

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 кафедри

_____ Шутко В.М.

«__» _____ 2023 р.

КВАЛІФІКАЦІЙНА РОБОТА
ЗДОБУВАЧА ОСВІТНЬОГО СТУПЕНЯ БАКАЛАВРА
ЗІ СПЕЦІАЛЬНОСТІ 171 «ЕЛЕКТРОНІКА»
ОПП«ЕЛЕКТРОННІ СИСТЕМИ»

Тема:«Програмно-апаратний комплекс палатної рентгенівської системи»

Виконавець:

студент групи ЕС-407Б _____ Березовський Роман Миколайович

Керівник:

к.т.н. доцент кафедри ЕРМІТ _____ Мірошниченко О.С.

Нормоконтролер:

_____ Сініцин Р.Б.

КИЇВ 2023

НАЦІОНАЛЬНИЙ АВІАЦІЙНИЙ УНІВЕРСИТЕТ
ФАКУЛЬТЕТ АЕРОНАВІГАЦІЇ, ЕЛЕКТРОНІКИ ТА ТЕЛЕКОМУНІКАЦІЙ
КАФЕДРА ЕЛЕКТРОНІКИ, РОБОТОТЕХНІКИ І ТЕХНОЛОГІЙ
МОНІТОРИНГУ ТА ІНТЕРНЕТУ РЕЧЕЙ
171 «ЕЛЕКТРОНІКА», ОПП«ЕЛЕКТРОННІ СИСТЕМИ»

ДОПУСТИТИ ДО ЗАХИСТУ
Завідувач кафедри
_____ Шутко В.М.
«__» _____ 2023 р.

ЗАВДАННЯ

на виконання дипломної роботи

Березовський Роман Миколайович

(П.І.Б., випускника)

1. Тема дипломної роботи: «Програмно-апаратний комплекс палатної рентгенівської системи» затверджена наказом ректора від «14» грудня 2017 р. № 594/од.
2. Термін виконання роботи: з«29» травня 2022р. по«25» червня 2022р
3. Вихідні дані до роботи: розробити систему дистанційного керування камерою.
4. Зміст пояснювальної записки: 1 Аналітична частина, 2 Основні фізичні та фізико-технічні поняття в радіології, 3 Цифрова рентгенографія, 4 Опис програмного забезпечення АЛЬФА, 5 Палатні цифрові рентгенівські апарати.
5. Перелік обов'язкового графічного (ілюстрованого) матеріалу: таблиці, рисунки, зображення палатних цифрових рентгенівських апаратів, модулів, пристрою, код програми.

6. Календарний план-графік

№ п/п	Завдання	Термін виконання етапів	Відмітка про виконання
1.	Затвердження теми бакалаврської роботи	19.04.2023р	
2.	Вивчення літератури	20.04.2023р.- 15.05.2023р.	
3.	Теоретичні основи розробки	16.05.2023р.- 23.05.2023р.	
4.	Вибір технічних засобів	24.05.2023р.- 01.06.2023р.	
5.	Апаратно-програмна реалізація	02.06.2023р.- 13.06.2023р.	
6.	Оформлення та усунення недоліків дипломної роботи	14.06.2023р.- 18.06.2023р.	

Дата видачі завдання: «2» березня 2023 р.

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

Завдання прийняв до виконання _____ Березовський Р.М.
(підпис випусника) (П.І.Б.)

РЕФЕРАТ

Пояснювальна записка до дипломної роботи «Програмно-апаратний комплекс палатної рентгенівської системи» містить: 50 сторінок, 20 рисунків, 15 використаних джерела.

Актуальність теми – вдосконалення цифрової рентгенографії.

Мета роботи – автоматизація процесу цифрової обробки палатних рентгенівських зображень.

Об'єкт дослідження – програмно-апаратний комплекс палатної рентгенівської системи.

Предмет дослідження – палатні рентгенівські системи.

Мета дипломної роботи – цей проект присвячений автоматизації цифрової обробки рентгенівських зображень.

Сформульовано технічне завдання. Проведено огляд літератури. Вивчаються цифрові рентгенівські системи.

Вибір низькодозних приймачів для отримання цифрових рентгенівських зображень, опис їх роботи та відповідного програмного забезпечення, яке дозволяє скористатися всіма перевагами цифрового формату рентгенівських зображень.

В результаті запропоновано комплект конструкторської документації, що задовольняє всі поставлені завдання

Ключові слова: ПРОМЕНЕВА ВІЗУАЛІЗАЦІЯ, ПРОМЕНЕВА ДІАГНОСТИКА, ПРОСТОРОВА РОЗДІЛЬНА ЗДАТНІСТЬ, ІОНІЗУЮЧЕ ВИПРОМІНЮВАННЯ, РЕНТГЕНІВСЬКЕ ВИПРОМІНЮВАННЯ, ЦИФРОВА РЕНГЕНОГРАФІЯ, ПРОГРАМНЕ ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ, ПАЛАТНІ РЕНТГЕНІВСЬКІ АПАРАТИ

ПЕРЕЛІК СКОРОЧЕНЬ

- ЕОМ – електронно-обчислювальна машина;
АЦП – аналого-цифровий перетворювач;
КАТ – комп’ютерна аксіальна томографія;
КТ – комп’ютерна томографія;
ЛТ – лінійна томографія;
ТС – томосинтез;
ЦР – цифрова рентгенографія;
ЦРГК – цифрова рентгенографія грудної клітки;
БЗКТ – багатозрізова комп’ютерна томографія;
ОГК – органи грудної клітини;
РДК – рентгенодіагностичний комплекс;
РФП – радіофармпрепарати;
RD – рентгенодіагностика;

ЗМІСТ

<u>ПЕРЕЛІК УМОВНИХ СКОРОЧЕНЬ</u>	5
<u>ВСТУП</u>	7
<u>1 АНАЛІТИЧНА ЧАСТИНА</u>	8
<u>1.1 Історія розвитку медичної радіології</u>	8
<u>1.2 Актуальність проблеми</u>	10
<u>1.3 Способи отримання і діагностичні можливості методів променевої візуалізації</u>	11
<u>1.4 Радіологічні методи дослідження</u>	12
<u>1.5 Показники якості променевої діагностики</u>	15
<u>1.6 Просторова роздільна здатність рентгенівського приймача</u>	18
<u>2 ОСНОВНІ ФІЗИЧНІ ТА ФІЗИКО-ТЕХНІЧНІ ПОНЯТТЯ В РАДІОЛОГІЇ</u>	19
<u>2.1 Іонізуюче випромінювання</u>	19
<u>2.2 Дози опромінення</u>	21
<u>2.3 Рентгенівське випромінювання, його формування та властивості</u>	22
<u>3 ЦИФРОВА РЕНТГЕНОГРАФІЯ</u>	26
<u>3.1 Стандарт DICOM</u>	26
<u>3.2 Цифрові рентгенографічні системи</u>	27
<u>3.3 Цифрова обробка рентгенівських знімків</u>	29
<u>3.4 Переваги цифрової рентгенології</u>	32
<u>4 ОПИС ПРОГРАМОГО ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ АЛЬФА</u>	35
<u>4.1 Забезпечення захисту даних</u>	35
<u>4.2 Опис інтерфейсу програмного забезпечення АЛЬФА</u>	35
<u>5 ПАЛАТНІ ЦИФРОВІ РЕНТГЕНІВСЬКІ АПАРАТИ</u>	41
<u>ВИСНОВКИ</u>	47
<u>ПЕРЕЛІК ПОСИЛАНЬ</u>	49

ВСТУП

Старе латинське прислів'я говорить: "Diagnosis cetra - ullae therapyiae fundamentum" ("Надійний діагноз - основа будь-якого лікування"). Століттями зусилля лікарів були спрямовані на вирішення складного завдання - вдосконалення знань про хвороби людини. розуміння .

Потреба в способі, який дозволив би людям зазирнути всередину людського тіла, не пошкоджуючи його, завжди була важливою. Отже, коли нарешті було відкрито рентгенівське випромінювання, яке могло це робити на практиці, почалася нова ера в медицині.

Впровадження цих методів у практику призвело до появи нової широкої медичної дисципліни під назвою діагностична радіологія. Можливості цієї дисципліни в розумінні хвороб людини величезні. Практично всі органи і системи людини, всі анатомічні структури, розміри яких перевищують мікроскоп, вона може використовувати.

Коли широка мережа медичних закладів оснащена якісним обладнанням, яке дозволяє використовувати всі можливості радіологічної діагностики, а лікарі, які працюють у цих закладах, навчені поводитися з цим складним обладнанням і, головне, всебічно пояснюють все з зображеннями. Отримані результати діагностики основних захворювань людини стануть більш ранніми та надійнішими не лише у великих дослідницьких та клінічних центрах, а й на кордоні нашої охорони здоров'я – поліклініках та обласних лікарнях.

За останні кілька десятиліть були розроблені системи рентгенівського дослідження, які одночасно використовують комп'ютери, телевізійні камери та монітори для значного підвищення ефективності рентгенографії за рахунок комп'ютерної обробки оцифрованих зображень.

1 АНАЛІТИЧНА ЧАСТИНА

1.1 Історія розвитку медичної радіології

Вільгельм Конрад Рентген (1845-1923), професор фізики Вюрцбурзького університету (Баварія), відкрив раніше невідоме випромінювання 8 листопада 1895 року, і Перший міжнародний конгрес вирішив назвати його рентгенівським променем. Дата повідомлення про цей винахід - 28 грудня 1895 року. Саме в цей день В. К. Рентген вперше представив своє відкриття Фізичному товариству Вюрцбурга. Свій винахід вчений зробив, досліджуючи катодне випромінювання, яке виникає під час електричних розрядів у трубках глибокого вакууму. Він помітив, що це випромінювання здатне проникати крізь матеріали, непрозорі для видимого випромінювання (світла), і спричиняє світіння кристалів платиноціаніду барію [1].

Тільки в 1912 році німецький фізик Макс фон Лауе (1879-1960) продемонстрував в інтерференційних і дифракційних експериментах зі своїми учнями Вальтером Фрідріхом і Паулем Кніпінгом, що рентгенівське випромінювання відрізняється від видимого (світлового) випромінювання лише меншою довжиною хвилі. У 1914 році за це відкриття Макс фон Лауе був удостоєний Нобелівської премії з фізики.

У 1877 р. І. П. Пулі створив катодну лампу, відому як трубка Пулі, а через два роки — вакуумну трубку, наповнену тонким газом і пропустив через неї електричний струм. Вчені взяли за катодні промені (високошвидкісні потоки електронів).

