного випромінювання (corpuscular radiation)* належать:

- *альфа-випромінювання (α -випромінювання, alpha radiation)*, яке складається з альфа-частинок (ядер гелію), що випромінюються під час радіоактивного розпаду чи ядерних реакцій, перетвореннях. Воно має велику іонізуючу, але малу проникаючу здатність;

- *бета-випромінювання* (β -випромінювання, *beta radiation*) – електронне або позитронне іонізуюче випромінювання з безперервним енергетичним спектром, що виникає під час перетворень ядер чи нестабільних частинок (наприклад, нейтронів). Характеризується граничною енергією спектра E_{β} . Бета-частинки - електрони ядерного походження (β^{-}), позитрони (β^{+}) - античастинки електронів, які є дзеркальним відображенням електронів (а не електронами з позитивним зарядом);
- *непряме іонізуюче випромінювання* (*Indirectly ionizing radiation*) – іонізуюче випромінювання, що складається з фотонів та/або незаряджених частинок, які внаслідок взаємодії з речовиною створюють безпосереднє іонізуюче випромінювання: нейтрони (n^0), протони (p), π -мезони – ядерні частинки та інші, всього понад 200.

До *фотонного випромінювання* (*photonic radiation*) належать:

- *гамма-випромінювання* (γ -випромінювання, *gamma radiation*) – короткохвильове електромагнітне випромінювання з довжиною хвилі $< 0,1$ нм, що виникає під час розпаду радіоактивних ядер та елементарних частинок, взаємодії швидких заряджених частинок із речовиною (див. *гальмівне випромінювання*), анігіляції електронно-позитронних пар тощо. Останнє має місце за взаємодії високоенергетичних фотонів ($E > 1,02$ Мев) з ядром речовини. Коли античастинка зіштовхується з елементарною частинкою, вони анігілюють, а їх маси перетворюються в електромагнітну енергію, що випромінюється. Утворені два у-кванти мають енергію по $0,511$ МеВ;
- *рентгенівське випромінювання* (*X-ray radiation*) – сукупність гальмівного та характеристичного випромінювання.

Гальмівне випромінювання (*Braking radiation or Brems Strahlung*) – це електромагнітне випромінювання, що виникає під час розсіювання (гальмування) швидкої зарядженої частинки в кулонівському полі атомних ядер та електронів, тобто в результаті зменшення кінетичної енергії заряджених частинок унаслідок їх

гальмування в речовині; суттєво для легких частинок електронів та позитронів. Спектр гальмівного випромінювання безперервний, максимальна енергія дорівнює початковій енергії зарядженої частинки. Приклади: гальмівне рентгенівське випромінювання в рентгенівській трубці, гальмівне гамма-випромінювання швидких електронів прискорювача при їх попаданні в мішень тощо.

Характеристичне випромінювання (characteristic radiation) – випромінювання з дискретним енергетичним спектром, яке виникає під час зміни енергетичного стану електронів атома внаслідок їх збудження.

За розміщенням джерела випромінювання відносно тіла людини розрізняють *зовнішнє опромінення (external exposure)* – випромінювання, коли джерело знаходиться за його межами, та *внутрішнє опромінення тіла (internal exposure)*, коли джерело знаходиться всередині його.

Під *фоновим опроміненням (background exposure)* розуміють опромінення від природних джерел іонізуючого випромінювання.

Інкорпорована радіоактивна речовина (incorporated radioactive substance) – це радіоактивна речовина, що надійшла в організм і бере участь у метаболічних процесах.

Шар напівослаблення (ШН, Half Value Layer – HVL) випромінювання – шар матеріалу, розташований на шляху випромінювання, після проходження через який його інтенсивність послаблюється вдвічі. На практиці ШН визначають у міліметрах алюмінію чи міді. Чим вища енергія випромінювання і більш однорідний його пучок, тим більший ШН.

2.2. Дози опромінення

Доза опромінення (exposure dose) – це величина, яка використовується для оцінки ступеня впливу іонізуючого випромінювання на будь-які речовини, живі організми та їх тканини.

Експозиційна доза (air dose - X) – кількісна характеристика випромінювання, яка ґрунтується на його здатності іонізувати сухе атмосферне повітря. Вона є відношенням сумарного заряду всіх іонів одного знаку, що виникають у повітрі під час повного гальмування електронів і позитронів, які були утворені даним випромінюванням в елементарному об'ємі повітря, до маси повітря в цьому об'ємі. Одиницею вимірювання експозиційної дози в системі СІ є Кл/кг. Позасистемною одиницею є рентген (Р), що визначає іонізуючу здатність рентгенівського і гамма-випромінювань у 1 см³ повітря:

$$1 \text{ Р} = 2,58 \cdot 10^{-4} \text{ Кл/кг або } 1 \text{ Кл/кг} = 3876 \text{ Р.}$$

Керма (від англ. CERMA – Cinetic Energy Released per unit Mass – K) – енергетичний еквівалент експозиційної дози непрямого іонізуючого випромінювання – відношення суми початкових кінетичних енергій усіх заряджених іонізуючих частинок dE_{tr} що утворилися під дією зовнішнього іонізуючого випромінювання в елементарному об'ємі речовини, до маси речовини в цьому об'ємі dm :

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm}, \quad (2.1)$$

Якщо спочатку керма було скороченням терміну «кінетична енергія, що звільнилася в речовині» (kinetic energy released in matter), то на сьогодні вона сприймається як самостійне слово – *повітряна керма (air kerma)*, тобто значення керми для повітря.

Одиниця вимірювання керми в системі СІ – грей або джоуль на кілограм (Дж/кг). Грей дорівнює кермі, сума початкових кінетичних енергій усіх заряджених частинок, що утворилися під дією побічно іонізуючого випромінювання в речовині масою 1 кг, становить 1 Дж.

Потужність керми, що передана повітрю та виміряна в повітрі на стандартній (еталонній) відстані 1 м з поправками на ослаблення і розсіювання в повітрі, визначається як стандартна *потужність повітряної керми (reference air kerma rate)*. Ця величина вимірюється в мкГр/год на відстані 1 м.

При використуванні у рентгенології середніх енергіях іонізуючого випромінювання і легкоатомних матеріалах керма з точністю 0,5% зумовлена кінетичною енергією заряджених частинок, витраченою на іонізацію і збудження за взаємодії частинок первинного випромінювання з атомами середовища. Керма повітря для фотонного випромінювання є енергетичним еквівалентом експозиційної дози, а в умовах енергетичної рівноваги між первинним і вторинним випромінюванням керма з точністю 0,5% відповідає поглиненій дозі. Керма замінює в радіаційній безпеці обидва ці поняття і використовується для опису як фізичного ефекту випромінювання, так і поля іонізуючого випромінювання.

Поглинута доза (absorbed dose – D) – величина, яка визначається середньою енергією випромінювання dw , що поглинається одиницею маси dm опроміненої речовини: $D = dw/dm$. Одиниця поглинутої дози в системі СІ – грей (Гр); $1 \text{ Гр} = 1 \text{ Дж/кг} = 100 \text{ рад}$; 1 рад – позасистемна одиниця поглинутої дози.

Еквівалентна доза (equivalent dose – H) – основна дозиметрична величина в галузі радіаційної безпеки, що була введена для оцінювання можливої шкоди здоров'ю людини від дії іонізуючого випромінювання певного виду. Еквівалентна доза дорівнює добутку величини поглинутої дози D в окремому органі або тканині t_i (в будь-якій частині тіла) і радіаційного зважуючого чинника W_r :

$$H = D \times W_r, \quad (2.2)$$

Одиниця еквівалентної дози в системі СІ – зіверт (Зв); $1 \text{ Зв} = 100 \text{ Бер}$.

Радіаційний зважуючий чинник (radiation weighting factor – W_r) – це коефіцієнт, що враховує відносну біологічну ефективність різних видів іонізуючого випромінювання у співвідношенні з різною величиною лінійної передачі енергії (ЛПЕ).

Лінійна передача енергії (ЛПЕ) (*linear energy transfer (LET) – L*) – відношення повної енергії dE , що передана речовині зарядженою частинкою внаслідок зіткнень на шляху dl , до довжини цього шляху:

$$L = dE/dl. \quad (2.3)$$

До незаряджених частинок ЛПЕ не застосовують, але використовують значення ЛПЕ їх вторинних заряджених часток, що утворюються в речовині. ЛПЕ вимірюють у позасистемних одиницях кілоелектрон-вольтах на мікромметр води (кеВ/мкм):
 $1 \text{ кеВ/мкм} = 0,16 \text{ нДж/м}$.

Значення радіаційного зважуючого чинника для різних видів випромінювання наведено в табл. 2.1.

Ефективна доза (*effective dose – $H_{\text{еф}}$* – сума добутків еквівалентних доз H_{ti} в окремих органах і тканинах t_i помножених на відповідні тканинні зважувальні чинники W_{ti}):

$$H_{\text{еф}} = \sum_i W_{ti} \cdot H_{ti}, \quad (2.4)$$

де H_t – еквівалентна доза в тканині t , а W_t – тканинний зважувальний множник для тканини t . З визначення еквівалентної дози випливає, що:

$$H_{\text{еф}} = \sum_i W_{ti} \cdot \sum_r W_{r_{ti}} \cdot D_{tr}, \quad (2.5)$$

де W_r – зважувальний множник випромінювання для випромінювання виду r , а D_{tr} – середня поглинута доза в тканині або органі t_i .

Значення радіаційного зважуючого чинника W_r для різних видів випромінювання

Вид випромінювання	W_r
Фотони, всі енергії	1
Електрони і мюони, всі енергії	1
Протони та заряджені Пі-мезони	2
Нейтрони з енергією <10 кеВ	5
з енергією 10-100 кеВ	10
з енергією від 100 кеВ до 2 МеВ	20
з енергією 2-20 МеВ	10
з енергією > 20 МеВ	5
Альфа-опромінення, важкі ядра віддачі, осколки поділу	20

Використання поняття ефективної дози допускається при значеннях еквівалентних доз, що знаходяться серед значень, нижчих за поріг виникнення детермінованих ефектів, не більше ніж 500 мЗв. При дозах, вищих за цю величину, необхідно використовувати поняття поглинутої дози. Ефективна доза – це міра дози, що відображає ступінь радіаційного збитку, який може бути отриманий від дози. Ефективна доза не може використовуватися для кількісного визначення високих доз або прийняття рішень про необхідність будь-якого лікування, що відноситься до детермінованих ефектів. Можливо безпосереднє порівняння значень ефективної дози від випромінювання різних видів при різному опроміненні.

Тканинний зважуючий чинник (tissue weighting factor – W_{ti} – коефіцієнт, який є відношенням стохастичного ризику опромінювання окремої тканини до загального ризику, коли все тіло опромінюється рівномірно. Цей чинник використовують для розрахунку ефективної дози. Значення його для різних органів і тканин наведено в публікації 103 Міжнародної комісії з радіологічного захисту [5] (табл. 2.2).

Значення тканинних зважуючих чинників W_{ti}

Тканина або орган	W_{ti}
Гонади	0,08
Кістковий мозок (червоний)	0,12
Товста кишка	0,12
Легені	0,12
Шлунок	0,12
Сечовий міхур	0,04
Грудна залоза	0,12
Печінка	0,04
Стравохід	0,04
Щитоподібна залоза	0,04
Шкіра	0,01
Поверхня кісток	0,01
Головний мозок	0,01
Слинні залози	0,01
Інші органи та тканини*	0,12

* – W_{ti} для інших тканин (0,12) відноситься до середнього арифметичного значення дози для 13 органів і тканин, перерахованих нижче, стосовно до відповідної статі.

Інші органи та тканини включають: надниркові залози, екстраторакальний відділ, жовчний міхур, серце, нирки, лімфатичні вузли, м'язову тканину, слизову оболонку порожнини рота, підшлункову залозу, передміхурову залозу (чоловіки), тонкий кишківник, селезінку, за грудиною залозу, матку/шийку матки (жінки).

Коллективна ефективна доза (collective effective dose – $S_{e\phi}$) – сума індивідуальних ефективних доз опромінення в конкретній групі населення за певний проміжок часу або сума добутоків середньогрупових ефективних доз на число осіб у відповідних групах, що утворюють колектив, для якого вона розраховується. Одиниця вимірювання – людино-зіверт (люд.-Зв).

Потужність дози (dose rate) (експозиційної, поглинутої, еквівалентної, ефективної) – відношення приросту дози за інтервал часу до цього інтервалу. Одиниця потужності еквівалентної та ефективної дози в системі СІ – зіверт за секунду (Зв/с); також рекомендується використовувати похідні одиниці – мілізіверт за годину (мЗв/год); мікросіверт за годину (мкЗв/год). Одиниця потужності поглинутої дози в системі СІ – грей за секунду (Гр/с), експозиційної – рентген за секунду (Р/с) – позасистемна одиниця.

2.3. Рентгенівське випромінювання, його формування та властивості

Рентгенівське випромінювання – різновид гамма-випромінювання, що являє собою сукупність гальмівного та характеристичного випромінювань, діапазон енергій яких становить від 1 до 1000 кеВ. Гальмівне випромінювання виникає в результаті зміни кінетичної енергії електронів, а характеристичне – внаслідок зміни енергетичного стану атома. В основі виникнення рентгенівського випромінювання лежить ефект гальмування прискорених в електричному полі електронів, унаслідок чого частина їх кінетичної енергії перетворюється на електромагнітні коливання суцільного спектра подібного до спектра видимого світла.

Крім того, електрони, що проникають в електронні орбіти гальмівної речовини, вибивають у них електрони. Внутрішньоатомні переходи електронів із вищих енергетичних рівнів на нижчі супроводжуються випромінюванням серії фотонів лінійного (дискретного) спектра. Лінії спектра такого рентгенівського випромінювання є індивідуальною характеристикою атома, а саме випромінювання називається характеристичним.

Головною частиною рентгенівського випромінювача (рис. 2.1) є трубка, що являє собою двохелектродний електровакуумний прилад. Навколо нитки розжарювання катода внаслідок термоелектронної емісії утворюється хмара вільних електронів. Під час підведення до електродів трубки високої напруги (на катод – негативного знаку, а на анод – позитивного) ці електрони отримують прискорення, в

результаті чого починається їх стрімкий рух до анода, що являє собою електричний струм.

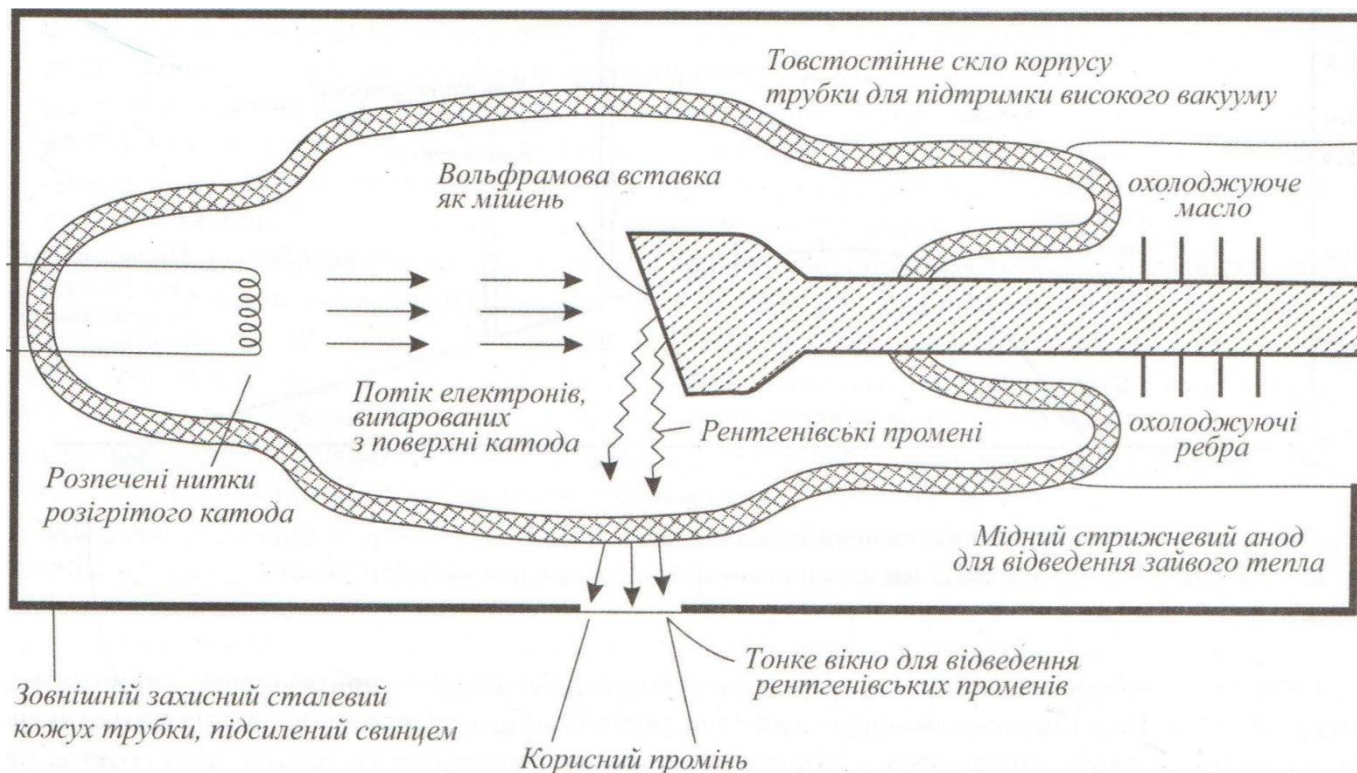


Рис. 2.1. Рентгенівський випромінювач з трубкою зі стаціонарним анодом.

Прискорені електрони гальмуються у матеріалі анода, в результаті чого більша частина їх кінетичної енергії перетворюється на теплову і лише близько 1% – на рентгенівське випромінювання. Слід зазначити, що до пацієнта доходить лише частина рентгенівського випромінювання, яке генерується на аноді рентгенівської трубки (рис. 2.2). Значна частина рентгенівських променів поглинається у самому аноді, а також у вихідному вікні рентгенівського випромінювача (рис. 2.1).

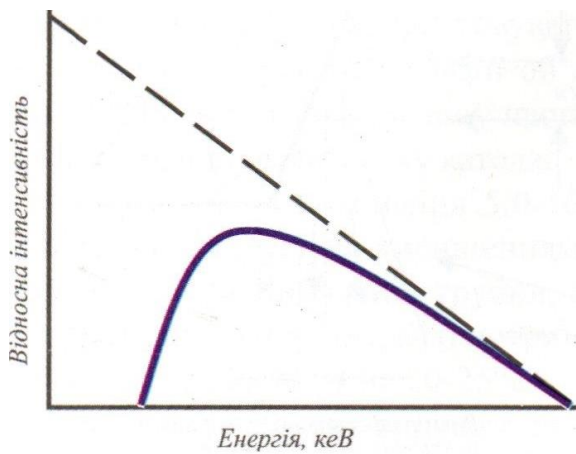


Рис. 2.2. Співвідношення рентгенівського випромінювання на виході рентгенівської трубки (суцільна лінія) з випромінюванням, що генерується на аноді (пунктирна).

