

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ
Західноукраїнський національний університет
Навчально-науковий інститут новітніх освітніх технологій
Кафедра комп'ютерної інженерії

Мерва Тарас Григорович

**«Алгоритм оцінки якості рентгенографічних
зображень / Algorithm for assessing the quality of
roentgenographic images based on the analysis of their
characteristics»**

Виконав студент групи КІм-21
Т.Г. Мерва

Науковий керівник:
к.т.н., доц. Ю.М. Батько

Кваліфікаційну роботу допущено
до захисту:

"___" _____ 20__ р.

Завідувач кафедри
_____Л. О. Дубчак

Тернопіль – 2022

РЕЗЮМЕ

Кваліфікаційна робота на тему “Алгоритм оцінки якості рентгенографічних зображень” зі спеціальності 123 «Комп’ютерна інженерія» освітнього ступеня «магістр» написана обсягом 88 сторінок і містить 41 ілюстрацію, 2 таблиці, 2 додатки та 51 джерело за переліком посилань.

Метою роботи є розробка алгоритму оцінки якості рентгенографічних зображень на основі виділення інформативних ознак.

Методи досліджень. Для розв’язання поставлених задач у кваліфікаційній роботі використано методи: аналізу та обробки цифрових зображень (для попередньої обробки цифрових зображень); цифрової рентгенології (для обчислення характерних ознак біомедичних зображень); об’єктно-орієнтованого програмування (для проектування програмного додатку опису та аналізу цифрових рентгенологічних зображень).

Результати дослідження: алгоритм оцінки якості рентгенографічних зображень на основі виділення інформативних ознак, програмний додаток опису та аналізу цифрових рентгенологічних зображень.

Результати роботи можуть бути використані у створенні нових систем обробки та аналізу цифрових біомедичних зображень, рентгенологічних програмно-апаратних комплексів, для наукових досліджень та в навчальному процесі.

Орієнтовні напрямки розвитку досліджень: розроблення алгоритмів видалення зашумленості на цифрових зображеннях, створення нових програмних засобів та моделей для навчання.

КЛЮЧОВІ СЛОВА: БІОМЕДИЧНІ ЗОБРАЖЕННЯ, ХАРАКТЕРНІ ОЗНАКИ, ОЦІНКА ЯКОСТІ ЗОБРАЖЕННЯ, ЦИФРОВІ РЕНТГЕНАПАРАТИ.

RESUME

Graduate qualification work on «Algorithm for tracing the objects contours based on an object-oriented approach» specialty 123 - Computer Engineering is 88 pages long and contains 41 illustrations, 2 tables, 2 appendices and 5 1 references.

The aim of the work is to develop an algorithm for assessing the quality of radiographic images based on the selection of informative features.

Research methods. To solve the tasks in the qualification work, the following methods were used: analysis and processing of digital images (for preliminary processing of digital images); digital radiology (for calculating characteristic features of biomedical images); object-oriented programming (for designing a software application for the description and analysis of digital radiological contamination).

Research results: an algorithm for assessing the quality of radiographic images based on the selection of informative features, a software application for the description and analysis of digital radiological contamination.

The results of the work can be used in the creation of new systems of processing and analysis of digital biomedical images, radiological hardware and software complexes, for scientific research and in the educational process.

Indicative directions of research development: development of algorithms for removing noise from digital images, creation of new software tools and models for learning.

KEY WORDS: BIOMEDICAL IMAGES, CHARACTERISTIC SIGNS, IMAGE QUALITY ASSESSMENT, DIGITAL X-RAY MACHINES.

ЗМІСТ

Вступ.....	5
1 Програмні системи аналізу та обробки цифрових зображень.....	8
1.1 Біомедичні зображення, класифікація та сфери застосування.....	8
1.2 Принцип рентгенографії та рентгенівська діагностична апаратура	19
1.3 Програмні засоби аналізу та опису цифрових зображень.	27
1.4 Постановка задач дослідження.....	32
1.5 Висновки до розділу	33
2 Методи та алгоритми обробки та аналізу рентгенографічних зображень	34
2.1 Критерії оцінки якості рентгенологічного зображення.	34
2.2 Протоколи оцінки переломів на рентгенологічних зображеннях.	46
2.3 Алгоритм оцінки якості рентгенологічного зображення.....	51
2.4 Висновки до розділу	53
3 Програмний додаток оцінки якості цифрових рентгенографічних зображень	54
3.1 Структура програмного оцінки якості рентгенографічних зображень	54
3.2 Програмні модулі додатку обробки рентгенологічних зображень.....	61
3.3 Тестування та аналіз реалізованого програмного додатку	65
3.4 Висновки до розділу	73
Висновки	74
Список використаної літератури	75

ВСТУП

Актуальність роботи. У сучасному світі швидкі та передові технології відіграють ключову роль у різних галузях медицини, і рентгенологія не є винятком. Впровадження цифрових технологій у рентгенологічну практику стало переломним моментом, розширивши можливості діагностики, покращивши точність та швидкість отримання зображень, а також сприяло більш ефективному лікуванню пацієнтів. Однією з ключових переваг використання цифрових технологій у рентгенології є можливість миттєвого отримання та обробки зображень. Традиційна рентгенографія, використовуючи плівку, часто вимагає часу для обробки та оцінки, що ускладнює діагноз та лікування. У цифрових системах медичного зображення отримання результатів стає інстантним, що дає лікарям можливість негайно реагувати на виявлені аномалії та швидше розпочинати лікування. Окрім того, цифрові технології надають можливість зберігання та обміну зображеннями в електронному форматі. Це полегшує роботу медичних спеціалістів, забезпечуючи доступ до даних в режимі реального часу та можливість консультацій та діагностичних процедур віддалено. Такий підхід є особливо важливим у ситуаціях термінового втручання або при необхідності консультації експертів з інших регіонів чи країн.

Цифрові технології в рентгенології також дозволяють отримувати високоякісні та деталізовані зображення при менших дозах радіації для пацієнтів. Це важливо з точки зору безпеки та мінімізації негативного впливу процедур на здоров'я. Зниження дози радіації в поєднанні з високою чутливістю цифрових детекторів дозволяє отримувати якісні зображення навіть у важкодоступних ділянках тіла та зменшує ризик ураження здорових тканин. Однією з найбільш інноваційних аспектів цифрових технологій у рентгенології є використання штучного інтелекту (ШІ) для автоматизації аналізу та інтерпретації зображень. Алгоритми ШІ можуть ефективно виявляти аномалії, допомагаючи лікарям у точнішому та швидшому постановці діагнозу. Це не

тільки збільшує продуктивність, але й дозволяє вчасно виявляти патології, що є критичним у лікуванні багатьох захворювань. Загалом, використання цифрових технологій у сучасній рентгенології стало ключовим фактором у покращенні точності діагностики, швидкості надання медичних послуг та загальної якості лікування пацієнтів.

Тому задача розроблення алгоритму автоматичної оцінки цифрових рентгенологічних зображень є актуальною.

Метою роботи є розробка алгоритму оцінки якості рентгенологічних зображень на основі аналізу їх інформативних ознак.

Для досягнення даної мети ставились наступні завдання:

- провести аналіз та класифікацію біомедичних зображень;
- проаналізувати технології проведення рентгенографічних досліджень;
- провести аналітичний огляд програмних модулів систем рентгенографії;
- проаналізувати та виділити характерні ознаки рентгенографічних зображень;
- розробити алгоритм автоматизованої оцінки якості рентгенографічних зображень;
- реалізувати програмний опис та оцінки цифрових рентгенографічних зображень, провести його моделювання та тестування.

Об'єкт дослідження – процес аналізу біомедичних зображень.

Предмет дослідження – методи і алгоритми опису та аналізу рентгенологічних цифрових зображень.

Наукова новизна одержаних результатів визначається наступним чином:

- проведено комплексний аналіз та виділено інформативні ознаки цифрових рентгенографічних зображень, що надало можливість виділити групу характеристик які дозволяють максимально оцінити цифрове зображення;
- розроблено алгоритм автоматизованої оцінки цифрових зображень на основі аналізу їх характеристичних ознак, що дало можливість спроектувати та

програмно реалізувати програмний додаток автоматизованої опису та оцінки рентгенографічних знімків.

Практична цінність одержаних результатів полягає в тому, що:

– розроблено структуру та проведено її моделювання на основі аналізу протікання внутрішніх процесів та рівні доступу до функціональних можливостей програмного забезпечення, що надало змогу програмно реалізувати запропоновані алгоритми;

– реалізовано програмне забезпечення автоматизованої оцінки рентгенографічних зображень на основі запропонованих алгоритмів, що дозволило провести тестування та порівняння результатів його роботи з програмами-аналогами.

В першому розділі кваліфікаційної роботи проведено огляд та класифікацію біомедичних зображень та систем отримання рентгенографічних зображень.

В другому розділі здійснено огляд інформативних ознак рентгенографічних зображень та запропоновано алгоритм оцінки якості рентгенографічних зображень.

Третій розділ присвячено опису та тестуванню програмного додатку автоматизованої оцінки рентгенографічних зображень.

1 ПРОГРАМНІ СИСТЕМИ АНАЛІЗУ ТА ОБРОБКИ ЦИФРОВИХ ЗОБРАЖЕНЬ

1.1 Біомедичні зображення, класифікація та сфери застосування

Біомедичні зображення – це зображення органів та частин людського тіла, що використовуються для діагностики захворювань та травм, під час медичного обстеження і процедур, для патологоанатомічних та морфологічних досліджень і для вивчення анатомії та фізіології людини. На початку своєї історії медичні зображення зберігалися на плівці, але із розвитком сучасних технологій, на даний момент, цифрові біомедичні зображення використовують електронну обробку для зберігання, трансферу та перегляду зображень. Зазвичай користуються форматами зображень сумісними із веб-браузерами, що робить їх надзвичайно доступними для використання лікарями та дослідниками у будь-якому куточку нашої планети. Біомедичні зображення доступні для перегляду в реальному часі навіть під час діагностичних та хірургічних процедур на моніторах. Щодо системи отримання медичної візуалізації, то вони використовують сигнали, отримані від пацієнта, для створення зображень. Методи біомедичної візуалізації використовують як іонізуючі, так і неіонізуючі джерела.

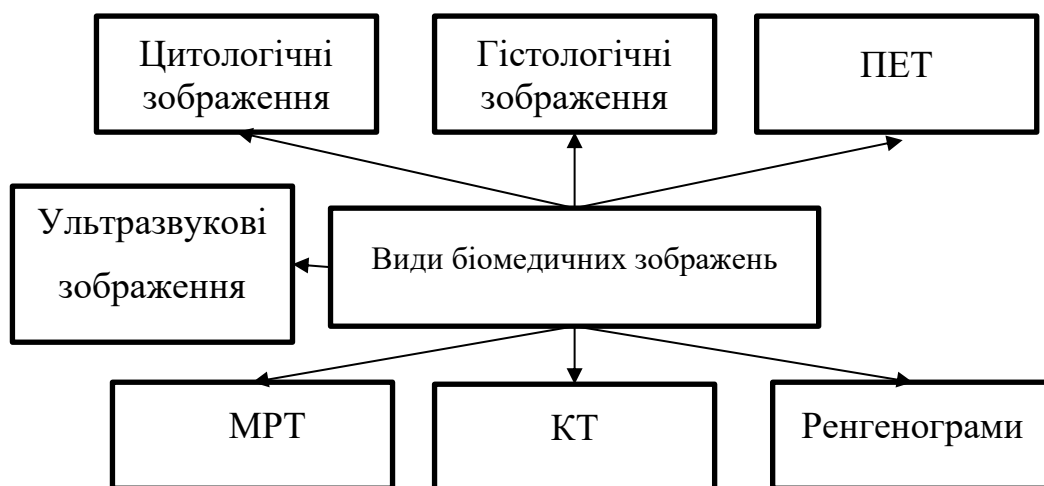


Рисунок 1.1 – Класифікація біомедичних зображень

Якщо розглянути класифікацію біомедичних зображень більш детально, то можна їх розділити на декілька наступних видів (рисунок 1.1).

Рентгенівські зображення. Звичайні рентгенівські знімки використовують рентгенівське випромінювання для створення двовимірних зображень внутрішніх органів та кісток. Це допомагає лікарям виявляти переломи, пухлини, захворювання легень та інші структурні аномалії.

Щоб отримати рентгенологічний знімок відбувається генерація рентгенівського променя детектором рентгенівського апарату, що випромінює рентгенівські промені через ділянку тіла пацієнта яка досліджується. Далі рентгенівські промені проходять через тіло пацієнта. Рентгенівські промені проникають через тканини тіла на клітинному рівні. Кожна клітина має свою щільність, яка впливає на пропускання цих променів. При проходженні через тканини рентгенівські промені абсорбуються різним чином залежно від щільності тканин. Тканини з більшою щільністю, такі як кістки, поглинають більше променів, тоді як м'які тканини, такі як м'язи або органи, пропускають більше променів. Таким чином, рентгенівське зображення формується на основі різниці у пропусканні цих променів через тканини тіла. За допомогою спеціальних детекторів або фільму, які реєструють кількість променів, які проходять через різні частини тіла, утворюється зображення з контрастними ділянками, які відповідають щільності різних тканин. Таке зображення надає лікарям можливість оцінити структури та можливі аномалії на рівні клітин та тканин в організмі пацієнта. У класичному варіанті плівка проявляється і дане зображення уже можна оцінювати. Якщо це цифровий рентгенівський апарат, то отримане зображення може бути оброблене електронними системами обробки зображень для підвищення якості, зменшення шуму або підсилення деяких ділянок зображення. Завершені зображення можуть бути збережені в цифровому форматі або на плівці та передані лікарю для подальшого аналізу або збережені в медичному архіві для майбутнього використання. Цей процес виконується з використанням спеціалізованого обладнання для отримання точних та чітких рентгенівських зображень для медичної діагностики.

За допомогою рентгенівських апаратів зображення досліджуваної частини тіла отримують у 2D-форматах. Також варіантом рентгенографії є рентгеноскопія, яка використовується для сканування рухомих органів.

Останні технологічні досягнення в рентгенівській діагностиці створюють нові можливості для отримання деталізованих та точних зображень.

1. Тривимірний рентген (3D рентген). Ця технологія дозволяє отримувати тривимірні зображення в режимі реального часу, що допомагає в точнішій діагностиці та плануванні лікування.

2. Дигітальний рентген (DR). Використання цифрових сенсорів та обробки даних в реальному часі замість традиційного рентгенівського плівкового матеріалу. Це забезпечує більшу швидкість отримання зображень та покращену якість.

3. Рентген з використанням штучного інтелекту. Використання алгоритмів машинного навчання для автоматизованої обробки та аналізу зображень рентгену для швидшої та точнішої діагностики.

4. Низькодозовий рентген (Low-dose X-ray). Розвиток методів, що дозволяють знизити дозу опромінення пацієнтів, зберігаючи при цьому якість та роздільну здатність отримуваних зображень.



a)



b)

Рисунок 1.3 – Приклад рентгенограми колінних суглобів пряма проекція (a) та боєва проекція (b)

Ці нові технології спрямовані на поліпшення точності, швидкості та безпеки рентгенівської діагностики, що дозволяє лікарям отримувати більш деталізовану інформацію для ефективнішого лікування пацієнтів.

Флюороскопія: використовує рентгенівські промені та флуоресцентний екран для отримання зображень руху в реальному часі всередині тіла або для перегляду діагностичних процесів, таких як проходження шляху ін'єкційного або проковтнутого контрастного агента. Наприклад, фтороскопія використовується щоб спостерігати рух серця, що б'ється, і, за допомогою рентгенографічних контрастних агентів приплив крові до серцевого м'яза, а також через кровоносні судини та органи. Ця технологія також використовується з рентгенографічним контрастним агентом для керування катетером внутрішньої різьби під час ангіопластики серця, що є малоінвазивною процедурою для відкриття закупорених артерій, які постачають кров до серця.

Комп'ютерна томографія (рисунок 1.2). Це більш технологічно розвинена процедура, яка використовує рентгенівські промені для створення багатовимірного образу органів і тканин. Під час КТ апарат обертається навколо пацієнта і збирає рентгенівські дані, які потім комп'ютер обробляє для створення детального тривимірного зображення. КТ дає можливість отримати більш деталізовану інформацію про внутрішні структури тіла, такі як органи, м'які тканини, кістки та патології. Отже, КТ надає більш деталізовану та об'ємну інформацію про внутрішні структури, в той час як рентген допомагає виявити загальні проблеми та аномалії, але без такої високої роздільної здатності.