Аллан Маклеод Кормак (1924-1998) працював в Університеті Тафта (Массачусетс, США) і вважається теоретиком КТ. Наприкінці 1950-х — на початку 1960-х років він розробив математичний метод визначення поглинання рентгенівського випромінювання біологічною тканиною. Метод Кормака заснований на проведенні багаторазових вимірювань поглинання

тонких пучків рентгенівського випромінювання, що проходять через тіло під різними кутами, що дозволяє отримати тонкі поперечні зрізи.

У 1967 році Годфрі Ньюболд Хоунсфілд (1919-2004) почав працювати над своєю системою КАТ незалежно від А. М. Кормака, починаючи з гамма-променів, до речі, А. М. Кормака, і розробив схему, дуже схожу на схему Кормака. Той самий принцип застосовний до гамма-променів і рентгенівських променів. Але Г. Хаунсфілд розробив дещо іншу математичну модель, використовуючи для обробки інформації мейнфрейм-комп'ютери, і завдяки своєму інженерному розуму він застосував томографічні методи дослідження на практиці [2].

У 1971 році в Вімблдонській лікарні в Аткинсон-Морлі (Великобританія) було встановлено перший клінічний комп'ютерний томограф, і почалися дослідження пацієнтів з пухлинами та іншими захворюваннями мозку. У квітні 1972 року ЕМІ оголосила про виробництво першого комерційно доступного комп'ютерного томографа EMIST-1000. Клінічні дослідження цього томографа одразу показали, що КТ стала величезним кроком вперед у порівнянні з іншими методами отримання рентгенівських зображень тканин людини [3].

Хоунсфілд, який розробив метод комп'ютерної томографії в GN, вважає, що КТ-сканер у 13 разів ефективніший за звичайний рентгенівський апарат, оскільки він обробляє всю інформацію, яку отримує, у порівнянні з лише приблизно 1 відсотком для звичайного рентгенівського апарату.

На початку 1920-х років з'явилися перші дані про отримання томографічних зображень. У 1921 році француз Андре Едмон Марі Бокаж запатентував нову технологію під назвою «Планографія» [5], [6].

Лише через 37 років (1969) вдалося реалізувати цей метод на практиці. Гаррісон створив прототип приладу під назвою «3D-радіографія», за допомогою якого отримав томографічні зображення черепів шимпанзе. На початку 1970-х років Міллер і Грант опублікували результати успішних експериментів з отримання зрізів будь-якої кількості об'єктів [4].

Наступним етапом розвитку обладнання цифрового томосинтезу для загальної рентгенодіагностики є впровадження режиму томосинтезу в більш дешевому 2-х місному рентгенодіагностичному комплексі (РДК) з лінійним томографом. Цей комплекс отримав широке застосування в рентгенодіагностиці в минулому столітті. General Electric (США) у 2008 році на комплексі Volume RAD, а згодом Телеоптик (Україна) у 2017 році на виробничому комплексі компанії Medapparatura (Україна) продемонстрували можливість та ефективність використання 2 РДК та томосинтезу в лікувальному закладі [7], [8].

1.2 Актуальність проблеми

В даний час автоматизація в лікарнях і медичних установах є актуальною. Крім того, що пацієнт більше не чекає в черзі на місці, а записується на прийом через електронний додаток, також оформляється картка пацієнта в електронному вигляді, яку він або лікар можуть переглянути в будь-який момент. Те ж саме стосується діагностичного рентгена. Крім того, широко використовується так звана телемедицина, яка використовує телекомунікаційні та комп'ютерні технології для надання дистанційних медичних послуг. Консультації в режимі реального часу можливі завдяки використанню Інтернету. Під час таких консультацій лікарю надається майже вся інформація про пацієнта: виписки з історії хвороби, статичні зображення (рентгенівські знімки, сцинтиграфи, записи ЕКГ, КТ, МРТ, результати УЗД, гістологічних та морфологічних досліджень тощо), схеми, рисунки, графіки, відеоматеріали (дані обстеження або операції).

Сьогодні в медичну практику впроваджено багато засобів і методів отримання діагностичних зображень. Але основне навантаження лягає на рентгенівські діагностичні засоби, за допомогою яких ставиться майже 75 % діагнозів. Провідне місце в діагностиці займає рентгенографія.

Вступаючи в 21 століття, радіологія вийшла на новий рівень якості, розроблений на основі останніх розробок цифрового телебачення та комп'ютерних технологій. Якість рентгенівських зображень у цифрових системах настільки покращилася, що рентгенівські зображення, зроблені на плівку, втрачають свою функцію еталонних зображень.

Сучасні рентгенівські телевізійні системи з цифровими камерами вже в десятки разів перевершують кінорентгенографію з підсилювальними екранами за динамічним діапазоном, у кілька разів за чутливістю, принаймні вдвічі за контрастною чутливістю і цілком за роздільною здатністю. Висока вартість витратних матеріалів (плівка, хімікати), низька продуктивність і висока трудомісткість, а також технічні домішки, пов'язані з фотохімічними процесами, відіграватимуть роль у створенні плівкового зображення, яке з часом буде повністю замінено цифровим зображенням у радіологічній науці. Коли діагностичні радіологічні відділення медичних закладів об'єднуються в інформаційну мережу з цифровими архівами, знімки більше не будуть потрібні.

Для досягнення поставленої мети вирішуються наступні взаємопов'язані завдання:

- пошук джерел інформації з питань удосконалення цифрової рентгенографії;
- аналіз тенденції модернізації системи цифрової радіографії;
- синтез технічних рішень, спрямованих на покращення технічних характеристик систем цифрової радіографії.

1.3 Способи отримання і діагностичні можливості методів променевої візуалізації

Діагностичні зображення можна отримати при зовнішньому опроміненні або внутрішньому опроміненні за допомогою ін'єкційних радіофармпрепаратів (РФП).

Сьогодні в радіологічній діагностиці використовується широкий спектр електромагнітних хвиль в діапазоні частот від 10^6 до 10^{13} Гц для візуалізації будови та функціонування анатомії людини (рис. 1.1).

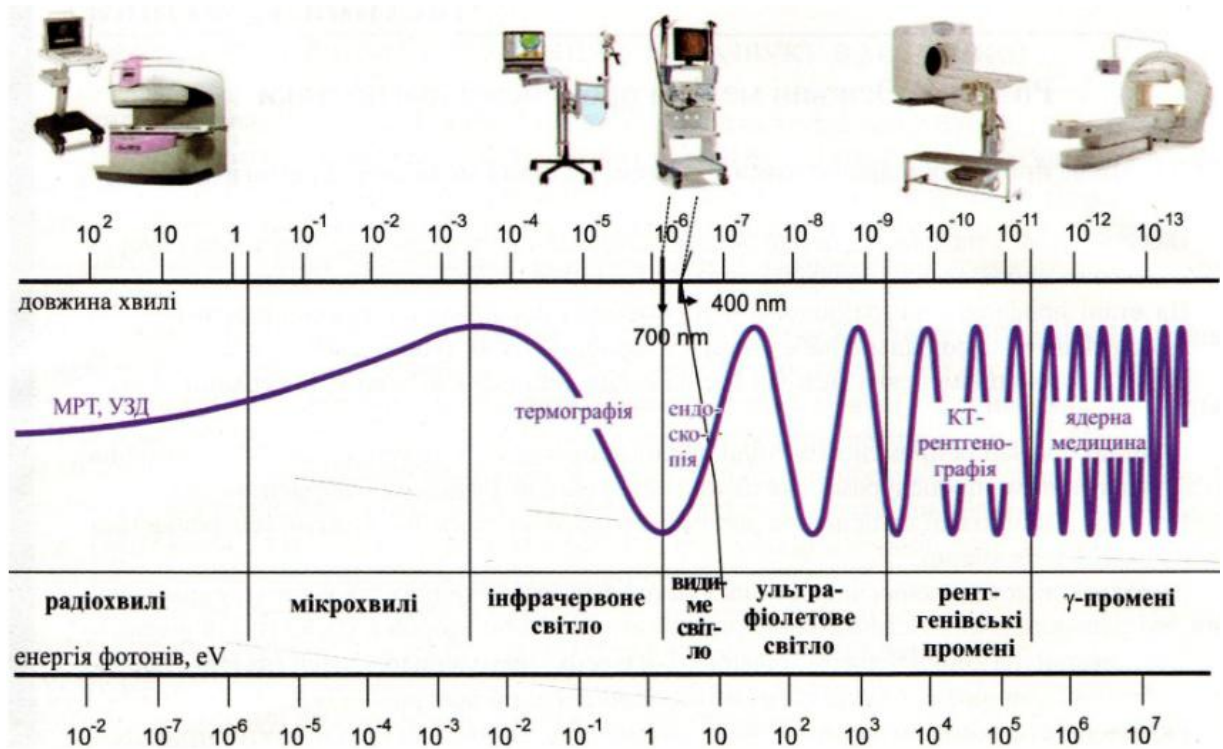


Рисунок 1.1 – Застосування електромагнітного спектру в медичній діагностиці

Проекційні методи візуалізації включають рентгенівське дослідження та планарну сцинтиграфію. Зображення, отримані цими методами, є проєкціями тривимірного простору тіла на площину: в одному місці на рентгенограмах видно, накладені одна на одну, деталі, розташовані на різній глибині тіла. Щоб отримати тривимірне зображення об'єкта, такі дослідження необхідно проводити в декількох проєкціях.

1.4 Радіологічні методи дослідження

Діагностичне рентгенологічне дослідження (РД) є першим і найпоширенішим рентгенологічним дослідженням. У клінічній практиці

найчастіше використовується рентгенографія (проекційна рентгенографія, оглядова рентгенографія, рентгенографія, рентгенівська рентгенографія, рентгенологічне дослідження, рентгенівська візуалізація) - для отримання миттєвих статичних рентгенівських знімків внутрішньої структури. Під час рентгенівського дослідження через тіло пацієнта пропускають пучки рентгенівського випромінювання. Для тривимірного зображення об'єктів використовують зображення в різних проекціях, наприклад, рентгенограми органів грудної клітки в прямій і поперечній проекціях (рис. 1.2).