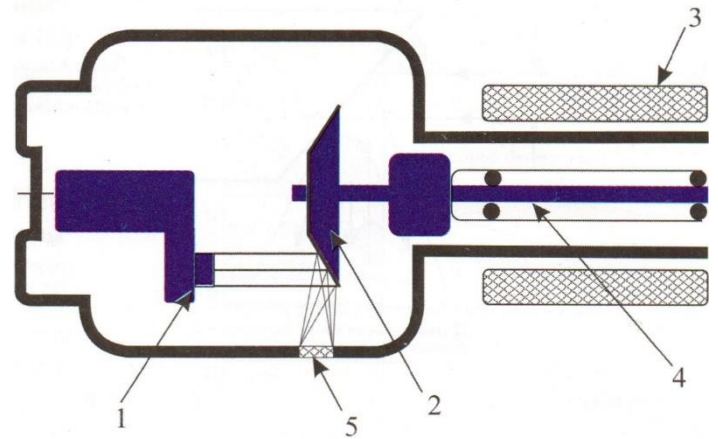


Рис. 2.3. Рентгенівська трубка з анодом, що обертається: 1 – катод; 2 – анод; 3 – статор; 4 – ротор; 5 – берилієве віконце, через яке виходить рентгенівське випромінювання.

У зв'язку з тим, що під час гальмування електронів більша частина їх кінетичної енергії перетворюється на теплову, поверхня анода може набути дуже високої температури.

Для того, щоб прискорені електрони не потрапляли в одну і ту саму точку анода та для уникнення його перегріву, він постійно обертається навколо власної осі за допомогою електродвигуна, який являє собою сукупність ротора і статора (рис. 2.3). У деяких трубках застосовують масляне охолодження.

Катод має нитку (нитки) розжарювання, включену в електричний ланцюг. Найчастіше нитку роблять із вольфраму через високу точку його плавлення ($+3370\text{ C}$), повільне випаровування нитки та мінімальне його осадження на скляну оболонку трубки. Щоб зменшити випаровування, катод нагрівають безпосередньо перед експозицією: в режимі очікування температура підтримується близько до 1500°C , так щоб температури емісії в 2700°C можна досягти протягом однієї секунди. Для виготовлення анода найчастіше використовують вольфрам, реній, молібден та графіт. Унаслідок бомбардування електронами поверхні анода, з неї в усіх напрямках вилітають рентгенівські кванти (рис. 2.4).

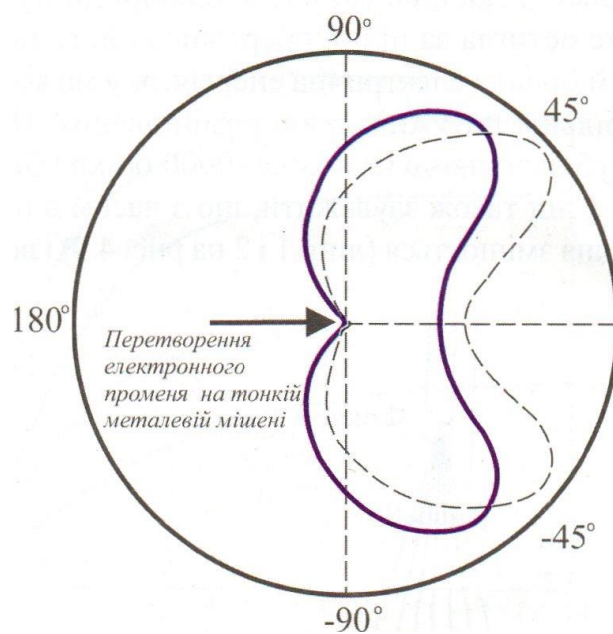


Рис. 2.4. Полярна діаграма, яка показує розподіл напрямків польоту рентгенівських квантів, що виникають у результаті бомбардування тонкої металевої мішені потоком електронів з енергіями 40 (суцільна лінія) і 100 кеВ (пунктирна лінія).

Саме тому дуже важливо захистити свинцем середню частину захисного корпусу (кожуха). Практично використовується лише мала частина випромінювання, яка виходить через берилієве віконце у захисному кожусі (рис. 2.3). Поверхня анода нахилена відносно площини катода на кут, який у різних трубках становить 10-17°. Цей нахил має важливе значення, оскільки за одних і тих самих розмірів фокуса він дає можливість розподілити електрони за більшою площею анода, що підвищує потужність трубки. Проте за меншого кута скосу анода можна отримати більш чітке зображення. Здавалося б, із цієї точки зору бажано прогресивно зменшувати кут скосу анода β , проте це неможливо, тому що поверхня анода поглинає рентгенівські промені, які утворилися, і надмірне зменшення кута β не дає змогу створити рівномірний рентгенівський пучок необхідних розмірів на заданій фокусній відстані (рис. 2.5).

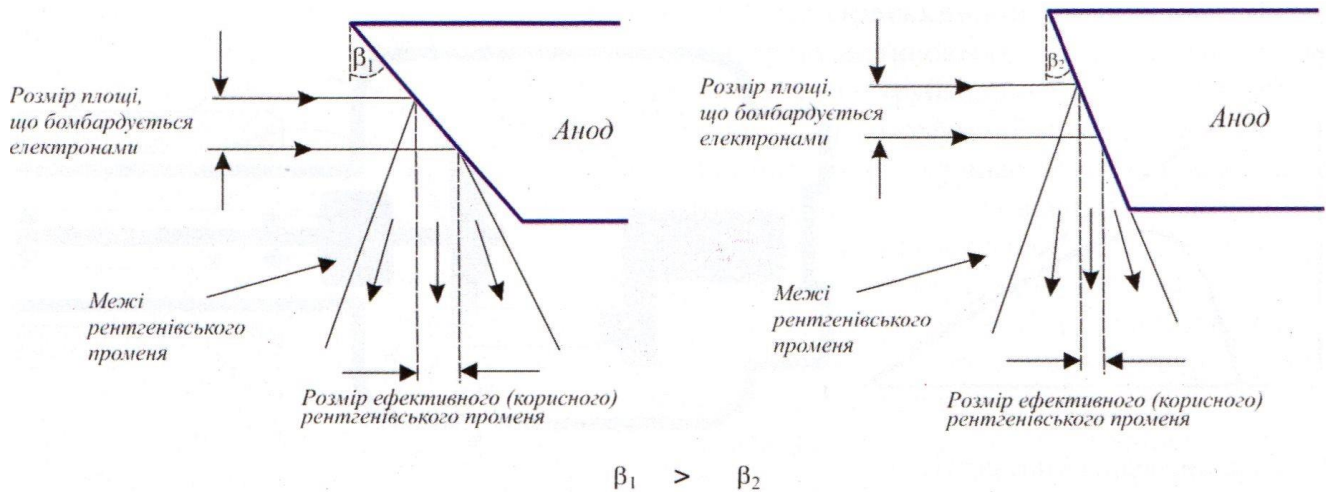


Рис. 2.5. Залежність розміру ефективного рентгенівського пучка від кута скосу анода.

Тобто потужність випромінювання, що виділяється на фокусній плямі анода, обмежена. Для збільшення енергії, що розсіюється на аноді, потрібно збільшити кут β , проте це збільшить фізичний розмір фокусної плями (рис. 2.6), що призведе до збільшення геометричної нерізкості.

Як уже зазначалося, потужність випромінювання анода, що обертається, набагато більша за потужність нерухомого анода. Коли анод обертається, нагріта під час бомбардування електронами ділянка диска швидко йде з ділянки дії пучка електронів, а на її місце приходить ще не нагріта чи вже остигла за цілий оберт анода його інша ділянка. Тому чим вища швидкість обертання анода, тим більша електрична енергія, яку може сприйняти анод без надмірного перегріву фокуса, а отже, і більша потужність випромінювання. Найчастіше на практиці використовуються рентгенівські трубки зі швидкістю 3000-9000 об/хв і більше.

Слід також зауважити, що з часом в процесі експлуатації розподіл інтенсивностей випромінювання змінюється (лінії 1 і 2 на рис. 2.7) і все чіткіше проявляється «п'ятковий ефект», тобто зміщення максимуму інтенсивності випромінювання в бік катода, що може використовуватися під час проведення рентгенографії об'єктів із різною щільністю: їх щільнішу частину необхідно розміщувати з боку катода.

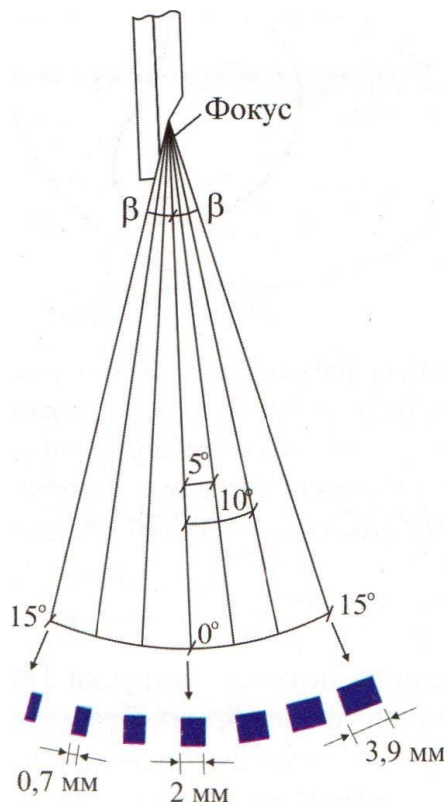


Рис. 2.6. Фізичні розміри фокусної плями залежно від кута скосу анода (β); розміри поверхні анода позначені чорними прямокутниками.

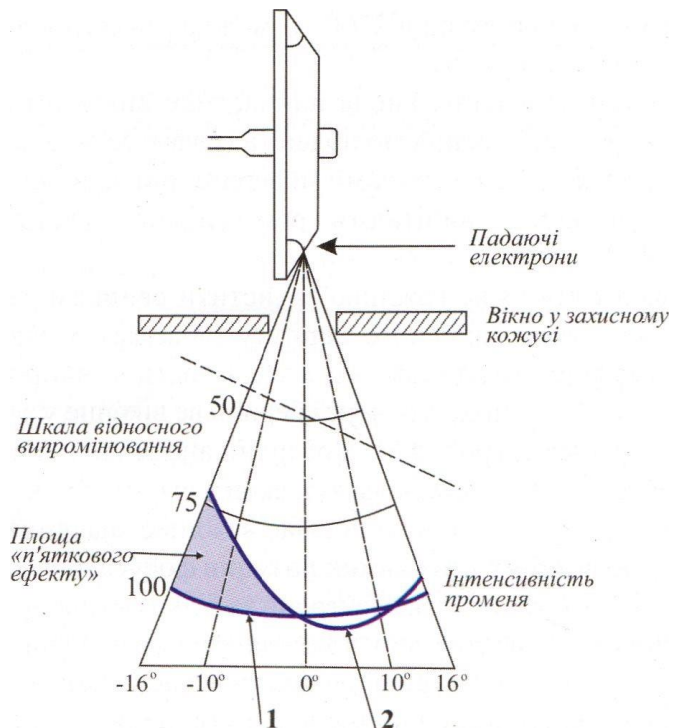


Рис. 2.7. Розподіл інтенсивностей випромінювання: 1 – на початку експлуатації трубки; 2 – після кількох тисяч увімкнень.

З часом (після виконання 5,0-10,0 тис. включень), у зв'язку зі зменшенням інтенсивності випромінювання трубки, під час використання рентгенографії потрібно буде збільшити експозицію на 20-25%. Кількість тепла, яке виділяється під час проведення рентгенологічного дослідження, залежить від:

- параметрів експозиції – анодної напруги (кВ), сили струму трубки (мА) та часу експозиції;
- форми кривої високовольтної напруги (рис. 2.8) – чим більша заштрихована площа під кривою, тим більше тепла розсіюється на аноді за один і той же час;
- кількості експозицій у швидкій послідовності.

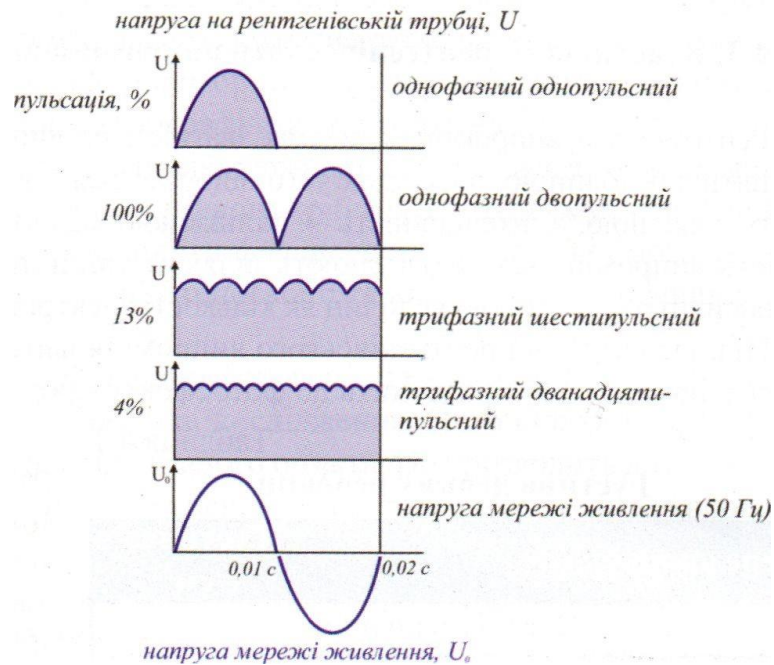


Рис. 2.8. Форма кривої високовольтної напруги на трубці для різних пристроїв живлення.

Властивості рентгенівського випромінювання. Рентгенівське випромінювання має здатність проникати крізь оптично непрозорі середовища і взаємодіяти з речовиною, внаслідок чого відбувається його нерівномірне поглинання. Проникаюча здатність є якісною, а інтенсивність – кількісною характеристиками рентгенівського випромінювання. Якість випромінювання регулюють шляхом зміни лише величини прискорюючої напруги, а його інтенсивність – зміною величин як кількості електрики (мАс), так і прискорюючої напруги (кВ).

Під час взаємодії рентгенівського випромінювання з речовиною відбувається його поглинання та розсіювання, що призводить до фотоефекту (рис. 2.9)

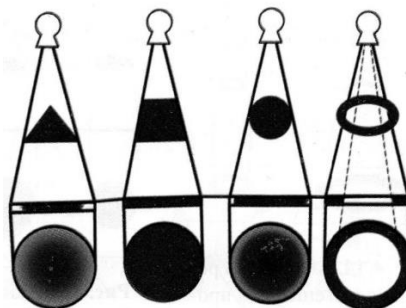


Рис. 2.9. Структурність та інтенсивність тіні рентгенівського зображення залежно від форми та однорідності об'єкта.

Чим вищі густина і товщина поглинаючої речовини і чим менша енергія фотонів рентгенівського випромінювання, тим більший ефект поглинання. Густину деяких речовин наведено у табл. 2.3. Згідно з експоненціальним законом, у повітрі також відбувається послаблення інтенсивності рентгенівського випромінювання. Воно змінюється обернено пропорційно квадрату відстані від джерела випромінювання. Отже, за однакових умов генерування (прискорююча напруга, кількість електрики, тип фільтра) інтенсивність випромінювання на відстані 20 см від джерела (анод трубки) буде у 25 разів більша, ніж на відстані 100 см: $(100 / 20 = 5^2 = 25)$.

Густина деяких речовин

Таблиця 2.3.

Середовище	Густина г/см ³	Середовище	Густина г/см ³	Середовище	Густина г/см ³
Організм людини		Метали		Контрастні речовини	
Повітря	0,0013	Алюміній	2,7	Кисень	0,0014
Жир	0,94	Залізо	7,87	Вуглекислий газ	0,0019
Вода	1,0	Свинець	11,34	Барій сірчаноокислий	4,5
М'які тканини та рідкі середовища	1,01- 1,09			Дво- та трийодовані препарати	1,13- 1,43
Кістки	1,9				
Звапнення	3,4				

У речовинах значно сильніше відбувається послаблення фотонів із меншими енергіями. Це явище називається ефектом фільтрації випромінювання і використовується на практиці з метою зниження променевого навантаження на пацієнта. Змінний фільтр, який встановлюють на шляху проходження пучка випромінювання, називають додатковим фільтром. Він впливає на якість рентгенівського випромінювання, поглинаючи ту його частину, яка не бере участі в утворенні діагностичного зображення, оскільки енергії її фотонів недостатньо для

того, щоб наскрізь пройти через тіло пацієнта. На практиці частіше використовують один додатковий алюмінієвий фільтр завтовшки 2-3 мм.

Потужність експозиційної дози (інтенсивність випромінювання) прямо пропорційна силі анодного струму і часу (кількість електрики — мАс):

$$D = k \times U^n \times I \times t_e, \quad (2.6)$$

де U – максимальне (пікове) значення анодної напруги (кВ);

I - середнє значення анодного струму (мА);

t_e - час експозиції (мс);

n - показник ступеня, який має значення від 1,5 до 3.

Зміни інтенсивності рентгенівського випромінювання у 2 рази можна досягти шляхом зміни вдвічі анодного струму або часу експозиції, а також шляхом зміни напруги на трубці від початкового значення в середньому на 10 кВ в інтервалі напруг 40-70 кВ та на 7-8 кВ – за більших напруг.

Рентгенівське випромінювання чинить іонізуючий, фотохімічний та біологічний вплив, а також може спричиняти виникнення флуоресценції, що зумовлено ефектами взаємодії фотонів із речовиною.

Іонізуючий вплив рентгенівського випромінювання використовують у дозиметрії, а також для автоматичного керування експозицією під час рентгенографічних досліджень.

Фотохімічний вплив випромінювання лежить в основі одержання рентгенівського зображення на плівці, желатиновий шар якої містить кристали колоїдного срібла у вигляді емульсії. Завдяки властивості рентгенівського випромінювання спричиняти флуоресценцію, частину його енергії можна перетворити у видиме світло, що є основою рентгеноскопії та використання підсилюючих екранів під час проведення рентгенографії.

2.4. Висновки до розділу

Рентгенівське випромінювання – різновид гамма-випромінювання, що являє собою сукупність гальмівного та характеристичного випромінювань, діапазон енергії яких становить від 1 до 1000 кеВ. Гальмівне випромінювання виникає в результаті зміни кінетичної енергії електронів, а характеристичне – внаслідок зміни енергетичного стану атома. В основі виникнення рентгенівського випромінювання лежить ефект гальмування прискорених в електричному полі електронів, унаслідок чого частина їх кінетичної енергії перетворюється на електромагнітні коливання суцільного спектра подібного до спектра видимого світла.

Рентгенівське випромінювання має здатність проникати крізь оптично непрозорі середовища і взаємодіяти з речовиною, внаслідок чого відбувається його нерівномірне поглинання. Проникаюча здатність є якісною, а інтенсивність – кількісною характеристиками рентгенівського випромінювання. Якість випромінювання регулюють шляхом зміни лише величини прискорюючої напруги, а його інтенсивність – зміною величин як кількості електрики (мАс), так і прискорюючої напруги (кВ).