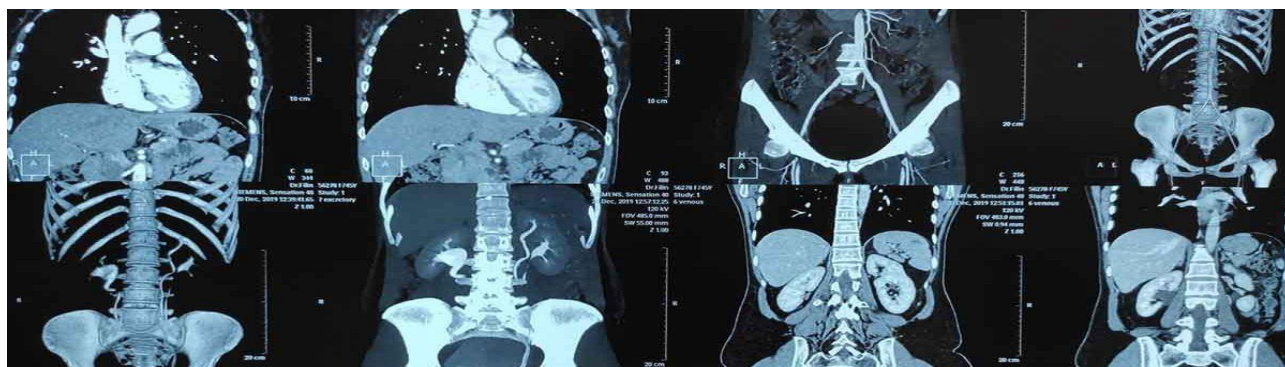


Рисунок 1.3 – Комп'ютерна томографія

Технічний процес отримання комп'ютерної томографії (КТ) включає наступні кроки: Пацієнт розміщується на спеціальному столі КТ. Часто, щоб отримати точні знімки, важливо, щоб пацієнт зберігав нерухомість під час сканування. Рентгенівське обладнання КТ розташовується поруч із пацієнтом. Обладнання починає обертатися навколо пацієнта, випромінюючи рентгенівські промені через тіло з різних кутів. Детектор, який знаходиться протилежно до обладнання, реєструє промені, що пройшли через тіло. Далі отримані дані проходять обробку із застосуванням спеціалізованих комп'ютерних алгоритмів для створення тривимірних зображень внутрішніх структур органів та тканин. За допомогою зібраних даних комп'ютер формує деталізовані тривимірні зображення, які відображають внутрішні органи, кістки та інші структури тіла. Отримані зображення перевіряються лікарями-спеціалістами (радіологами) для оцінки стану органів, виявлення патологій або інших медичних проблем. Цей процес є автоматизованим та забезпечує отримання деталізованих об'ємних зображень внутрішніх структур організму для точної діагностики та лікування пацієнтів.

У процесі сканування КТ використовуються рентгенівські промені, які проходять через тіло пацієнта. Рентгенівські промені проходять через тканини з різною щільністю. Кістки, оскільки вони мають високу щільність, поглинають більше променів, тоді як м'які тканини (наприклад, м'язи чи органи) пропускають більше променів. Детектори, розміщені протилежно до джерела рентгенівського випромінювання, реєструють промені, що пройшли через тіло. Отримані дані проходять комп'ютерну обробку для створення об'ємного тривимірного зображення. Це включає складання багатьох скупчень одновимірних рентгенівських знімків в одну тривимірну модель. Комп'ютерна програма обробляє та реконструює отримані дані для створення тривимірного образу внутрішніх органів, кісток, судин та інших структур. Отримані образи забезпечують тривимірне представлення структур організму, яке лікарі використовують для детальної діагностики, планування лікування та оцінки стану пацієнтів.

Магнітно-резонансна томографія (МРТ) використовує сильні магнітні поля та радіочастотні хвилі для отримання деталізованих зображень органів та тканин без використання рентгенівського випромінювання (рисунок 1.4).

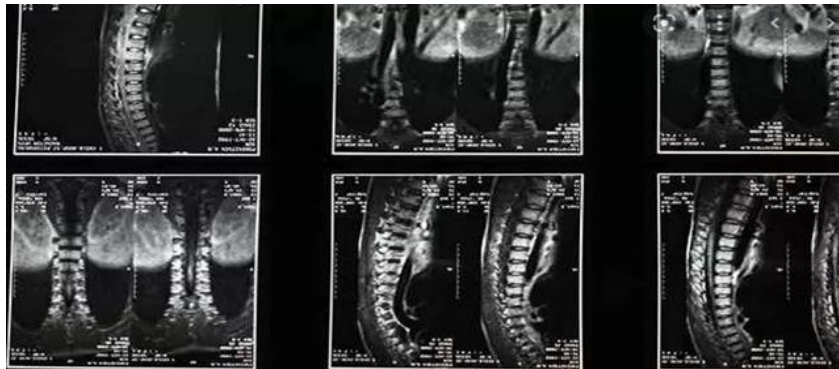


Рисунок 1.4 – Магнітно-резонансна томографія

Для отримання МРТ знімків потрібно розмістити пацієнта на столі МРТ у потрібній позі. Ця поза може варіюватися в залежності від того, які частини тіла планується досліджувати. Після того, як пацієнт розміщений на столі, включається магнітне поле, яке оточує його тіло. Це поле необхідне для отримання зображення. Під час сканування на пацієнта направляються радіочастотні хвилі, які стимулюють атоми в організмі відповідати. Під впливом сильного магнітного поля, яке створюється апаратом МРТ, атоми водню в клітинах організму спінуються. Це означає, що їх магнітні спіни упорядковані у певному напрямку. Під час сканування на організм пацієнта направляються радіочастотні хвилі. Ці хвилі змінюють магнітні спіни атомів водню, що знаходяться у спіненних станах. Після впливу радіочастотних хвиль атоми водню повертаються до своєї початкової конфігурації спінування. При цьому процесі апарат МРТ реєструє сигнали, які емітуються від спініваних атомів водню. Отримані дані проходять через комп'ютерну обробку, де вони аналізуються та перетворюються в деталізовані тривимірні зображення органів та тканин. Отримані зображення оцінюються лікарями-радіологами, які аналізують їх для виявлення будь-яких аномалій, патологій або інших медичних показників. Цей технічний процес забезпечує отримання деталізованих образів внутрішніх структур тіла для діагностики різних медичних станів.

Завдяки постійному розвитку технологій, можливі нові досягнення в галузі МРТ, які можуть включати покращення роздільної здатності, розвиток нових контрастних методів або поєднання МРТ з іншими технологіями для ще більш точних діагностичних можливостей.

Ультразвукові зображення (рисунок 1.5) використовують звукові хвилі для створення зображень внутрішніх органів та тканин. Це безпечний метод, що дозволяє візуалізувати структури в реальному часі.



Рисунок 1.5 – Ультразвукове зображення

Процес отримання ультразвукових зображень. Пацієнт зазвичай лежить на ліжку або сидить, залежно від області, яка досліджується. Гель наносять на шкіру для поліпшення контакту між датчиком ультразвукового апарату та шкірою. Лікар (або спеціалізований фахівець) наводить апарат на область, яка досліджується. Апарат відправляє високочастотні звукові хвилі через шкіру. Звукові хвилі відбиваються від внутрішніх тканин та органів, і отримані відбиті сигнали перетворюються у зображення на екрані ультразвукового апарату. Ультразвукове дослідження (УЗД) візуалізує структури та органи в організмі за допомогою звукових хвиль, які проникають через тканини. Зазвичай УЗД не виявляє клітинні зміни безпосередньо, оскільки це не інвазивний метод, який не використовує опромінення чи інші шкідливі енергетичні джерела. Ультразвукові

зображення відображають структури органів та тканин, дозволяючи лікарям оцінювати їхній розмір, форму, текстуру та консистенцію. Однак УЗД не може безпосередньо показати молекулярні або клітинні рівні змін. Він корисний для діагностики патологій, таких як камені в нирках, зміни в утвореннях або порушення в органах, але не може розкрити деталі клітинного рівня. Ультразвукове дослідження застосовується для візуалізації структурних змін на рівні органів та тканин, але вона не використовується для прямого аналізу клітинних змін, що відбуваються всередині тканин чи органів. Лікар аналізує ці зображення для оцінки стану органів та тканин. Отримані зображення можуть бути збережені в електронному форматі для подальшого аналізу та використання лікарями у медичних записах пацієнта. Цей метод безпечний, неінвазивний та часто використовується для вивчення структури та функціонування різних органів, таких як серце, нирки, печінка, матка та інші.

Позитронно-емісійна томографія (ПЕТ) - це метод, який використовує радіоактивні речовини для створення зображень, що показують функціональну активність органів (рисунок 1.6).

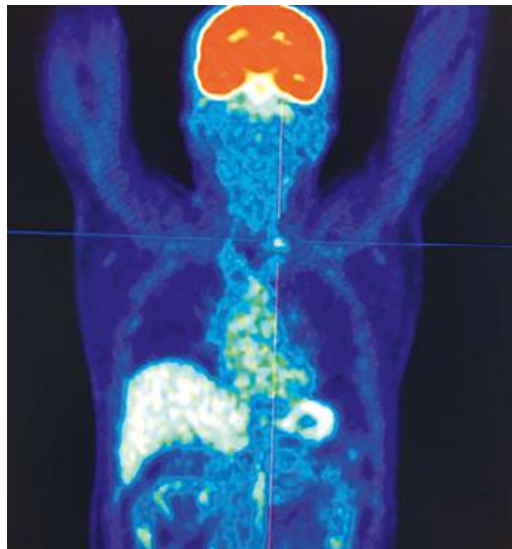


Рисунок 1.6 - Позитронно-емісійна томографія

Для отримання зображень в позитронно-емісійній томографії (ПЕТ) пацієнтові вводять радіоактивну речовину (маркер), яка містить позитрони. Цей

маркер виробляє короточасні позитрони, які взаємодіють з електронами у тілі пацієнта. Позитрони, що випромінюються з радіоактивного маркера, зустрічають електрони у тканинах організму. При такій взаємодії вони анігілюють один одного, що призводить до випромінювання двох фотонів. Детектори, розташовані навколо пацієнта, реєструють випромінювання фотонів, що виникає внаслідок анігіляції позитронів та електронів. Отримані дані проходять через складний процес комп'ютерної обробки, де вони аналізуються та перетворюються в тривимірне зображення активності маркера в організмі.

При Позитронно-Емісійній Томографії (ПЕТ) зміни на клітинному рівні відображаються через активність радіомаркера, що введений у пацієнта. Оскільки ПЕТ дозволяє візуалізувати функціональні процеси в організмі, зміни на клітинному рівні можуть бути виявлені через різницю в розподілі цього маркера. Наприклад, радіомаркер може концентруватися в областях з підвищеною клітинною активністю або метаболізмом. Такі зони можуть вказувати на:

Гістологічне зображення (риунок 1.7) – це зображення тканини, отримане за допомогою мікроскопу після обробки тканини спеціальним чином (часто шляхом фарбування) для вивчення структури, складу, організації клітин та їх копонтів.

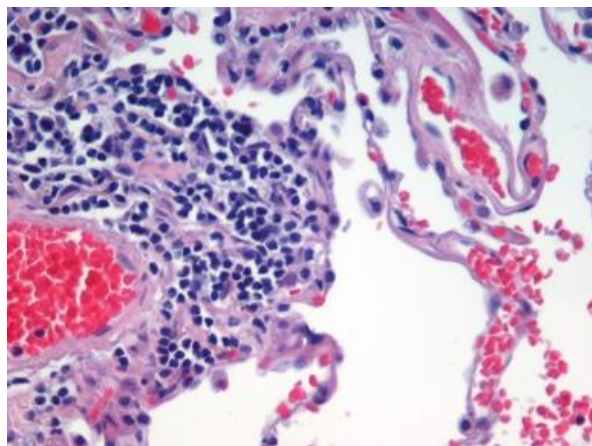


Рисунок 1.7 – Гістологічне зображення емфіземи легень

Для отримання гістологічних знімків лікар або хірург бере зразок тканини під час біопсії. Зразок тканини фіксується, щоб зберегти його структуру та склад для подальшого аналізу. Найчастіше використовується формалін для фіксації. зразок очищають від води і поміщають у парафін, що допомагає зберегти його структуру. Далі зразок тканини вбирається в блок парафіну, а потім ріжеться на тонкі секції за допомогою мікротома. Отримані зрізи розміщуються на предметних носіях. Зрізи можуть бути оброблені спеціальними фарбами або барвниками для виділення різних клітинних елементів та структур. Далі отримані зразки розглядаються під мікроскопом гістологом або патологоанатомом для оцінки структури тканини, виявлення патологій та діагностики захворювань. Гістологічні знімки дозволяють докладно вивчати будову тканин та оцінювати їх стан для встановлення діагнозу та подальшого лікування.

Комп'ютерний аналіз гістологічних знімків надає можливість автоматизувати та полегшити процес оцінки тканин за допомогою спеціалізованого програмного забезпечення та алгоритмів.

Перевагами гістологічних знімків порівняно з іншими біомедичними знімками є:

1. Деталізація тканинної структури. Гістологічні знімки надають високу деталізацію тканинної структури та клітинних елементів, що дозволяє оцінювати їхню морфологію та взаємодію на дуже дрібному рівні.

2. Діагностика патологій. Ці знімки дозволяють виявити патології, такі як ракові клітини, запальні процеси, аномалії розвитку, або інші патологічні зміни, що можуть бути важко виявити іншими методами.

3. Об'єктивність діагностики. Гістологічні знімки дозволяють отримати об'єктивні дані про стан тканин, що важливо для точної діагностики захворювань та розуміння їхньої природи.

4. Дослідницький потенціал. Ці знімки використовуються для досліджень у гістології та медичних науках, допомагаючи у вивченні фізіології та патології різних органів.

5. Діагностика на рівні клітин. Гістологічні знімки дозволяють переглядати та досліджувати організм на рівні окремих клітин, що дає можливість виявляти навіть найдрібніші патологічні зміни.

Ці переваги роблять гістологічні знімки незамінними для точної діагностики та дослідницької роботи у багатьох областях медицини та біології.

Цитологічне зображення (рисунок 1.8) – це зображення, отримане шляхом дослідження окремих клітин, зазвичай за допомогою мікроскопічного аналізу мазків або відбитків клітин з певних тканин чи органів.

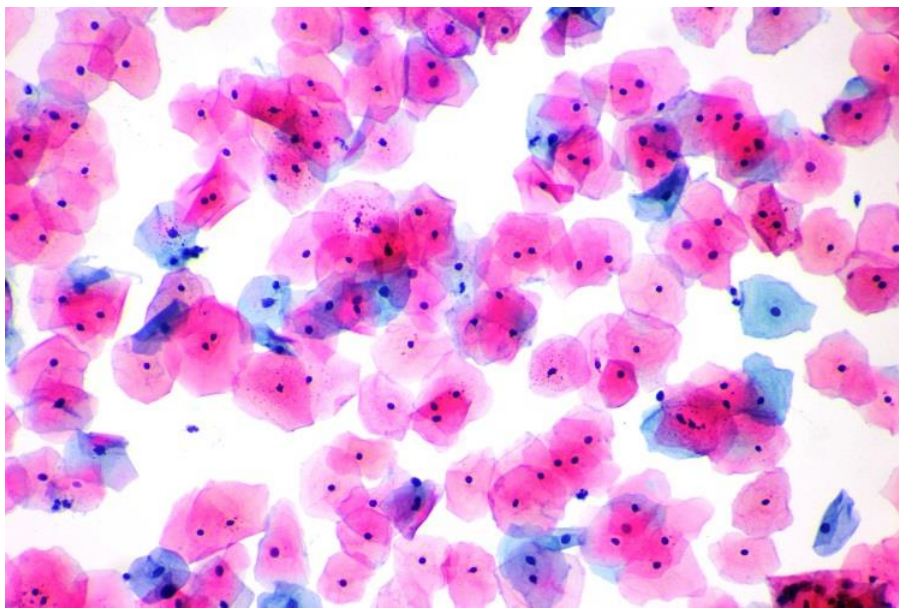


Рисунок 1.8 – Цитологічне зображення

Щоб отримати цитологічне зображення цитологічний зразок може бути зібраний шляхом скрепіння клітин із певної області організму. Це може бути узято за допомогою стерильного або спеціального апарату, наприклад, за допомогою цитологічних щіток або тонкої голки для пункції. Зібрані клітини наносяться на предметний носій, наприклад, скляну пластину, або змішуються з розчином для підготовки препарату для мікроскопічного дослідження. У деяких випадках, клітини можуть бути піддані фарбуванню, що допомагає візуалізувати їхню структуру та оцінювати певні характеристики. Препарат розглядається під мікроскопом цитологом чи патологом для оцінки клітинної структури,

виявлення патологічних змін, оцінки рівня диференціації клітин та інших характеристик. Цитологічні знімки дозволяють оцінювати стан клітин на мікроскопічному рівні, тому вони широко використовуються для діагностики захворювань, особливо у випадках ракових захворювань, і вивчення клітинної структури організму, клітини на предмет змін у їхній структурі, формі та інших характеристиках.