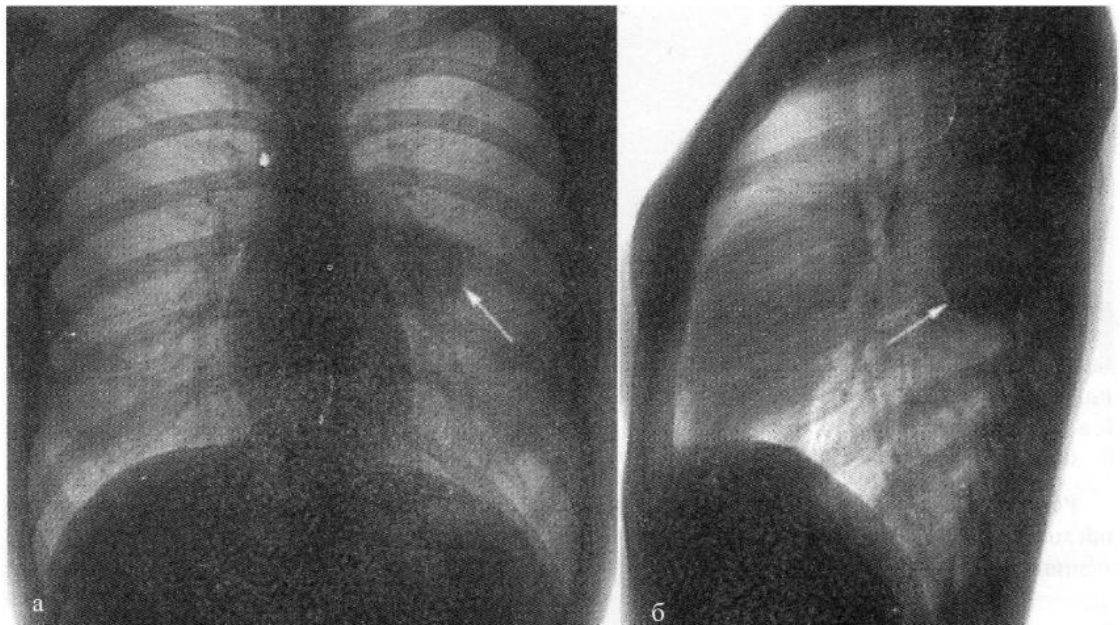


Рисунок 1.2 - Цифровий рентгенівський знімок органів грудної порожнини у прямій (а) та бічній (б) проекціях: визначається об'ємний щільний утвір у задніх шарах лівої легені (стрілка)

Рентгенівська поздовжня томографія – перший із діагностичних томографічних методів дослідження, який дає можливість отримати зображення шару, що знаходиться на певній глибині досліджуваного об'єкта (рис. 1.3).

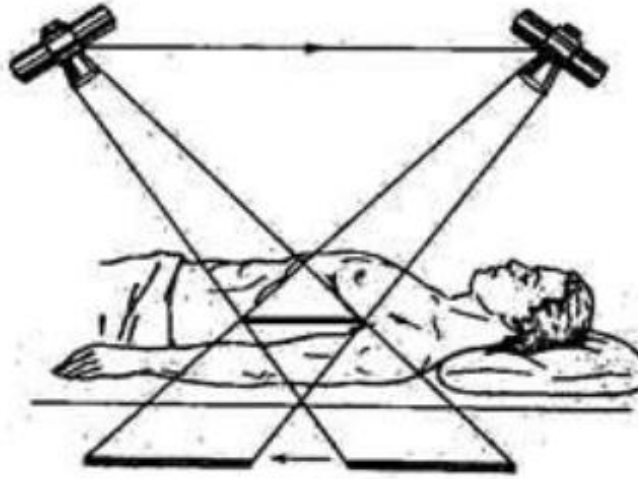


Рисунок 1.3 – Принцип проведення томографії

Цей метод дослідження заснований на русі двох-трьох компонентів (рентгенівської трубки, касети з плівкою і досліджуваного об'єкта).

Рентгенівський томосинтез. Замість поздовжньої плівкової томографії останнім часом все більшого поширення набув рентгенівський томосинтез. Він використовує ту ж саму техніку одночасного переміщення рентгенівської трубки і плівкової касети, але замість останнього використовується цифровий приймач (планарно-матричний детектор), і в цьому випадку генератор рентгенівського випромінювання працює в режимі імпульсної флуоресценції. На рис. 1.4 наведено рентгенограму стопи (а) та її порізне зображення, отримане в режимі томосинтезу - експозиція 6 с, 90 кадрів, кут повороту $\pm 32^\circ$, розріз - 1,6 мм (б-в).



Рисунок 1.4 – Результати: а - проекційна (2D) рентгенографія, б - 61 шар, в - 76 шар

Рентгенівська комп'ютерна томографія (КТ) — метод, заснований на вимірюванні відмінностей у ослабленні рентгенівського випромінювання тканинами з різною щільністю та складній комп'ютерній обробці. Відповідно до цього методу джерело вузькопроменевого рентгенівського випромінювання синхронно обертається навколо об'єкта дослідження разом з цифровим приймачем рентгенівського випромінювання, який являє собою один або кілька рядів напівпровідникових або газових детекторів. Кількість рядів детекторів визначає кількість шарів дослідження об'єкта (рис. 1.5).

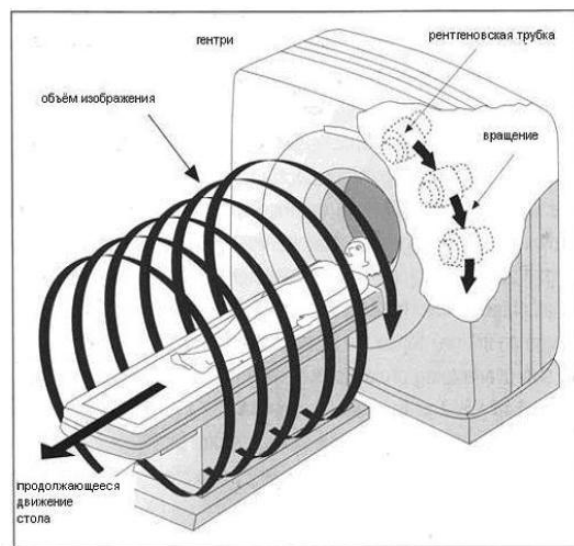


Рисунок 1.5 – Багатозрізова комп'ютерна томографія

Отримані КТ зображення дають достовірну інформацію про морфологічні характеристики та рельєф досліджуваної шарової структури. Сьогодні рентгенівська комп'ютерна томографія є основним томографічним методом дослідження внутрішніх органів людини за допомогою рентгенівського випромінювання [9].

1.5 Показники якості променевої діагностики

Основне завдання діагностики – встановити правильний діагноз і своєчасно призначити лікування. Для оцінки його ефективності

використовується ряд показників, про які йдеться нижче. Одним із основних показників якості є інформативність рентгенологічного дослідження, тобто його здатність ідентифікувати захворювання, для чого його результати порівнюють із так званим еталонним або еталонним діагнозом. Як еталонний діагноз часто використовують так званий «золотий стандарт». Останнє ґрунтується на незаперечних доказах, переважно даних патоморфологічних досліджень. Однак на практиці стандартними зазвичай вибирають інші методи діагностики, які по суті найбільш точно описують патологічний процес.

При будь-якому рентгенологічному дослідженні можна отримати лише один із чотирьох результатів (рис. 1.6):

- істинно позитивні у пацієнтів із захворюванням (TP - True Positive);
- істинно негативний у здорових пацієнтів (TN - True Negative);
- хибно позитивні результати у здорових пацієнтів (FP - False Positive);
- хибно негативні результати у хворих пацієнтів (FN - False Negative).



Рисунок 1.6 – Матриця діагностичних результатів

Хибнопозитивне рішення називається помилкою типу I (хибнопозитивне). Помилкові негативні рішення відомі як помилки типу II (відсутні захворювання). Помилки I типу вважаються менш небезпечними,

оскільки вони призводять до додаткового обстеження пацієнта, що збільшує витрати на діагностику. Результатом помилки другого типу може бути пізнє виявлення захворювання або неправильний діагноз і, отже, неправильне лікування пацієнта.

Загалом, неможливо зменшити ймовірність помилок типу I та типу II одночасно. Тому на практиці прийнятний хибнопозитивний рівень зазвичай встановлюється на рівні 5 %. Тобто лікар може зробити одну помилку з 20 випадків.

При оцінці результатів променевої діагностики висновок, зроблений за даними радіологічного дослідження, узгоджується з позитивним (негативним) підсумковим результатом діагностики як істинно позитивним (негативним) результатом. Хибнопозитивним (хибнонегативним) результатом вважається ситуація, коли позитивний (негативний) висновок рентгенологічного дослідження не відповідає остаточному діагнозу.

Для кількісної оцінки інформативності рентгенологічної діагностики використовують такі показники:

1. Чутливість (Se-чутливість) – здатність радіологічного методу давати коректні результати, визначається часткою істинно позитивних результатів у всіх проведених дослідженнях.

2. Специфічність (Sp-специфічність) - здатність рентгенологічного дослідження не давати хибнопозитивних результатів за відсутності захворювання, визначається часткою істинно негативних результатів у здорових обстежених пацієнтів.

3. Точність – частка правильних результатів дослідження, тобто сума істинно позитивних і істинно негативних результатів серед усіх обстежених пацієнтів.

4. Прогностична цінність радіологічного дослідження (PV - predictive value) - це ймовірність наявності захворювання за умови відомого його результату, розрахована за даними чутливості та специфічності дослідження

з урахуванням наявності досліджуваного захворювання в поширеності в досліджуваній популяції.

1.6 Просторова роздільна здатність рентгенівського приймача

Просторова роздільна здатність рентгенівського зображення вимірюється в парах ліній на міліметр (пл/мм). Це схоже на вимірювання штрихів на міліметр на оптичній шкалі, яке візуально спостерігається на виході оптичного пристрою, традиційно використовуваного в оптиці. Рентгенівське вимірювання використовується для вимірювання просторової роздільної здатності рентгенівських зображень. Вони складаються з двох шарів рентгенопрозорого пластику, між якими знаходиться шар свинцю товщиною 50 ... 60 мкм, пофарбований певним малюнком. Як правило, малюнок містить клиноподібні смуги зі шкалами просторової щільності (рис. 1.7, верхня ліва панель) або групи з трьох штрихів з різною просторовою щільністю (рис. 1.7, нижня ліва панель).