В даному розділі наведено основні фізичні механізми формування рентгенівських зображень, розглянуто джерела та властивості іонізуючого випромінювання, дозиметрію з основними радіологічними величинами та їх одиниці вимірювання.

РОЗДІЛ 3 ТОМОСИНТЕЗ

3.1. Реалізація томосинтезу на системі EqueTom

Система EqueTom – це базова цифрова рентгенографічна система з режимом томосинтезу, націлена на ринок коневодства (перша у світі діагностична мобільна рентгенівська установка для дослідження коней за допомогою цифрового методу томосинтезу). Вона (Рис. 3.1.) складається з:



Рис. 3.1. Система EqueTom.

- Гентрі ЕТ:

Взаємодію основних компонентів гентрі ЕТ наведено на рисунку 3.2, та в Додатку А.

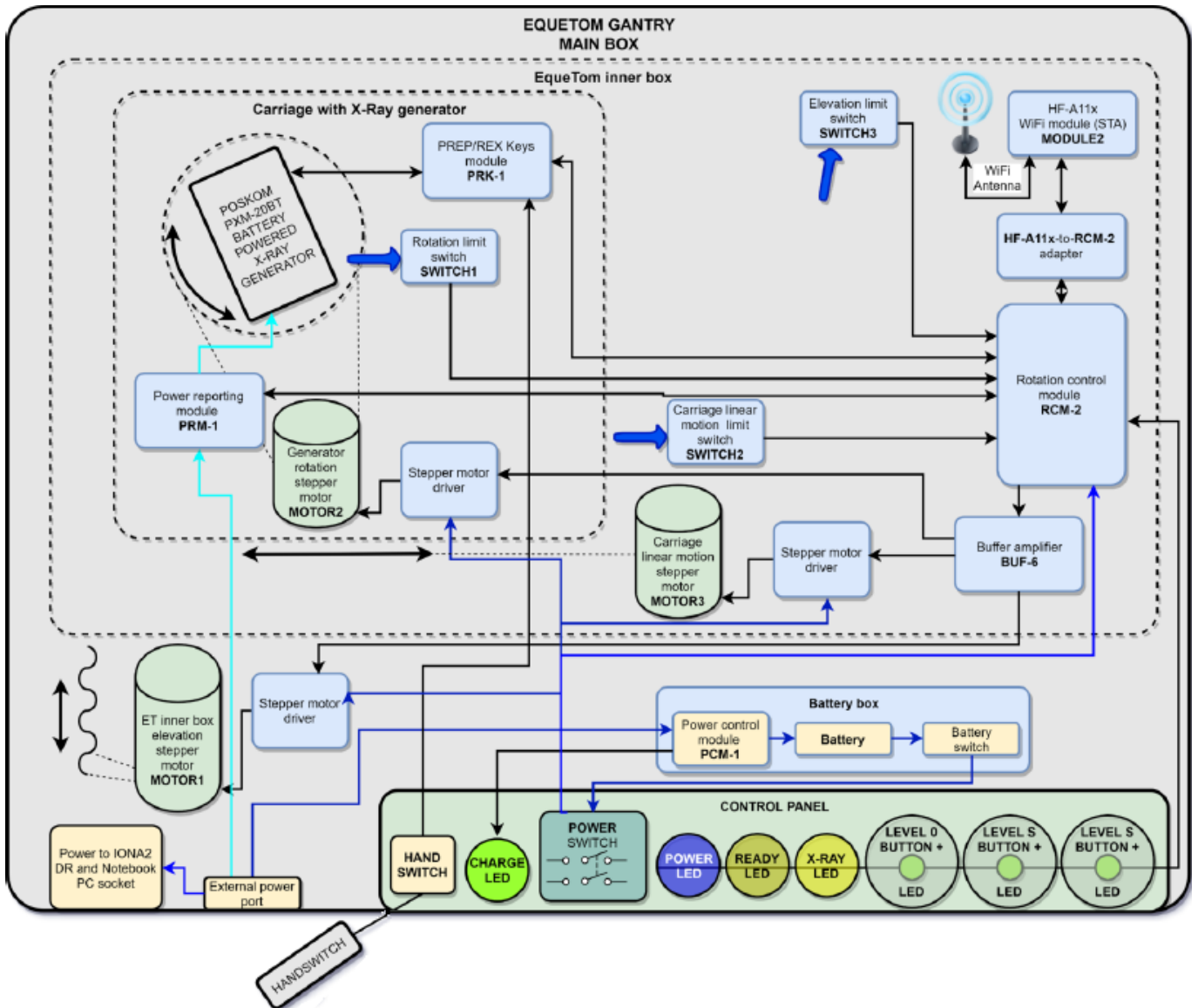


Рис. 3.2. Взаємодія основних компонентів гентрі ЕТ.

Внутрішня каретка вертикального руху (Рис. 3.3, а) ЕТ піднята за допомогою чотирьох валів з трапецеїдальною різьбою (ШВП), які синхронно (за допомогою шківів та ременів) приводиться в рух кроковим двигуном підйому MOTOR1.

Всередині каретки вертикального руху, на прецензійних направляючих та підшипниках лінійного руху встановлена каретка горизонтального руху (Рис. 3.3, б), яка рухається вліво та вправо кроковим двигуном MOTOR3.

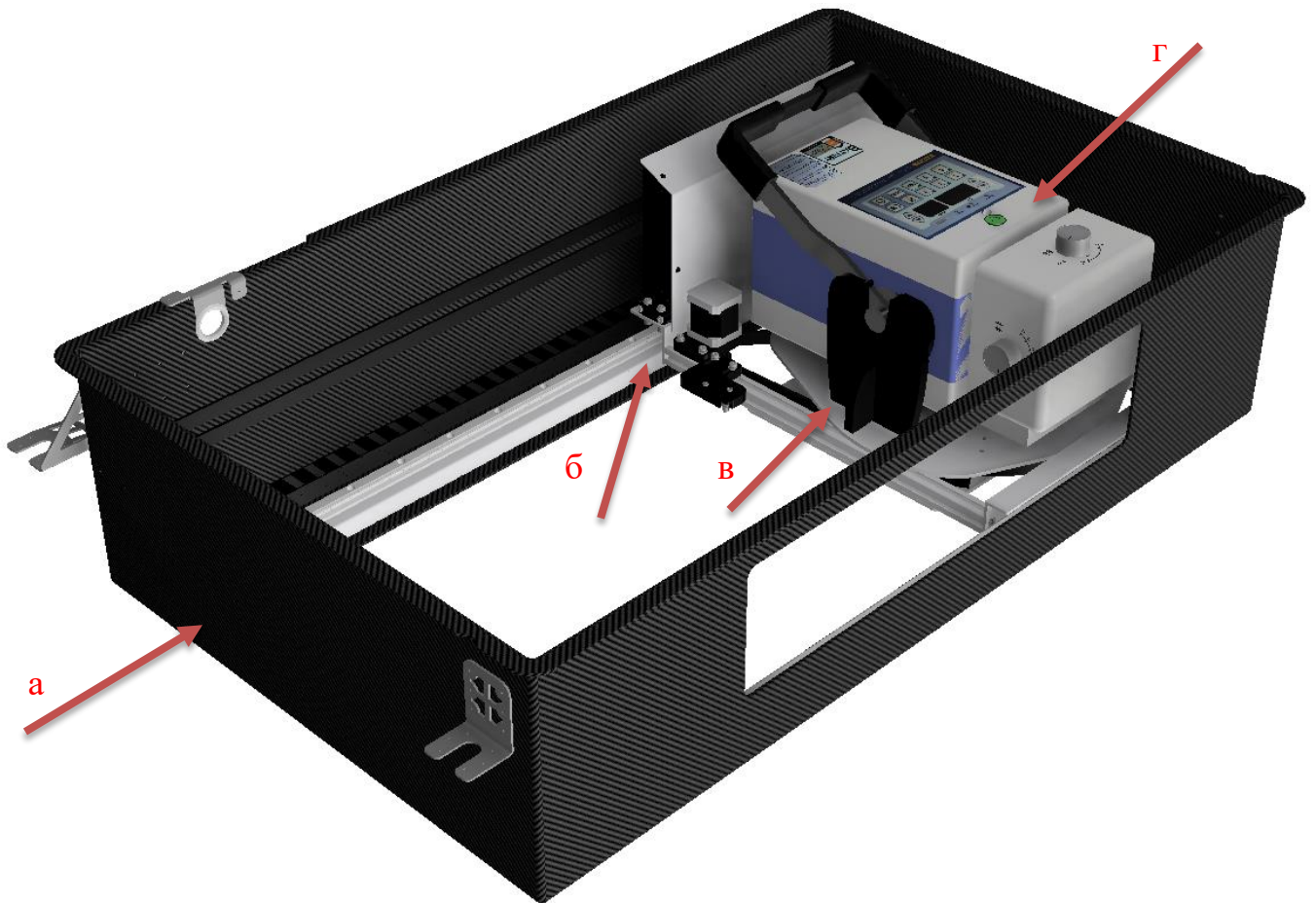


Рис. 3.4. Каретки вертикального руху (а) та горизонтального руху (б), поворотний кронштейн генератора (в), рентгенівський генератор (г).

В свою чергу всередині каретки горизонтального руху знаходиться рухомий кронштейн рентгенівського генератора (Рис. 3.3, в), який обертається кроковим двигуном MOTOR2.

Модуль управління обертанням RCM-2 – це материнська плата EquTom. Мікроконтролер (STM32F051C6T6) керує всіма рухами (крокових двигунів), індикацією роботи та комунікацією між ПК (через спеціалізоване програмне

забезпечення), гентрі ЕТ, рентгенівським випромінювачем та рентгенівським цифровим приймачем.

Модуль PRM-1 використовується для контролю заряду рентгенівського генератора.

Модуль РСМ-1 використовується для контролю заряду гентрі ЕТ.

Модуль PRK-1 використовується для перевірки стану генератора: увімкнено чи вимкнено генератор, чи підключений до генератора кабель ручного перемикача, і періодично надсилає генератору сигнали пробудження, щоб він не переходив до режиму сну.

- **Гібридний портативний рентгенівський випромінювач Poskom PXM-20 BT:**
 - Тип генератора: ВЧ-генераторний мікропроцесорний контролер із живленням від батареї.
 - Вихід інвертора: 1,6 кВт.
20 мА при 40-80 кВ; 15 мА при 81-90 кВ; 12 мА при 91-100 кВ.
 - Діапазон напруги: 40-100 кВ, крок 1 кВ.
 - Діапазон струму: від 12 до 20 мА, змінний.
 - Діапазон експозиції: 4-50 мАс, 32 фіксовані значення.
 - Рентгенівська трубка: фіксований тип анода, фокусний розмір: 1,2 мм, теплоємність анода: 20 кНУ
 - Консоль та дисплей: світлодіодний дисплей «kV & mAs; Ready & Exp», світлодіодний індикатор, коліматор і лазерна мітка.
 - Програмне забезпечення контролера: пам'ять PROM, програма дистанційного керування, програмований лазерний промінь і лампа коліматора, РК-індикатор зарядного пристрою, режим очікування та димер.
 - Лазерний ручний коліматор 4 леза, програмований 10 сек. таймер
 - Інтегрований радіочастотний бездротовий модуль спрощує зв'язок для синхронізації рентгенівського опромінення.

- Характеристики акумулятора: акумуляторна батарея літій-іонного типу, ємність: 1600 мАс, зарядний пристрій: 29,4 В, 1,5 А, час зарядки: 3,5 год.

Рентгенівський випромінювач (Рис. 3.3, г та Рис. 3.4., зліва) встановлюється та фіксується в каретці всередині гентрі ЕТ.



Рис. 3.4. Рентгенівський генератор Poskom PXM-20 BT (зліва) та цифровий рентгенівський приймач Iona2-RF-2430 (справа).

- **Цифровий рентгенівський приймач Iona2-RF-2430:**

- Тип приймача – Матриця фотодіодних датчиків з оптичним зв'язком (PSA).
- Кількість сенсорів – 120.
- Поле прийому – 220x290 мм.
- Тип перетворюючого екрану – полікристалічний йодид цезію (CsI).
- Розрядність АЦП – 16 біт.
- Вихідні зображення – 1180x1470 пікселів, 16 біт.
- Первинна обробка зображень – корекція геометричних спотворень та корекція неоднорідності сенсорів (програмне калібрування із застосуванням тестових об'єктів – оригінальна запатентована технологія) [12].
- Максимальна роздільна здатність в режимі рентгенографії – 5 п.л./мм.

- Максимальна роздільна здатність в режимі рентгеноскопії – 3,1 п.л./мм при частоті кадрів 7,5 кадрів/с та 1,7 п.л./мм при частоті кадрів 30 кадрів/с.
- Мережеві інтерфейси – бездротовий IEEE 802.11n WiFi та Gigabit Ethernet
- Вбудоване автоматичне виявлення експозиції.
- Матеріал корпусу – вуглецеве волокно, пластик.
- Живлення – акумуляторна батарея літій-іонного типу.
- Зарядний пристрій – 18 В, 2,8 А.

Рентгенівський приймач IONA2-RF-2430 (Рис. 3.4., справа) працює від акумулятора, оснащений двома мережевими інтерфейсами – дротовим гігабітним Ethernet (GbE) та бездротовим інтерфейсом IEEE 802.11n WiFi. Гігабітний Ethernet використовується для високошвидкісної передачі даних і команд між комп'ютером і приймачем, а WiFi використовується для зв'язку з гентрі EqueTom.

- **АРМ рентген-лаборанта:**

Являє собою спеціально розроблену систему обробки і архівації зображень (аналог PACS – Picture Archiving and Communication System), яка виконує наступні функції:

- реєстрацію інформації, що надходить від приймача, з можливістю налаштування параметрів автоматичної пост-обробки;
- функцію «позитив-негатив»;
- організацію віконного режиму;
- масштабування, обертання і дзеркальне відображення зображень;
- фрагментарне збільшення і контрастування зображень;
- вимірювання відстаней, кутів і площ;
- імпорт і експорт зображень у форматі DICOM;
- виведення зображень на дисплей;

- відображення на знімку параметрів експозиції (кВ, мАс, DAP), що надходять від рентгенівського генератора;
- друк зображень на DICOM принтері.

Автоматизоване робоче місце рентгенолога включає спеціальне програмне забезпечення для перегляду, обробки, друку та передачі зображень в DICOM-стандарті, а також медичний висококонтрастний монітор для перегляду знімків. Спеціальне програмне забезпечення, зокрема, забезпечує автоматичну пост обробку зображень за критерієм максимальної візуальної спостережливості патологій з метою полегшення діагностики [13].

Коли рентгенолог розпочинає процедуру отримання рентгенівських знімків (Рис. 3.5), програмне забезпечення надсилає відповідні команди (кут сканування, швидкість руху генератора, затримка випромінювання рентгенівських променів тощо) через GbE на підключений цифровий приймач IONA2-RF-2430.

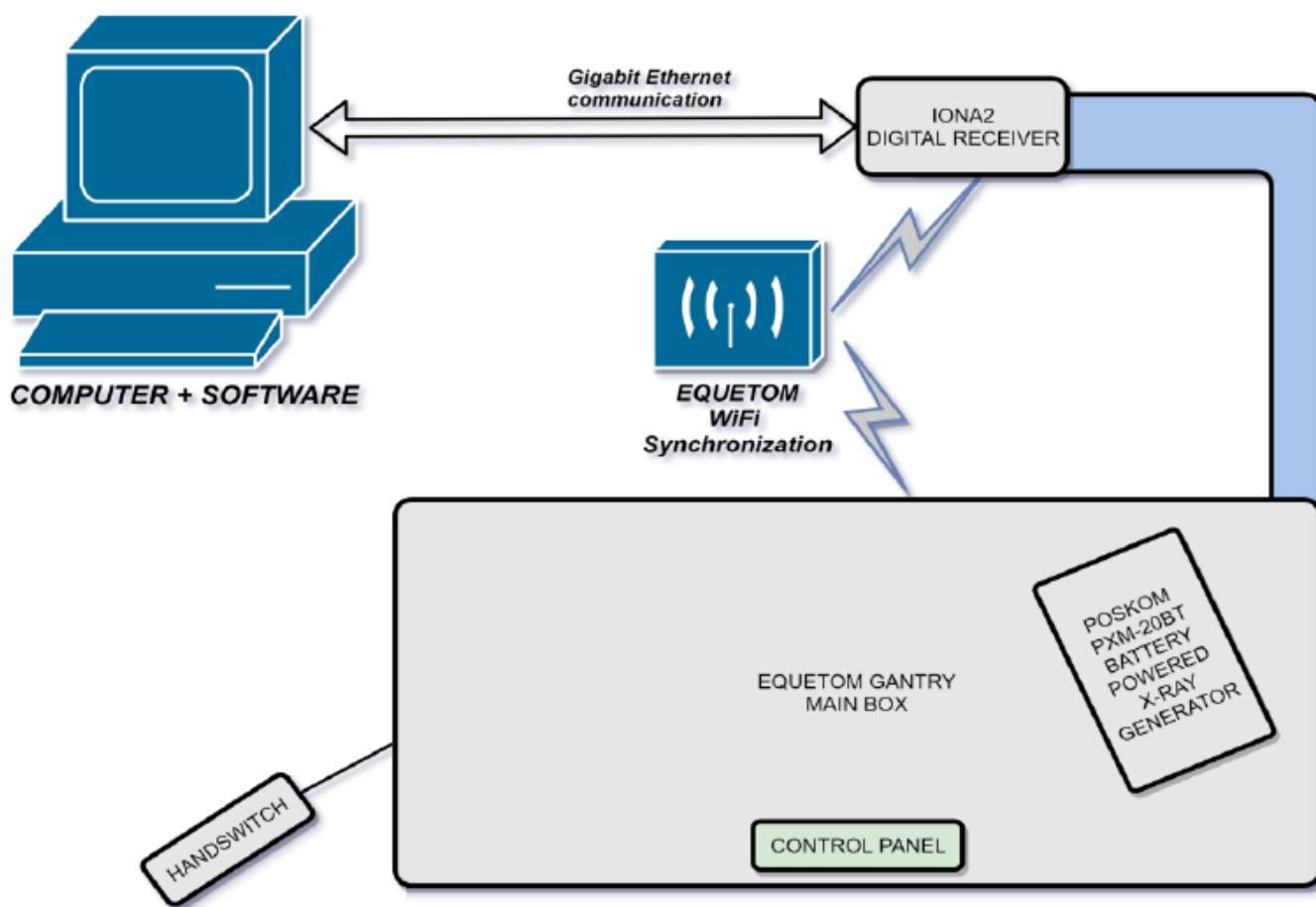


Рис. 3.5. Схема взаємодії компонентів EqueTom та ПК

Приймач, у свою чергу, передає команди з ПК на гентрі EqueTom через вбудовані модулі WiFi HF-A11x, отримує відповіді на команди та повторно переводить їх на ПК через GbE.

Гентрі ЕТ після отримання команди збору від приймача готує та інформує оператора оранжевим світлодіодом «Ready» на панелі управління.

Після того, як рентгенолог повністю натискає двоступеневу кнопку ручного керування, гентрі ЕТ виконує швидке самокалібрування та негайно виконує сканування.