Цитологічні знімки можуть виявити важливі клітинні аномалії, навіть якщо інші методи зображення (наприклад, рентген чи МРТ) не показують зміни.

1.2 Принцип рентгенографії та рентгенівська діагностична апаратура

Рентгенографія – це недорога, потужна технологія, яка широко використовується в медичній діагностиці. Здатність рентгенівського випромінювання проникати через тіло є великим досягненням для неінвазивної візуалізації його внутрішньої структури. Зокрема, вагоме значення рентгенівської візуалізації призвело до швидкого розвитку високопродуктивних рентгенівських детекторів та пов'язаних з ними застосувань візуалізації.

Рентгенівські промені - це тип іонізуючого випромінювання з довжиною хвилі від 0,01 до 10 нм. Коли рентгенівські промені проходять через речовину, вони передаються, поглинаються або розсіюються. Процеси розсіювання і поглинання залежать від загасаючої здатності матерії і регулюються законом Ламберта-Бера:

$$I = I_0 e^{-\mu d},$$

де I – інтенсивність переданих рентгенівських фотонів;

I_0 – це початкова інтенсивність рентгенівських фотонів;

μ – лінійним коефіцієнтом ослаблення;

d - товщина речовини.

Здатність загасання виражається комбінацією фотоэффекту, розсіювання Комптона та розсіювання Релея. Їх співвідношення визначаються як природою речовини, так і енергією падаючих рентгенівських променів. Як правило, в низькоенергетичній рентгенівській області рентгенівські фотони в основному поглинаються об'єктом через фотоэффект.

Досягнення рентгенографії стимулювали розвиток у діагностичних рентгенографічних технологіях, які мали змогу описувати скелет, включаючи переломи, захворювання кісток та розташування сторонніх речовин. Така візуалізація інформації особливо корисна для проведення операції.

Рентгенівська система візуалізації зазвичай складається з рентгенівського генератора та рентгенівського детектора. Рентгенівська система візуалізації перетворює передані від об'єкта рентгенівські фотони у видиме зображення, яке можна використовувати для оцінки внутрішніх структур. Рентгенівський детектор розміщується позаду об'єктів для запису переданих рентгенівських променів для отримання рентгенівського малюнка. Цей малюнок згодом перетворюється на видиме двовимірне (2D) радіографічне зображення або тривимірне радіографічне зображення за допомогою томографії. Нарешті, рентгенівські зображення на основі контрасту генеруються на основі різниці загасання об'єктів всередині матерії до рентгенівських променів.

Плівкоекранна рентгенографія. Перший рентгенівський знімок був зроблений через кілька місяців після виявлення Рентгеном рентгенівських променів, на якому були зображені кістки пальців і кільце його дружини. Рентгенографія незабаром була використана для ідентифікації ювелірної та художньої колекції та неруйнівного виявлення металевих предметів у промисловості. Хоча перші рентгенівські детектори були виготовлені зі скляної пластини та покриті товстим шаром світлочутливої емульсії (крихкі, важкі, дороговартісні, складні для експлуатації та зберігання), вони все ж таки показали надзвичайну перспективу для розвитку рентгенографії.

Проблема пластин сприяла розробці замісних матеріалів із кращими властивостями, а саме гнучкістю, можливістю транспортування, прозорістю та відносною тонкістю. Фотографічна плівка, що складається з нітрату целюлози та емульсії, була вперше розроблена для заміни скляної пластини. Оскільки нітрат целюлози був легкозаймистим, тому для виготовлення рентгенівської плівки використовувалися негорючі триацетатні матеріали целюлози, такі як поліефірні матеріали.

Рентгенівська касета має плоску, світлонепроникну металеву коробку, що складається з посилюючого екрану та радіографічної плівки. Верхній захисний шар з непрозорого вуглецевого волокна майже не має поглинання випромінювання. Задній шар касети з використанням тонкого шару свинцю призначений для уникнення потенційного зворотного випромінювання від рентгенівських променів. Рентгенівська плівка складається з захисного шару, емульсії, клею та полімерної підкладки. Підкладка покрита товстим шаром світлочутливої емульсії з обох сторін для збільшення поглинання рентгенівського випромінювання.

Щоб зменшити дозу випромінювання, було введено флуоресцентний підсилюючий екран із сцинтиляторів для перетворення рентгенівського випромінювання в ультрафіолетове, для сенсibilізації рентгенографічної плівки. Сцинтилятори діють як енергетичний посередник для інтенсифікації екранів, і тому їх продуктивність відіграє значну роль у визначенні якості зображення. Протягом десятиліть розроблені високоякісні сцинтилятори для зменшення впливу рентгенівського випромінювання. Вольфрам кальцію (CaWO_4), клас сцинтилятора, що випромінює синє світло під впливом рентгенівського випромінювання.

Хімічний процес захоплення рентгенівського зображення за допомогою рентгенографічної плівки передбачає формування прихованого зображення, а потім перетворення у рентгенівського зображення. Кристали срібла-галогеніду мають кубічну фазову структуру з точками решітки, зайнятими негативно зарядженими іонами броміду (або йодиду) і позитивно зарядженими іонами

срібла. Срібні галогеніди поглинають енергію фотонів видимого світла або рентгенівських променів і вивільняють електрони для формування електронно-діркових пар, а вивільнені електрони поєднуються з іонами срібла у світлочутливому центрі, що складається з дефектів (точкових дефектів, дислокацій тощо) у кристалах для отримання нейтральних атомів срібла. В результаті атоми срібла накопичуються, утворюючи фоточутливі плями, тим самим формуючи приховане зображення.

Після експозиції рентгенівської плівки вона хімічно обробляється для отримання видимого зображення, яке може бути відображено шляхом транслюмінації на відповідному полі зору для подальшої оцінки. При цьому сульфід натрію і хлорид алюмінію в розчині фіксатора використовуються як консервант і затверджувач відповідно. Нарешті, оброблену плівку промивають для видалення розчину фіксатора через водяну баню і сушать в камері, в якій циркулює гаряче повітря

Цифрова радіографія – це новий етап розвитку сучасних технологій, які появились на стукі двох сфер діяльності. Результати проведеного цифрового дослідження фіксуються у цифровому форматі та за допомогою відповідних апаратних систем (рисунок 1.9).

Хоча традиційна плівкоекранна рентгенографія сприяла розвитку медичної діагностики, вона ж всетаки мала ряд недоліків, таких як, складну хімічну обробку, низьку ефективність автоматичної обробки, високі витрати плівкових матеріалів, споживання часу та праці, незручне зберігання зображень та їх обмін між спеціалістами, а також забруднення навколишнього середовища. З цією метою була розроблена цифрова рентгенографія для заміни плівково-екранної. Ця новітня технологія включає в себе використання цифрового детектора для перетворення рентгенівських променів в цифрові сигнали, які згодом обробляються і відображаються на екрані. Цей метод включає обробку електричних сигналів, відображення зображень, постобробку, зберігання та комунікаційні компоненти.

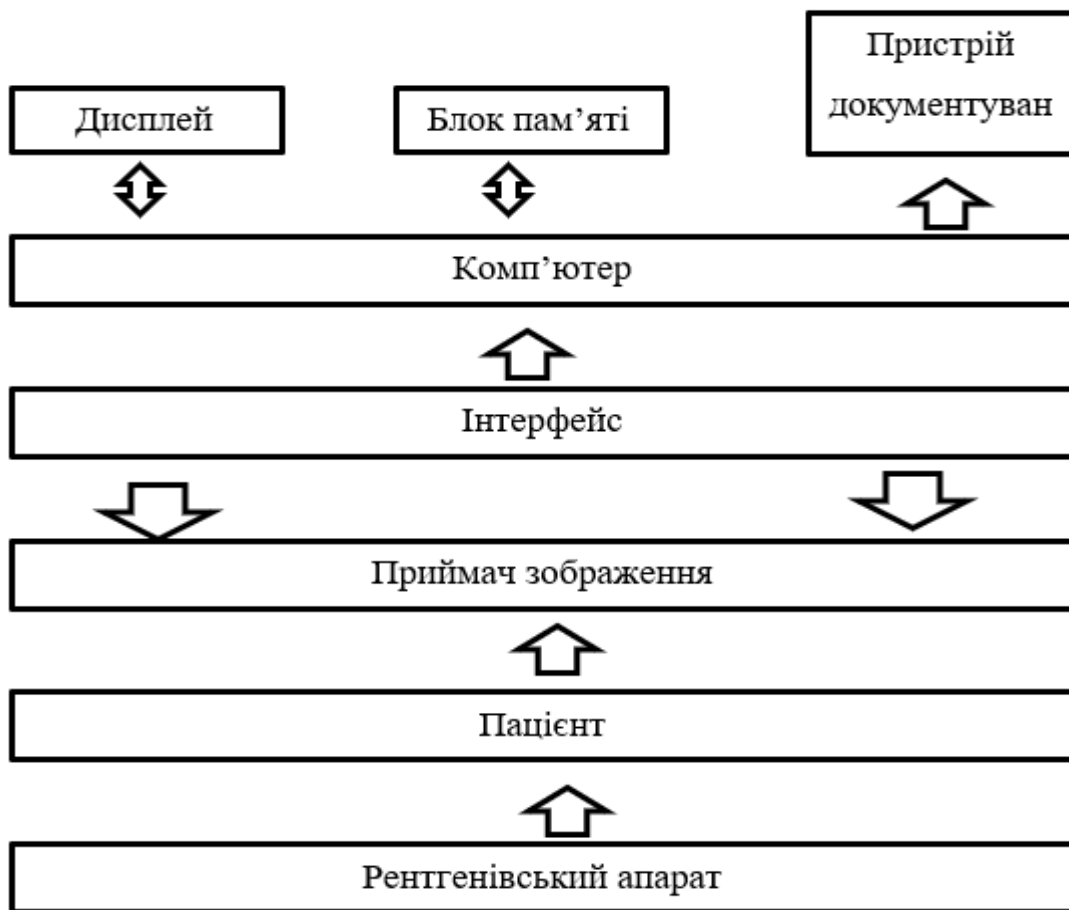


Рисунок 1.9 – Схема цифрового рентгенівського апарату

Комп'ютерна рентгенографія була вперше введена Fujifilm в 1983 році, на основі запису латентного зображення в фотостимулюючій люмінофоровій пластині через лазерну світлову стимуляцію. Комп'ютерна система рентгенографії в основному складається з двох компонентів пластини для візуалізації та комп'ютерний зчитувач. Вони призначені для зберігання прихованого зображення загасання рентгенівського випромінювання в пластині зображення і для зчитування збереженого прихованого зображення через зчитувач відповідно.

Рентгенівський діагностичний апарат складається з генератора рентгенівського випромінювання (рентгенівська трубка), джерела живлення (високовольтного (підвищуючого) й низьковольтного (понижуючого) трансформаторів), штатива чи стола, детектора, пристроїв, що формують рентгенівське зображення та пульта керування.

Види детекторів:Пласкі панельні детектори (FPD): Це сучасні цифрові детектори, які безпосередньо захоплюють рентгенівські зображення і широко використовуються в цифровій рентгенографії (DR) та флюороскопії. Вони пропонують високу якість зображення та є більш ефективними порівняно з традиційними системами на основі плівки.

Детектори обчисленої рентгенографії (CR): Рентгенівські промені взаємодіють із фосфором, а енергія, що вивільняється, захоплюється на плиті. Після випромінювання плита обробляється для створення цифрового зображення.

Інтенсифікатори зображення: Зазвичай використовуються у флюороскопії, інтенсифікатори зображення підсилюють рентгенівський сигнал перед його перетворенням у видиме світло. Це світло потім захоплюється камерою для створення зображення.

Сцинтиляційні детектори: Ці детектори використовують сцинтиляційні кристали для перетворення рентгенівських променів у світло, а фотодетектори перетворюють світло в електричні сигнали. Вони використовуються в різних техніках зображення, включаючи позитронно-емісійну томографію (PET) та гамма-камери.

Фотостимульовані фосфорні (PSP) детектори: Схожі на CR, детектори PSP використовують фосфорну плиту для захоплення енергії рентгенівських променів. Після випромінювання плиту сканують лазером для вивільнення накопиченої енергії та створення цифрового зображення.

Для узагальненню отриманих даних їх було опрацьовано та порівняно на основі деяких загальновідомих ознак, які дають можливість провести порівняння відомих рішень при створення програмно-апаратних комплексів цифрової рентгенології. Дані були отримані з відкритих джерел базуються на аналізі даних від провідних виробників рентгенологічних систем сучасності. Порівняльни аналіз популярних ренген апаратів наведено в таблиці 1.1.

Таблиця 1.1 – Порівняльний аналіз рентген апаратів

Назва рентген апарату	OMNERA 400T Manual-Positioning Digital Radiographic System	Radiography 7000 C DigitalDiagnost C90	RADspeed Pro Style Edition Konica DR
Тип рентгенівського апарату	Цифровий бездротовий детектор	Фіксована кімната (кріплення на стелю)	Фіксована кімната
Особливості	Автоматичне позиціонування. Міцний, алюмінієвий корпус. Включене програмне забезпечення. Сенсорний дисплей 10 дюймів рентгенівської трубки та попереднього перегляду образень. Висока вагова місткість столу. Вибір розмірів детектора CXDI.	Високотехнологічна рентгенівська трубка; Камерна система для візуалізації реального часу. Мінімізація процесів оператора. Автоматизований вибір камер АЕС. Двосторонні панелі керування. Система обробки зображення. Індксація цільової та відхиленої доз.	Плоский панельний детектор (FPD). Автоматичний стічінг. Динамічна цифрова рентгенія. Циклічна петля..
Тип конфігурації системи (лише детектор, встановлення в кімнаті і т. д.)	Фіксована система цифрового рентгену з можливістю вибору одного чи кількох цифрових детекторів.	Повністю налаштовується відповідно до потреб клієнта. Моделі включають кабінет для рентгенівських знімків грудей, економ-кабінет, універсальний кабінет та кабінет високої продуктивності з можливістю установки від одного до чотирьох детекторів	Фіксована система рентгенографії
Пропускна здатність (зоб/год.)	500/год	до 180/год	500/год
Технології зниження дози	Панель високої чутливості з високим коефіцієнтом заповнення, програмне забезпечення для корекції розсіювання, міжнародний стандарт індексу експозиції (EI) із DI.	Високочутливий детектор з високим коефіцієнтом використання квантів (DQE), програмне забезпечення SkyFlow для безсітчастого зображення може зменшити дозу в залежності від використання клієнтом. Цільові та відхилені значення індексу.	Автоматичний фільтруючий коліматор, знімний решітчатий фільтр

Продовження таблиці 1.1

Запис дози	Всі доступні метри дози (DAP, MPPS, IHE REM)	DICOM (SR) структурована звітність про дозу.	Функція розрахованої дози, вимірювач поглибленої дози (DAP).
Функції програмного забезпечення	Зшивання (Stitching), підтискання сітки (Grid Suppression), корекція розсіювання (Scatter Correction), компресія динамічного діапазону (Dynamic Range Compression), автоматичний вибір протоколу (Automatic Protocol Selection), RDSR (Radiation Dose Structured Reporting).	Спільне використання SkyPlate на всіх платформах Philips DR; інтегроване підтискання кісткової тканини Riverain; безсітчасте зображення SkyFlow для всіх анатомій; програмне забезпечення автоматичного зшивання; звітність про дозу у форматі DICOM Structured Report; пакет DICOM плюс інструменти для звітності; запит/отримання DICOM; автоматичне зшивання зображень; клінічний контроль якості.	Автоматичне зшивання зображень з довгим кутом огляду, автоматичне позиціонування, POWER GLIDE, Інтелектуальна сітка, Динамічна цифрова рентгенографія.
Тип	CsI (Цезій-йодид)	Цифровий плоский детектор на основі CsI (Цезій-йодид)	Безпроводникова панель
Розмір	Залежить від конфігурації, вибору клієнта	Фіксований 43 см x 43 см (17x17); портативний Skyplate великий: 35 см x 43 см (14 x17); портативний Skyplate малий: 24 см x 30 см (9x12)	Розмір 17 на 17 дюймів (inches), 14 на 17 дюймів та 10 на 12 дюймів
Пікселі	-	2840 x 2874; SkyPlate великий: 2,330 x 2,846 пікселів; SkyPlate невеликий: 1,500 x 1,920 пікселів	4,248 x 4,248 (тип 17 × 17 дюймів), 3488 x 4256 (тип 14 × 17 дюймів), 2,456 x 2,968 (тип 10x12 дюймів)
Томографія	Ні	Ні	Ні
Стандартне програмне забезпечення/функції обробки зображень	CXDI Control Software NE: усі звичайні функції післяобробки, а також зшивання, підтискання сітки, корекція розсіювання, компресія динамічного діапазону, автоматичний вибір протоколу, тощо.	UNIQUE 2 обробка зображень з повним пакетом інструментів для читання включеним.	Автоматичне налаштування щільності, обробка градацій, багатоцільова частотна обробка, тощо



a)



b)

Рисунок 1.11 – Приклад рентгенографічних апаратів: Radiography 7000 C DigitalDiagnost C90 (a) та OMNERA 400T Manual-Positioning Digital Radiographic System (b)

Використання даних технологій дозволяє підвищити швидкість проведення аналізів, що може мати вирішальне значення в критичних ситуаціях.