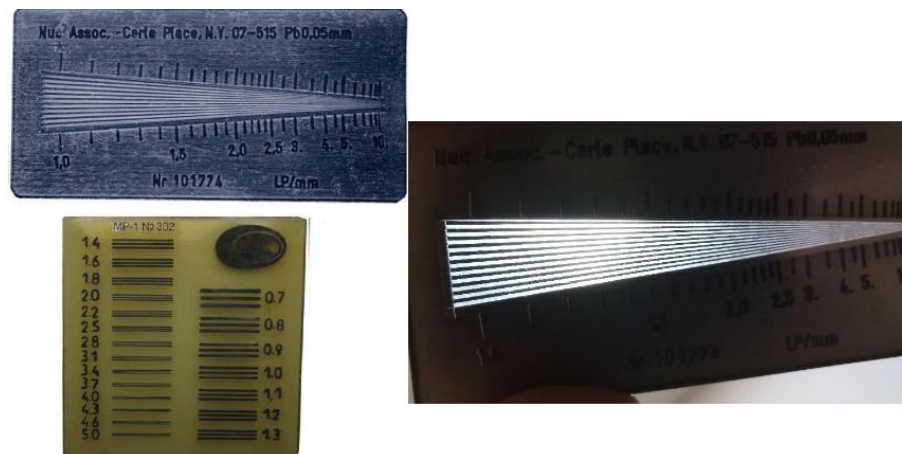


Рисунок 1.7 – Рентгенівські міри

Високий контраст, нанесений на рентгенівське зображення лінійки, дозволяє візуально визначити здатність рентгенівської системи передавати дрібні деталі зображення для заданої дози опромінення.

2 ОСНОВНІ ФІЗИЧНІ ТА ФІЗИКО-ТЕХНІЧНІ ПОНЯТТЯ В РАДІОЛОГІЇ

2.1 Іонізуюче випромінювання

Випромінювання під час взаємодії з речовиною викликає появу електричного заряду, який називається іонізацією. Процес іонізації є результатом відділення одного або кількох електронів від атома. Іонізуюче випромінювання поділяється на фотони (електромагнітні хвилі) і частинки (протони, нейтрони та ін.).

Джерелом іонізуючого випромінювання є об'єкт, що містить радіоактивний матеріал або технічне обладнання, яке за певних умов може виробляти іонізуюче випромінювання.

Генератори іонізуючого випромінювання - це технічні пристрої, які генерують іонізуюче випромінювання внаслідок придушення, анігіляції або ядерних реакцій заряджених частинок. До такого обладнання належать рентгенівські апарати, прискорювачі електронів тощо.

Уявна лінія, яка збігається з напрямком поширення хвилі, тобто напрямком передачі енергії, називається променем.

Енергія кванта випромінювання вимірюється у позасистемній одиниці - електронвольті (eV), $1 \text{ eV} = 1,6 \cdot 10^{-19} \text{ Дж}$.

Розрізняють частинкове іонізуюче випромінювання та фотонне іонізуюче випромінювання.

Часткова радіація включає:

- альфа-випромінювання (α -випромінювання), яке складається з альфа-частинок (ядер гелію), що випромінюються під час радіоактивного розпаду або ядерних реакцій, перетворень. Велика іонізація, мале проникнення;

- бета-випромінювання (β -випромінювання) – електронне або позитронне іонізуюче випромінювання з безперервним енергетичним спектром, що виникає при перетворенні атомних ядер або нестабільних

частинок, таких як нейтрони. Він характеризується надзвичайною енергією спектра $E\beta$. Бета-частинки - електрони ядерного походження (β^-), позитрони (β^+) - античастинки електронів, які є дзеркальним відображенням електронів (не позитивно заряджених електронів);

- непряме іонізуюче випромінювання - іонізуюче випромінювання, що складається з фотонів та/або незаряджених частинок, що призводить до прямого іонізуючого випромінювання внаслідок взаємодії з речовиною: нейтрони (n^0), протони (p), π -мезони - ядерні частинки та інші, загалом понад 200.

Фотонне випромінювання включає:

- гамма-випромінювання (γ -випромінювання) - короткохвильове електромагнітне випромінювання з довжиною хвилі $< 0,1$ нм, що виникає при розпаді радіоактивних ядер і елементарних частинок, взаємодії швидких заряджених частинок з речовиною (див. гальмівне випромінювання), анігіляції електронів - позитивні. Остання, наприклад електронна пара, виникає внаслідок взаємодії високоенергетичних фотонів ($E > 1,02$ Мев) з ядром речовини. Коли античастинки стикаються з елементарними частинками, вони анігілюють, а їх маса перетворюється на випромінювану електромагнітну енергію. Кожен утворений γ -квант має енергію 0,511 МеВ;

- рентгенівське випромінювання (рентгенівські промені) – поєднання гальмівного та характеристичного випромінювання.

Гальмівне випромінювання — електромагнітне випромінювання, яке виникає при розсіянні (гальмуванні) швидких заряджених частинок у кулонівському полі ядер і електронів, тобто зменшення кінетичної енергії заряджених частинок внаслідок гальмування заряджених частинок об речовину; для електронів і позитронів Важливі для легких частинок.

Спектр гальмівного випромінювання неперервний з максимальною енергією, що дорівнює

Початкова енергія зарядженої частинки.

Характеристичне випромінювання — випромінювання з дискретним енергетичним спектром, яке виникає при зміні енергетичних станів атомних електронів внаслідок їх збудження.

Залежно від розташування джерела випромінювання відносно тіла розрізняють зовнішнє опромінення — випромінювання, коли джерело знаходиться поза тілом, і внутрішнє опромінення, коли джерело знаходиться всередині тіла.

Фонове опромінення – це опромінення від природних джерел іонізуючого випромінювання.

Інкорпоровані радіоактивні речовини - це радіоактивні речовини, які потрапляють в організм людини і беруть участь в обмінних процесах.

Шар напівослаблення випромінювання — це шар матеріалу на шляху випромінювання, через який його інтенсивність зменшується вдвічі.

2.2 Дози опромінення

Доза опромінення – числова величина, яка використовується для оцінки ступеня впливу іонізуючого випромінювання на будь-яку речовину, живий організм і його тканини.

Експозиційна доза - це кількісна характеристика радіації, заснована на її здатності іонізувати і висушувати атмосферу.

Керма – енергетичний еквівалент дози непрямого іонізуючого випромінювання.

Поглинена доза (D) – це значення, яке визначається середньою енергією випромінювання dw , поглиненою опроміненим матеріалом на одиницю маси dm : $D=dw/dm$.

Еквівалентна доза – основна дозиметрична величина в галузі радіаційної безпеки, яка вводиться для оцінки можливої шкоди здоров'ю людини певним видом іонізуючого випромінювання [10].

2.3 Рентгенівське випромінювання, його формування та властивості

Рентгенівське випромінювання — це різновид гамма-випромінювання, поєднання гальмівного та характеристичного випромінювання з енергією від 1 до 1000 кеВ. Гальмівне випромінювання є результатом зміни кінетичної енергії електронів, тоді як характеристичне випромінювання є результатом зміни енергетичних станів атомів. Походження рентгенівського випромінювання засноване на гальмівній дії електронів, прискорених в електричному полі, в результаті чого частина їх кінетичної енергії перетворюється в електромагнітні коливання суцільного спектру, подібного до спектру видимого світла.

Походження рентгенівського випромінювання засноване на гальмівній дії електронів, прискорених в електричному полі, в результаті чого частина їх кінетичної енергії перетворюється в електромагнітні коливання суцільного спектру, подібного до спектру видимого світла.

Крім того, електрони, проникаючи на електронну орбіталь гальмівної речовини, вибивають з неї електрони. Внутрішньоатомний перехід електрона з вищого енергетичного рівня на нижчий супроводжується випромінюванням серії лінійних (дискретних) спектральних фотонів. Спектральні лінії цього рентгенівського випромінювання є індивідуальними характеристиками атомів, а саме випромінювання називають сигнатурою.

Основним елементом рентгенівського випромінювача (рис. 2.1) є трубка, яка є двоелектродним електровакуумним приладом. Внаслідок термоелектронної емісії навколо нитки катода утворюється хмара вільних електронів. Коли трубка високої напруги приєднана до електродів (негативний знак додається до катода, а позитивний знак додається до анода), ці електрони прискорюються так, що вони швидко рухаються до анода, який є електричним струмом, по-перше.

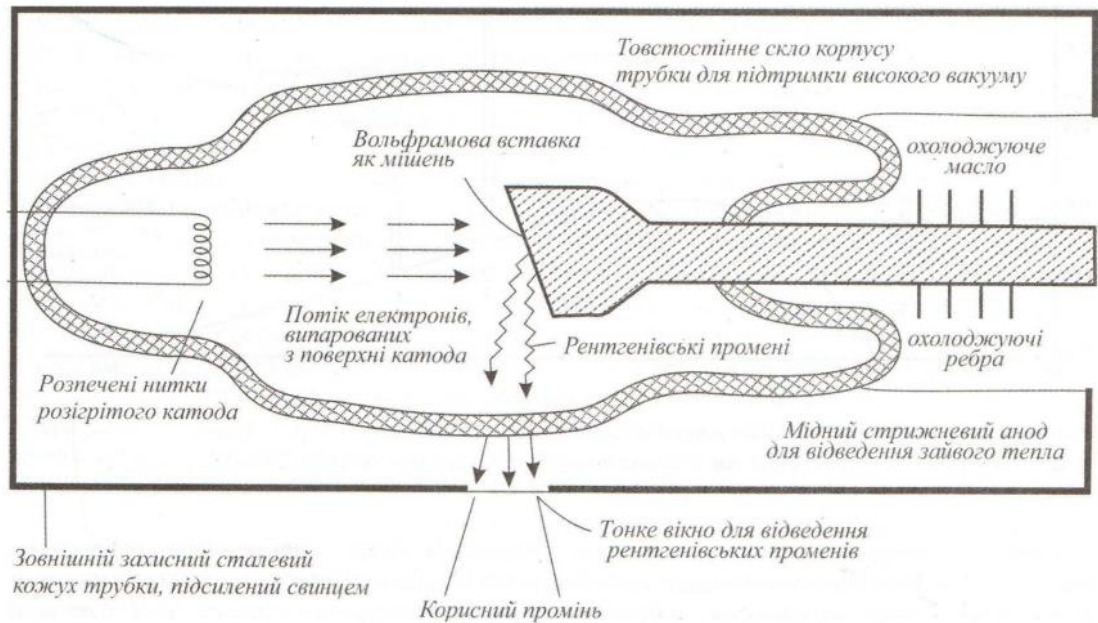


Рисунок 2.1 – Рентгенівський випромінювач з нерухою анодною трубкою

Прискорені електрони сповільнюються в матеріалі анода, в результаті чого більша частина їхньої кінетичної енергії перетворюється на тепло і лише приблизно 1 % - на рентгенівське випромінювання. Значна частина рентгенівського випромінювання поглинається самим анодом і вихідним вікном рентгенівського випромінювача (рис. 2.1).