Під час процедури сканування рентгенівська трубка рухається всередині корпусу ЕТ протягом часу 2,5 ... 3,2 с, а цифровий рентгенівський приймач генерує 85 ... 120 рентгенівських проєкцій, отриманих під різними кутами – $\pm 17.4^\circ$ (Рис. 3.6 та Додаток Б).

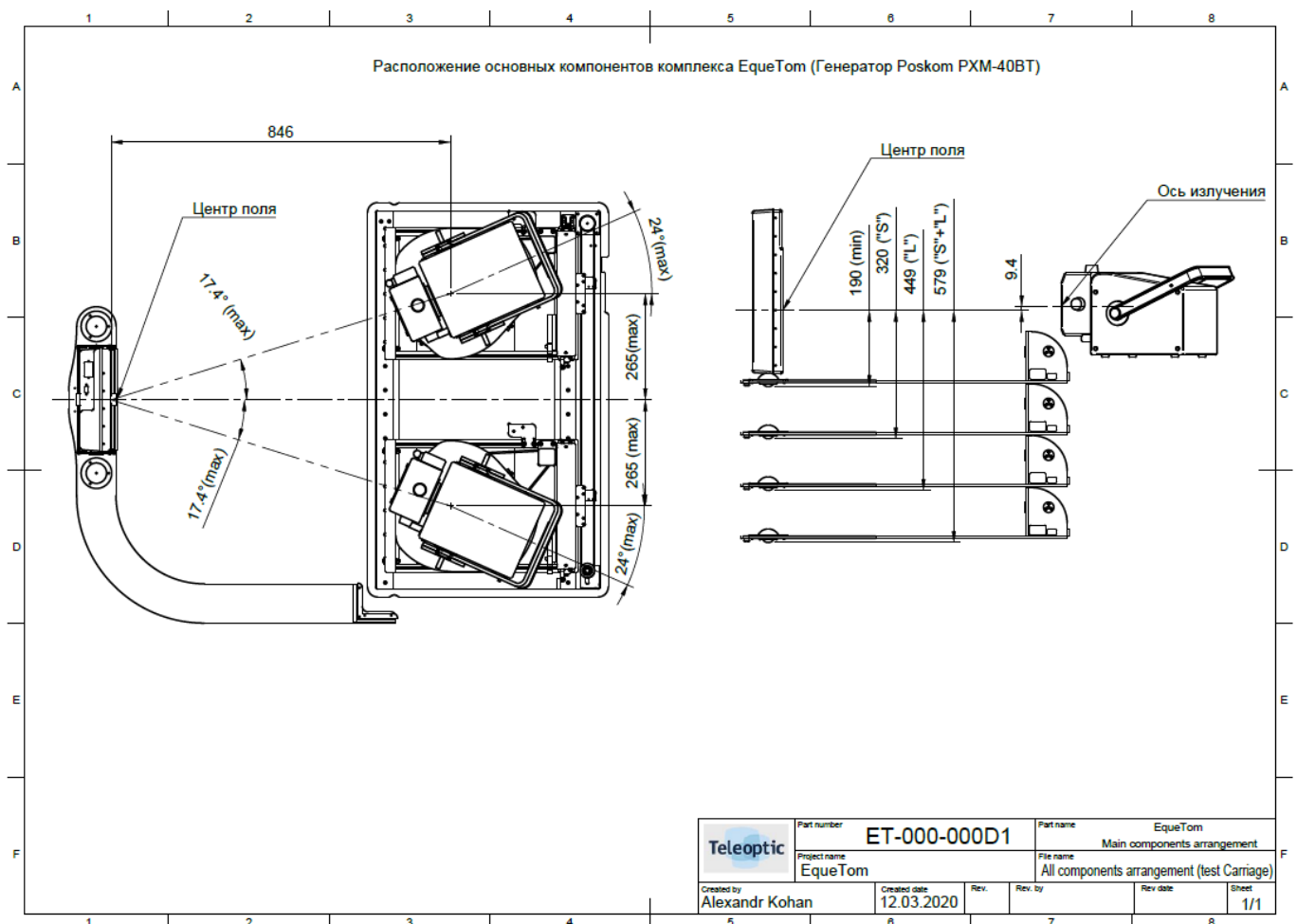


Рис. 3.6. Взаємне розміщення основних компонентів комплексу ЕТ.

Під час сканування рух гентрі синхронізується з випромінюванням рентгенівських променів генератором та із процесом захоплення проєкцій приймачем. Рентгенівський приймач отримує послідовність проєкцій під час процесу сканування.

Проєкції отримуються як послідовність вихідних зображень з розміром пікселів 1180x1470 та глибиною 16 біт. Час отримання зображення становить 30 мс, що призводить до частоти кадрів 33,3 кадр./с та швидкості передачі даних мережею Ethernet приблизно 91 МБ/с. Ця швидкість передачі дуже близька до теоретичної межі пропускної здатності гігабітної мережі Ethernet, тому дуже важливо уникати будь-яких програмних та апаратних процесів, що заважають отриманню зображень. Такі перешкоди можуть виникати через брандмауери, антивіруси, та інше програмне забезпечення, що використовує мережеві інтерфейси.

Захоплені проєкції надсилаються на ПК оператора і надалі обробляються (програмно виконують реконструкцію томосинтезу отримуючи зображення 150 ... 340 рентгенівських шарів об'єкта, паралельних площині приймача) за допомогою програм для збору, обробки, реконструкції, зберігання та відображення зображень.

3.2. Отримання зображень томосинтезу

ВАЖЛИВО ЗАЗНАЧИТИ: експеримент виконувався в співпраці зі співробітником, який допущений до роботи з джерелами іонізуючого випромінення.

Для отримання рентгенографічних зображень в першу чергу потрібно підготувати все необхідне для виконання дослідження:

- перевірити рівні заряду (за необхідності під'єднати зарядні пристрої) гентрі ЕТ та рентгенівських приймача і випромінювача;
- встановити на гентрі знімну штангу, кронштейн приймача, приймач, встановити рентгенівський випромінювач в рухому каретку;
- підготувати рентгенівську міру (Рис. 3.7);



Рис. 3.7. Рентгенівська міра, закріплена на фільтрі (лист алюмінію Al товщиною 4 мм), та встановлена перед вхідним вікном приймача.

- з'єднати приймач з ПК кабелем Ethernet;
- під'єднати до рентгенівського випромінювача двоступеневу кнопку ручного керування та виконати процедуру прогріву трубки (виконати 15 експозицій в різних режимах з інтервалом в 15 секунд між ними: I режим – 5 експозицій при 50 кВ і 1 мАс; II режим – 5 експозицій при 70 кВ і 2 мАс; III режим – 5 експозицій при 80 кВ і 2,5 мАс), після якої налаштувати випромінювач на режим експозиції в 81 кВ 50 мАс (Рис. 3.8), та під'єднати його до гентрі ЕТ кабелем RJ-25.



Рис. 3.8. Рентгенівський випромінювач налаштований на різні параметри експозиції (зліва – режим прогріву 50 кВ 1 мАс; справа – робочий режим 81 кВ 50 мАс).

Після завершення підготовки можна перейти до сканування:

- ввімкнути рентгенівський приймач (повинен засвітитися синій світлодіод);
- ввімкнути гентрі ЕТ (повинен засвітитися синій світлодіод «Power» на панелі керування);
- запустити на ПК програмне забезпечення AceClubs та дочекатися завантаження бази даних і автоматичного запуску програмного забезпечення AlphaPlus, дочекатися синхронізації між програмним забезпеченням, приймачем і гентрі ЕТ;
- створити запис пацієнта та запис сеансу обстеження (Рис. 3.9 та Додаток В) в програмі AceClubs (можна відразу створити 4 записи обстеження – 1 сканування без відхилень та 3 сканування зі зміщеннями приймача в різних площинах);



Рис. 3.9. Діалогові вікна в програмі AceClubs (зліва – реєстрація пацієнта, справа – реєстрація сеансу обстеження)

- обрати створений сеанс обстеження та натиснути кнопку «ACQUIRE» та після появи діалогового вікна «Tomo acquisition» затиснути на 1-2 секунди перший ступінь двоступеневої кнопки ручного керування, потім затиснути другий ступінь (Рис. 3.10) та тримати до закінчення (10-15 секунд) процедури отримання рентгенівських знімків – система EqueTom почне виконувати серію знімків, під час цього гентрі буде рухатись (каретка горизонтального переміщення та поворотний кронштейн разом з випромінювачем), рентгенівський випромінювач сповіщатиме звуковим сигналом про експозицію;

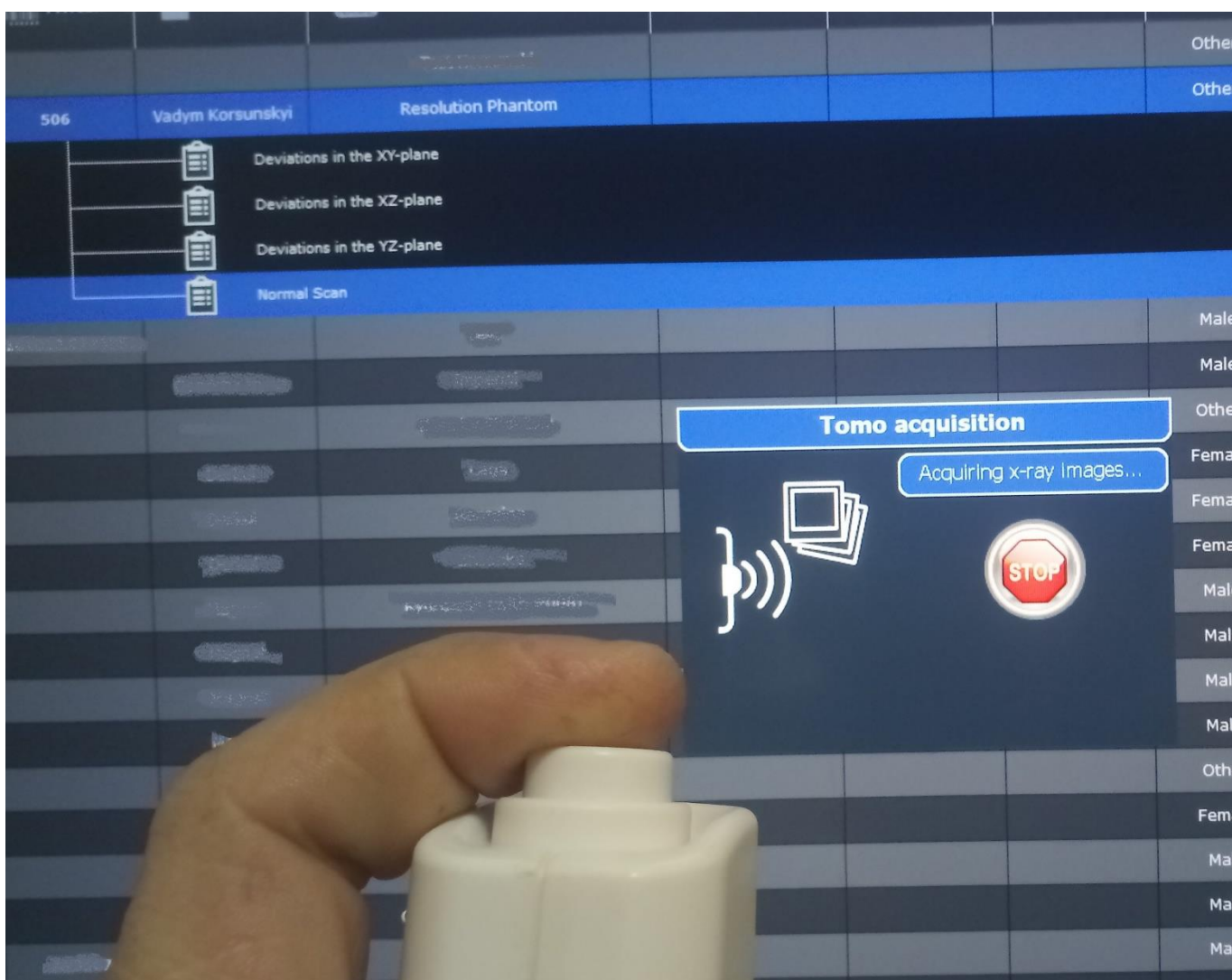


Рис. 3.10. Запуск сканування в режимі томосинтезу.

- після закінчення звукового сигналу відпустити кнопку ручного керування, дочекатися передачі отриманих знімків з приймача на комп'ютер (20-30 секунд);

- після отримання знімків в базі з'явиться (Рис. 3.11) ScanSet (набір знімків), для того щоб виконати реконструкцію потрібно його відкрити (Рис. 3.12) та натиснути кнопку «START» на панелі «3D RECONSTRUCTION» – розпочнеться процедура 3D реконструкції томографічних зрізів (1,5-2 хвилини, в залежності від продуктивності ПК);

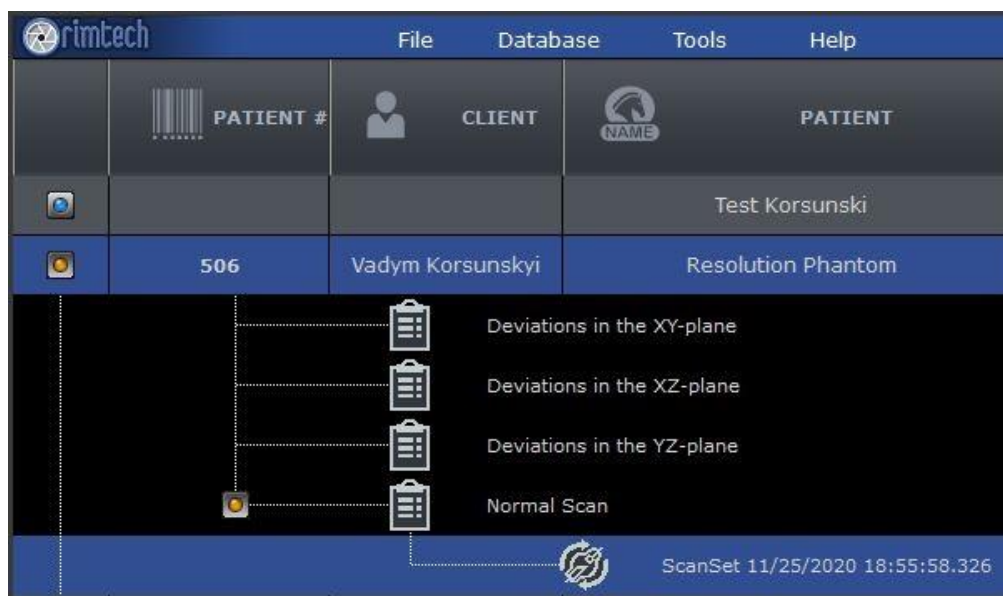


Рис. 3.11. База даних, відмітки про сеанси обстеження та про отриманий ScanSet.

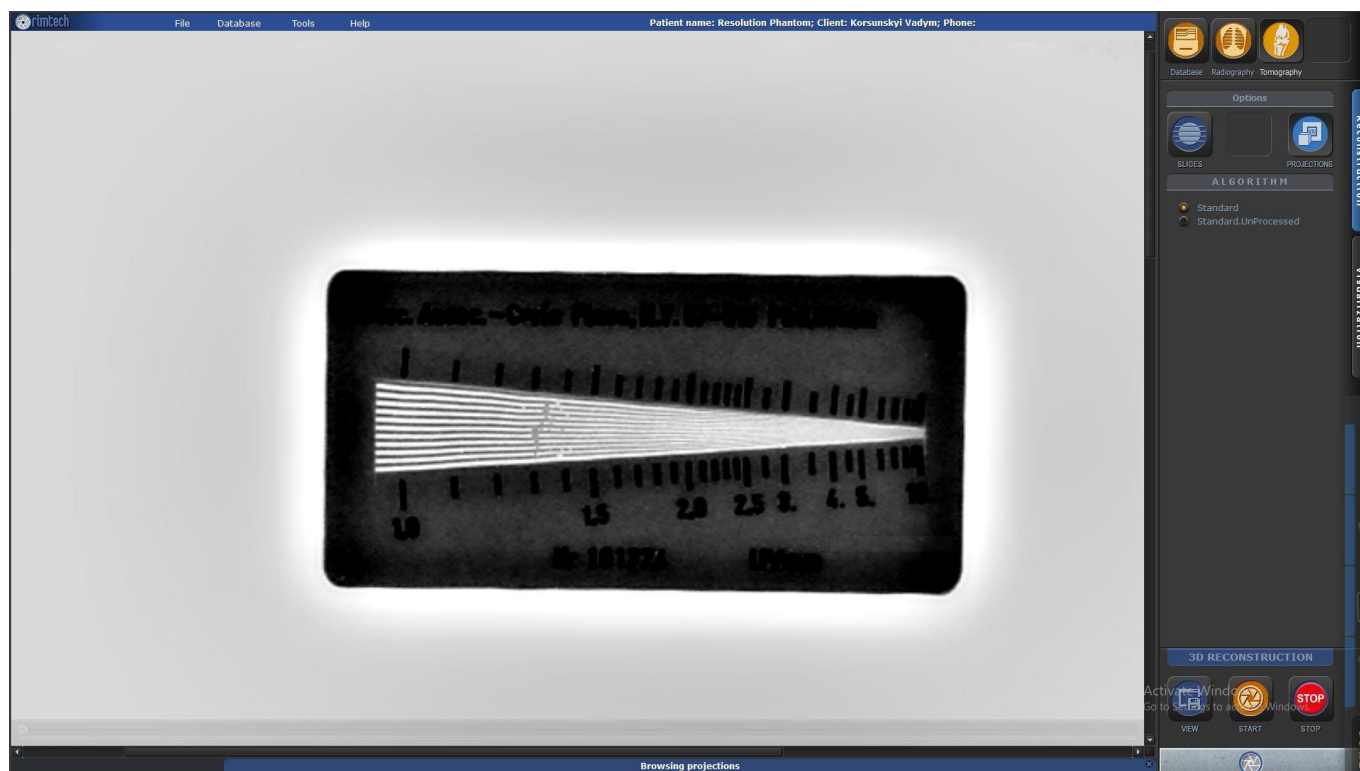


Рис. 3.12. Вікно попереднього перегляду ScanSet, та запуску 3D реконструкції.

- в результаті 3D реконструкції біля відмітки ScanSet з'явиться відмітка Cube, натиснувши на неї відкриється вікно (Рис. 3.13), в якому можна розглянути всі реконструйовані зрізи (обравши місце яке цікавить – необхідно навести фокус на нього (Рис. 3.14 та Додаток Г), використовуючи повзунки для переміщення фокусу в аксіальній, корональній та сагітальній площинах);
- на цьому виконання томосинтезу завершено, переглянути реконструйовані зрізи можна в будь-який момент, не підключаючи систему EqueTom, а просто відкривши базу даних в програмі AceClubs;
- отже на даному етапі можна отримати весь комплекс знімків (для кожного з сеансів обстеження), та завершити роботу з ЕТ (відключити приймач від ПК та вимкнути його, а також вимкнути рентгенівський випромінювач та гентрі);
- лишається лише провести 3D реконструкції кожного ScanSet та опрацювати отримані дані.



Рис. 3.13. Вікно перегляду реконструйованих зрізів.