1.3 Програмні засоби аналізу та опису цифрових зображень.

Розвиток цифрових технологій в медичній сфері, зокрема в області рентгенології, призвів до виникнення потреби в удосконаленні програмного забезпечення для аналізу рентгенограм. Застосування цифрових технологій в рентгенології відкриває нові можливості для точнішої діагностики та розвивається на фоні збільшення обсягу медичних зображень. Перед аналізом наявного програмного забезпечення, яке присутнє на сьогоднішньому світовому ринку програмного-апаратних комплексів проведення рентгенологічних досліджень, необхідно виділити ряд критеріїв, які є основними для програмних систем даного типу. Основні критерії наведено на рисунку 3.12.

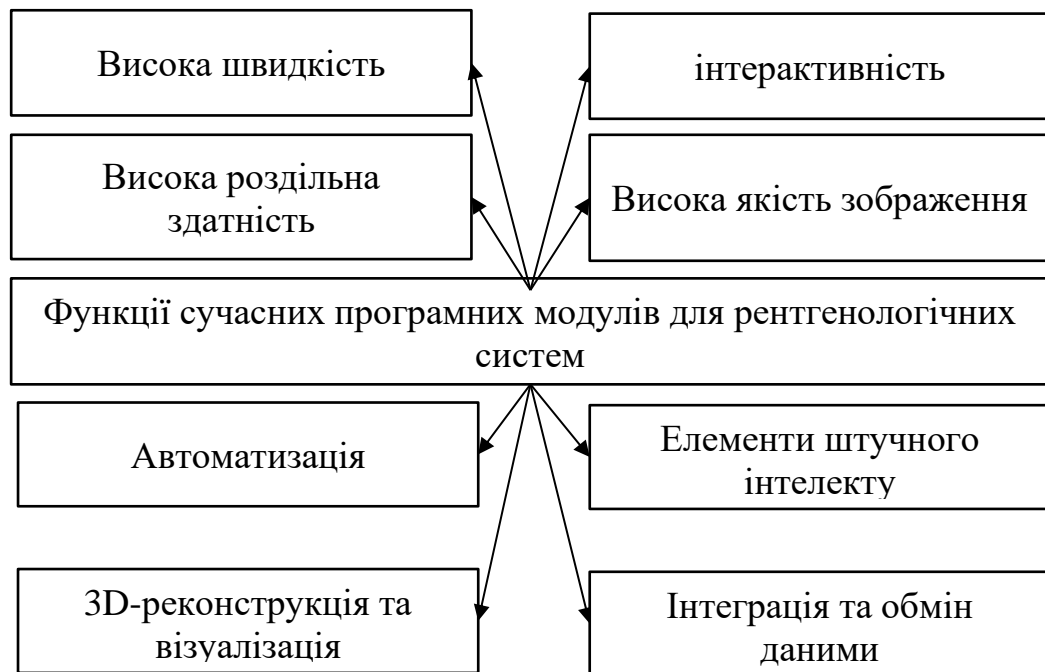


Рисунок 1.12 – Критерії якості сучасних програмних модулів рентгенографічних систем

Однією з важливих властивостей програм для аналізу рентгенограм є їхня швидкість та інтерактивність. Це дозволяє лікарям швидко переглядати та аналізувати великі обсяги зображень, забезпечуючи оперативні та точні діагнози. Швидкість обробки та відгуку є ключовими для уникнення затримок у лікувальному процесі та забезпечення ефективного використання часу медичного персоналу. Завдяки цифровим технологіям можливо отримати високоякісні та деталізовані рентгенограми. Програмне забезпечення повинно підтримувати велику роздільну здатність для якісного візуального аналізу та надавати інструменти для збільшення та зменшення масштабу зображень. В сучасній рентгенології стає все популярніше використання тривимірних зображень для більш точного аналізу. Програмне забезпечення повинно забезпечувати можливість 3D-реконструкції, що дозволяє лікарям оглядати та аналізувати структури з різних кутів, полегшуючи виявлення патологій. Можливість імплементації алгоритмів штучного інтелекту в програмне забезпечення для рентгенології дозволяє автоматизувати деякі завдання аналізу. Виявлення аномалій, кластеризація даних та асистування у діагностичному

процесі – це лише кілька напрямків, де штучний інтелект може виявитися корисним. Важливо, щоб програмне забезпечення для рентгенології було здатним інтегруватися з іншими системами електронної медичної документації та забезпечувати можливість легкого обміну даними між різними медичними установами. Оскільки медичні дані є чутливими, програмне забезпечення повинно відповідати високим стандартам безпеки та забезпечувати захист конфіденційності пацієнтів.

У сучасному світі роль рентгенології у медичній практиці надто важлива, і вдосконалення програмного забезпечення для її аналізу відкриває нові горизонти для точної та швидкої діагностики, полегшуючи роботу медичного персоналу та забезпечуючи краще лікування пацієнтів. Існує велика кількість програм для оцінки, опису та обробки цифрових рентгенограм. У кожній конкретній програмі є свої переваги та недоліки, а також її вибір може залежати від певних потреб, особливостей медичного устаткування та особистих уподобань. Нижче наведено короткий аналіз відомих програмних модулів системи цифрової мікроскопії.

OsiriX. З високою продуктивністю та інтуїтивним інтерактивним інтерфейсом OsiriX є найбільш використовуваним переглядачем DICOM у світі. Це результат більше ніж 17 років досліджень та розробки в галузі цифрового зображення. Він повністю підтримує стандарт DICOM для легкої інтеграції в робоче середовище та відкритої платформи для розробки інструментів обробки. Пропонує вдосконалені техніки післяобробки в 2D та 3D, ексклюзивні інноваційні методи для навігації в 3D та 4D та повну інтеграцію з будь-яким PACS. OsiriX підтримує 64-бітне обчислення та багатозадачність для найкращої продуктивності на сучасних процесорах. OsiriX MD, комерційна версія, сертифікована для медичного використання (FDA затверджена та має маркування CE II).

Переваги даного програмного забезпечення: добре організований інтерфейс, доступна безкоштовна версія, розширений функціонал у платній

версії. До недоліків можна віднести те що система може вимагати тренування для оптимального використання, висока вартість платної версії програми.

Noros – це безкоштовний, відкритий переглядач медичних зображень. Метою проекту Noros є створення повнофункціонального 64-бітного переглядача медичних зображень для Mac OS X. Noros базується на OsiriX та інших відкритих бібліотеках для медичного зображення. Noros доступний за ліцензією GNU Lesser General Public License, Version 3 (LGPL-3.0).

Плюси: безкоштовний та відкритий код, простий у використанні, спільнота реальних користувачів із підтримкою.

Мінуси: має меншу функціональність порівняно з платними аналогами.

RadiAnt DICOM Viewer Це простий та потужний переглядач DICOM, який також надає базові інструменти для обробки цифрових рентгенограм, яким користується багато задоволених користувачів у більш ніж 190 країнах світу.

До явних переваг даної програми відносять підтримку різних типів файлів DICOM Програмне забезпечення може відкривати та відображати дослідження, отримані з різних обладнань для зображення: цифрова рентгенографія (CR, DX), мамографія (MG), комп'ютерна томографія (СТ), магнітно-резонансна томографія (MR), позитронно-емісійна томографія PET-СТ (PT), ультразвук (US), цифрова ангиографія (XA). Підтримуються різні типи зображень DICOM: монохромні (наприклад, CR, CT, MR) та кольорові (наприклад, US, 3D реконструкції), статичні зображення (наприклад, CR, MG, CT) та динамічні послідовності (наприклад, XA, US), некомпресовані та стиснуті (RLE, JPEG Lossy, JPEG Lossless, JPEG 2000). Має всі необхідні інструменти для маніпулювання та вимірювання зображень: плавне масштабування та панорамування; налаштування яскравості та контрастності, режим негативу; заготовлені налаштування вікон для комп'ютерної томографії (легеня, кістка і т. д.); можливість обертати (на 90, 180 градусів) або віддзеркалювати (горизонтально та вертикально) зображення; вимір довжини сегмента; середнє, мінімальне та максимальне значення параметрів (наприклад, щільність в одиницях Гаунсфілда в комп'ютерній томографії) в межах круга/еліпса та його

площі; значення кута (звичайний та кут Кобба). Порівняння різних серій чи досліджень Декілька серій одного дослідження чи кілька досліджень можуть бути відкриті одночасно у тому ж вікні чи в різних вікнах для порівняння. Інструмент MPR (мультиплосинні реконструкції), який надає RadiAnt DICOM Viewer, може бути використаний для реконструкції зображень в ортогональних площинах (коронарній, сагітальній, аксіальній чи косої, залежно від того, яка базова площина зображення). Це може допомогти створити нове сприйняття анатомії, яке не було можливо візуалізувати за допомогою лише базових зображень. Об'ємний візуалізаційний інструмент 3D VR (об'ємна рендеринг) дозволяє візуалізувати великі обсяги даних, що створюються сучасними сканерами КТ/МР в тривимірному просторі. Різні аспекти набору даних можуть бути інтерактивно досліджені в вікні 3D VR. Цей інструмент дозволяє обертати об'єм, змінювати рівень масштабу та позиції, налаштовувати колір та прозорість, вимірювати довжину та показувати сховані структури, відсікаючи непотрібні частини об'єму за допомогою інструменту скальпеля. Зображення рендеряться поступово для забезпечення плавної роботи навіть на повільних комп'ютерах.

Основний недолік - це необхідність глибокого початкового навчання для ефективного використання.

Infinit Pacs. Це обширна інформаційна система для обробки та архівування медичних зображень, включаючи цифрові рентгенограми. Один переглядач PACS для всіх користувачів у сфері радіології: радіологи, техніки та направлення використовують ідентичний інтерфейс, що відрізняється лише ліцензійними функціями (наприклад, MIP/MPR) та правами користувача, які надані кожному користувачеві.

Серед переваг – інтегрована система, висока продуктивність, розширена функціональність. Мінусом є те, що може бути дорогим та складним у впровадженні для невеликих закладів.

Система PACS AGFA IMPAX 6.0 – це програма для управління зображеннями та інформацією, яке допомагатиме оптимізувати робочий процес

підприємства та забезпечить збільшену ефективність та продуктивність лікувального закладу.

Agfa поєднала обширний досвід у галузі PACS з останніми технологічними досягненнями та передовими принципами дизайну промисловості, щоб надати єдину систему, орієнтовану на робочий процес, яка обслуговуватиме споживачів як усередині, так і поза межами установи.

При інтеграції з рішеннями IMPAX RIS та звітами, Impax 6.0 забезпечить консолідований перегляд та централізоване управління зображеннями та інформаційними даними пацієнта.

Плюси: широкий функціонал, висока продуктивність, підтримка великих медичних закладів.

Мінуси: високі витрати, складність у впровадженні для менших клінік.

1.4 Постановка задач дослідження

В процесі проведених досліджень було проаналізовано існуючі групи біомедичних зображень, визначено переваги та недоліки їх використання в процесах клінічних та діагностичних досліджень. Додатково проведено їх класифікації на основі аналізу технологій їх отримання та сфер застосування. Проаналізовано сучасні програмні комплекси для проведення рентгенологічних досліджень на основі використання променевої технології, це дозволило продемонструвати безпечність, актуальність та поширеність використання даного типу досліджень для виявлення ушкоджень внутрішніх органів без використання хірургічного втручання. Проведено дослідження поширених програмних модулів систем рентгенологічних досліджень з метою виділення основних етапів обробки та опису цифрових рентгенологічних зображень.

Для досягнення поставленої мети необхідно розв'язати наступні задачі.

- провести аналіз та класифікацію біомедичних зображень;

- проаналізувати технології проведення рентгенографічних досліджень;
- провести аналітичний огляд програмних модулів систем рентгенографії;
- проаналізувати та виділити характерні ознаки рентгенографічних зображень;
- розробити алгоритм автоматизованої оцінки якості рентгенографічних зображень;
- реалізувати програмний опис та оцінки цифрових рентгенографічних зображень, провести його моделювання та тестування.

1.5 Висновки до розділу

Проаналізовано аналіз біомедичних зображень на основі аналізу технології проведення клінічних досліджень та способів отримання їх цифрових відображень, що надало можливість виділити групу рентгенографічно подібних зображень які використовуються в медицині.

Проаналізовано способи отримання цифрових відбитків внутрішніх органів людини на основі використання рентгенівського випромінення, що дало можливість виділити основні етапи під час проведення рентгенівських досліджень.

Проведено структурний аналіз та огляд функціональних можливостей програмних засобів отримання, обробки, опису та аналізу цифрових зображень на основі рентгенологічних досліджень, що дало можливість виділити основні програмні елементи в структурі систем даного типу.

2 МЕТОДИ ТА АЛГОРИТМИ ОБРОБКИ ТА АНАЛІЗУ РЕНТГЕНОГРАФІЧНИХ ЗОБРАЖЕНЬ

2.1 Критерії оцінки якості рентгенологічного зображення.

Для того, щоб отримати точні результати під час процесу діагностування необхідно, щоб на вхід поступали якісні та максимально інформативні цифрові зображення. Частково якість цифрових зображень мола підвищити за допомогою алгоритмів попередньої обробки, проте даний підхід може випадково видалити або спотворити області інтересу при клінічних дослідженнях. Визначенням якості зображення може бути властивість зображення, яка впливає на впевненість клініциста у спроможності візуально сприймати відповідні діагностичні ознаки на зображенні. Важливі компоненти якості рентгенівського зображення включають контраст, динамічний діапазон, просторову роздільну здатність, шум та артефакти(рисунок 2.1).

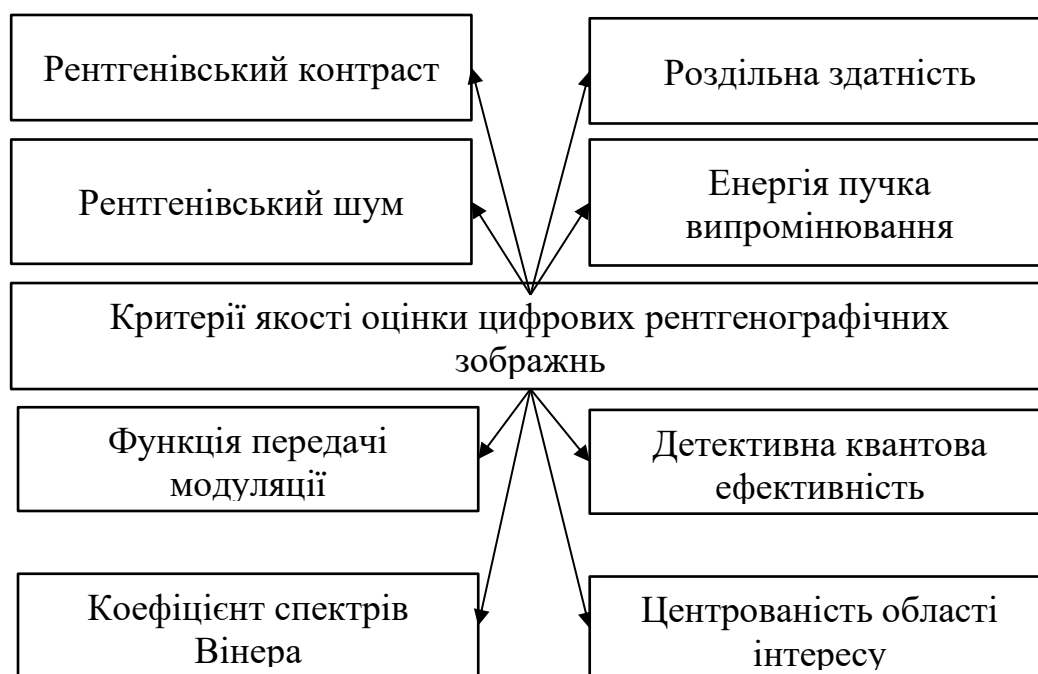


Рисунок 2.1 – Основні критерії якості оцінки цифрових рентгенографічних зображень

Отже, якісне цифрове рентгенографічне зображення важливе для точного тестування та діагностики. Якість рентгенівського зображення можна оцінити за такими основними параметрами, включаючи просторову роздільну здатність, контраст і шум. Фізичні параметри, як правило, оцінюються вимірами спектрів Вінера (WS), функції передачі модуляції (MTF) та співвідношення сигнал/шум (SNR).