Властивості рентгенівського випромінювання. Рентгенівське випромінювання має здатність проникати крізь оптично непрозорі середовища і взаємодіяти з речовиною, внаслідок чого його поглинання стає неоднорідним. Проникаюча здатність рентгенівського випромінювання є якісною, а інтенсивність – кількісною. Якість випромінювання можна регулювати лише зміною величини прискорювальної напруги, а інтенсивність випромінювання — зміною величини електричного заряду (мАс) і прискорювальної напруги (кВ).

Під час взаємодії рентгенівського випромінювання з речовиною воно поглинається і розсіюється, внаслідок чого виникають світлові ефекти (рис. 2.2).

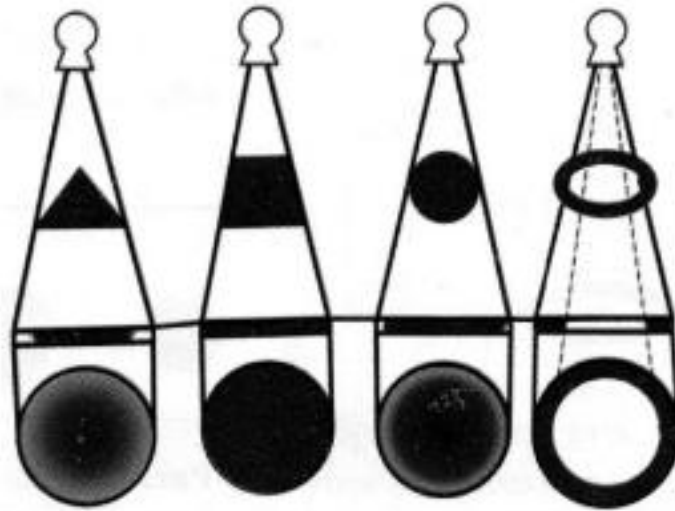


Рисунок 2.2 – Структура та інтенсивність тіней на рентгенівських знімках залежать від форми та однорідності об'єкта

Чим вище щільність і товщина поглинаючого матеріалу, тим менша енергія рентгенівських фотонів і тим більший ефект поглинання.

За експоненціальними законами в повітрі також зменшується інтенсивність рентгенівського випромінювання. Він змінюється обернено пропорційно квадрату відстані від джерела випромінювання.

У речовині ослаблення фотонів нижчої енергії набагато сильніше. Це явище називається ефектом фільтрації випромінювання і використовується на практиці для зниження променевого навантаження на пацієнта. Змінні фільтри, встановлені на шляху променя випромінювання, називаються додатковими фільтрами. Він впливає на якість рентгенівського випромінювання, поглинаючи ту частину рентгенівського випромінювання, яка не сприяє формуванню діагностичного зображення, оскільки його фотони не мають достатньої енергії для проходження через тіло пацієнта. На практиці зазвичай використовується додатковий алюмінієвий фільтр товщиною 2-3 мм.

Рентгенівське випромінювання має іонізуючу, фотохімічну та біологічну дію, а також може викликати появу флуоресценції, яка зумовлена дією фотонів, що взаємодіють з речовиною.

Іонізуюча дія рентгенівського випромінювання використовується в дозиметрії, а також в автоматичному контролі опромінення при рентгенографічних дослідженнях.

Фотохімічні ефекти радіації є основою для отримання рентгенівських зображень на плівці, желатиновий шар якої містить кристали колоїдного срібла у вигляді емульсії. Оскільки рентгенівські промені мають характеристики флуоресценції, частина їх енергії може перетворюватися у видиме світло, що є основою перспективи та основою використання підсилювальних екранів у рентгенівській фотографії.

3 ЦИФРОВА РЕНТГЕНОГРАФІЯ

3.1 Стандарт DICOM

DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) — це галузевий стандарт для передачі радіологічних зображень та іншої медичної інформації між комп'ютерами на основі стандарту взаємодії відкритих систем (OSI), розробленого Міжнародною організацією стандартів (ISO). Стандарт DICOM описує «паспортні» дані пацієнта, умови, в яких проводилося дослідження, місцезнаходження пацієнта на момент отримання знімка тощо, щоб у майбутньому можна було проводити медичну інтерпретацію цього знімка. Перше видання цього стандарту було розроблено в 1985 році Американським коледжем радіології (ACR) і Національною асоціацією виробників електротехніки (NEMA).

Цей стандарт дозволяє встановлювати цифрові зв'язки між різними діагностичними та терапевтичними пристроями, що використовуються в системах різних виробників. «Спілкуватися» між собою можуть робочі станції, комп'ютери (КТ) та магнітно-резонансні томографи (МРТ), мікроскопи, ультразвукові сканери, загальні архіви, мейнфрейми та мейнфрейми різних виробників, розташовані в місті чи кількох містах. Відкрита мережа на основі DICOM із використанням стандартних протоколів, таких як TCP/IP.

За допомогою DICOM можна проводити різноманітні медичні дослідження в територіально розподілених діагностичних центрах, а також збирати й обробляти інформацію в потрібному місці.

Стандарт DICOM версії 3.0 (остаточно опублікований у 1993 році) був розроблений для передачі медичних зображень, отриманих за допомогою різних радіологічних та інших діагностичних методів, 29 з яких перелічені в його описі. Цей стандарт широко використовується в США, Японії, Німеччині та інших країнах.

Такі системи дорожчі, ніж традиційні рентгенівські системи, але з розвитком комп'ютерних технологій і систем візуалізації їх використання зростає.

3.2 Цифрові рентгенографічні системи

Звичайним процесом стало перетворення традиційних рентгенограм у цифрові матриці, які потім можна обробляти за допомогою комп'ютерної технології. Такі аналогові системи зазвичай мають дуже жорсткі межі експозиції через низький динамічний діапазон рентгенівської плівки. На відміну від аналогів, системи прямої цифрової рентгенографії дозволяють отримувати діагностичне зображення будь-якого бажаного рівня дози без проміжних носіїв, яке можна обробляти та відображати різними способами.

На рисунку 3.1 показана принципова схема типової системи цифрової рентгенографії. Рентгенівська трубка та приймач зображення підключаються до комп'ютера та контролюються ним, а отримані зображення зберігаються, обробляються (у цифровому вигляді) та відображаються на екрані телевізора, який є частиною панелі керування (або пристрою виведення даних) Оператор-радіолог.

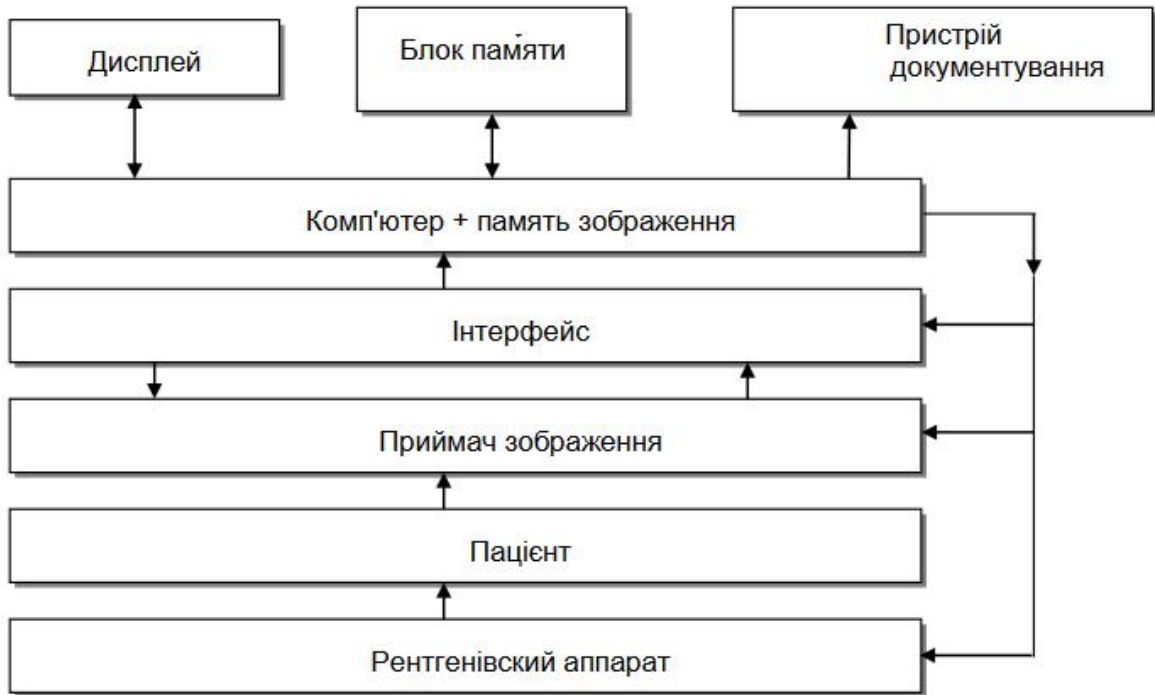


Рисунок 3.1 – Компоненти цифрової системи отримання рентгеновських зображень

Подібні панелі керування доступні для інших систем отримання зображень, наприклад, на основі МРТ або комп'ютерної томографії. Цифрові зображення можуть бути записані на магнітні носії, оптичні диски або спеціальні пристрої запису, які послідовно записують зображення на плівку в аналоговому вигляді. Існує три типи цифрових рентгеновських систем: рентгеновські системи з ЕОП екраном, цифрові люмінесцентні рентгеновські промені та цифрові селенові рентгеновські промені.

За принципом роботи першого типу сповіщувачі інших типів відрізняються, але принцип дії однаковий.

Рентгеновська система (рис. 3.2) екрану ЕОП така ж, як і звичайна напівпрозора система електрооптичного перетворення, що включає ЕОП, телевізійний тракт високої роздільної здатності, високовольтний генератор рентгеновського випромінювання та рентгеновський випромінювач. Це включає в себе штативи, конвертери цифрових зображень та інші компоненти для досліджень.

У типовій рентгенографії оптичне зображення на вихідному екрані перетворювача перезаписується з екрана ЕОП за допомогою 100-мм камери або плівкової камери.

У цифровій системі сигнал від камери перетворюється на набір цифрових даних аналого-цифровим перетворювачем і передається на запам'ятовуючий пристрій. Потім, відповідно до обраних дослідниками параметрів, комп'ютерне обладнання перетворює ці дані у видимі зображення.