Volume Size (pixels): 1280 x 1520 x 340
Pitch (mm): 0.18 x 0.18 x 0.60
Volume size(mm): 230.4 x 273.6 x 204.0
Slab Thickness(mm): 0
Files Type: Dicom
Zoom: 259%
Number of processors: 8
Slice Number: 19

Institution Name: ORIMTECH
Patients Name: Resolution Phantom

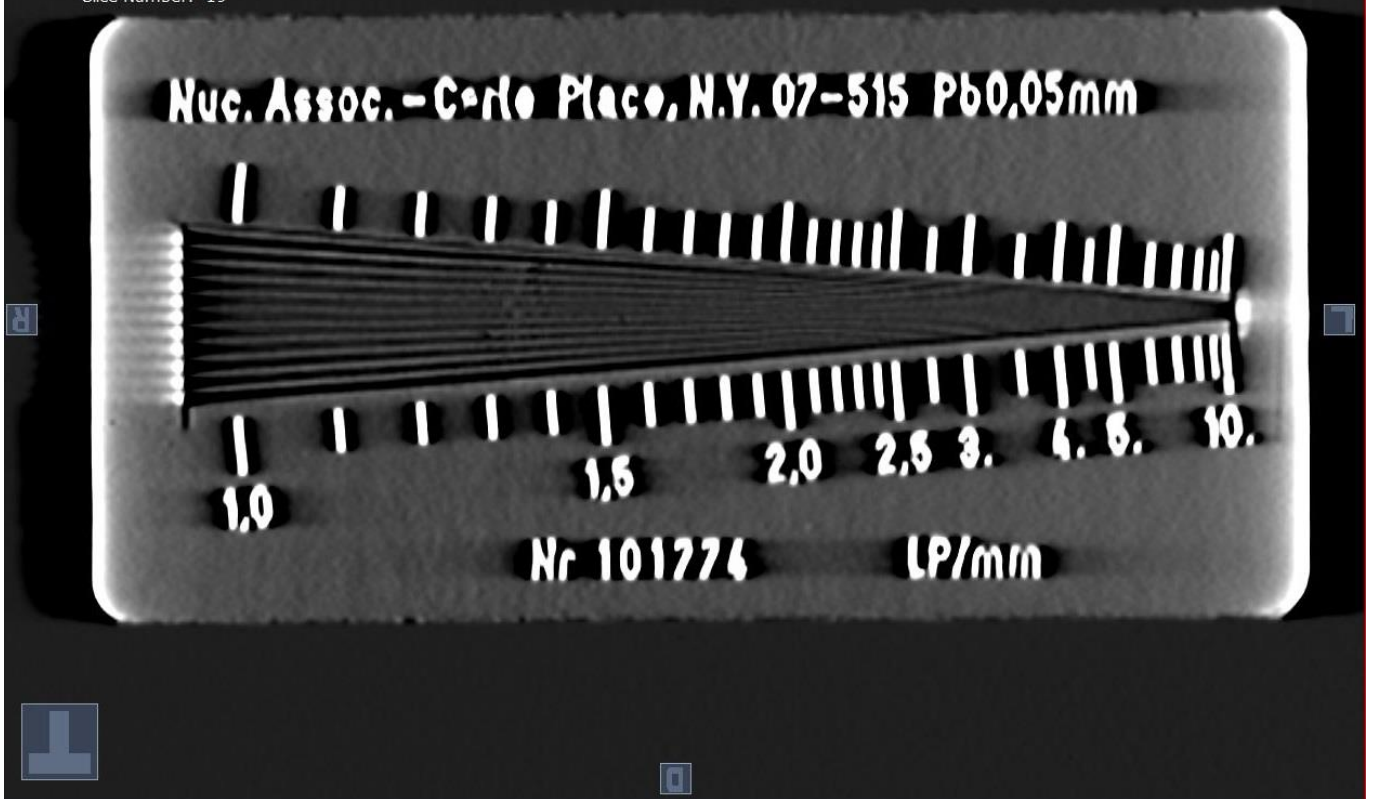


Рис. 3.14. Зріз, в фокусі якого знаходиться рентгенівська міра.

3.3. Дослідження параметрів зображень томосинтезу

Після отримання рентгенівських зображень для всіх необхідних випадків та виконання 3D реконструкції маємо набір (Рис. 3.15 та Додаток В) зрізів томосинтезу.



Рис. 3.15. База даних, з відмітками про сеанси обстеження, набором отриманих ScanSet, та Cube.

Провівши аналіз отриманих зрізів можна вказати просторову роздільну здатність для кожного окремого сканування (ScanSet, та Cube).

Так, для першого сканування (без внесення будь-яких відхилень) просторова роздільна здатність становить (Рис. 3.14) близько 2,2 п.л./мм.

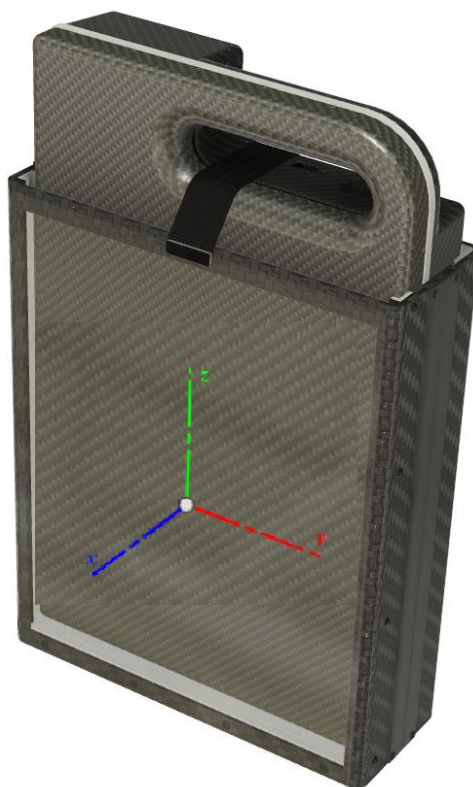


Рис. 3.16. Кронштейн приймача з приймачем рентгенівського зображення та вісі декартової системи координат.

Для кращого сприйняття та для порівняння дані наведені у вигляді таблиць (Таблиця 3.1, 3.2, 3.3) та відображено на графіку (графік 3.1), де відображено залежність величини просторової роздільної здатності від міри відхилення в певній площині (Рис. 3.16 та рис. 3.17):

- відхилення в площині YZ (рис. 3.17, зліва):

Відхилення в площині YZ

Таблиця 3.1.

Міра відхилення, °	-5°	-4°	-3°	-2°	-1°	0°	1°	2°	3°	4°	5°
Отримана роздільна здатність зображення, п.л./мм	1,9	1,9	2	2	2,1	2,2	2,1	2,1	1,9	1,9	1,8

- відхилення в площині XZ (рис. 3.17, по середині):

Відхилення в площині XZ

Таблиця 3.2.

Міра відхилення, °	-5°	-4°	-3°	-2°	-1°	0°	1°	2°	3°	4°	5°
Отримана роздільна здатність зображення, п.л./мм	1,7	1,6	1,7	1,9	2,1	2,2	2,1	1,9	1,8	1,6	1,6

- відхилення в площині XY (рис. 3.17, справа):

Відхилення в площині XY

Таблиця 3.3.

Міра відхилення, °	-5°	-4°	-3°	-2°	-1°	0°	1°	2°	3°	4°	5°
Отримана роздільна здатність зображення, п.л./мм	1,2	1,6	1,9	2	2,2	2,2	2,1	2,1	2	1,6	1,3

Як видно з отриманих даних (Графік 3.1) – при відхиленнях приймача в площині YZ, просторова роздільна здатність системи знижується незначно; при відхиленнях в площині XZ результат значно гірше, і сягає межі в 1,6 п.л./мм, що можна вважати граничним рівнем роздільної здатності (слід зазначити що просторова роздільна здатність сучасних систем БЗКТ становить близько 1 п.л./м); а при відхиленнях в площині XY роздільна здатність змінюється стрибкоподібно – при відхиленні менш ніж $\pm 3^\circ$ вона становить не менше 1,9 п.л./мм, а при більших відхиленнях ($\pm 5^\circ$) сягає вже 1,2 п.л./мм, що є неприпустимим, адже виникає загроза пропустити можливу патологію.

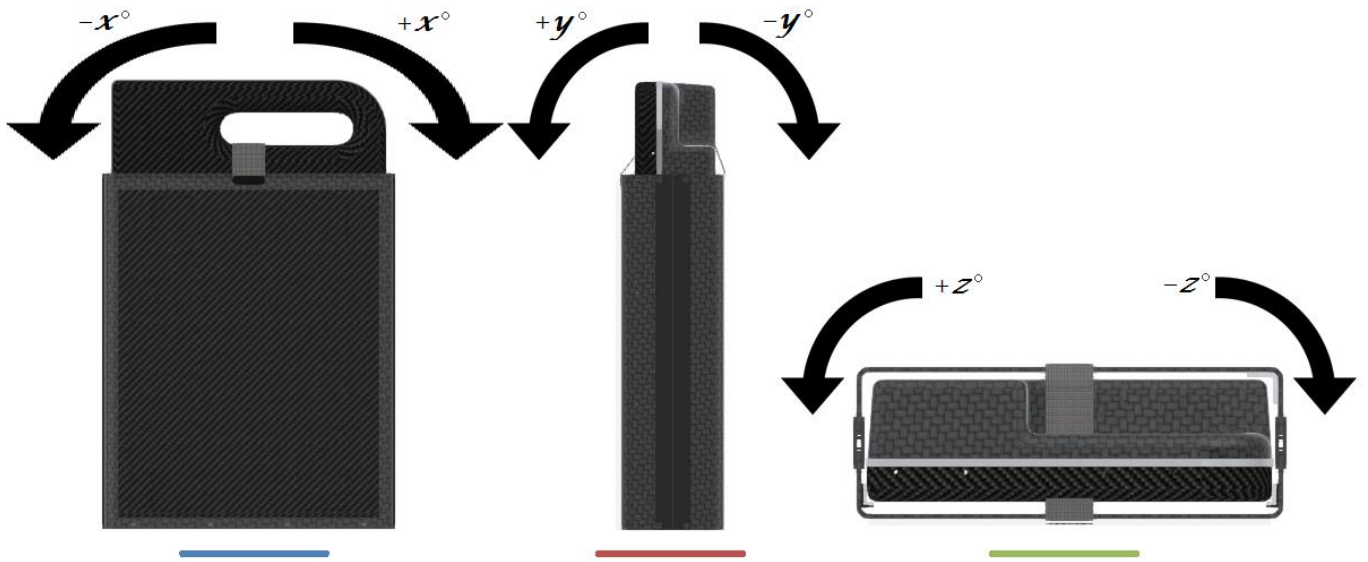


Рис. 3.17. Кронштейн з приймачем рентгенівського зображення та напрямки відхилень в різних площинах (в площині YZ (відносно осі Ox) - зліва, в площині XZ (відносно осі Oy) - по середині, та в площині XY (відносно осі Oz) - справа).

Графік 3.1.



3.4. Висновки до розділу

Томосинтез це методика дослідження, інтерес до якої зріс в останні роки. Наразі в торакальній діагностиці ТС знаходиться між ЦР і БЗКТ. Як показали дослідження, чутливість ТС у виявленні багатьох патологічних змін у легенях перевершує ЦР, однак поступається БЗКТ, а за деякими даними вона наближається до неї. ТС застосовують для підтвердження або виключення наявності вогнища, виявленого на рентгенограмі. Основною перевагою даної методики є більш низьке променеве навантаження на пацієнта в порівнянні з БЗКТ.

В даному розділі була проаналізована конструкція та робота системи EqueTom. Відображено стандартний інтерфейс користувача, який поставляється разом з системою.

Також була обґрунтована експериментальна установка та послідовність виконання досліджень погіршення роздільної здатності в залежності від неточності взаємного розміщення генератора та приймача.

Наведено результати експериментальних досліджень, в яких показані умови допустимого зниження роздільної здатності в залежності від неточності взаємного позиціонування рентгенівських генератора та приймача.

Зроблені висновки про можливість практичного використання EqueTom в реальних умовах (переглядові кімнати конюшень), з відхиленням не більше ніж $\pm 4^\circ$. В цьому випадку роздільна здатність сягає межі в 1,6 п.л./мм, що можна вважати граничним рівнем (слід зазначити що просторова роздільна здатність сучасних систем БЗКТ становить близько 1 п.л./м).

При більших відхиленнях ($\pm 5^\circ$) просторова роздільна здатність сягає вже 1,2 п.л./мм, що є неприпустимим, адже виникає загроза пропустити можливу патологію.

РОЗДІЛ 4 ОХОРОНА ПРАЦІ

Охорона праці являється системою законодавчих актів, соціально-економічних, організаційних, технічних, гігієнічних і лікувально-профілактичних заходів і засобів, спрямованих на створення безпечних умов, збереження здоров'я і працездатності людини в процесі праці. Складовими охорони праці є законодавство про працю, виробнича санітарія і безпека застосування різних технічних засобів на виробничих процесах включаючи пожежну безпеку.

Трудове законодавство регламентується законодавчими актами, основними з яких є Конституція України, Кодекс законів про працю, Закон України „Про охорону праці”.

Конституційне право громадян нашої держави на охорону їх життя і здоров'я у процесі їх трудової діяльності відображено у Законі України, прийнятому Верховною Радою України 14 жовтня 1992 р. Дія закону поширюється на всі підприємства, установи і організації незалежно від форм власності і виду їх діяльності, на всіх працюючих незалежно від їх посади і рівня кваліфікації.

Охорона праці спирається на комплекс державних законодавчих актів. У державному стандарті України ДСТУ 2293-99 "Система стандартів безпеки праці. Охорона праці. Терміни та визначення" встановлені терміни і визначення основних понять з охорони праці. Наведемо деякі з них:

Охорона праці – система правових, соціально-економічних, організаційно-технічних, гігієнічних або лікувально-профілактичних заходів і засобів спрямованих на збереження здоров'я і працездатності людини в процесі праці;

Шкідливий (виробничий) фактор – виробничий фактор вплив якого може призвести до погіршення стану здоров'я та зниження працездатності працівника;

Небезпечний (виробничий) фактор – виробничий фактор вплив якого в певних умовах може призвести до травм або іншого раптового погіршення здоров'я працівника;

Нещасний випадок на виробництві – раптовий вплив на працівника небезпечного виробничого фактора чи середовища, внаслідок яких заподіяна шкода здоров'ю або наступила смерть;

Виробнича травма – порушення анатомічної цілісності організму людини або його функцій внаслідок впливу виробничих факторів;

Виробниче середовище – сукупність фізичних, хімічних, біологічних, соціальних факторів, що діють на людину в процесі трудової діяльності;

Міжгалузеві і галузеві акти з охорони праці – закони, міжгалузеві і галузеві стандарти, норми, правила, положення, інструкції та інші документи з охорони праці, яким надається сила правових норм обов'язкових для виконання;

Нагляд за охороною праці – одна з форм діяльності державних органів по дотриманню вимог законів та інших нормативних актів з охорони праці встановлених державною владою.

Виходячи з теми даної дипломної роботи суб'єктом охорони праці є лікар-рентгенолог, тож в наступних підрозділах цього розділу буде проаналізовано умови праці лікаря, можливі шкідливі та небезпечні чинники, що впливають чи можуть вплинути на нього, їх небезпечну дію та заходи для зниження їх впливу.

4.1. Аналіз умов праці лікаря-рентгенолога

Для аналізу умов праці обрано робоче місце лікаря-рентгенолога при роботі з рентгенівським томографом який має мікропроцесорне управління при дослідженні, тобто I а (легкої) категорії робіт. Оскільки відповідно до ДСН 3.3.6.042-99 “Санітарні норми мікроклімату виробничих приміщень” легкі фізичні роботи категорії Ia охоплюють види діяльності, при яких витрата енергії дорівнює 105-140 Вт (90-120 ккал/год). До категорії Ia належать роботи, що виконуються сидячи і не потребують

фізичного напруження.

Лікар-рентгенолог обробляє рентгенівську інформації яка надходить з лінійного томографа тому в цьому розділі буде проводитись аналіз впливу небезпечних та шкідливих виробничих чинників, що можуть впливати на здоров'я лікаря при роботі з комп'ютером та іншим медичним обладнанням. Згідно ДСТУ 3798-98 (ІЕС 60601-1:1988) і НПАОП 0.00.-1 31-99 такими чинниками при роботі з виробами медичними електричними і експлуатації електронно-обчислювальних машин є: підвищена або знижена температура і вологість повітря в приміщенні, недостатнє освітлення приміщення та робочої зони, наявність відблисків на моніторі ПЕОМ, підвищений рівень шуму на робочому місці, підвищений рівень іонізуючих випромінювань в робочій зоні, електростатичне поле між екраном і оператором, підвищене значення напруженості в електричному ланцюгу, замикання якої може відбутися через тіло людини, підвищений рівень статичного струму.

Нормальні метеорологічні умови у робочій зоні приміщень, де працює лікар-рентгенолог забезпечуються постійним контролем за ними. Контроль за станом повітряного середовища проводиться з використанням термометрів і гігрометрів (для виміру вологості). Рівень відносної вологості регулюється шляхом вентиляції й кондиціонування повітря.

У робочій зоні приміщення лікаря за ДСН 3.3.6.042-99 “Санітарні норми мікроклімату виробничих приміщень” встановлені норми температури, відносної вологості й швидкості руху повітря в теплий, холодний і перехідний періоди року, виходячи з категорії роботи по важкості, призначення приміщень, надлишків тепла. Норми метеорологічних умов трактуються як допустимі, при яких довгостроково підтримується збалансований тепловий стан тіла людини, і оптимальні (табл. 4.1.), коли під час роботи процеси терморегуляції організму людини не витримують значних фізичних навантажень.

Оптимальні норми метеорологічних умов для Іа категорії робіт

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

Мають бути встановлені системи опалення та вентиляції у вигляді загально-обмінної витяжної вентиляції.

В кабінеті має бути природне і штучне освітлення відповідно до ДБН В.2.5-28-2006 «Природне і штучне освітлення».

Природне світло повинно проникати через бічні світлопрорізи, орієнтовані переважно на північ чи північний схід, і забезпечує коефіцієнт природної освітленості (КПО) не нижче 1,5%. Вікна приміщень з відеотерміналами, де працює лікар повинні бути мати жалюзі, штори, зовнішні козирки тощо.

Для загального освітлення застосовано світильники із розсіювачами та дзеркальними екранними сітками або віддзеркалювачами, укомплектовані високочастотними пускорегулювальними апаратами (ВЧ ПРА).

Коефіцієнт пульсацій штучного освітлення повинен не перевищувати 1,5%, це забезпечується застосуванням газорозрядних ламп у світильниках загального і місцевого освітлення. При відсутності світильників з ВЧ ПРА лампи багатолампових світильників або розташовані поруч світильники загального освітлення необхідно підключають до різних фаз трифазної мережі.

Рівень освітленості на робочому столі в зоні розташування документів забезпечується в межах 300 - 500 Лк.

У приміщенні, де працює лікар передбачено обмеження відблисків від джерела природного та штучного освітлення, при цьому яскравість поверхонь, що світяться (вікна, джерела штучного світла) і перебувають у полі зору, не перевищує 200 кд/кв.м.