Контраст – один з ключових параметрів, який використовується для оцінки якості рентгенівського зображення. Це відноситься до відносної яскравості двох позицій на рентгенівському зображенні шляхом вимірювання характерної кривої експозиції рентгенівської системи візуалізації. Для отримання корисного зображення контраст описується динамічним діапазоном рентгенівського детектора у відповідь на різну експозицію рентгенівської дози. У порівнянні з екранно-плівковою рентгенографією, цифрова рентгенографія демонструє набагато ширший і лінійний динамічний діапазон, зменшуючи ризик перетримки або недоекспозиції. Крім того, відмінності між конкретними тканинами (наприклад, кістками і м'якими тканинами) можуть бути відображені на одному зображенні шляхом постобробки без подальшого впливу.

Рентгенівський контраст – це часткова різниця в сигналі або яскравості між структурою інтересу та її оточенням (рисунок 2.2). Контраст генерується диференційованим поглинанням рентгенівського випромінювання різними тканинами. Рентгенівський контраст прямо пропорційний атомному номеру, щільності та товщині тканини. Наприклад, поглинання рентгенівського випромінювання найменше в повітрі, а найбільше в кістці та проміжне у м'яких тканинах. У цифровій рентгенографії контраст може бути налаштований за допомогою технік обробки зображень, де значення пікселів змінюються для надання очікуваного діапазону контрасту залежно від конкретних клінічних вимог. Поняття контрасту тіснопов'язане з використанням додаткових барвників для підвищення якості вихідного зображення. Щоб отримати рентгеновське зображення, лікар або технік вводить рентгеноконтрастну речовину в орган чи структуру, яку вони планують вивчати.

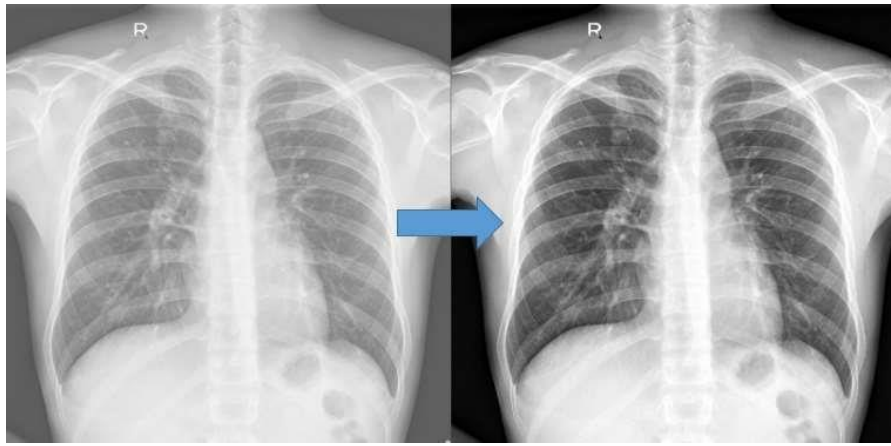


Рисунок 2.2 – Приклад рентгенограми із високим та низьким контрастом

Динамічний діапазон - це діапазон різної інтенсивності рентгенівського випромінювання, який може бути відображений детектором і він доповнює попередній пункт. Рентгенівські детектори, які забезпечують хороший контраст в широкому динамічному діапазоні, є важливим елементом для отримання високоякісних цифрових рентгенограм. Хоча зображення з вузьким діапазоном показують більший видимий контраст, екстремальні значення випромінювання можуть виглядати занадто білими або занадто чорними за відсутності розпізнаваного контрасту (рисунок 2.3).



a)



b)

Рисунок 2.3 – Приклад рентгенографічного зображення вузького динамічного діапазона (a) та з широким динамічним діапазоном (b)

Роздільна здатність. Роздільна здатність – це здатність розрізняти суміжні деталі в об'єкті і пов'язану з ним різкість. Щодо цифрових систем, просторова роздільна здатність відноситься до розміру пікселів в матриці, що має вирішальне значення для досягнення високої просторової роздільної здатності. Цей параметр можна було б виміряти за допомогою вузької щілини, гострого об'єкта та штрихового тестового малюнка. У більшості випадків функція розвороту ліній використовується для зображення вузької щілини. Наприклад, детектори рентгенівського випромінювання на основі прямого перетворення демонструють кращу просторову роздільну здатність зображення, ніж детектори плоских панелей непрямого перетворення, оскільки перші майже не мають розсіювання світла.

Просторова роздільна здатність - це можливість системи зображення відрізняти сусідні структури одну від одної (рисунок 2.5). Смугастий малюнок, що містить чергуючі радіозгущені смуги і радіолюцентні простори рівної ширини, може бути відображений для отримання суб'єктивного вимірювання просторової роздільної здатності в одиницях лінійних пар на міліметр. Функція передачі модуляції (MTF) - це об'єктивне вимірювання просторової роздільної здатності, отримане шляхом вимірювання передачі амплітуди сигналу різних просторових частот від об'єкта до зображення. MTF - це найкращий спосіб вимірювання просторової роздільної здатності. Фактори, які впливають на просторову роздільну здатність, включають збільшення розміру рентгенівсько фокусної плями, роздільну здатність детектора, рух пацієнта та обробку зображення. Для цифрових рентгенограм мінімальною є обмежуюча просторова роздільна здатність 2,5 мм або вище. У системі CR розсіювання лазерного променя під час зчитування зображення - це основний фактор, який обмежує просторову роздільну здатність. У системах DR розповсюдження фотонів світла при перетворенні фотонів рентгенівського випромінювання на світло та розмір елементу детектора (Δx) є найважливішими факторами просторової роздільної здатності.



а)



б)



в)

Рисунок 2.5 – Приклад просторової роздільної здатності: висока роздільна здатність (а), середній рівень роздільної здатності (б) та низька роздільна здатність (в)

Шум. Шумові сигнали, що походять з різних джерел (наприклад, елемент збору, елемент зв'язку, елемент захоплення тощо), характеризуються варіаціями сигналів у рентгенівському зображенні однорідного об'єкта. Шум рентгенівського детектора важливий для визначення якості зображення.



а)



б)

Рисунок 2.6 – Приклад рентгенівських зображень з низьким рівнем шуму (а) та з високим рівнем шуму (б)

Рентгенівський шум - це випадкові або структуровані варіації в межах зображення, які не відповідають варіаціям поглинання рентгенівського

випромінювання об'єкта (рисунок 2.6). Квантовий шум в основному відповідає за шум зображення, і кількість квантів рентгенівського випромінювання, використаних для формування зображення. Контроль факторів експозиції є найкращим способом зменшення квантового шуму.

Співвідношення сигнал-шум (SNR - це важливий параметр, який комбінує ефекти контрасту, роздільної здатності та шуму. Чим вищий сигнал і нижчий шум, тим краща якість зображення. Зображення з високим SNR дозволяють розпізнавати менші і низькоконтрастні структури. Коефіцієнт квантової ефективності (DQE) є найкращим показником ефективності передачі співвідношення сигнал-шум (SNR) для системи зображення. Потрібна доза опромінення обернено пропорційна DQE.

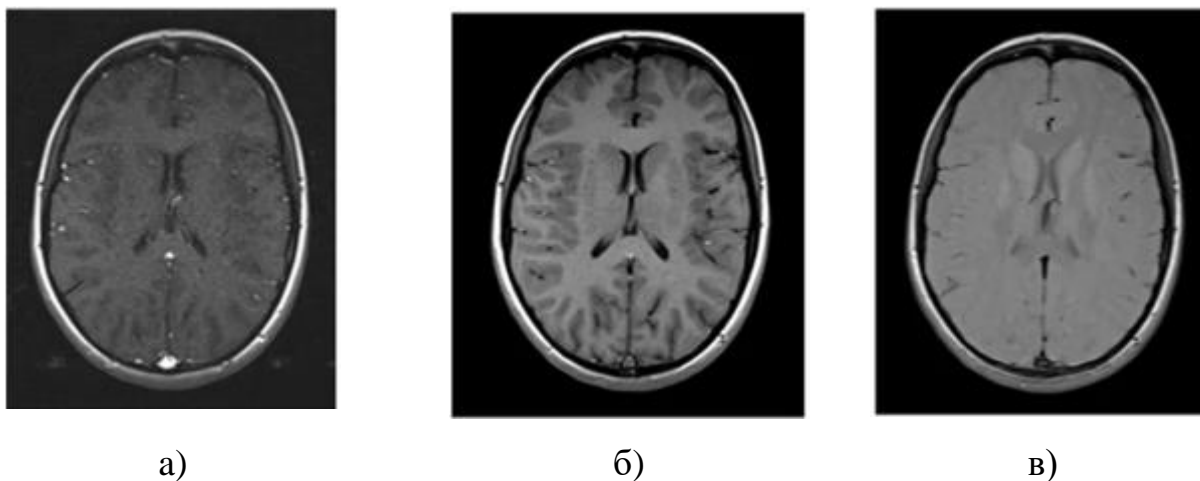


Рисунок 2.7 – Приклад співвідношення сигнал-шум SNR: низьке співвідношення (а), хороше співвідношення (б) та високе співвідношення (в)

Артефакти вносять свою лепту у погану якість зображення через фактори, відмінні від низької роздільної здатності, шуму та співвідношення сигнал-шум. Серед них нерівномірність зображень через проблеми з детектором, несправні елементи детектора, аліасинг та неправильне використання сіток. Окрім того, досить часто в якості ренераторів дефективних артефактів виступають зовнішні чинники, наприклад несправність рентген апарату або присутність сторонніх предметів в процесі фотофіксації (наприклад браслети) тощо (риунок 2.8).



Рисунок 2.8 – Приклад рентгенівського знімка із сторонніми артефактами

Енергія пучка рентгенівського випромінювання - це енергетичний спектр, який використовується при формуванні зображення. Вона пропорційна атомному номеру мішені анода, піку напруги (kVp) генератора рентгенівського випромінювання та кількості фільтрації в пучку (рисунок 2.9).



a)

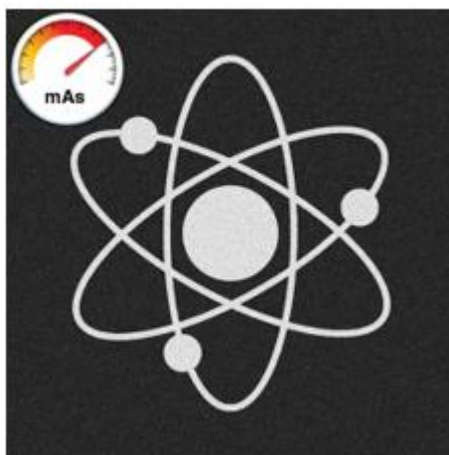


b)

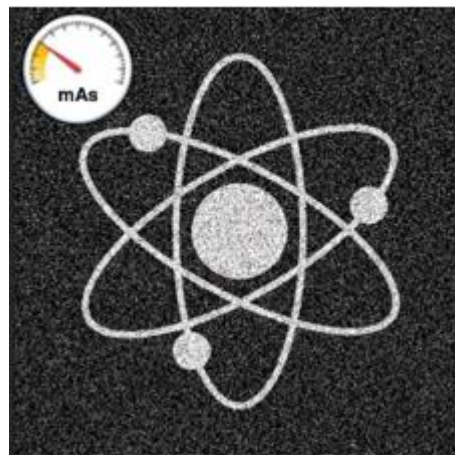
Рисунок 2.9 – Приклад впливу напруги kV на зображення: високий рівень (a) та низький рівень (b)

Пучки з вищою енергією викликають більше проникнення рентгенівського випромінювання, менше ступінь затухання тканинами та більше розсіювання випромінювання. Це призводить до меншого контрасту та меншої дози. Навпаки, пучки з меншою енергією викликають більший контраст та вимагають вищої дози, оскільки для проникнення через тканини тіла та формування зображення буде потрібно більше фотонів. Для зображення конкретних частин тіла вибирається відповідна енергія для оптимізації контрасту та дози.

Трубчастий струм визначає загальну кількість фотонів, що потрапляють на пацієнта для формування зображення. mAs - це добуток трубчастого струму в міліамперах і часу опромінення в секундах. Існує лінійна залежність між mAs та дозою пацієнта. Збільшення mAs призводить до збільшення дози пацієнта і зменшення шуму. Для даного обстеження слід вибрати відповідне mAs для оптимізації балансу між шумом та дозою в залежності від клінічних потреб. Час опромінення може впливати на просторову роздільну здатність, оскільки тривалість опромінення може збільшити ймовірність руху пацієнта, що призводить до розмиття зображення (риунок 2.10).



a)



b)

Рисунок 2.10 – Вплив добутку трубчастого струму mAs на якість зображення: високий рівень (a) та низький рівень (b)

Налаштовуюючи kVp , зменшуючи mAs і зменшуючи розмір фокусного плями, можна отримати високоякісні цифрові рентгенограми з меншим дозуванням випромінювання. Хоча вища доза випромінювання призводить до меншого шуму і кращої якості зображення. Рентгенівські системи повинні бути оптимізовані для отримання якості зображення, яка забезпечує діагностичну точність при найменшій можливій дозі випромінювання (рисунок 2.11).

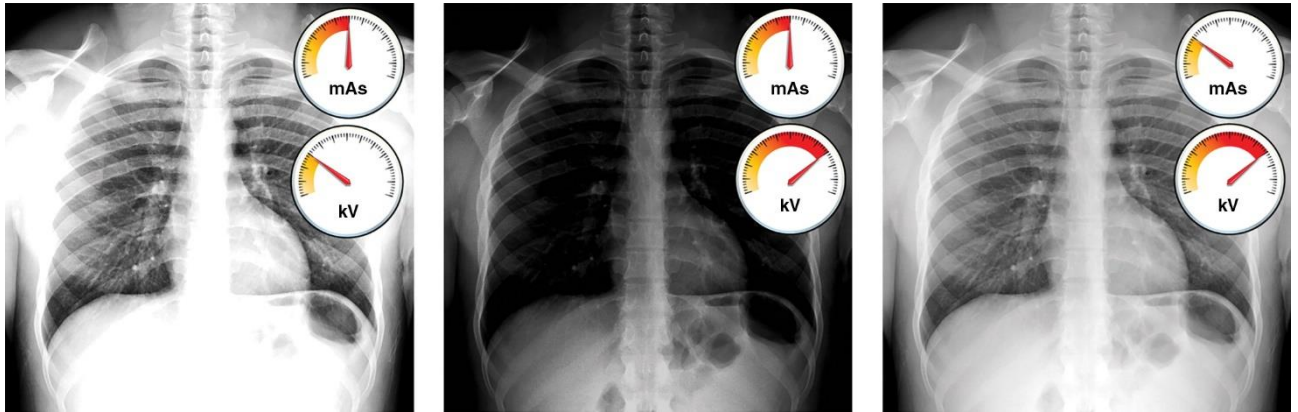


Рисунок 2.11 – Приклад сукупного впливу kV і mAs на якість зображення.

Вибір рентгенівської проекції впливає на дозу випромінювання. Наприклад, у рентгенограмах грудей передньо-задня (AP) орієнтація має вищу дозу випромінювання порівняно з задньо-передньою (PA) орієнтацією через більше випромінювання грудей. У дітей важливо застосовувати принцип "наскільки це можливо низько" ($ALARA$) під час рентгенівських досліджень, оскільки діти більш схильні до ефектів іонізуючого випромінювання, ніж дорослі. Рентгенівські детектори з вищим $ДКВ$ забезпечують відмінну продуктивність Співвідношення Сигнал-Шум (SNR), дозволяючи зменшити дозу випромінювання без значного впливу на якість зображення, особливо в дітей.

Коефіцієнт спектрів Вінера (WS) використовується для вимірювання варіації шуму рентгенівського зображення, що свідчить про функціональну залежність між просторовою частотою та відповідним шумом.

Функція передачі модуляції (MTF) Просторову роздільну здатність детектора рентгенівського зображення можна виміряти за допомогою MTF .