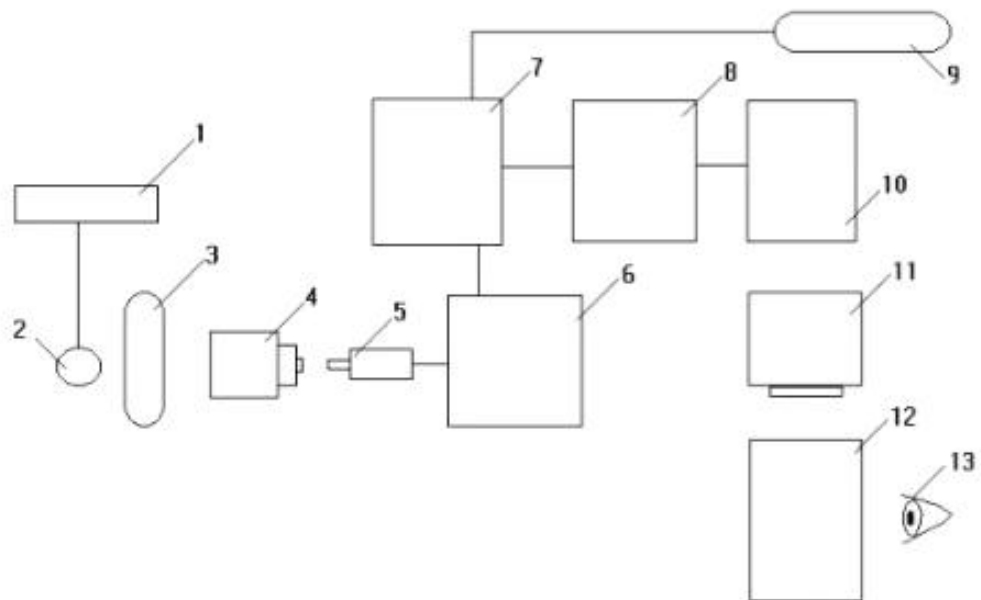


Рисунок 3.2 – Цифровий рентген з екрана ЕОП.

1 - генератор; 2 - рентгенівська трубка; 3 - пацієнт; 4 - ЕОП; 5 - камера;
6 - аналого-цифровий перетворювач; 7 накопичувач зображення; 8 -
відеопроектор

3.3 Цифрова обробка рентгенівських знімків

Інформаційна ємність рентгенівських знімків значно перевищує зорове сприйняття рентгенологів. Якщо при розпізнаванні зорових образів (при зчитуванні рентгенівських знімків) швидкість сприйняття мозку досягає 70

біт в секунду, то швидкість засвоєння інформації комп'ютерів, що використовуються в медицині, досягає понад 7000 біт в секунду.

Різноманітність можливостей, створених використанням ефективного цифрового обчислювального обладнання, стало головним поштовхом для розвитку радіологічної технології. Багато методів дослідження, такі як «комп'ютерна томографія» і магнітно-резонансна томографія, існують завдяки цифровим технологіям, тому що при використанні цих методів зображення є результатом обробки вимірювань в процесорі зображень, а загальноприйнятій проекційна рентгенографія і флюорографія замінено відповідним чисельним методом.

На сьогоднішній день реалізовано багато засобів обробки та аналізу рентгенівських зображень, які підвищують їх діагностичну інформативність. Ця обробка відбувається або безпосередньо під час отримання рентгенівського зображення, або опосередковано після цього, тобто вже після фіксації рентгенівського зображення.

Перший метод включає: саму рентгентелевізійну систему, цифрову та комп'ютерну рентгенографію, субтракційну та координаційну рентгенографію та ангіографію;

Другий - віднімання та логарифмування рентгенограм, автоматизований аналіз цифрової обробки зображень, рентгенограм.

На рисунку 3.3 показано шлях трансформації зображення при використанні комп'ютера для рентгенівського дослідження. Світлове зображення, отримане на люмінесцентному екрані, посилюється електрооптичним перетворювачем (ОП), а потім через оптичну систему надходить на вхідний термінал ТТ-кінескопа і перетворюється в серію електричних сигналів.

Дискретизація і квантування здійснюються за допомогою АЦП, потім записуються в оперативну цифрову пам'ять - RAM і сигнал зображення обробляється за заданою комп'ютерною програмою. Перетворене зображення знову перетворюється в аналогову форму за допомогою цифро-аналогового

перетворювача ЦАП і виводиться на екран пристрою керування відео напівтоновим дисплеєм ВКУ. Для порівняння, основне зображення можна зареєструвати прямо з телевізійної трубки ТТ на іншому екрані.

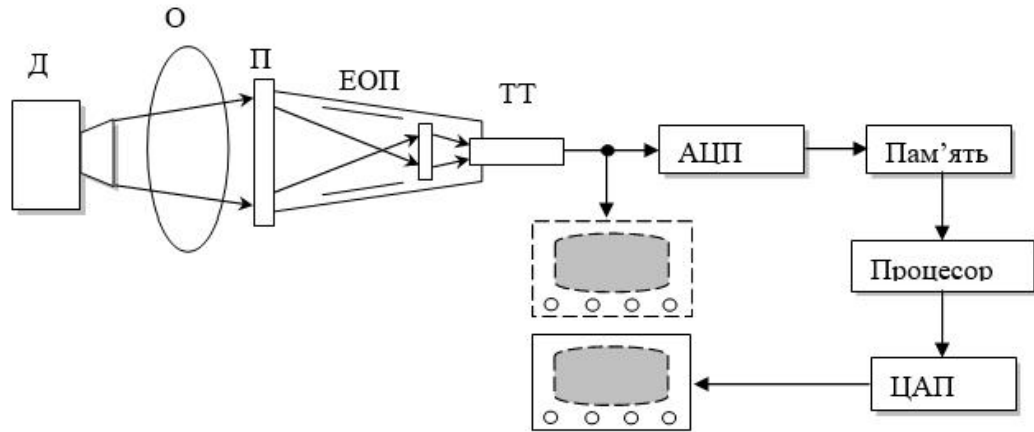


Рисунок 3.3 – Приклад багаступінчатого перетворення зображення О – об'єкт; Д – джерело; ЕОП – електронно-оптичний перетворювач; ТТ – телевізійна трубка; П – приймач

Електричний сигнал від телевізійної системи буде перетворений в цифрову форму за допомогою АЦП і записаний в пам'ять, де зберігається початкове зображення - маска, з якої віднімаються всі подальші зображення, записані під час дослідження. Отримане зображення перетворюється назад і відображається на екрані другого телевізора.

Замість електричних сигналів від телекінескопів в деяких видах ендоскопії використовуються сигнали від датчиків скануючого випромінювання (термографія, ультразвукова діагностика), сигнали від матриць фотоелектронних помножувачів (радіоізотопна діагностика), але далі Шлях перетворення практично однаковий у всіх системах, що працюють онлайн (онлайн за допомогою комп'ютера). У офлайн-версії (коли комп'ютер відокремлений від ендоскопа) оптичне зображення записується, наприклад, на фотоплівку, яка потім передається на комп'ютер, перед чим зображення зчитується тим же методом і обробляється подібним чином. Така спільність

систем перетворення ендоскопічних зображень, методів і засобів їх обробки дозволяє розглядати особливості використання ЕОМ у медичній ендоскопії без поділу за видами досліджень. Узагальненість методів і засобів обробки ендоскопічних зображень дозволила поставити питання про створення єдиної цифрової системи обробки медичних зображень та організації єдиного діагностичного відділення на основі широкого використання комп'ютерів у клінічній практиці [11].

3.4 Переваги цифрової рентгенології

Наразі вже близько 40 % рентгенологічних досліджень виконуються за допомогою цифрових технологій.

Причинами такого розвитку подій можна назвати наступні переваги цифрової рентгенографії:

- індивідуальна оптимізація запису та відтворення зображення;
- покращення зображення шляхом обробки;
- миттєвий запис і відображення даних перевірки на моніторі;
- цифровий запис і збереження зображень та їх передача;
- дублювання зображень без втрати якості.

Будь-яке аналогове зображення можна перетворити на цифрове без втрати інформації. Термін «цифрова рентгенографія» охоплює всі методи проєкційної рентгенографії, в яких цифрові комп'ютерні системи використовуються для отримання та подальшої обробки рентгенівських зображень. Ці методи характеризуються перетворенням рентгенівської картини, отриманої детектором, у ряд числових параметрів. Комп'ютерні цифрові зображення можна швидко обробляти.

Сильна сторона цифрової рентгенографії полягає в розділенні процесу отримання зображення на різні етапи:

- виявлення діаграм спрямованості;
- обробка зображення;

- запис зображення;
- рендеринг і перегляд зображень;
- архів.

Навпаки, у традиційній рентгенографії плівка – це зображення, пам'ять і реальний матеріал одночасно.

Звичайна плівкова рентгенографія страждає від певних організаційних проблем. Найважливішим недоліком звичайних систем РП ЕУ (рентгенівська плівка - посилення екрана) є обмежений динамічний діапазон.

Цифрова техніка має більший динамічний діапазон. Це пояснюється їх більш високою стійкістю до коливань дози і кращою візуалізацією всього діапазону сигналу від максимального до мінімального ослаблення рентгенівського випромінювання. Обробка зображення, яку може виконувати цифрова система, має вирішальний вплив на якість зображення, а отже, і на діагностичну інформацію цифрової рентгенограми.

Водночас у цифровій рентгенографії цифрові дані також виконують такі функції: збереження та передача зображень. Це відрізняється від традиційного запису зображень, де плівка діє одночасно як детектор, дисплей і носій інформації. Завдяки розділенню функцій кожен етап процесу передачі зображення можна оптимізувати окремо.

Розмір використовуваної матриці зображення зазвичай дорівнює 1К (1024 x 1024) або 2К (2048 x 2048), однак, особливо в цифровій проєкційній радіографії, використовуються неквадратні матриці. Тому такі висновки слід розуміти лише як дані порядку величини. Пам'ять, яку займає матриця 2К, у 4 рази перевищує пам'ять матриці 1К, а також відповідно збільшується час обробки та передачі. Сам розмір матриці не є показником якості зображення. Залежно від формату зображення, одна чи інша монтована матриця може призвести до різних розмірів пікселів. Так, наприклад, у рентгенографії з покращенням зображення можливі різні формати масштабування.

Роздільна здатність (кількість можливих значень пікселів) зображення в градаціях сірого визначається кількістю біт, необхідних для кожного

пікселя (бітова глибина). Чим більше розрядність, тим точніше і чіткіше індикація параметрів зображення. Якщо розрядність недостатня, на зображеннях, де цифрові значення відрізняються на 1 градус, можуть з'явитися помилкові контури кривої інтенсивності. Глибина бітів, необхідна для запобігання таким артефактам, залежить від динаміки зображення та кількості шумів у зображенні. Чим ширший спектр інтенсивності, що відображається, і чим слабкіший шум, тим більша прогресія бітів потрібна для безпомилкової оцифровки зображення, але в той же час зростає вартість аналого-цифрового перетворення, зберігання та обробки. Для розрядності рентгенографічного зображення характерні такі значення: 8, 10 або 12 біт [12].