Наявності відблисків запобігають шляхом правильного вибору типів світильників та розміщенням робочого місця лікаря відносно джерел природного та

штучного освітлення. При цьому яскравість відблисків на екрані відеотерміналу не перевищує 40 кд/кв.м, яскравість стелі при застосуванні системи відбивного освітлення не перевищує 200 кд/кв.м.

Підвищений рівень шуму на робочому місці. Основними джерелами шуму в приміщеннях, обладнаних обчислювальною технікою, є принтери, розмножувальна техніка і устаткування для кондиціонування повітря, вентилятори систем охолодження.

Еквівалентний рівень шуму в приміщенні, де працює лікар нормується в межах 65 дБа.

При роботі за умов шуму спостерігаються підвищена втомлюваність і зниження працездатності, погіршуються увага і мовна комутація, створюються передумови до помилкових дій робітників.

Рівень шуму комп'ютера не перевищує рівня в 50 дБа, а принтера – 53 дБа, що не перевищує допустимого рівня.

Підвищений рівень іонізуючих випромінювань в робочій зоні: джерелом іонізуючого випромінювання є екран монітора. Санітарно-гігієнічними нормами регламентується кількість іонів позитивної і негативної полярності в повітрі. Випромінювання екранів моніторів відповідає міжнародним стандартам.

Вимоги щодо допустимих значень електромагнітного випромінювання: іонізуючі електромагнітні випромінювання на відстані 0,05 м від екрана до корпуса відеотерміналу при будь-яких положеннях регульовальних пристроїв не перевищує $7,74 \times 10^{-12}$ А/кг, що відповідає еквівалентній дозі 0,1 мбер/рік. (100 мкР/рік.). Вміст озону в повітрі робочої зони не перевищує 0,1 мг/куб.м; вміст оксидів азоту - 5 мг/куб.м; вміст пилу - 4 мг/куб.м

Підвищене значення напруги в електричному ланцюгу, замикання якої може відбутися через тіло людини. Смертельно небезпечним для життя людини вважають струм, величина якого перевищує 0,05А, струм менше 0,05А - безпечний (до 1000 В). Специфічна небезпека електроустановок: струмопровідні провідники, корпуси стійок комп'ютера та лінійного томографічного устаткування, що виявилось під напругою в результаті пошкодження (пробою) ізоляції, не подають яких-небудь сигналів, які

попереджають людину про небезпеку.

Підвищений рівень статичної напруги. Розрядні струми статичної електрики частіше за все виникають при дотику до будь-якого з елементів комп'ютера. Такі розряди небезпеки для людини не представляють, але окрім неприємних відчуттів вони можуть привести до виходу з ладу обладнання. Значення напруженості електростатичного поля на робочих місцях з ВДТ (як у зоні екрана дисплея, так і на поверхнях обладнання, клавіатури, друкувального пристрою) не перевищують гранично допустимих.

4.2. Організаційні та конструктивно-технологічні заходи для зниження впливу шкідливих виробничих факторів на робочому місці лікаря-рентгенолога

Система заходів з охорони праці займається розробкою засобів для забезпечення безпеки життя і здоров'я працівників в процесі їх трудової діяльності, тобто ця система вміщує в собі заходи, які поодинці або в сукупності спрямовані на створення умов праці, що відповідають вимогам збереження життя та здоров'я працівників в процесі трудової діяльності.

Для прикладу в наступному підрозділі буде розглянуто можливість усунення такого шкідливого виробничого фактора як недостатність освітлення.

4.2.1. Розрахунок штучного освітлення

Розрахунок освітлення проводиться для кімнати площею 36 кв. м., ширина якої 4,9 м, висота – 4,2 м.

Скористаємося методом світлового потоку. Для визначення кількості світильників визначимо світловий потік, падаючий на поверхню по формулі (4.1):

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

де F - світловий потік, що розраховується, Лм;

E - нормована мінімальна освітленість, Лк (визначається по таблиці).

Роботу лікаря відносять до розряду точних робіт, отже, мінімальна освітленість буде $E = 300$ Лк при газорозрядних лампах;

S - площа освітлюваного приміщення (в нашому випадку $S = 36$ кв.м.);

Z - відношення середньої освітленості до мінімальної (зазвичай приймається рівним 1,1-1,2, нехай $Z = 1.1$);

K - коефіцієнт запасу, що враховує зменшення світлового потоку лампи в результаті забруднення світильників в процесі експлуатації (його значення визначається по таблиці коефіцієнтів запасу для різних приміщень і в нашому випадку $K = 1,5$);

n - коефіцієнт використання, (виражається відношенням світлового потоку, падаючого на розрахункову поверхню, до сумарного потоку всіх ламп) він залежить від характеристик світильника, розмірів приміщення, забарвлення стін і стелі, що характеризується коефіцієнтами віддзеркалення від стін (R_c) і стелі (R_p), значення коефіцієнтів R_c і R_p визначимо по таблиці залежності коефіцієнтів віддзеркалення від характеру поверхні: $R_c=30\%$, $R_p=50\%$. Значення n визначимо по таблиці коефіцієнтів використання різних світильників. Для цього обчислимо індекс приміщення по формулі (5.2):

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

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

h - висота підвісу, $h = 3,39$ м;

A - ширина приміщення, $A = 4,9$ м;

B - довжина приміщення, $B = 7,35$ м.

Підставивши значення у формулу (4.2) отримаємо: $I = \frac{3,6}{3,39 \cdot (4,9+7,35)} = 0,8$;

Знаючи індекс приміщення I , R_c і R_p , по таблиці знаходимо $n = 0,28$

Підставимо всі значення у формулу (4.1) для визначення світлового потоку F :

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

Для освітлення обираємо люмінесцентні лампи типу Т8/Ф 36w, світловий потік яких $F = 3000 \text{ Лм}$.

Розрахуємо необхідну кількість ламп по формулі(4.3):

$$N = \frac{F}{F_{\text{л}}}, \quad (4.3)$$

де N - число ламп ,що визначаємо;

F - світловий потік, $F = 63642,8 \text{ Лм}$;

$F_{\text{л}}$ - світловий потік лампи, $F_{\text{л}} = 3000 \text{ Лм}$.

Отже ламп в кімнаті повинно бути не менше ніж $N = \frac{63642,8}{3000} = 22 \text{ шт}$.

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

4.3. Забезпечення пожежної і вибухової безпеки в кабінеті

Приміщення, в якому розміщене робоче місце лікаря відноситься до категорії Д за вибухопожежною і пожежною небезпекою, оскільки воно містить негорючі речовини і матеріали у холодному стані, кабелі електропроводки до устаткування, окремі предмети меблів на місцях.

Приміщення, в якому працює лікар і в яких передбачено розміщення ПК та будь-яка медична техніка повинні бути 1 і 2 ступені вогнестійкості.

Пожежна безпека забезпечується:

- системою запобігання пожежі;
- системою протипожежного захисту;
- організаційно-технічними заходами.

Можливими причинами пожежі можуть бути різноманітні неполадки в електромережі, перевантаження електромережі при включенні в ланцюг (у холодний час року) великих електрообігрівальних потужностей.

Передбачено наступні міри, спрямовані на мінімізацію ризику виникнення пожежі:

- проводиться періодичний огляд електричної техніки на предмет несправностей в електричних ланцюгах;
- у кожному комп'ютері передбачені плавкі запобіжники для захисту від короткого замикання;
- вхідний електричний щит має автоматичний вимикач (знижує ризик виникнення перевантажень і коротких замикань);
- конструкцією електричної приладів передбачена наявність плавких запобіжників;
- опір ізоляції контролюється 2 рази на рік;
- світильники, проводка, встановлене устаткування періодично (2 рази на місяць) очищаються від пилу відповідно до вимог;
- 1 раз у 3 місяці проводиться очищення від пилу усіх вузлів і агрегатів встановленого устаткування;
- розподільна мережа напругою (380/220) виконана проводами у вінілопластикових трубах, прокладених приховано в стінах і підлоги (НАПБ Б.03.002-2007);
- не застосовуються проводи і кабелі з ізоляцією з вулканізованої гуми й інших сірко утримуючих матеріалів (НАПБ Б.03.002-2007).

Технічні рішення системи протипожежного захисту на робочому місці лікаря спрямовані на обмеження поширення пожежі, захист людей і матеріальних цінностей від впливу шкідливих і небезпечних наслідків пожежі, на створення умов ліквідації пожежі.

По пожежному захисту передбачено:

- приміщення забезпечене системою виявлення пожежі, що реагує на появу диму (з тепловим датчиком);
- приміщення обладнане засобами первинного пожежогасіння вогнегасниками вуглекислотними ВВК-2 і порошковими ВП-2(М);
- приміщення обладнане протипожежним водопроводом, що живиться від водопроводу;
- приміщення підключене до загальної системи ручного протипожежного повідомлення;
- у приміщенні є евакуаційні виходи (2 на поверсі).

Проводяться наступні організаційні міри по забезпеченню пожежної безпеки:

- негайне відключення несправного устаткування;
- знеструмлення всіх приладів по закінченні роботи;
- відповідний інструктаж персоналу;
- плакат з зображенням плану евакуації персоналу;
- приміщення має у своєму розпорядженні запасний вихід;
- розроблено план дій на випадок евакуації людей із приміщення;
- не допускається застосування електричних обігрівачів і кип'ятильників.
- відстань від робочого місця лікаря до евакуаційного виходу не перевищує норми в 70 метрів.

4.4. Інструкція з охорони праці для лікаря-рентгенолога

Згідно з вимогами НПАОП 0.00-4.15-98 [32] розробимо типову інструкцію.

Загальні вимоги безпеки:

- Персонал повинен бути забезпечений спецодягом, згідно типових норм видачі спецодягу и спецвзуття;

- виконувати правила внутрішнього трудового розпорядку;
- використовувати за призначенням та охайно відноситись до виданого спецодягу;
- до роботи з лінійним томографом допускаються працівники, які пройшли медичну комісію та інструктаж з охорони праці на робочому місці.

Вимоги безпеки перед початком роботи:

- Перевірити справність обслуговуваної апаратури;
- перевірити освітленість робочого місця;
- перевірити правильність розташування екрану (на відстані 600-700 мм, але не ближче 500 мм);
- клавіатуру розташувати на поверхні столу на відстані 100-300 мм від краю, зверненого до користувача або на спеціальній регульованій по висоті поверхні, окремій від основного столу;
- апаратура повинна знаходитися на відстані не менше 1 м від стіни.

Вимоги безпеки під час роботи:

- При 8-ми годинній робочій зміні основною перервою є перерва на обід. Додатково при роботі на ЕОМ вводяться регламентовані перерви: через 2 години від початку робочої зміни і через 2 години після обідньої перерви тривалістю 15 хвилин кожний;
- тривалість безперервної роботи без регламентованої перерви не повинна перевищувати дві години;
- якщо монітор не має захисту від випромінювання, використовують захисний екран. Випромінювання монітора у бік протилежну екрану може бути значно більше, тому не можна його задню частину обертати у бік людей;
- забороняється працювати за комп'ютером, якщо в нього виявлено несправність;
- забороняється працювати з томографом, якщо він має порушення цілісності корпусу, порушення ізоляції дротів.

Вимоги безпеки в аварійних ситуаціях:

- При виявленні несправності комп'ютера або появи незвичайних звуків в процесі роботи слід його вимкнути;
- забороняється чіпати роз'єми кабелів і торкатися до живлячих дротів будь - якої медичної апаратури;
- не можна працювати при поганому освітленні і поганому самопочутті;
- забороняється працювати з вологими руками;
- для зниження навантаження під час праці лікарю необхідно рівномірно розподіляти навантаження і раціонально чергувати характер діяльності - прийом і видачу результатів;
- для усунення наслідків стрибків напруги в мережі, комп'ютер повинен бути підключений до електромережі через стабілізатор напруги (безперебійне джерело живлення).

Вимоги безпеки після закінчення роботи:

- Не вимикати активне обладнання (воно працює безперервно);
- перевірити правильність виконання функцій активним обладнанням;
- про всі зауваження і схиби по охороні праці і техніці безпеки зробити запис у журналі і доповісти своєму безпосередньому керівникові;
- вимикання устаткування і проводити його технічне обслуговування необхідно робити відповідно до інструкцій;
- ремонтні роботи повинен проводити кваліфікований робітник при цілком знятій напрузі на устаткуванні.

4.5. Висновки до розділу

В даному розділі дипломної роботи наведено основні питання з техніки безпеки і організації умов праці, проведено аналіз і розрахунок шкідливих виробничих факторів, відповідно до ДСТУ. Дана оцінка і характеристика з охорони праці і пожежної безпеки приміщень і середовища в яких експлуатується пристрій. Відповідно до прийнятих норм необхідно забезпечити відповідний мікроклімат, мінімальний рівень шуму, зручне і з правильною ергономікою робоче місце.

У процесі роботи одним з найважливіших факторів, що впливають на продуктивність при тривалому часі роботи є достатня освітленість робочого місця, що досягається за рахунок правильного освітлення, і регламентований графік робіт для зменшення втомлюваності лікаря.

РОЗДІЛ 5 ОХОРОНА НАВКОЛИШНЬОГО СЕРЕДОВИЩА

5.1. Основні засади охорони навколишнього середовища

Завданням охорони навколишнього природного середовища є вирішення питань у галузі охорони, використання і відтворення природних ресурсів, забезпечення екологічної безпеки, запобігання і ліквідації негативного впливу господарської та іншої діяльності на навколишнє природне середовище, збереження природних ресурсів, генетичного фонду живої природи, ландшафтів та інших природних комплексів, унікальних територій та природних об'єктів, пов'язаних з історико-культурною спадщиною.

Державній охороні і регулюванню використання на території України підлягають: навколишнє природне середовище як сукупність природних і природно-соціальних умов та процесів, природні ресурси, як залучені в господарський обіг, так і невикористовуванні в народному господарстві в даний період (земля, надра, води, атмосферне повітря, ліс та інша рослинність, тваринний світ), ландшафти та інші природні комплекси. Особливій державній охороні підлягають території та об'єкти природно-заповідного фонду України й інші території та об'єкти, визначені відповідно до законодавства України.

Державній охороні від негативного впливу несприятливої екологічної обстановки підлягають також здоров'я і життя людей.

Охорона навколишнього середовища складається з:

- правової охорони, що формулює наукові екологічні принципи;
- матеріального стимулювання природоохоронної діяльності, прагнучого зробити її екологічно вигідною для підприємств;
- інженерної охорони, розробляючи природоохоронну і ресурсозберігаючу технологію і техніку.

В цьому розділі дипломної роботи буде проводитись аналіз робочого місця лікаря-рентгенолога який працює з комп'ютерною технікою для обробки біомедичної інформації. В лабораторії окрім іншої медичної електронної апаратури знаходиться і комп'ютер. За прогнозами різних екологічних організацій комп'ютерна техніка і телекомунікації залишатимуться однією з галузей світової індустрії, що найбільш розвиватиметься, ще принаймні протягом 10 - 15 років. А тому перед екологами поставатимуть все нові завдання, що стосуються організації безпечних і комфортних умов для людей, що працюють з комп'ютерами.

Екологічний фактор – будь-який елемент середовища, що здатен чинити прямий чи опосередкований вплив на живі організми.

Для нормального існування організму потрібен певний набір факторів.

Кожний організм існує тільки при певних умовах, тобто йому потрібен той склад повітря, води, температури, тиску, те середовище в якому він може природно розвиватися. Зміна будь-якого фактора може призвести до змін у організмі чи зовсім до знищення.

5.2. Випромінення при використанні комп'ютерного лінійного томографа

Для комп'ютерного кінескопа характерне рентгенівське випромінювання, що виникає при гальмуванні електронів, в сучасних кінескопах застосовуються ефективні заходи щодо зниження рентгенівського випромінювання, тому воно практично не виявляється на фоні природного радіаційного фону Землі.

Насправді реальну загрозу представляють електромагнітні поля, що випромінюються комп'ютером. У процесі життєдіяльності людина постійно знаходиться в зоні дії електромагнітного поля Землі. Таке поле є природним, воно назване фоном, вважається нормальним і не наносить здоров'ю людей ніякої шкоди.

Ступінь і характер впливу електромагнітного поля на організм людини залежать: від інтенсивності випромінювання; частоти коливань; площі поверхні тіла, що опромінюється; індивідуальних особливостей організму; режиму опромінення

(безперервний чи переривчастий); тривалості впливу; комбінованої дії інших факторів навколишнього середовища. У діапазонах промислової частоти, радіочастот, інфрачервоного і частково ультрафіолетового світла (до частоти $3 \cdot 10^{16}$ Гц) електромагнітні поля чинять тепловий вплив. У діапазоні частот рентгенівського спектра і вище електромагнітного поля настільки змінюють енергію атомів, що їх називають іонізуючими.

Тепловий вплив електромагнітного поля пояснюється наступним чином. Як відомо тіло людини складається з клітин, що містять рідину (протоплазма, кров, лімфа та ін.), яка є електролітом. Під дією зовнішнього постійного електричного поля тканини живого організму поляризуються. Дипольні молекули (наприклад води) та іони, що містяться у рідкому середовищі, переміщуються й орієнтуються за напрямком силових ліній зовнішнього поля. У змінному електромагнітному полі електричні властивості живих клітин залежать від частоти випромінювання, і в міру її збільшення вони набувають властивостей провідників. Крім струмів провідності, змінне електромагнітне поле призводить до змінної поляризації діелектричних складових організму (сухожилля, хрящі тощо). При цьому найбільш небезпечними для організму людини є частоти близькі до 7 Гц, оскільки вони збігаються з частотами енергетичних центрів.

Вплив ЕМП на біологічний об'єкт оцінюється кількістю електромагнітної енергії $W_{\text{погл}}$ (Вт), яка поглинеться цим об'єктом при перебуванні його в полі: $W_{\text{погл}} = \sigma \cdot S_{\text{еф}}$, де σ – густина потоку потужності випромінювання електромагнітної енергії, Вт/м², $S_{\text{еф}}$ – ефективна поглинаюча поверхня тіла людини, м².

Унаслідок поглинання людиною енергії електромагнітного поля відбувається нагрівання тканин організму тим більше, чим вищою є напруженість поля і довшим час впливу. Зайва теплота відводиться до деякої межі шляхом збільшення навантаження на механізм терморегуляції. Однак починаючи зі значення інтенсивності випромінювання $I_{\text{пор}} = 10 \text{ мВт/см}^2$ (100 Вт/м^2), яка називається тепловим порогом, організм не справляється з відведенням теплоти, і температура тіла підвищується.

При загальному опроміненні підвищення температури тіла більше ніж на 1°C неприпустиме. Може спостерігатися локальне нагрівання тканин. Перегрівання особливо шкідливим є для тканин зі слаборозвиненою судинною системою (очі, мозок, нирки, шлунок, жовчний і сечовий міхури), тому що кровообіг відіграє роль водяного охолодження.