Зокрема, *MTF* використовується для перетворення значень контрасту об'єкта в рівні інтенсивності контрасту рентгенівського зображення. Як згадувалося вище, через обмежене бічне розсіювання, *MTF* для детекторів рентгенівського випромінювання з плоскою панеллю прямого перетворення вище, ніж вимірюється типовими детекторами рентгенівського випромінювання з плоскою панеллю непрямого перетворення.

Детективна квантова ефективність (*DQE*) – в даний час використовується як стандартне вимірювання для оцінки якості зображення в рентгенографії та оцінки ефективності детектора рентгенівського зображення при виявленні рентгенівських фотонів. Примітно, що *DQE* враховує співвідношення сигнал/шум (*SNR*) і шум системи. *DQE* вказує на продуктивність детектора рентгенівської візуалізації з точки зору якості рентгенівської візуалізації та дози рентгенівського випромінювання. *DQE* для цифрової радіографії вище, ніж для класичної плівкової рентгенографії, що вказує на те, що цифрова радіографія може перетворювати більшу частку падаючого випромінювання в сигнали зображення порівняно зі звичайною рентгенографією.

Існує тенденція використання більшої дози випромінювання в цифровій зйомці для зменшення шуму на зображенні, яка називається "дозовим кріпленням".

Для усунення проблем з низькою якістю рентгенівських знімків перший крок повинен бути налаштування параметрів післязйомкової обробки, щоб переконатися, чи можна відтворити зображення з кращою якістю. Потрібно оптимізувати протоколи зйомки та обробки зображень, щоб уникнути повторного обстеження пацієнтів та непотрібного випромінювання.

Оптимальні протоколи зображення повинні бути розроблені для отримання стабільно високої якості зображення при мінімальній можливій дозі випромінювання. Зображення повинні бути належним чином стиснуті для передачі та зберігання без втрати значущої клінічної інформації. Необхідно використовувати відповідні методи післязйомкової обробки для поліпшення

відображення зображення. Ретельна програма забезпечення якості є важливою для постійного підтримання високої якості роботи.

Виділені та класифіковані характерні ознаки цифрових рентгенологічних зображень є основними для визначення якості зображення та дозволяють розробити цілісний підхід для отримання автоматизованої оцінки якості цифрових рентгенологічних зображень. Ці фактори потрібні для оцінки та аналізу якості цифрових рентгенівських знімків та для покращення діагностичної точності клініциста.

Окремими питаннями під час дослідження рентгенологічних зображень є формати для їх зберігання. Для біомедичних зображень висуваються ряд окремих вимог, які не є характерними для інших груп цифрових зображень. Зокрема біомедичні зображення вимагають високої роздільної здатності для детального вивчення структур на клітинному рівні. Для рентгенограм окремою вимогою є сіра градація кольорів, для зменшення розмірів та підкреслення елементів в області дослідження. Окремо можна винести заборону зміни оригіналів цифрових зображень з метою уникнення втрати інформативності або спотворення отримання результатів. Тому для зберігання цифрових зображень використовуються спеціальні формати даних.

Цифрове зображення та комунікації в медицині (DICOM) – це стандарт для обміну та управління інформацією медичних зображень та пов'язаних даних. Він широко використовується в медичних установах для сприяння обміну медичними зображеннями та інформацією між різними пристроями та системами. Основні характеристики DICOM наведено на рисунку 2.12.

DICOM надає стандартизований формат для медичних зображень та пов'язаної інформації. Ця стандартизація забезпечує взаємодію між різними пристроями та системами медичного зображення, незалежно від виробника. Він визначає формат для медичних зображень та такі аспекти як, інформація про пацієнта, параметри отримання зображення та інші метадані. Цей стандартизований формат дозволяє однаково інтерпретувати та відобразити зображення на різних пристроях, що підтримують DICOM. Окрім того його

застосовують його як протокол зв'язку, який дозволяє передавати медичні зображення та інформацію між різними пристроями та системами. Цей протокол часто базується на встановлених стандартах мережі, таких як TCP/IP.

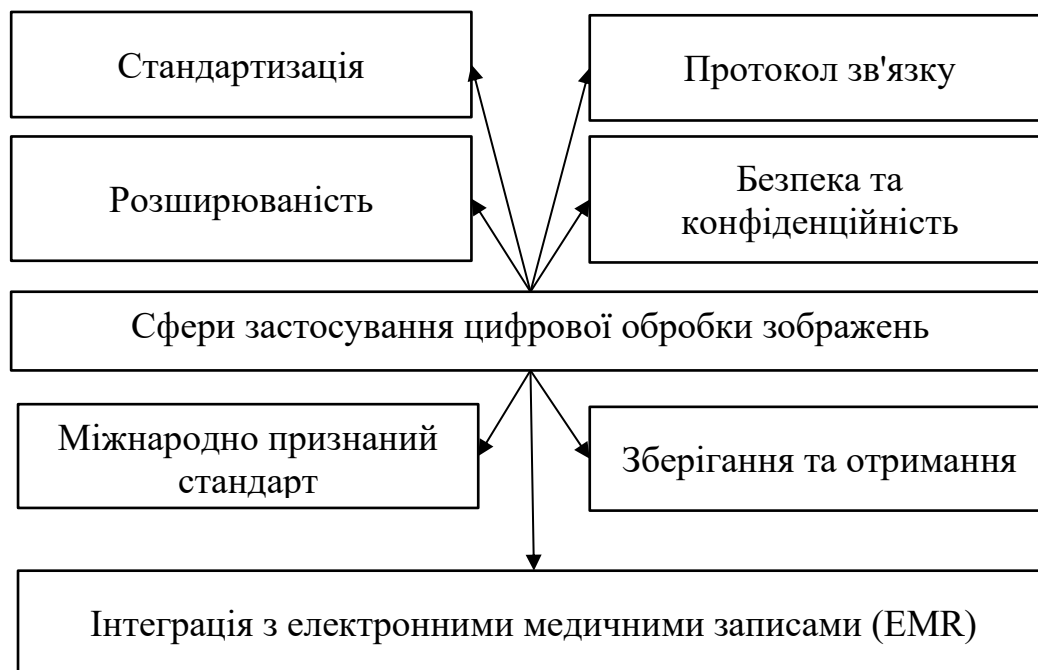


Рисунок 2.12 – Основні характеристики стандарту зберігання цифрових біомедичних зображень DICOM

Окрім того, DICOM визначає механізми для зберігання та отримання медичних зображень з систем Picture Archiving and Communication (PACS). PACS – це система для зберігання та отримання медичних зображень, часто використовується в медичних установах. Її використовують для інтеграції даних медичних зображень з електронними медичними записами. Це забезпечує доступність медичних зображень поряд із іншою інформацією про пацієнта, надаючи комплексний погляд на здоров'я пацієнта. Особливістю даного стандарту є високий рівень безпеки персональних даних, адже він включає засоби для забезпечення безпеки та конфіденційності, такі як можливість шифрування даних під час передачі та вказання засобів контролю доступу для захисту інформації про пацієнта.

DICOM є міжнародним стандартом, яким управляє Комітет стандартів DICOM, в якому представлені представники організацій охорони здоров'я та медичного зображення з усього світу. Проте його технічні можливості можна розширювати, що дозволяє додавати нові види зображень та розвивати технології медичного зображення. Ця адаптивність сприяє його продовженій актуальності в стрімко розвиваючійся галузі медичного зображення.

Стандартизований підхід до вибору формату зберігання даних надає можливість розробки програмних систем обробки та аналізу інформації яка зберігається на цифрових біомедичних зображеннях.

2.2 Протоколи оцінки переломів на рентгенологічних зображеннях.

Алгоритми аналізу рентгенологічних знімків в клініках відіграють важливу роль у сучасній медицині, забезпечуючи швидкий та точний аналіз медичних зображень. Ці алгоритми використовуються для автоматизації процесу інтерпретації зображень, вдосконалення діагностики та розробки індивідуальних планів лікування. В загальному аналіз рентгенологічного знімка в клініці включає кілька ключових етапів, які дозволяють лікарю отримати детальну інформацію про стан пацієнта та визначити наявність можливих патологій чи захворювань. Основні етапи аналізу рентгенограм виглядають наступним чином:

- Підготовка та ідентифікація пацієнта. Лікар ретельно перевіряє особисті та медичні дані пацієнта для ідентифікації та уточнення індивідуальних особливостей. Окрім того проводиться перевірка анамнезу хвороби та інших медичних записів, щоб зрозуміти контекст та історію захворювань.

Контроль якості рентгенограми. На даному етапі лаборант або лікар проводять візуальну оцінку якості отриманого зображення для визначення, чи є воно чітким та відповідає необхідним стандартам. Оцінка правильності

позиціонування пацієнта під час отримання знімка, оскільки неправильна позиція може призвести до неточностей у діагнозі. Даний етап є одним з найважливіших в процесі діагностування. Якщо цифрове зображення буде низької якості або на ньому не буде відображено необхідну інформацію, на етапі аналізу лікар може зробити хибний висновок. Окрім того даний етап автоматизують за допомогою спеціальних програмних засобів, для зменшення рівня лікарської помилки на початковому етапі клінічного дослідження.

Визначення анатомічних структур. Даний етап виконується лікарем самостійно, оскільки аналіз зображення вимагає відповідної кваліфікації та досвіду роботи. Лікар аналізує різні анатомічні ділянки на рентгенограмі для визначення структур, таких як кістки, суглоби, органи та судини. Визначення нормальної анатомії дозволяє виявити будь-які відхилення чи патології.

Виявлення патологій та аномалій. На даному етапі лікар проводить оцінку наявності будь-яких патологічних змін, таких як переломи, опухолі, кальцифікації чи варіанти норми. Порівняння лівої та правої сторін тіла для виявлення асиметрії чи інших аномалій.

Формування діагнозу та плану лікування. На основі отриманих даних та знань лікар ставить діагноз та розробляє план подальшого обстеження чи лікування. Окрім того підготовлює звіт визначеного стандарту зразка.

Даний протокол є загальним для проведення усієї медичних досліджень які базуються на основі рентгенологічних зображень.

Проте з розвитком технологій та засобів, таких як підходи до аналізу цифрових зображень та алгоритми з використанням елементів штучного інтелекту все частіше для допомоги лікарів використовують спеціалізовані системи опису та аналізу цифрових рентгенологічних зображень.

Алгоритми оцінки переломів на рентгенограмах використовуються для автоматизованого виявлення та класифікації переломів як правило, включає наступні пункти:

1. Виявлення ділянки інтересу під час якої система автоматизовано виділяє області, де можуть бути наявні переломи.

2. Сегментація переломів, як проміжний етапа для розпізнавання потенційних ознак перелому, виокремлюючи відповідні області від нормальних структур.

3. Класифікація типів перелому з метою постановки попереднього діагнозу. В залежності від характеристик, таких як розмір, форма, кут або наявність зміщення, система може класифікувати переломи на різні типи (класифікація переломів по системі АО).

4. Попередній висновок, що передається лікарю для підтвердження або відхилення. Результати аналізу відображаються для лікаря з маркуванням можливих переломів для подальшого детального розгляду та остаточного висновку. Ці алгоритми базуються на штучному інтелекті та навчанні моделей на великих наборах рентгенів, щоб розпізнавати характеристики перелому та допомагати фахівцям у їхній діагностиці.

АО (Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen) - це система класифікації переломів, що використовується у ортопедії для класифікації переломів кісток. Ця система складається з букв та чисел, які визначають місце перелому, тип пошкодження та інші важливі характеристики. Вона включає три основні групи, перелік та особливості наведено на рисунку 2.13.

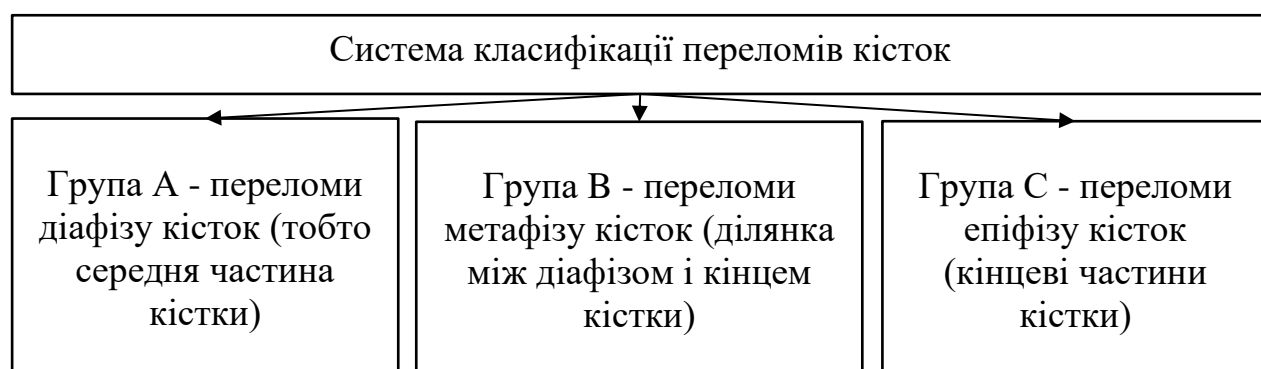


Рисунок 2.13 – Система класифікації переломів кісток

Кожна з цих груп поділяється на підгрупи з додатковими цифрами, що вказують на конкретні місця перелому, його характер та ступінь важкості.

Наприклад, АО типу А може мати підтипи А1, А2, А3, де А1 - це зазвичай прості переломи без зміщення, А2 - переломи з невеликим зміщенням, а А3 - складні переломи з великим зміщенням або фрагментами. Ця система допомагає ортопедам стандартизувати класифікацію переломів та спрощує обмін інформацією між фахівцями в цій галузі (рисунок 2.14).

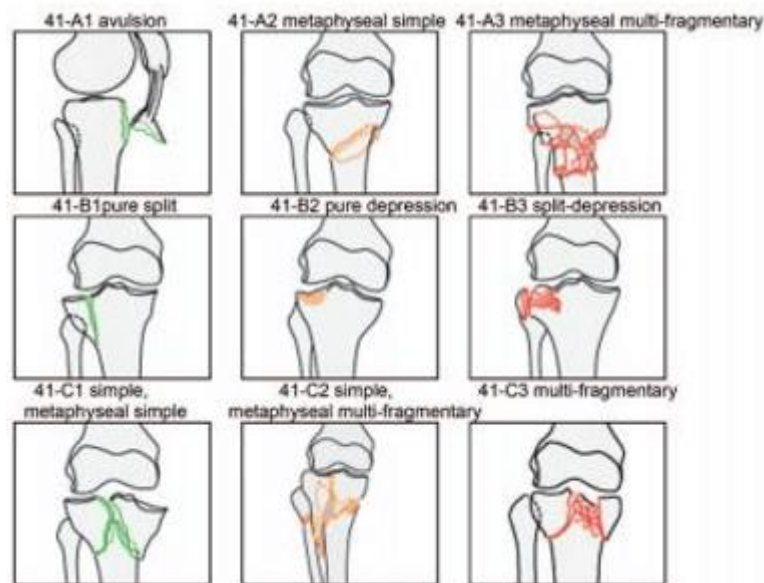


Рисунок 2.14 – Приклад класифікації переломів по системі АО (перелом проксимального відділу великогомілкової кістки)

Окреме місце займає класифікація переломів за Сандерсом. Вона використовується для класифікації переломів кісток стопи, зокрема для переломів п'яткової кістки. Ця система класифікації враховує положення та характер перелому п'яткової кістки. Вона включає чотири типи переломів:

1. Тип I: Поперечний перелом основи п'яткової кістки, який не захоплює суглобову поверхню.
2. Тип II: Перелом основи п'яткової кістки із захопленням суглобової поверхні.
3. Тип III: Вертикальний перелом, який пройшов через тіло п'яткової кістки.

4. Тип IV: Складний перелом п'яткової кістки, коли кілька фрагментів відокремлені.

Під час проведення рентгенологічного обстеження суглобів чи кісток важливо дотримуватися кількох правил:

1. Правильна позиція пацієнта: пацієнт повинен бути розташований так, щоб суглоб чи кістка, яку обстежують, була правильно виведена і знаходилася у потрібній позиції для отримання знімку в потрібній проекції. При проведенні рентгенологічного обстеження суглобів, обов'язкове захоплення ділянок вище і нижче суглобів для отримання комплексного зображення. Це означає, що на знімках повинні бути видимі як місце самого суглоба, так і його оточуючі кістки. Наприклад, при рентгенограмі плечового суглобу рекомендується захоплювати зону від верхньої частини плечової кістки до середини ключиці з одного боку і до середини грудної клітки з іншого боку. Це дозволяє отримати повне уявлення про стан суглобу, а також допомагає у виявленні можливих ушкоджень або патологій, які можуть вплинути на цю ділянку. Подібна ситуація із рентгенограмами переломів діяфізу кісток, при яких для повної інформації, потрібно захопити суглоби вище і нижче ділянки перелому, оскільки часто лінія перелому діяфізу кістки може продовжуватися і переходити у внутрішньосуглобовий перелом, який апріорі є важчим до лікування і гіршим в прогнозах на виздоровлення.