4 ОПИС ПРОГРАМОГО ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ АЛЬФА

4.1 Забезпечення захисту даних

Бази даних, як і дані, що зберігаються у файлах, мають бути захищені. InterBase забезпечує два рівні захисту даних - аутентифікацію користувача на рівні сервера та дозволи на рівні бази даних.

Найпоширенішими причинами пошкодження даних на ПК є:

- недбала поведінка осіб під час створення, переміщення, копіювання та видалення даних;
- апаратна проблема;
- дії, спричинені програмними помилками та програмними вірусами.

Безпека InterBase базується на понятті «користувач». Безпека всієї бази даних в основному залежить від автентифікації ідентифікаторів користувачів. Інформація про користувачів, зареєстрованих на конкретному сервері InterBase, зберігається в спеціальній захищеній базі даних - ISC4.GDB (через проблеми зі збереженням файлів з розширенням gdb в Windows XP, в IB7 цей файл було перейменовано в ADMIN. IB, в FB1.5 - в SECURITY.FDB В обох випадках ви можете дати серверу інше ім'я). Кожен сервер InterBase має власну базу даних безпеки, тому користувачі «прив'язані» до певного сервера. Користувач з однаковим іменем може існувати на декількох серверах, але для цього інформація про нього повинна бути введена на кожному сервері. Захищена база даних також зберігає зашифроване значення пароля для кожного користувача. Авторизовані користувачі на сервері можуть отримати доступ до всіх баз даних на цьому сервері.

4.2 Опис інтерфейсу програмного забезпечення АЛЬФА

Програмне забезпечення (додаток) XboardApp32.exe, що входить до складу приймача низької дози з цифровою обробкою зображень (тип

ALPHA), використовується для отримання, відображення та електронного зберігання рентгенівських зображень пацієнтів.

Додаток являє собою інтегроване середовище взаємодії з користувачем, виконане за такими стандартами: SAA/CUA, DICOM-3.0.

Додаток дозволяє виконувати такі функції:

- а) керувати процесом отримання рентгенівських зображень пацієнтів;
- б) збереження рентгенівських знімків пацієнта в електронному архіві на CD у форматі DICOM-3.0;
- в) пошук в електронних архівах і виведення зображень пацієнтів на екрани моніторів;
- г) Запис та пошук в електронній базі даних пацієнта за такими параметрами: прізвище, номер знімка, дата обстеження, рік народження тощо;
- д) створювати описи рентгенівських знімків з використанням електронних баз даних і шаблонів можливих діагнозів;
- е) Обробка синтетичних зображень:
 - регулювати яскравість і контрастність;
 - виконувати прокручування, інверсію та масштабування;
 - зміна форми та розміру зони обробки рентгенівського зображення;
 - побудова гістограми розподілу яскравості елементів зображення;
 - контраст виділених ділянок для обробки зображення;
 - поворот зображення.
- є) роздрукувати рентгенівський знімок на принтері;
- з) Перейти в режим перегляду кількох зображень (до трьох) одночасно.

Програма керування цифровим приймачем Alpha працює у складі Електронно-обчислювального комплексу (ЕК) під керуванням операційної системи:

- Microsoft™ Windows 98, 2000™, Windows XP™, Windows 7.

Програма керування цифровим приймачем, який зображено на рис. 4.1.

Після запуску програми на моніторі відображається головне меню з 6 кнопками.

Кнопки інтерфейсу оператора використовуються для:

- комплекс підготовчих робіт;
- рентгенологічне дослідження;
- перегляд отриманих зображень;
- провести експериментальні дослідження.

Крім того, «Інтерфейс оператора» має деякі індикатори:

- індикатор кількості картинок, які ще можуть поміститися на жорсткий диск;

- індикатор номера поточного зображення. Кнопка інтерфейсу лікаря використовується для:

- пошук фотографій пацієнтів в архівах;
- переглянути зображення;
- налаштування інтерфейсу;
- вибору фото на певний день.

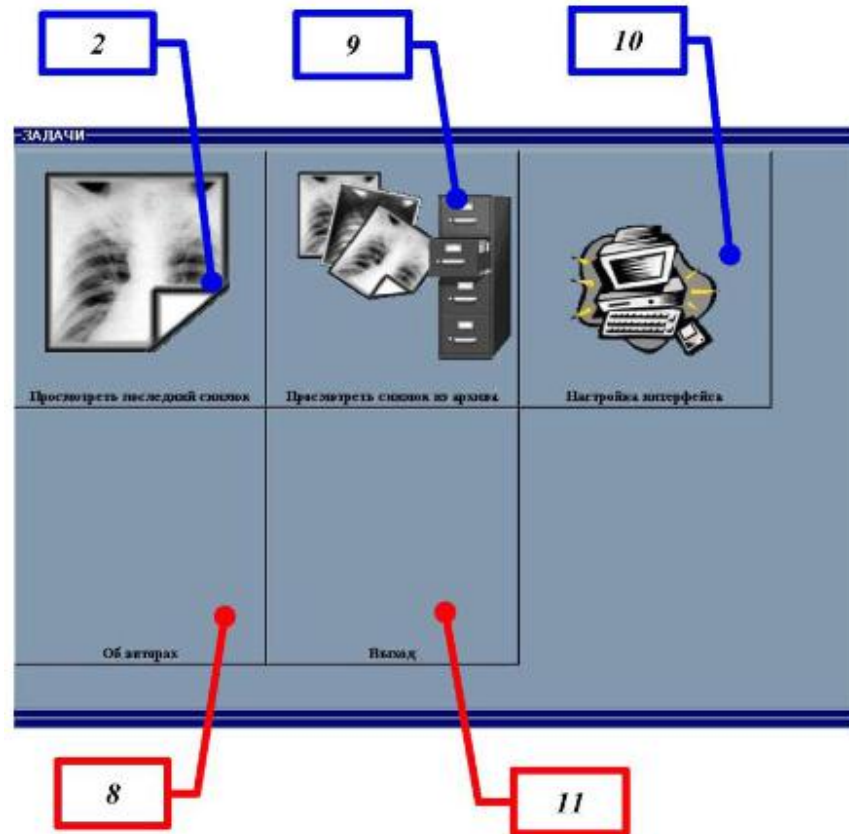


Рисунок 4.1 – Вид інтерфейсу лікаря. 2 – кнопка перегляду останнього знімку; 8 – кнопка о авторах; 9 – кнопка перегляду знімку з архіву; 10 – кнопка налаштування інтерфейсу; 11 – кнопка виходу

Останнє зображення, завантажене з архіву або отримане рентгенівським методом, зберігається в пам'яті комп'ютера.

Електронні архіви призначені для зберігання даних про пацієнтів, обстежень, серій та рентгенограм відповідно до вимог стандарту Dicom-3.0.

Щоб переглянути зображення в електронному архіві:

- Натисніть кнопку «Переглянути знімки в архіві» (див. рис. 4.2).

На екрані з'явиться вікно з інформацією про пацієнта та зображенням профілю введення. Це вікно має дві вкладки «Пацієнт» і «Зображення пацієнта». За замовчуванням вкладка «Зображення пацієнта» відображається першою на екрані.

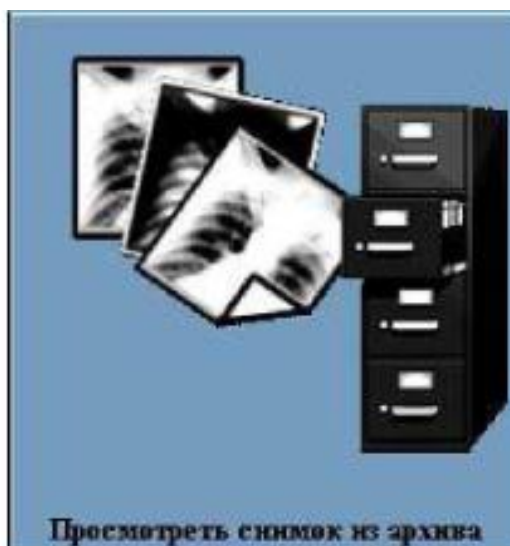


Рисунок 4.2 – Кнопка для перегляду знімку з архіву

Під час пошуку зображень на вкладці «Зображення пацієнтів» доступні такі дії:

- пошук картинок за номером;
- пошук фотографій за датою зйомки.

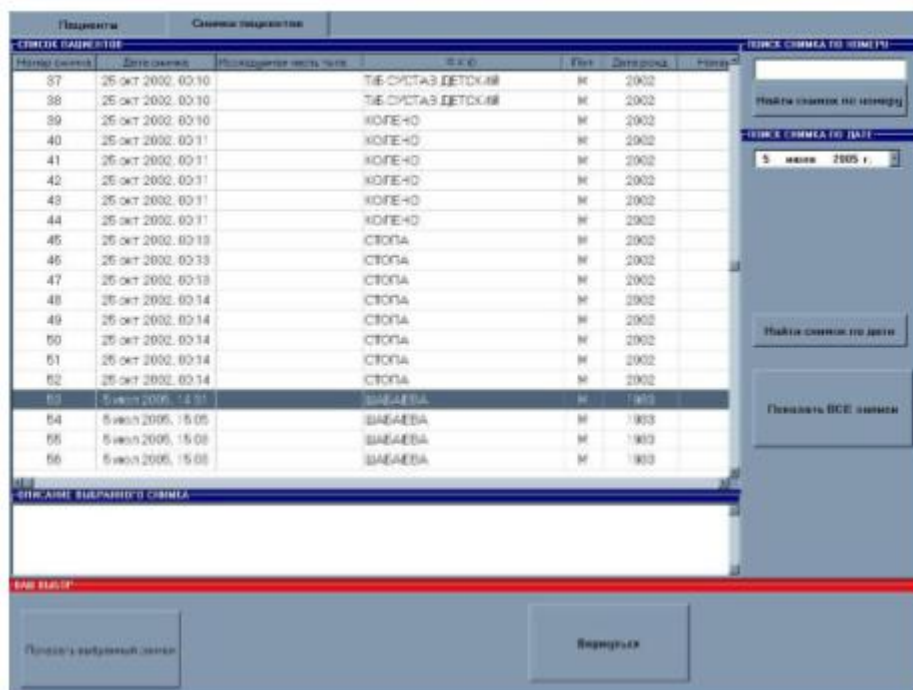


Рисунок 4.3 – Вікно пошуку зображень в електронних архівах. Вкладка «Фото пацієнта»

Щоб знайти пацієнта та його рентгенограми, ви можете скористатися інструментом пошуку, доступним в архіві на вкладці Пацієнти. Вкладка Пацієнт дозволяє здійснювати пошук за прізвищем, за прізвищем і датою народження;

Програма також надає можливість систематизувати записи за такими критеріями: прізвище, номер фото, дата народження.