Тепловий ефект є найбільшим в зоні надвисоких частот. Так, дія електромагнітного поля частотою $3 \cdot 10^9 - 3 \cdot 10^{10}$ Гц викликає катаракту очей (помутніння хрусталика), а опромінення електромагнітного полем великої інтенсивності призводить до руйнівних змін у тканинах та органах, опіків, омертвіння тканин організму. Катарактоутворення пояснюється не тільки тепловою дією, воно залежить також і від ряду інших не повністю встановлених чинників. Значну роль можуть відігравати концентрація поля у середовищах з окремими діелектричними властивостями та об'ємні резонансні ефекти

Крім теплового ефекту, біологічна дія електромагнітного поля виявляється в зміні орієнтації клітин та молекул відповідно до напрямку силових ліній поля, в ослабленні біохімічної активності білкових молекул; зміні структури клітин крові (її складу), впливі на ендокринну систему та обмін речовин. Тому систематичний або тривалий вплив електромагнітного поля навіть невеликої інтенсивності (нижче теплового порога) призводить до різних нервових і серцево-судинних розладів – головного болю, підвищеної стомлюваності, порушення сну, зміни кров'яного тиску, уповільнення пульсу, болю в ділянці серця й аритмії, випадання волосся, ламкості нігтів і т.д.

Вважається, що особливо чутливі до впливу електромагнітного поля кора головного мозку і проміжний мозок. Їхнє ураження викликає порушення процесів регуляції функцій організму з боку центральної нервової системи. На ранніх стадіях ці порушення стану здоров'я носять оборотний характер. Сумісну дію випромінювань широкого діапазону можна класифікувати як окрему радіохвильову хворобу. Тяжкість її наслідків знаходиться у прямій залежності від напруженості електромагнітного поля, тривалості впливу, фізичних особливостей різних діапазонів

частот, умов зовнішнього середовища, а також від функціонального стану організму, його стійкості до впливу різних чинників, можливостей адаптації.

Проблема електромагнітного випромінювання, що виходить від персональних комп'ютерів, встає досить гостро по декільком причинам:

- комп'ютер має відразу два джерела випромінювання (монітор і системний блок);
- користувач комп'ютером практично позбавлений можливості працювати на відстані;
- дуже тривалий час впливу.

Не слід забувати і про електростатичне поле, яке створює устаткування кабінету. Сильне електростатичне поле шкідливе для людського організму. Правда, на відстані 50-60 см від устаткування його вплив значно знижується. Застосування спеціальних фільтрів, що прикривають екран, взагалі дозволяє звести його до нуля. Варто звернути увагу ще і на те, що при роботі монітора електризується не тільки його екран, але і повітря в приміщенні. Причому він приймає позитивний заряд. Позитивно наелектризована молекула кисню не сприймається організмом як кисень, що викликає у користувача кисневе голодування.

В даний час всі монітори повинні відповідати стандарту MPRII, що обмежує випромінювання моніторів в діапазоні у край низьких частот .

Випромінювання екранів моніторів відповідає міжнародним стандартам на радіоактивне випромінювання МРК 1990:10, електромагнітне випромінювання ТСО-92, ТСО-01, ТСО-03.

Підприємства і організації охочі запобігти забрудненню навколишнього середовища і забезпечити її охорону, збалансувати свою діяльність з соціально-економічними принципами підприємства, повинні використовувати стандарти серії ISO 14000 зі створення системи екологічного менеджменту, як методичні вказівки по виконанню таких робіт.

5.3. Розрахунок радіаційної захисту рентгенівського кабінету

Одним з найбільш складних і відповідальних розділів проектування рентгенівського кабінету є розрахунок радіаційного захисту його процедурної. Залежно від цільового призначення рентгенівський кабінет включає різний набір приміщень: процедурна, кімната управління, реєстратура, фотолабораторія, кабінет лікаря і т.д.

У всіх випадках основним приміщенням кабінету є процедурна, в якій здійснюються діагностичні або лікувальні (терапевтичні) заходи і в якій розміщується рентгенівський випромінювач як джерело іонізуючого випромінювання. Звідси впливає необхідність проведення розрахунку радіаційного захисту процедурної, тобто визначення свинцевого еквівалента стаціонарних засобів радіаційного захисту. До таких засобів відносяться будівельні конструкції і пристрої (Підлога, стеля і стіни), що забезпечують захист від рентгенівського випромінювання і є невід'ємними частинами приміщень рентгенівського кабінету, а також засоби радіаційного захисту інформації з обмеженим діапазоном переміщення, наприклад, захисні двері, віконниці, жалюзі.

Основний розрахунковий параметр в методиці радіаційного захисту представлений у вигляді фізично коректного коефіцієнта кратності ослаблення K (5.1). Коефіцієнт кратності ослаблення являє собою відношення потужності поглинутої дози рентгенівського випромінювання в даній точці повітря в відсутності захисту D_0 до допустимої потужності поглиненої дози в повітрі $D_{\text{доп}}$:

$$K = \frac{D_0}{D_{\text{доп}}}, \quad (5.1)$$

Або з урахуванням розрахункового значення D_0

$$K = \frac{1000 \cdot H \cdot W \cdot N}{30r^2 \cdot D_{\text{доп}}}, \quad (5.2)$$

де H - радіаційний вихід, $(\text{мГр} \cdot \text{м}^2)/(\text{мА} \cdot \text{хв})$;

W - робоча потужність рентгенівського апарату, $(\text{мА} \cdot \text{хв})/\text{тиждень}$;

N - коефіцієнт спрямованості випромінювання (безрозмірна величина);

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

Допустима потужність дози $D_{\text{доп}}$ в розрахунковій точці визначається за таблицею або за наступною формулою (5.3):

$$D_0 = \frac{1000 \cdot D_{\text{рік}}}{t_p \cdot T}, \quad [\text{мкГр/г}] \quad (5.3)$$

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

t_p - тривалість опромінення, год/рік;

T - коефіцієнт зайнятості приміщень (безрозмірна величина).

Межі доз $D_{\text{доп}}$ відповідно до НРБ-99 і СанПіН (пункт 4.16) становить:

- Для персоналу групи А – 20 мЗв/рік;
- Для персоналу групи Б – 5 мЗв/рік;
- Для населення – 1 мЗв/рік.

Тривалість опромінення t_p за рік вибирається для приміщень постійного перебування людей по кількості опромінюваних змін (n):

- Для персоналу групи А – $t_p = 1500$ год/рік ($n = 1$);
- Для персоналу групи Б – $t_p = 2000$ год/рік ($n = 1,3$);
- Для населення – $t_p = 3000$ год/рік ($n = 2$).

Коефіцієнт зайнятості T обирається по відносній тривалості перебування людей в розрахунковій зоні:

- Епізодичне перебування (підвал, горище, технічний поверх) – $T = 0,06$;
- Територія – $T = 0,12$;
- Палати, коридори, туалети – $T = 0,25$;
- Постійне перебування (житлові та робочі приміщення) – $T = 1$.

На практиці ж достатньо обрати значення D_0 , з наведених в СанПіН (табл. 5.1).

Таблиця 5.3.

Робоча потужність W і анодна напруга U

Рентгенівський апарат	W , мА · хв/тиждень	W , кВ
Мамограф	200	40
Остеоденситометр для кінцівок	100	70
Дентальний апарат (з візіографом або високочутливою одномоментною плівкою)	40	70
Дентальний апарат (без візіографа)	200	70
Панорамний томограф, палатний апарат, апарат для літотрипсії	200	90
Рентгеноурологічний стіл	400	90
Хірургічний апарат	200	100
Малодозовий цифровий флюорограф	400	100
РДК на 2 і 3 робочих місця, ангиографічний комплекс	1000	100
Флюорограф плівковий із захисною кабіною	2000	100
Флюорограф плівковий без кабіни	4000	100
Рентгенотерапевтичний близькодистанційний апарат	5000	100
Рентгенівський комп'ютерний томограф	400	125

Замість трудомісткого розрахунку величини D_0 в більшості стандартних випадків простіше використовувати табличні дані для типових випадків розміщення процедурної по відношенню до суміжних приміщень. В ряді випадків використовують дані по аналогії (табл. 5.2).

Таблиця 5.2.

Допустима потужність дози рентгенівського випромінювання при стаціонарному захисту процедурної рентгенівського кабінету D_0

Приміщення, територія	D_0 , мкГр/год	T , відн. од.	N , відн. од.	t_p , год/рік	$D_{рік}$, мЗв/рік
Приміщення постійного перебування персоналу групи А (процедурна, кімната управління, кімната приготування барію, фотолабораторія, кабінет лікаря і ін.)	13	1	1	1500	20
Приміщення, суміжні по вертикалі та горизонталі з процедурною рентгенівського кабінету, мають постійні робочі місця персоналу групи Б	2,5	1	1,3	2000	5
Приміщення, суміжні по вертикалі та горизонталі з процедурної рентгенівського кабінету без постійних робочих місць (хол, гардероб, сходовий майданчик, коридор, кімната відпочинку, вбиральня, комора та ін.), тобто персонал групи Б	10	0,25	1,3	2000	5
Приміщення епізодичного перебування персоналу групи Б (технічний поверх, підвал, горище тощо.)	40	0,06	1,3	2000	5
Палати стаціонару, суміжні по вертикалі і горизонталі з процедурною рентгенівського кабінету (населення)	1,3	0,25	2	3000	1
Територія, прилегла до зовнішніх стін процедурної рентгенівського кабінету, двір (населення)	2,8	0,12	2	3000	1
Житлові приміщення, суміжні з процедурною рентгенівського кабінету (населення)	0,3	1	2	3000	1

5.4. Утилізація електронного обладнання

Складність утилізації електронного обладнання полягає в тому, що подібного роду техніка містить в собі такі неорганічні складові, як різного типу пластик та матеріали, які зроблені на основі полівінілхлориду і фенолформальдегідів. А також майже повний набір металів. Ці компоненти в цілому не представляють небезпеки для здоров'я людини і навколишнього середовища в процесі експлуатації приладу. Але зовсім інша справа, коли постає питання утилізації такого виробу. До складу електронних компонентів комп'ютерів, принтерів і медичної електронної техніки входять такі хімічні елементи, як свинець, ртуть, кадмій, миш'як.

На відміну від органічних відходів, електронне сміття неможливо утилізувати, використовуючи природні процеси регенерації.

При захороненні електронного обладнання на звалищі отруйні хімічні сполуки протягом довгого часу вимиваються з електронних компонентів і друкованих плат в навколишнє середовище або випаровуються в атмосферу.

При спалюванні в атмосферу викидаються важкі метали: свинець, ртуть, і кадмій. Ртуть розповсюджується по харчових ланцюгах і накопичується в живих організмах, найчастіше в рибі. Якщо вироби містять ПВХ, при їх спалюванні в атмосферу викидаються також діоксин і бромовані антипірени.

Причому у сучасної електроніки є своя специфіка – вона в переважній більшості складається з неліквідних матеріалів. Один комп'ютер в комплекті з ЕЛТ-монітором орієнтовно містить від 10 до 20 кг скла, 3 кг пластика, приблизно 3 кг чорного металу, по 200 г міді і алюмінію, всього 1 г срібла і не більше 10 мг золота. Тобто в основному йдеться про матеріали, вторинне використання яких неможливе, і тому вартість переробки значно перевищує вартість отримуваних металів.

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

Процес утилізації включає демонтаж технічних вузлів, сортування і розділення

матеріалів конструкції. А також збір і сортування електронного лому, який оформляється згідно нормативно-технічної документації, що діє, по переробці матеріалів і виробів які містять дорогоцінні метали. Після цього компоненти виробу, що виготовленні або містять такі матеріали, як золото, срібло, кольорові метали (алюміній, мідь), чорний метал, полімери, використовуються для переробки.

Фахівці корпорації NEC і її японської дочірньої компанії NEC Tohoku спільно розробили нову систему переробки корисних компонентів друкованих плат. Що особливо важливе, дана система переробка є стовідсотково повною. Процес, названий "EcoSeparation System", складається з двох основних етапів: EcoRemove, в ході якого видаляються змонтовані на платі електронні компоненти, і EcoSeparation, що полягає в подрібненні плат і розділенні отриманої суміші матеріалів.

На першому етапі, EcoRemove, проводиться нагрівання до температури плавлення припою, рідкий припій знімається, і встановлені на платі компоненти відділяються від неї із застосуванням невеликого зовнішнього зусилля. Згідно заявам представників NEC, в ході випробувань був продемонстрований збір 95% припою і відділення майже всіх компонентів без їх пошкодження. Таким чином, на другий етап переходить гола друкарська плата.

В результаті здійснення процесу EcoSeparation вона подрібнюється в порошок, який потім розділяється із застосуванням двох методів: у повітряній центрифугі і на електростатичному високовольтному фільтрі. Вдається виділити більше 98% міді, що містилася в друкарській платі. Майже 100% скловолокна і синтетичних смол, підлягає повторному використанню.

5.5. Вплив шуму і вібрації

Під шумом в екології розуміють будь-який звук, що сприймається живим організмом, та порушує тишу й перешкоджає нормальній життєдіяльності цього живого організму.

На робочому місці лікаря пульмонолога джерелом шуму такими технічними

засобами є — комп'ютер, принтер, вентиляційне устаткування, а також зовнішній шум.

Діючи на орган слуху, центральну і вегетативну нервові системи, а через них на внутрішні органи, шум є причиною розвитку хвороби, спричиненої шумом. Знижуючи загальну опірність організму, він сприяє розвитку інфекційних захворювань. При роботі за умов шуму спостерігаються підвищена стомлюваність і зниження працездатності, погіршуються увага і мовна комутація, створюються передумови до помилкових дій. Внаслідок цього шум може спричинити зниження рівня безпеки праці. Будучи причиною головного болю, дратівливості, неврівноваженого емоційного стану, шум створює передумови до погіршення психологічного стану.

Прояви хвороби, викликані шумом, підрозділяються на специфічні, виникають в периферичній частині слухової системи людини, і неспецифічні, характерні для інших органів і систем організму людини.

Під впливом шуму відбувається зниження слухової чутливості. Чим значніший шум, тим вище його інтенсивність і експозиція. Стійка втрата слуху настає через п'ять – вісім років роботи за умов, що характеризуються високими рівнями шуму. Акустична енергія звукових хвиль при рівнях шуму понад 125 дБ і частоті 250-1000 Гц настільки велика, що звук здатний викликати тотальний струс тіла людини (повітряні вібрації). У цьому випадку підвищується роль проходження звуку до внутрішнього вуха, по кісткам, і захист тільки привушних областей виявляється недостатнім. Чим відповідальніші функції виконує яка-небудь зона центральної нервової системи і чим складніше вона організована, тим більше вона страждає від впливу шуму. Шум змінює функціональний стан багатьох систем і органів людини внаслідок їхньої взаємодії через центральну нервову систему. Такий взаємозв'язок призводить до впливу шуму на органи зору людини, вестибулярний апарат і рухові функції, зокрема, до зниження м'язової працездатності.

Розглядаючи тіло людини з погляду механіки, його можна при низьких частотах і рівнях вібрації приблизно апроксимувати лінійною системою із зосередженими параметрами. Однією з основних ланок цієї системи є грудиночеревна порожнина,

резонансні частоти якої лежать у діапазоні 3-6 Гц. Ще один резонансний ефект знаходиться у смузі частот 20-30 Гц, він відноситься до ланки голова – шия – плече. У діапазоні частот 60-90 Гц виявляються резонансні явища очного яблука, а при частоті 100-200 Гц ці явища охоплюють нижню щелепу – черепну коробку. Частоти резонансу, власне черепної коробки, лежать у межах 300-400 Гц для основної форми коливань і 600-900 Гц – для вищих форм. У виробничій вібрації найбільш важливий діапазон низьких частот.

У результаті впливу вібрації може розвинутилася вібраційна хвороба. У людини, що піддається впливу могутньої загальної вертикальної вібрації, можуть ушкоджуватися судини головного мозку й оболонки, а також порушуватися циркуляція крові. Вібрації від ручного віброінструмента можуть спричинити ушкодження дрібних кровоносних судин і нервових закінчень у м'язах та в шкірі кінцівок. Характер впливу вібрації – загальна чи місцева визначає три форми вібраційної хвороби: периферичну, церебральну і центрально-периферичну.

Першим симптомом периферичної форми захворювання є почуття оніміння в кистях рук, передпліччях. Хворий відчуває печіння, ломоту в руках, ногах. При церебральній формі хвороби першими ознаками є головний біль, почуття тяжкості і шуму в голові. Бувають короткочасні запаморочення, а іноді й втрата свідомості. У робітника з'являється дратівливість, порушується сон, виникають спазми судин. У результаті розвивається гіпертонія, загальна слабкість, тремтіння рук.

5.6. Висновки до розділу

При роботі комп'ютерного лінійного томографа лікар потрапляє під дію електромагнітного поля і зазнає впливу шуму і вібрації.

Проблема вирішення дії електромагнітного поля на організм людини ускладнюється тривалим часом впливу і відсутністю можливості працювати на відстані від комп'ютера і електронного обладнання, що його створює. Окрім електромагнітного поля, що характеризуються тепловою і біологічною дією на організм людини, електронне обладнання створює електростатичне поле.

Шум викликаний роботою комп'ютера і іншого обладнання кабінету лікаря може бути причиною розвитку хвороб, що виникають в периферичній частині слухової системи людини або характерних для інших органів і систем організму людини.

До складу електронних компонентів комп'ютерів, принтерів і іншої оргтехніки входять такі хімічні елементи, які під впливом зовнішніх умов середовища можуть стати вельми сильними і небезпечними отрутами. А при відкритому спалюванні таких матеріалів утворюються найнебезпечніші для життя речовини і з'єднання. Отже переробка застарілої електроніки вимагає значних зусиль і є чималою проблемою для екології.

ВИСНОВКИ

В процесі виконання даної дипломної роботи були отриманні нові експериментальні дані при роботі з інноваційною рентгенівською системою з томосинтезом.

Був проведений літературний огляд таких радіологічних методів дослідження як рентгенодіагностика, томосинтез, лінійна томографія та багатозрізова комп'ютерна томографія.

Були визначені основні показники якості променевої діагностики, такі як просторова роздільна здатність, ефективність, чутливість, специфічність, точність та прогностична цінність дослідження.

Описано розрахунок просторової роздільної здатності приймача, та розрахунок товщини шару при скануванні в режимі томосинтезу.

Наведено основні фізичні механізми формування рентгенівських зображень, розглянуто джерела та властивості іонізуючого випромінювання, дозиметрію з основними радіологічними величинами та їх одиниці вимірювання.

Була проаналізована конструкція та робота системи EqueTom. Відображено стандартний інтерфейс користувача, який поставляється разом з системою.

Також була обґрунтована експериментальна установка та послідовність виконання досліджень погіршення роздільної здатності в залежності від неточності взаємного розміщення генератора та приймача.

Наведено результати експериментальних досліджень, в яких показані умови допустимого зниження роздільної здатності в залежності від неточності взаємного позиціонування рентгенівських генератора та приймача.

Зроблені висновки про можливість практичного використання EqueTom в реальних умовах (переглядові кімнати конюшень), з відхиленням не більше ніж $\pm 4^\circ$. В цьому випадку роздільна здатність сягає межі в 1,6 п.л./мм, що можна вважати

граничним рівнем (слід зазначити що просторова роздільна здатність сучасних систем БЗКТ становить близько 1 п.л./м).