2. Оптимальна експозиція: час та потужність випромінювання повинні бути відповідно налаштовані для отримання чітких зображень.

3. Використання захисного обладнання: персонал і пацієнт повинні використовувати захисне обладнання (наприклад, захисні накладки або накидки), щоб зменшити вплив випромінювання.

4. Стандартні проекції: Використання стандартних проекцій для певних частин тіла допомагає порівнювати зображення з попередніми або нормальними стандартами.

5. Дотримання протоколів безпеки.

2.3 Алгоритм оцінки якості рентгенологічного зображення

За основи здійсненого аналізу протоколів та підходів проведення рентгенологічних досліджень на основі аналізу алгоритмів обробки цифрових зображе було розроблено алгоритм автоматизованої оцінки якості рентгенологічного зображення. Він базується на визначення загальної оцінки отриманого біомедичного зображення шляхом обчислення характерних ознак цифрового зображення. Серед обраних для оцінки характерних ознак можна відмітити наступні:

- Максимальний рівень яскравості (*BL*) – максимальне значення дозволяє оцінити наскільки отримане зображення відділяє різні частини досліджуваного органу.

- Рівень зашумленості (*NL*) – яка кількість сусідніх точок має різкий перепад значення яскравості.

- Відсоток заповненості рентгенологічного зображення (*FL*) – визначає частину площі зображення на якій розташована область інтересу

- Рівень центрованості (*CL*)– вираховує наскільки далеко від центру зображення оласть інтересу.

- Присутність додаткових артефактів (*IM*) – перевіряє чи є на цифровому зображення додаткові метадані про особливості процесу створення цифрового зображення.

- Присутність додаткових додаткових даних про пацієнта (*PM*) – перевіряє чи є на цифровому зображення додаткові метадані про пацієнта.

Даний набір даних може бути оцінений в автоматичному режимі, проте для підвищення рівня оцінювання пропонується окрім кількісних параметрів в процес оцінювання додати відуальну оцінку лікаря, що проводить аналіз даного зображення. Серед ознак які може надати лікар можуть бути:

- Загальний рівень зручності роботи з зображенням;
- Рівень масштабу області інтересу;

– Можливість аналізу зображення без сторонніх засобів тощо.

Проте первинний аналіз буде проводитись в автоматичному режимі на основі алгоритму оцінки якості цифрового рентгенологічного зображення на основі аналізу його характерних ознак. Блок-схема запропонованого алгоритму наведена на рисунку 2.15

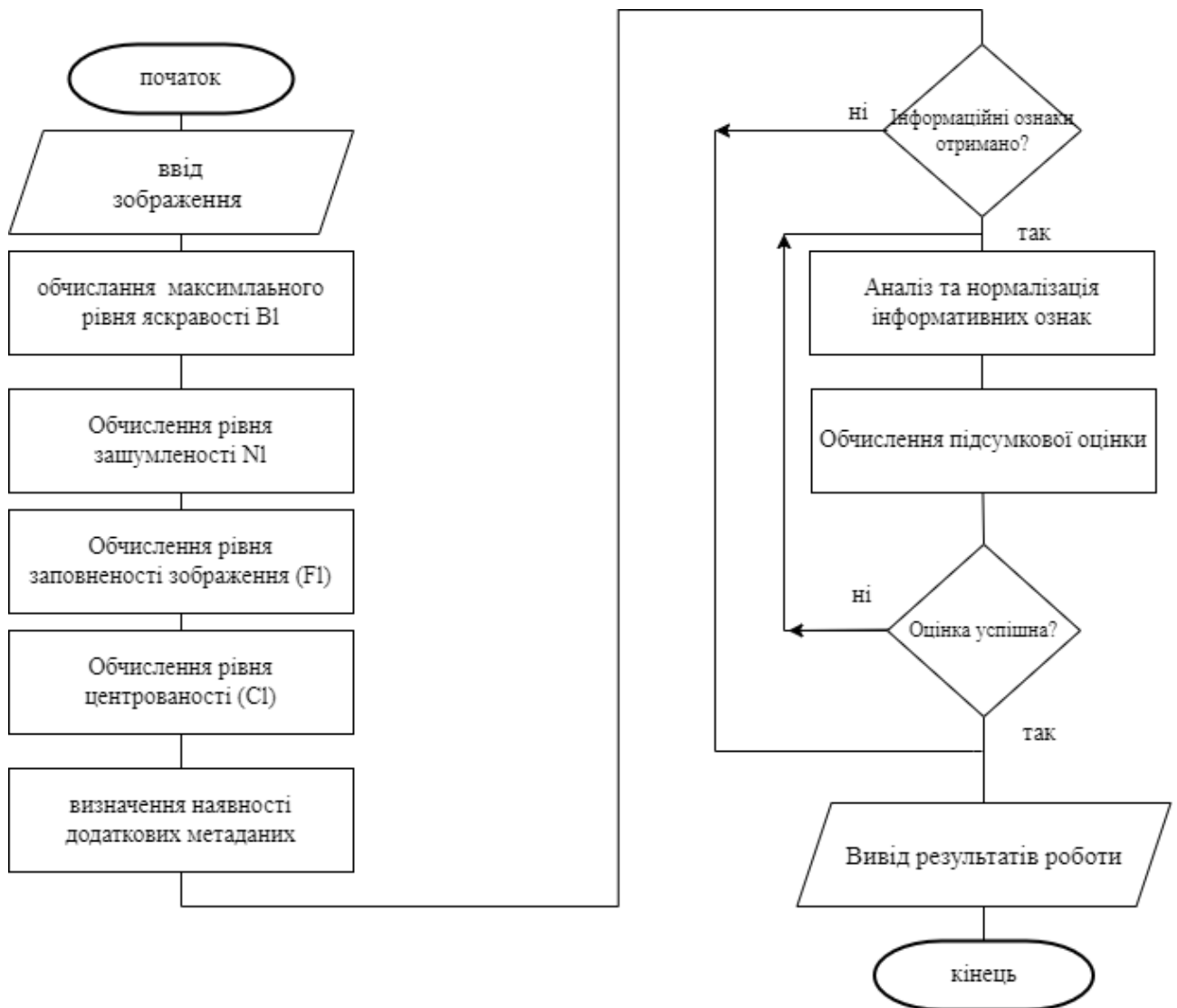


Рисунок 2.15 – Блок схема алгоритму автоматичної оцінки рівня якості цифрового рентгенологічного зображення

Запропонований алгоритм базується на визначенні кількісних інформаційних ознак, що вираховуються в автоматичному режимі на основі аналізу параметрів вхідного цифрового зображення.

Серед переваг даного алгоритму можна відмітити наступні:

- можливість опрацювання цифрових зображень повністю в автоматичному режимі;
- проведення нормалізації отриманих хірихтерних ознак, що дозволить опрацьовувати зображення різного типу;
- швидкість та простота алгоритмів обчислення зарактерних ознак, що дозволяє використовувати даний алгоритм в системах реального часу.
- можливість налаштування парметрів роби алгоритму, що дозволяє адаптовувати запропонований алгоритму для оцінки рівня якості не тільки для біомедичних рентгенологічних зображень.

Недоліком можна вважати залежність кінцевої оцінки від параметрів роби камери на рентген апараті та необхідності проведення незначних обчислень.

Незважаючи на виділені недоліки запропонований алгоритм в повній мірі забезпчує виконання поставлених завдань та дозволяє проводити аналіз цифрових зображень з заданою точністю.

2.4 Висновки до розділу

Проведено аналізу цифрових рентгенографічних зображень на основі аналізу їх характеристик, що дозволило виділити та провести класифікацію їх інформативних ознаки.

Розроблено алгоритм автоматичної оцінки якості цифрового рентгенографічного зображення, на основі обчислення кількісних зарактерних ознак, що дозволило спроекувати програмну систему аналізу та опису цифрових рентгенографічних зображень.

3 ПРОГРАМНИЙ ДОДАТОК ОЦІНКИ ЯКОСТІ ЦИФРОВИХ РЕНТГЕНОГРАФІЧНИХ ЗОБРАЖЕНЬ

3.1 Структура програмного оцінки якості рентгенографічних зображень

Автоматизація процесів медичних досліджень з використанням програмування на Java стає невід'ємною частиною сучасної медичинської практики. Це важливий етап, що сприяє покращенню ефективності, точності та швидкості проведення досліджень, що має ключове значення для медичної галузі та пацієнтів. Однією з вагомих переваг використання програмування Java в автоматизації медичних досліджень є його універсальність та велика спільнота розробників. Java дозволяє створювати потужні та масштабовані додатки, які легко інтегруються з існуючими системами. Це дозволяє розробникам створювати зручні та функціональні інструменти для збору, аналізу та візуалізації медичних даних. Ще однією ключовою перевагою є можливість використання Java для створення платформонезалежних додатків. Це робить їх доступними для використання на різних операційних системах, що є критичним для медичних закладів, де можуть використовуватися різні технічні рішення.

Застосування автоматизації в медичних дослідженнях на основі Java також дозволяє значно полегшити обробку великих обсягів даних та робити це з високою точністю. Алгоритми обробки можуть бути оптимізовані та вдосконалені, щоб забезпечити найкращі результати за найменший час. Безпека даних є ще однією важливою аспектом в медичних дослідженнях, і використання Java дозволяє розробникам створювати програми з високим рівнем захисту інформації. Це особливо важливо при обробці конфіденційних медичних даних, забезпечуючи їх конфіденційність та недоступність для несанкціонованого доступу. Завдяки автоматизації, лікарі та дослідники можуть спростити свою роботу, зосередившись на інтерпретації результатів та прийнятті важливих клінічних рішень. Застосування інноваційних технологій дозволяє швидше впроваджувати нові методи та підходи до медичних досліджень, що в свою чергу

сприяє розвитку медичної науки. Тому вибір мови програмування Java для реалізації програмного додатку опрацювання біомедичних зображень є обґрунтованим та дозволить виконати усі поставлені задачі.

Для реалізацій програмного додатку було розроблено структуру майбутнього додатку. За основу було обрано блочний підхід для формування взаємозалежних функціональних осередків (рисунок 3.1). Блочна система побудови внутрішньої архітектури програмної системи це підхід, у якому програма розбивається на логічні блоки чи модулі, кожен із яких виконує певну функцію. Цей метод має кілька переваг, які сприяють більш ефективній розробці та обслуговуванню програмного забезпечення. Адже при такому підході кожен блок являє собою незалежну одиницю, що полегшує розробку та підтримку. Зміни в одному модулі не повинні впливати на інші, якщо між ними інтерфейси залишаються стабільними. Окрім того, модулі можуть бути повторно використані в інших проектах або частинах системи, що сприяє зменшенню дублювання коду та часу на реалізацію алгоритмів, а та підвищенню ефективності розробки.

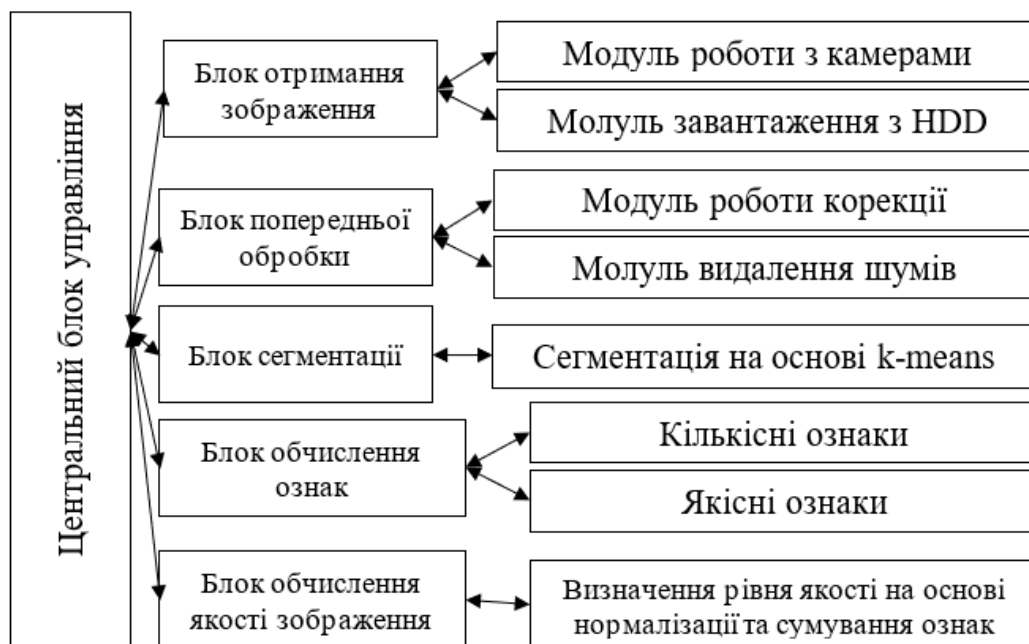


Рисунок 3.1 – Узагальнена структура додатку оцінки якості рентгенографічних зображень

Запропонована архітектура включає п'ять ключових блоків: отримання зображень, попередня обробка, сегментація на основі алгоритму середніх, обчислення кількісних і якісних ознак зображення, а також оцінка рівня якості зображення. Перший блок відповідає за збір зображень із різних джерел даних. Це може включати підключення до камери, читання зображень з файлів або роботу з відеопотоками. Завданням цього блоку є забезпечення стабільного та ефективного введення даних для наступних етапів обробки.

Блок попередньої обробки. Допоміжна структурна ланка в процесі обробки зображень. Основна його задача полягає в тому, щоб після отримання він виконує базові операції для покращення якості даних. Це включає зміну розміру зображень, нормалізацію, покращення контрасту та фільтрацію шуму. Цей блок забезпечує чистоту та стабільність даних перед їх передачею на наступний етап обробки.

Сегментація зображень на такі ділянки є ключовим етапом в обробці зображень. У цій архітектурі використовується алгоритм до-середніх кластеризації пікселів, що дозволяє виділити області подібних характеристик. Цей блок забезпечує абстракцію та структурування зображення для подальшого аналізу.

Блок обчислення кількісних та якісних ознак зображення реалізує наступний етап аналізу вхідного зображення, а саме обчислення кількісних і якісних характеристик зображення. Тут визначаються та заносяться у відповідну структуру розміри сегментів, статистика кольорів, текстурні особливості та інші параметри. Цей блок надає базовий набір даних для оцінки якості зображення.

Останній блок здійснює оцінку рівня якості зображення на основі одержаних характеристик. Тут можна використовувати різноманітні алгоритми оцінки якості, включаючи порівняння з еталонами чи аналіз відповідності заданим стандартам. Результати оцінки можуть бути представлені у вигляді кількісних показників або категорій, забезпечуючи користувачу корисний зворотний зв'язок.

Програмний додаток, побудований на запропонованій блоковій архітектурі для обробки біометричних зображень, забезпечує ефективне та гнучке рішення для складних завдань аналізу та оцінки. Кожен блок, виконуючи конкретні функції, забезпечує модульність та спрощує розробку, тестування та супровід програми. Така архітектура є ключовим компонентом у забезпеченні високої продуктивності та надійності програмних рішень у галузі обробки зображень.

Для перевірки ефективності та стійкості необхідно провести етап аналізу внутрішніх процесів у програмному додатку. Процес моделювання структур дозволяє розробникам передбачати взаємодію компонентів та оптимізувати систему перед її фактичною реалізацією. Використання таких діаграм, як UML, допомагає візуалізувати структуру, що сприяє більш ефективній комунікації в команді розробників. А дослідження структур дозволяє провести аналіз продуктивності та ефективності системи. Оптимізація коду, виявлення вузьких місць та покращення взаємодії компонентів стають можливими завдяки глибокому розумінню внутрішньої структури. Також важливим є аналіз можливих уразливостей та проектування захисних механізмів потребують глибокого розуміння того, як компоненти взаємодіють та які дані обробляються.