На екран також може виводитися електронна карта пацієнта [13], [14].

5 ПАЛАТНІ ЦИФРОВІ РЕНТГЕНІВСЬКІ АПАРАТИ

Мобільні рентгенівські апарати поєднують в собі надійність, універсальність і простоту управління для забезпечення точних і безпечних рентгенівських досліджень у різноманітних місцях і ситуаціях, де стаціонарні системи неможливі, а саме: операційні, палати інтенсивної терапії, сестринська палата, травматологічне відділення, ортопедичне відділення, окремі відділення лікарні швидкої медичної допомоги.

Широкий діапазон позиціонування штатива та повороту передавача дозволяє

Проводьте дослідження швидко та ефективно навіть у приміщеннях з обмеженим доступним простором.

Графічний сенсорний дисплей для вибору та відображення робочих параметрів експозиції та процедур препарування. Високочастотний рентгенівський генератор забезпечує зниження променевого навантаження на пацієнта.

Цифровий палатний рентген апарат DRX 32-d зображений на рис. 5.1, функції якого описані нижче:

Генератор: 32 кВт;

Діапазон таймерів експозиції: 0,125-6,3;

Діапазон струму: 50-400 мА

Діапазон впливу в мАс: 0,5-320 мАс;

діапазон кВ: 40-125кВ;

Можливість налаштування рентгенівської стійки по висоті 360-1950 мм;

Тип рентгенівської трубки: рентгенівська трубка з обертовим анодом (3000 об/хв);

рентгенівська трубка, потужність якої можна регулювати відповідно до фокусної точки;

19-дюймовий LCD - сенсорний дисплей для обробки зображень (обертання, написи, анотації, кадрування)

наявність ножного гальма;

Додатковий відсік для зберігання детекторів 350x430 мм;

Максимальні розміри в робочому стані: 1494x1494x2114 мм;

Розміри основи: 870x700x1330 мм;

Вага ~ 280 кг.

- Стандарт DICOM 3.0
- Wi-Fi підключення до сервера PACS.



Рисунок 5.1 – Цифровий палатний рентген апарат DRX 32-d

Цифровий палатний моторизований рентген апарат DRX 30-d (рис. 5.2)
функції якого описані нижче:

- Потужність генератора - 30 кВт
- 125 кВ- 400 мА -320 мА с (400 мАз додатково)
- рентгенівська трубка
- 0,6x1,3 мм - 107 кНУ - 1000 кНУ

- 0,6x1,2 мм - 200 kHU - 1250 kHU - (опціонально)
- Плоский детектор
- 35x43 см - 2500x3000 пікселів -
140 мм - 16 біт
- Моторизований рух, у тому числі з автономним приводом
- Працює від акумулятора
- Експозиція працює від батареї
- Електронна ручка повороту трубки +/-90о
- Підставка для навушників обертається +/-180о
- Робоча станція
- Сенсорний РК-екран 15" ОР - (19" - опціонально)
- Програмне забезпечення для обробки зображень
- Стандарт DICOM 3.0
- Wi-Fi підключення до сервера PACS.



Рисунок 5.2 – Цифровий палатний моторизований рентген апарат DRX
30-d

Цифровий палатний рентген апарат DRX 12-d Digital (рис. 5.3), функції якого представлені нижче:

Одиночний генератор потужністю 5 кВт: ВЧ генератор 40 кГц

- 40 - 110 кВ крок за кроком
- 0,5-100 мАс крок за кроком
- 10 - 100 мА крок за кроком

Трубка: обертовий анод

Одна фокусна точка становить 1,8 мм

Коліматор: ручний коліматор.



Рисунок 5.3 – Цифровий палатний рентген апарат DRX 12-d Digital

DYNAMIC X-RAY DRX 6-d (рис. 5.4), функції якого представлені нижче:

Одиночний генератор потужністю 5 кВт: ВЧ генератор 40 кГц

- 40 - 100 кВ крок за кроком
- 0,5-100 мАс крок за кроком
- 100 мА крок за кроком

Трубка: анод, не обертається

Одна фокусна точка становить 1,8 мм

Коліматор: ручний коліматор

1 плоский детектор Gadox: 35 x 43 см - 2500 x 3000, провідний
Робоча станція та програмне забезпечення 19-дюймовий сенсорний РК-
екран.



Рисунок 5.4 – DYNAMIC X-RAY DRX 6-d

Рентгенівські системи забезпечують виняткову функціональність, ергономічність і продуктивність. Великий діапазон руху пристрою дозволяє рентгенівському лаборанту швидко та ефективно розташувати випромінювач там, де це необхідно.

Компактність пристрою, невелика вага і великі колеса забезпечують легке пересування і подолання перешкод, таких як пороги або маленькі сходи. Блокування руху, що активується за допомогою відповідної педалі, забезпечує надійну установку пристрою. Широкий діапазон позиціонування кронштейна штатива і обертання передавача дозволяють проводити дослідження швидко і ефективно навіть в приміщеннях з обмеженим доступним простором. Графічний сенсорний дисплей для вибору та відображення робочих параметрів експозиції та процедур препарування. Високочастотний рентгенівський генератор забезпечує зниження променевого навантаження на пацієнта.

DYNAMIC X-RAY DRX 12-i Mobile X-Ray System (рис. 5.5)
особливості якого представлені нижче:

Інтегральний генератор потужністю 5 кВт:

Генератор високої частоти 40 кГц

- 40 - 110 кВ крок за кроком
- 0,5-100 мАс крок за кроком
- 10 - 100 мА крок за кроком

Трубка: обертовий анод

Один фокус: 1,8 мм

Коліматор: ручний коліматор.



Рисунок 5.5 – DYNAMIC X-RAY DRX 12-i Mobile X-Ray System [15]

ВИСНОВКИ

В даній дипломній роботі було проведено огляд літератури щодо методів рентгенологічного дослідження, включаючи діагностичну рентгенографію, томосинтез, лінійну томографію та багатоспіральну комп'ютерну томографію.

Визначено основні показники якості діагностики в радіології, такі як просторова роздільна здатність, ефективність, чутливість, специфічність, точність і прогностична цінність дослідження.

Описано розрахунок просторової роздільної здатності приймача та розрахунок товщини зрізу під час сканування в режимі томосинтезу.

Ознайомлено з основними фізичними механізмами рентгенівської візуалізації, враховуючи джерела та властивості іонізуючого випромінювання, дозиметрію основних доз та одиниці їх вимірювання.

Сьогодні діагностична радіологія використовує широкий спектр електромагнітних хвиль у діапазоні частот від 10^6 до 10^{13} Гц, щоб візуалізувати структуру та функції анатомії людини. Реальний простір, в якому знаходиться тіло людини, є тривимірним, і реальні предмети в ньому мають об'єм (розміри - 3D: довжина, ширина, висота), а зображення виходить на площині, тобто тільки двовимірне. Загальновідомо, що на літаку неможливо передати тривимірний простір без втрати інформації. Існують різні способи представлення 3D простору тіла на діагностичних зображеннях для оптимізації їх інформативності. За своїми відмінностями методи візуалізації можна розділити на проєкційні (сумація) і пошарові (томографія).

Вивчивши характеристики та принцип роботи рентгенівської системи, можна зробити наступні висновки. Для усунення необхідності використання плівки та обробки цифрових зображень, яка має переваги перед аналоговими рентгенограмами, було обрано малодозовий приймач ALPHA. Обладнаний автоматизованим робочим столом рентгенолога (далі – рентгенолог). Медичний центр радіолога – це комплекс програмно-апаратних засобів, які

мають доступ до постійно збереженої цифрової інформації, можуть використовувати електронні архіви або інформацію, записану на CD-ROM у вигляді електронних зображень, причому зображення призначені для рентгенівського аналізу, цифрового аналізу. обробка зображень, підготовка протоколів досліджень та друк результатів у формі звіту, забезпечує можливість роботи в локальній мережі та підключення до мережі Інтернет.

Були розглянуті мобільні рентгенівські апарати, які поєднують в собі надійність, універсальність і простоту управління для забезпечення точних і безпечних рентгенівських досліджень у різноманітних місцях і ситуаціях, де стаціонарні системи неможливі, а саме: операційні, палати інтенсивної терапії, сестринська палата, травматологічне відділення, ортопедичне відділення, окремі відділення лікарні швидкої медичної допомоги.

ПЕРЕЛІК ПОСИЛАНЬ

1. Яншин В.В. Аналіз і обробка зображень: принципи і алгоритми. – М.: Машинобудування. 2016. – 112 с.: мул.
2. Н. Н. Млинців, Л. Ст. Володимирів, Р. П. Кочетова, Н. А. Туманів. Апарати рентгенодіагностик. М., «Медицина», 2016, 240 с.
3. 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.
4. 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.
5. 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.
6. 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.
7. 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. No 5. P. 503–512.
8. 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. No 3. P. 1034–1041.

9. 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.

10. 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.

11. Н. Н. Млинців, Л. Ст. Володимирів, Р. П. Кочетова, Н. А. Туманів. Апарати рентгенодіагностик. М., «Медицина», 2016, 240 с.

12. Неруйнуючий контроль. У 5 кн. Кн. 3. Електричні, магнітні і вихретокові методи контролю і прилади: Практ. посібник/В.Н.Елифанов, Е.А.Гусев і др.; Під ред. В.В.Сухорукова. – М.: Висш. шк., 2003. – 420 с.

13. Обробка зображень і цифрова фільтрація. Пер. з англ. Е.З.Сороки, В.А.Хлебородова, під ред. Т.Хуанга., М.: Мир, 2019

14. Швидкі алгоритми в цифровій обробці зображень. Перетворення і медіанні фільтри/ Т. С. Хуанг, Дж.-О. Еклунд, Р. Дж. Нуссбаумер і др.; Під ред. Т. С. Хуанга: Пер. з англ. – М.: Радіо і зв'язок, 2014. – 224 с., мул.

15. Каталог медичного обладнання, 2022. <https://reanimed.com.ua/maintenance/Reanimed-calatog-2022.pdf>.