При більших відхиленнях ($\pm 5^\circ$) просторова роздільна здатність сягає вже 1,2 п.л./мм, що є неприпустимим, адже виникає загроза пропустити можливу патологію.

Матеріали дипломної роботи рекомендується використовувати при застосуванні системи томосинтезу чи прийнятті заходів по підвищенню його точності.

Також були визначені умови застосування системи EqueTom з урахуванням вимог охорони праці та охорони навколишнього середовища.

Для цього були роз'яснені основні питання з техніки безпеки і з організації умов праці лікаря-рентгенолога, проведено аналіз і розрахунок шкідливих виробничих факторів, відповідно до ДСТУ. Дана оцінка і характеристика з охорони праці і пожежної безпеки приміщень і середовища в яких експлуатується пристрій. Відповідно до прийнятих норм необхідно забезпечити відповідний мікроклімат, мінімальний рівень шуму, зручне і з правильною ергономікою робоче місце.

При роботі комп'ютерного лінійного томографа лікар потрапляє під дію електромагнітного поля і зазнає впливу шуму і вібрації.

Проблема вирішення дії електромагнітного поля на організм людини ускладнюється тривалим часом впливу і відсутністю можливості працювати на відстані від комп'ютера і електронного обладнання, що його створює.

СПИСОК БІБЛІОГРАФІЧНИХ ПОСИЛАНЬ ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Променева діагностика: [В 4 т.]/ Коваль Г.Ю., Мірошніченко С.І., Мечев Д.С., Шармазанова О.П. та ін. / За ред. Г.Ю. Коваль. – К.: Медицина України, 2018. – Т.І. – 302 с.
2. Reference Guide (Tomosynthesis) [Electronic resource] // GE Healthcare Systems – Access mode: <http://www.gehealthcare.com/VolumeRad> (last access: 30.10.2020).
3. Никитин М.М., Ратобыльский Г.В. Цифровой томосинтез в диагностике и контроле эффективности лечения туберкулеза органов дыхания (обзор литературы) // Медицинская визуализация. — 2016. – №3. – С. 95-102.
4. Мистецтво лікування. ABC Діагностики. [Електронний ресурс] // З історії розвитку медичної радіології. № 10 (56)/2008. – С. 66-69. – Режим доступу: http://www.health-medix.com/articles/mistetzvo/2009-01-12/Tkashenko_Radiologiya.pdf (дата звернення 30.10.2020 р.).
5. The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. [Electronic resource] // ICRP Publication 103. Ann. ICRP 37 (2-4). – Access mode: https://journals.sagepub.com/doi/pdf/10.1177/ANIB_37_2-4 (last access: 30.10.2020 г.).
6. A. Yu. Vasil'ev, V. A. Nechaev. Tomosynthesis in the Diagnosis of Chest Diseases (Literature Overview). RADIOLOGY – PRACTICE. 2015. No. 6 (54). P. 59–67.
7. Dobbins III J. T., McAdams H. P. Chest tomosynthesis: technical principles and clinical update. Eur. J. Radiol. 2009. V. 72 No. 2. P. 244–251.
8. Quaia E., Baratella E., Cioffi V., Bregant P., Cernic S., Cuttin R., Cova M. A. The value of digital tomosynthesis in the diagnosis of suspected pulmonary lesions on chest radiography: analysis of diagnostic accuracy and confidence. Acad. Radiol. 2010. V. 17. No. 10. P. 1267–1274.

9. Dobbins III J. T., McAdams H. P., Song J. W., Li, C. M., Godfrey D. J., Delong D., Paik D., Martinez-Jimenez S. Digital tomosynthesis of the chest for lung nodule detection: interim sensitivity results from an ongoing NIH-sponsored trial. *Med. Phys.* 2008. V. 35. No. 6. P. 2554–2557.
10. Asplund S., Johnsson A., Vikgren J., Svalkvist A., Boijesen M., Fisichella V., Flinck A., Wiksell A., Ivarsson J., Rystedt H., Mansson L. G., Kheddache S., Bath M. Learning aspects and potential pitfalls regarding detection of pulmonary nodules in chest tomosynthesis and proposed related quality criteria *Acta Radiol.* 2011. V. 52. № 5. P. 503–512.
11. Vikgren J., Zachrisson S., Svalkvist A., Johnsson A. A., Boijesen M., Flinck A., Kheddache S., Bath M. Comparison of chest tomosynthesis and chest radiography for detection of pulmonary nodules: human observer study of clinical cases // *Radiol.* 2008. V. 249. № 3. P. 1034–1041.
12. IONA2-RF-2430 digital X-ray receptor Specification [Electronic resource] // Teleoptic. Digital Technologies in Radiology – Access mode: http://teleoptic-prc.com/specs/IONA2-RF-2430_TechSpec.CBCT.pdf (last access: 04.12.2020).
13. Мирошниченко С.И., Урина Л.К. Томосинтез на базовой рентгенодиагностической системе. – К.: Медицина Украины, 2019. – 42 с.
14. Мирошниченко С. И. Цифровые приемники рентгеновских изображений. — К.: Медицина Украины, 2014. — 100с.
15. Дереш Н.В., Урина Л.К., Коваленко Ю.М. Перспективи впровадження в клінічну практику рентгенівського томосинтезу в Україні // *Радіологічний вісник.* —2018. — № 3-4. — С. 19-24.
16. Asplund S. A., Johnsson A. A., Vikgren J., Svalkvist A., Flinck A., Boijesen M., Fisichella V. A., Mansson L. G., Bath M. Effect of radiation dose level on the detectability of pulmonary nodules in the chest tomosynthesis *Eur. Radiol.* 2014. V. 24. № 7. P. 1529–1536.
17. Jung H. N., Chung M. J., Koo J. H., Kim H. C., Lee K. S. Digital tomosynthesis of the chest: utility for detection of lung metastasis in patients with colorectal cancer // *Clin. Radiol.* 2012. V. 67. № 3. P. 232–238.

18. Quaia E., Baratella E., Cioffi V., Bregant P., Cernic S., Cuttin R., Cova M. A. The value of digital tomosynthesis in the diagnosis of suspected pulmonary lesions on chest radiography: analysis of diagnostic accuracy and confidence // Acad. Radiol. 2010. V. 17. № 10. P. 1267–1274.
19. Quaia E., Grisi G., Baratella E., Cuttin R., Poillucci G., Kus S., Cova M. A. Diagnostic imaging costs before and after digital tomosynthesis implementation in patient management after detection of suspected thoracic lesions on chest radiography Insights Imag. 2014. V. 5. № 1. P. 147– 155.
20. Zhang Y., Li X., Segars W. P., Samei E. Comparison of patient specific dose metrics between chest radiography, tomosynthesis, and CT for adult patients of wide ranging body habitus // Med. Phys. 2014. V. 41. № 2. P. 23901-1-23901-12.
21. Закон України «Про охорону праці».
22. Кодекс законів про працю України.
23. Закон України «Про пожежну безпеку».
24. Закон України «Про забезпечення санітарного та епідемічного благополуччя населення».
25. НАПБ А.01.001-2004 Правила пожежної безпеки в Україні.
26. ДСТУ 2272:2006 Пожежна безпека. Терміни та визначення основних понять.
27. ДСТУ 3855-99 Пожежна безпека. Визначення пожежної небезпеки матеріалів та конструкцій. Терміни та визначення.
28. НПАОП 0.00-1.28-10 «Правила охорони праці під час експлуатації електронно-обчислювальних машин». Наказ Держгірпромнагляду від 26.03.2010р. № 65.
29. ДБН 2.09.04-87 Адміністративні та побутові будівлі.
30. ДБН В.2.5-28-2006 «Природне і штучне освітлення».
31. НАПБ Б.03.002-2007. Норми визначення категорій приміщень, будинків та зовнішніх установок за вибухопожежною та пожежною небезпекою.
32. НПАОП 0.00-4.15-98 «Положення про розробку інструкцій з охорони праці» (Наказ Держнаглядохоронпраці від 29.01.1998 р. №9.

33. ДСН 3.3.6.042-99 Санітарні норми мікроклімату виробничих приміщень.
34. Міждержавний стандарт ГОСТ 12.0.003-74 (1999) ССБТ «Опасные и вредные производственные факторы. Классификация».
35. Міжнародний стандарт OHSAS 18001:2007 Occupational health and safety management systems – Requirements. Системи менеджменту охорони праці – Вимоги.
36. Закон України “Про охорону навколишнього природного середовища” – К.: Україна. – 1991. - 59 с.
37. НПАОП 0.00-1.28-10 Правила охорони праці під час експлуатації електронно-обчислювальних машин/ Зареєстровано в Міністерстві юстиції України 19 квітня 2010 р. за N 293/17588.
38. Правила улаштування електроустановок.– Харків.: Форт – 2011 – 728 с.
39. Гігієнічна класифікація праці за показниками шкідливості та небезпечності факторів виробничого середовища, важкості та напруженості трудового процесу. Гігієнічні нормативи ГН 3.3.5-8-6.6.1 2002 р. Видання офіційне Київ, 2001 рік – 46 с.
40. ДБН В.1.1 – 7- 2002. Захист від пожежі. Пожежна безпека об’єктів будівництва. – К.: 2002. – 41 с.
41. ДСТУ ISO14001 - 97 – 14012-97. Система управління окружающей средой – К.: ДЕРЖСТАНДАРТ УКРАИНЫ – 225 с.
42. Ісаєнко В.М. Моніторинг і методи вимірювання параметрів навколишнього середовища / В.М. Ісаєнко, Г.В. Лисиченко, Т.В. Дудар, Г.М. Франчук, Є.М. Варламов. — К.: НАУдрук. - 2009. -312 с.
43. Шматько В.Г. Екологія та організація природоохоронної діяльності / В.Г. Шматько, Ю.В. Нікітін. - К.: КНТ. - 2008. - 304 с.
44. NCRP Report No. 49. Structural Shielding Design and Evaluation for Medical Use of X-Rays and Gamma Rays of Energies up to 10 MeV. – 1994.
45. ОСПУ-2005 Основні санітарні правила забезпечення радіаційної безпеки України.

Схема взаємодії основних компонентів гентри EquеTom

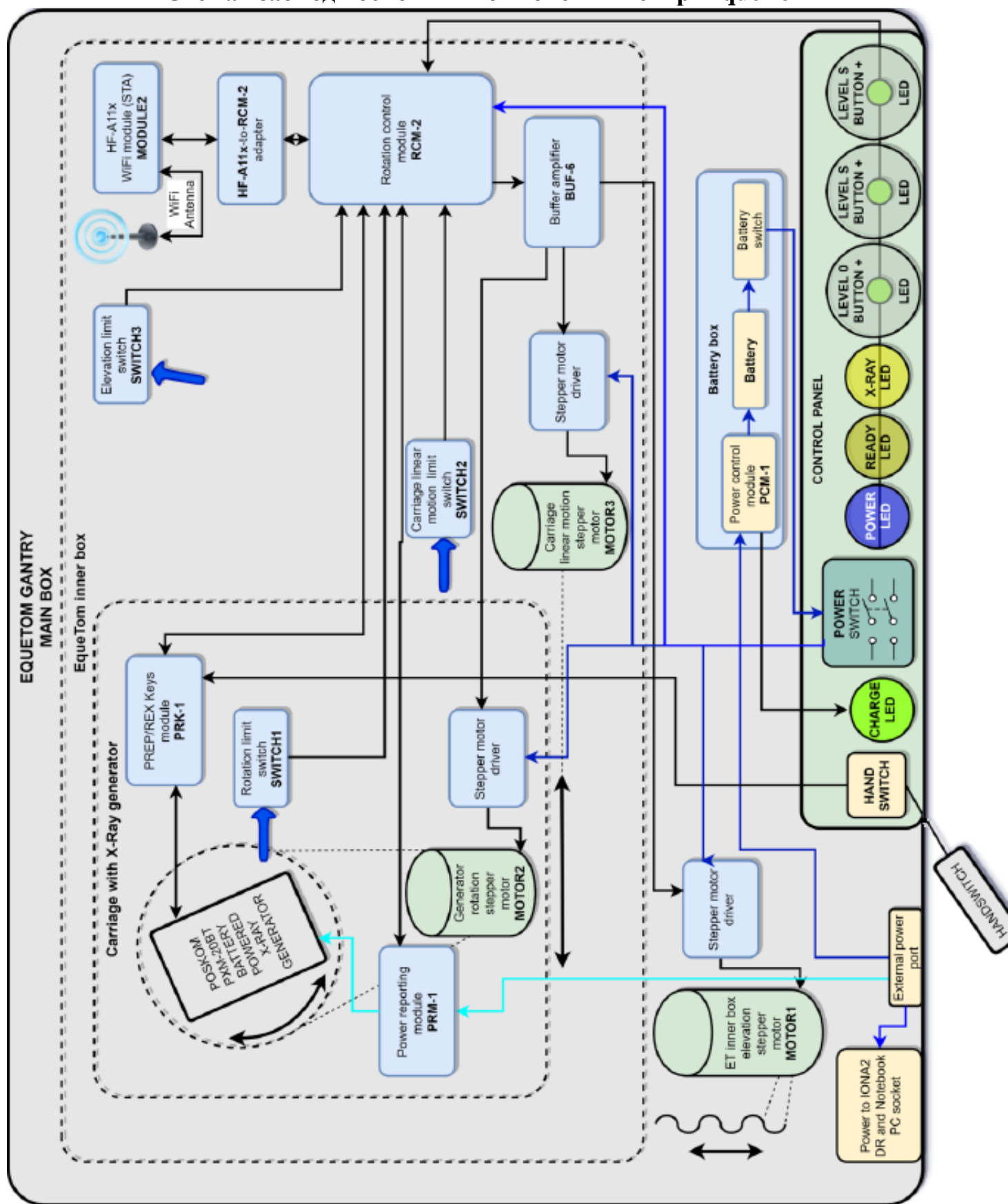


Рис. А.1. Взаємодія основних компонентів гентри ЕТ.

Взаємне розміщення основних компонентів системи EqueTom

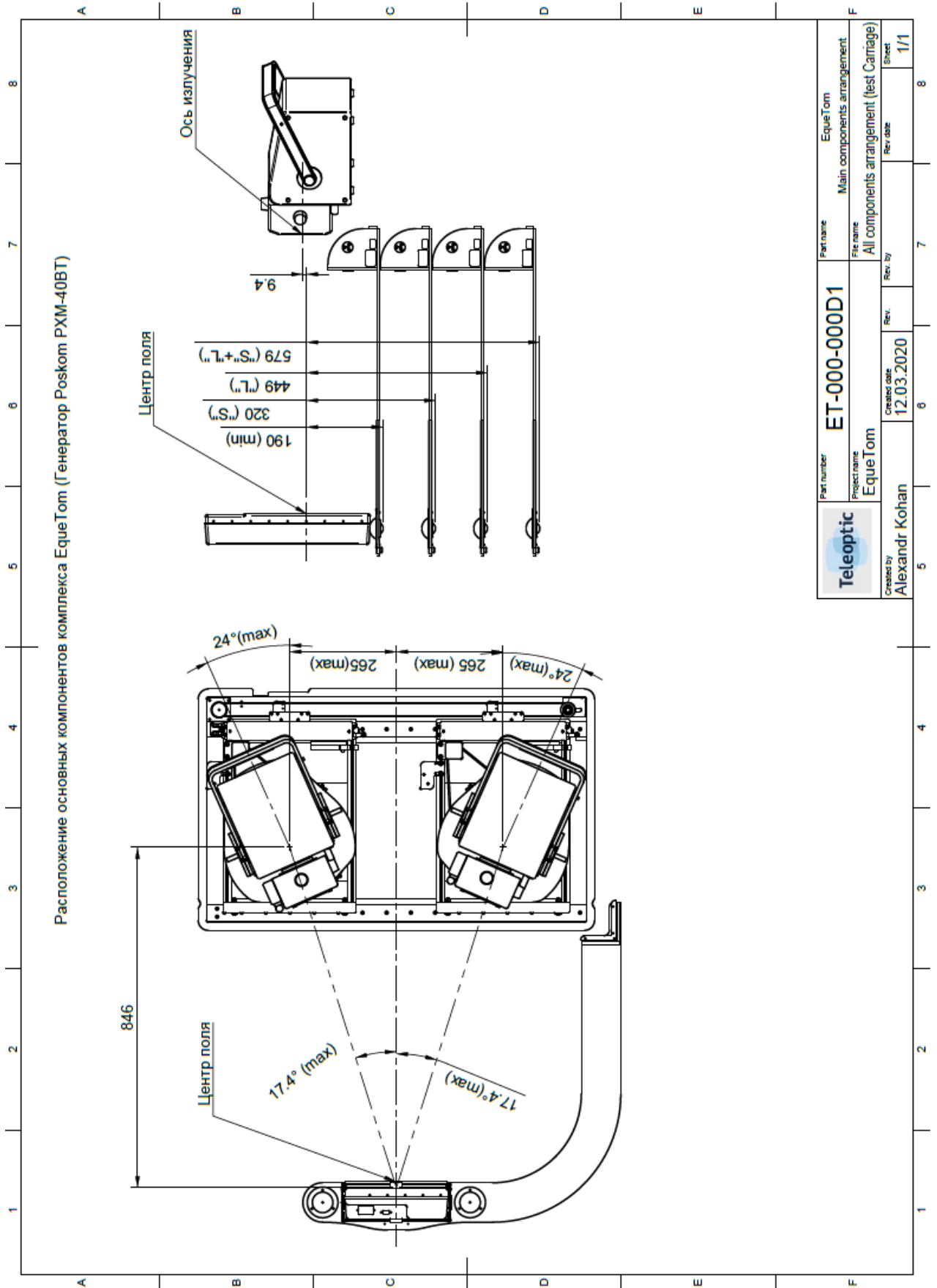


Рис. Б.1. Розміщення основних компонентів комплексу ЕТ.

Головне вікно програми AceClubs

The screenshot displays the main interface of the AceClubs software. At the top, there are tabs for 'VIEW/ADD' and 'EXPORT CONFIG'. Below these are icons for 'Database', 'Photography', and 'Tomography'. The main area is divided into several sections:

- Patient Information:** Includes fields for Patient Name (Imperial), Patient #, Client Last Name (Osadcha), Client First Name (Iryna), Client Address, Complaint, Species, Weight (0.00), Color, Breed, Patient Date Of Birth (01/01/2012), ROW (OCUTECH), Ins. Company, Ins. Policy Number, Special concerns, and Entered By (Male/Female/Other).
- Buttons:** ADD, PATIENT RECORD, STUDY, IPEG, FIND, FILTER, RESET FILTER, LOCATE, IMPORT, ACQUIRE, RAW, and BUCOM.
- Table:** A table with columns for Patient Name, Age, Sex, Weight, and Date. It lists multiple patient records with their respective details.
- Scan List:** A detailed view of a scan for patient 'Vadym Korsunskiy' on 12/01/2020 at 16:13:06.206. It shows 'Resolution Phantom' data and a list of deviations in the XY-plane (ranging from -5 to 5 degrees) and YZ-plane. A 'Normal scan (without deviations)' is also noted.

Рис. В.1. Головне вікно програми AceClubs.