Дослідження структури проводиться на основі використання діаграми прецедентів, що належить до групи uml діаграм (рисунок 3.2). Аналіз приведеної діаграми показав, що користувачі мають повний доступ до усіх функцій які реалізовані в програмному додатку, це дозволяє підвищити рівень зречності користування програмним додатком до максимального рівня. Проте слід врахувати, що дані програмний додаток призначений для використання лікарями-травматологами для виконання клінічних досліджень. Тому, до користувачів ставляться вимоги до відповідного рівня знань в сфері використання цифрових технологій та мати досвід у використанні програмних систем даного типу. Окрім медичних знань користувачі повинні мати знання та розуміти процеси попередньої обробки, алгоритмів виділення кількісних ознак та алгоритмів опису цифрових зображень.



Рисунок 3.2 – Діаграма послідовності програмного додатку оцінки якості рентгенологічних зображень

Для дослідження протікання внутрішніх процесів у майбутньому програмному додатку аналізу та опису цифрових рентгенографічних зображень було використано діаграму послідовності (рисунок 3.3).

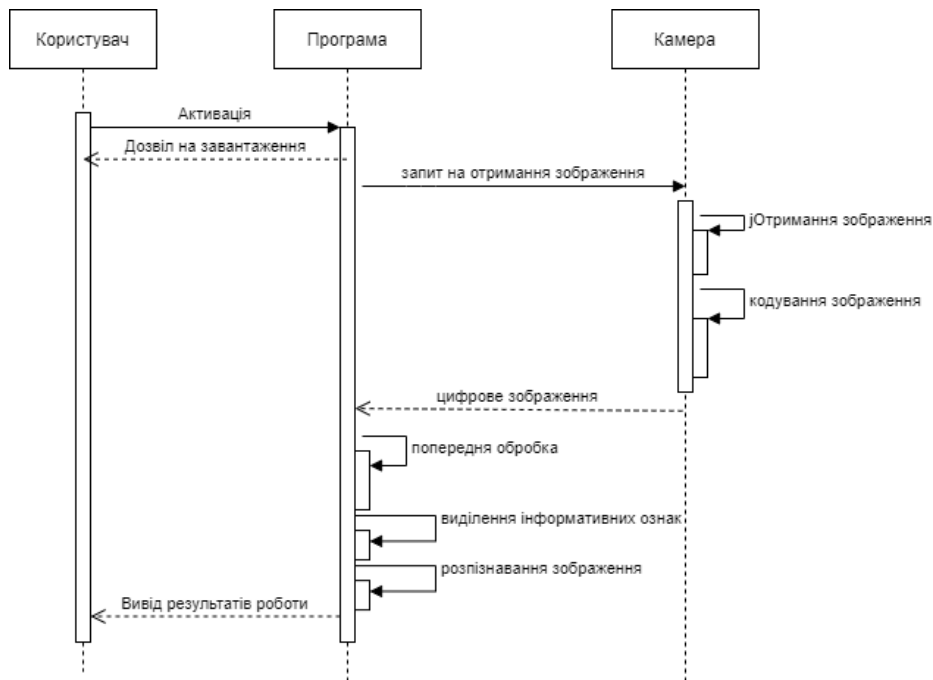


Рисунок 3.3 – Діаграма послідовності програмного додатку оцінки якості рентгенологічних зображень

Дана діаграма послідовності представляє сценарій обробки цифрових зображень у програмній системі, що взаємодіє з користувачем та камерою. Для початку взаємодії користувача з програмою, він ініціює процес, запитуючи програму почати обробку зображень. В свою чергу програма отримавши запит від користувача та готується до взаємодії. На оступному кроці відбувається ініціалізація запиту до камери для отримання цифрового зображення. В результаті чого камера відповідає надаючи програмній системі знімок. Відповідні дії відображаються на інтерфейсі користувача для попереднього перегляду. Користувач здійснює дійсну візуальну оцінку зображення та приймає рішення про подальші дії. Для коректної роботи програми необхідно виділити область інтересу та здійснити алгоритмічну обробку зображення у виділеній області, включаючи попередню обробку, сегментацію та обчислення ознак. Після чого проводиться аналіз отриманих даних та пропонується користувачеві оцінити результати проведеної роботи. Дана діаграма послідовності дає візуальне уявлення про взаємодію між користувачем, програмною системою та камерою у процесі обробки цифрових зображень, а також відображає послідовність дій та передачу керування між компонентами системи.

Для підвищення зручності користування та покращення візуального сприйняття розробленої програмної системи було створено дизайн для головного вікна програмного додатку (рисунок 3.4). Під час розробки дизайну були використані результати аналізу програм аналогів, а також враховані сучасні вимоги та тенденції при розробці графічних інтерфейсів. Сучасні графічні інтерфейси прагнуть мінімалізму і плоского дизайну. Забирання зайвих елементів, використання чітких ліній та яскравих кольорів створюють естетично приємні інтерфейси, полегшуючи сприйняття інформації користувачем. Світлі теми стають все більш популярними у сучасних графічних інтерфейсах. Вони не лише створюють сучасний зовнішній вигляд, але й можуть знижувати стомлюваність очей при тривалому використанні, особливо в умовах слабкого освітлення. Окрім того було враховано сучасні вимоги щодо персоналізації та

індивідуальності при роботі з кожним окремим користувачем. Користувачі можуть вибирати колірні схеми, розміщення елементів інтерфейсу, а також додавати віджети або панелі інструментів, що настроюються відповідно до їх індивідуальних уподобань.

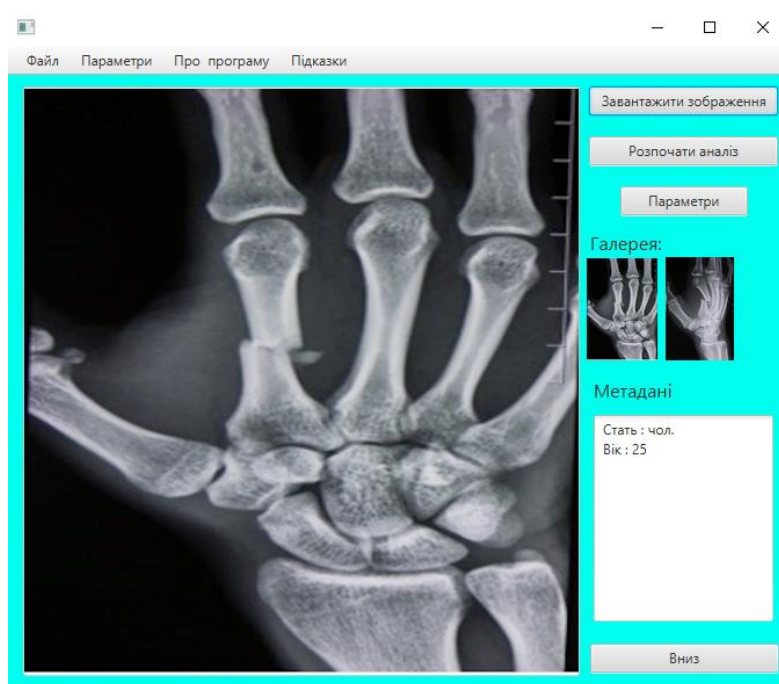


Рисунок 3.4 – дизайн графічного інтерфейсу користувача для головного вікна розробленого програмного додатку

Сучасні тенденції в розробці графічних інтерфейсів програм відображають прагнення до поліпшення досвіду користувача і адаптації до нових технологічних можливостей. Запропонована структура графічного вікна умовно розділена на три частини, які візуально розділені одна від одної. Максимально оперативна частина надана для області відображення результатів опрацювання цифрового зображення та надає можливість користувачеві отримувати актуальну візуальну інформацію під час роботи з програмою. Верхня частина головного вікна містить системне меню, за допомогою якого користувач може активувати необхідні запити для зміни роботи цілої програмної системи. Зправої сторони реалізовано область перегляду зменшених копій активних цифрових зображень, а також відображенні кнопки швидкої активації процесів.

3.2 Програмні модулі додатку обробки рентгенологічних зображень

В сучасному світі, де цифрові технології та інновації визначають наш підхід до медицини, системи обробки медичних зображень знаходяться в центрі революції у галузі діагностики та лікування. Однією з ключових компонент цього перетворення є цифрова бібліотека ImageJ, яка відіграє важливу роль у використанні та аналізі зображень в медичних дослідженнях та практиці. Медичні зображення стали необхідною частиною сучасної медицини, забезпечуючи лікарям і дослідникам детальний вигляд на внутрішні структури організму. Проте, великий обсяг даних та їх складність створюють виклики для аналізу та інтерпретації. ImageJ дозволяє вирішувати ці завдання, надаючи ряд потужних інструментів та функцій для обробки та визначення медичних зображень.

ImageJ – це безкоштовна та відкрита цифрова бібліотека для обробки та аналізу зображень, розроблена для науковців та фахівців у галузі біомедицини. Створена на базі Java, ця платформа стала важливим інструментом у дослідженнях і клінічній практиці завдяки своїм розширюваним можливостям та простоті використання. Однією з ключових переваг ImageJ є його здатність до многозадачності та роботи з різними форматами зображень. Завдяки плагінам та розширенням, ImageJ підтримує роботу з рентгеновськими, комп'ютерними томографіями, магнітно-резонансними зображеннями та іншими типами діагностичних даних. Основні функції ImageJ включають фільтрацію, видалення шумів, підвищення контрастності, обчислення площі та інтенсивності, а також обробку зображень в реальному часі. Відновлення та візуалізація тривимірних зображень є однією з найпотужніших функцій, які полегшують роботу з складними даними, такими як медичні рентгенограми. У сфері діагностики ImageJ допомагає лікарям здійснювати більш точні та об'єктивні оцінки, підвищуючи надійність діагнозів та визначення терапевтичних шляхів.

Тому вибір цифрової бібліотеки ImageJ як базової для реалізації програмного додатку обробки біомедичних зображень є актуальним. А її потужність, гнучкість та зручність використання роблять дозволяють провести швидко реалізацію допоміжних процесів обробки та аналізу цифрових зображень. При цьому, основні зусилля можна сконцентрувати на реалізації та оптимізації запропонованих алгоритмів оцінки зображення.

Для отримання інформативних ознак цифрових зображень окрім запропонованих характерних ознак було реалізовано метод для виділення стандартного набору характеристик за допомогою внутрішніх засобів бібліотеки ImageJ. Зокрема для визначення параметрів площі, периметра тощо, було використано клас ParticleAnalyzer. Приклад програмного коду отримання характерних ознак цифрового рентгенологічного зображення з використання класу ParticleAnalyzer наведено на рисунку 3.5.

```
ip.threshold(128);
ParticleAnalyzer analyzer = new ParticleAnalyzer(
    ParticleAnalyzer.ADD_TO_MANAGER |
ParticleAnalyzer.CLEAR_WORKSHEET,
    Measurements.AREA | Measurements.PERIMETER |
Measurements.SHAPE_DESCRIPTOR,
    new ResultsTable(),
    0, Double.POSITIVE_INFINITY, 0, 1);
analyzer.analyze(new ImagePlus("Thresholded Image", ip));
ResultsTable rt = ResultsTable.getResultsTable();
int count = rt.getCounter ();
```

Рисунок 3.5 – Приклад отримання характерних ознак засобами ImageJ

ParticleAnalyzer – це клас в бібліотеці ImageJ, який використовується для аналізу частинок або об'єктів на цифровому зображенні. Цей клас надає засоби для виявлення, характеристизації та вимірювання областей, які можна вважати частинками або об'єктами на зображенні, такими як клітини, включені області чи інші структури. Основні функції та властивості класу ParticleAnalyzer включають:

- виявлення частинок (може виявляти області або об'єкти, які відповідають заданим критеріям, таким як розмір, яскравість, форма тощо);

- характеристика частинок (надає інформацію про кожну виявлену частинку, включаючи розмір, форму, положення та інші параметри);
- вимірювання параметрів (може вимірювати різні параметри частинок, такі як площа, периметр, інтенсивність тощо);
- видалення частинок (може видаляти частинки або області, які не відповідають заданим критеріям, що дозволяє фільтрувати зображення);
- статистика (може забезпечувати статистичну інформацію про виявлені частинки, таку як середнє значення, стандартне відхилення тощо).

ParticleAnalyzer є потужним інструментом для автоматизованого аналізу медичних зображень та інших досліджень, де потрібно виявлення та вимірювання об'єктів на зображеннях.

Окрім того, для повноцінної роботи програмного додатку йому необхідно виконувати додаткові операції які необхідні для формування параметрів більш складних функцій. Наприклад, нижче наведено програмний код який проходить через всі пікселі зображення та знаходить максимальний рівень яскравості.

```
int maxWidth = ip.getWidth();
int maxHeight = ip.getHeight();
int maxBrightness = 0;
for (int y = 0; y < maxHeight; y++) {
    for (int x = 0; x < maxWidth; x++) {
        int pixelValue = ip.getPixel(x, y);
        if (pixelValue > maxBrightness) {
            maxBrightness = pixelValue;
        }
    }
}
```

Наступний програмний код ілюструє процес реалізації методу для ImageJ, який використовує Median Filter для видалення шуму на 8-бітних зображеннях. Розмір ядра Median Filter визначається параметром radius.

```
public void run(ImageProcessor ip) {
    int radius = 3;
    ip = ip.duplicate();
    ip.medianFilter(radius);
}
```

```
        ImagePlus imp = new ImagePlus("Without Noise", ip);  
    }
```

Метод `medianFilter()` в ImageJ – це метод для обробки зображення, який використовує фільтрацію за медіаною для зменшення шуму та стабілізації значень пікселів. Медіанний фільтр використовується для видалення випадкових значень пікселів, які можуть виникати в результаті різних факторів, таких як електричний шум чи артефакти зображення.

Основна ідея медіанного фільтрування полягає в тому, що для кожного пікселя в околі заданого радіуса відбувається впорядкування значень пікселів за їхніми яскравостями, і вибирається медіана цього впорядкування. В результаті цього процесу піксель отримує значення, яке є середнім для його оточення. Послідовність операцій, які здійснює `medianFilter()` можна описати наступним чином: обирається окіл пікселя заздалегідь визначеного радіуса, значення пікселів у визначеному околі сортуються в порядку зростання або спадання, вибирається медіанне значення із впорядкованого списку значень пікселів. Це значення стає новим значенням центрального пікселя, описані вище кроки повторюються для кожного пікселя на зображенні. Цей метод допомагає знизити вплив шумів та викидів на зображенні, зберігаючи при цьому контур та основні структурні елементи зображення.

Окрім того програмні засоби мови java та бібліотеки ImageJ дозволяють автоматизувати деякі процеси аналізу цифрових рентгенографічних зображень, наприклад на рисунку 3.6. Наведено програмний код для автоматичного виділення області інтересу на основі інформації, що вона повинна бути круглої форми.

В наведеному прикладі для початку роботи необхідно встановити параметри круглої області на основі яких буде відбуватись пошук відповідних областей інтересу. Після їх виділення відбувається реєстрація обраного претендента в масиві областей інтересу. Після закінчення процедури пошуку, користувачу

перевірити виділені області та підтвердити ті, які в дійсності є шуканими областями.

```
ImagePlus imp = IJ.openImage(imagePath);
if (imp != null) {
    int centerX = 100;
    int centerY = 100;
    int radius = 50;
    OvalRoi ovalRoi = new OvalRoi(centerX - radius, centerY -
radius, 2 * radius, 2 * radius);
    imp.setRoi(ovalRoi);
    analyzeROI(imp);
    imp.setOverlay(createOverlay(ovalRoi));
}
```

Рисунок 3.6 – Приклад визначення області інтересу на основі знань її форми

Використання засобів цифрової бібліотеки ImageJ дозволило зменшити час на програмну реалізацію спроектованого додатку та приділити більше уваги реалізації та оптимізації запропонованих алгоритмів оцінки якості рентгенологічного зображення.

3.3 Тестування та аналіз реалізованого програмного додатку

Для проведення дослідження запропонованої структури програмного додатку оцінки рівня якості рентгенологічного зображення було реалізовано програмний додаток. Для отримання об'єктивної оцінки функціональних можливостей для виконання етапу тестування було підібрано робочу станцію з наступними параметрами:

- центральний процесор - Intel Core i5 який дозволить виконувати всі поставлені завдання обробки та аналізу цифрових зображень завдання швидко і без зайвих затримок;

- оперативна пам'ять об'ємом 16 гігабайт DDR4. Оскільки при роботі з цифровими зображеннями може виникнути ситуація, що одночасно треба буде

аналізувати велику кількість цифрових зображень, то для коректної роботи програмного додатку необхідно чим подільше оперативної пам'яті.

- жорсткий диск (SSD) розміром 1Тб. Враховуючи специфіку обробки цифрових зображень, а саме їхні великі розміри, даний розмір носія даних має повністю відповідати вимогам тестових завдань.

- графічний адаптер, це один з основних елементів при виборі параметрів тестової робочої станції, оскільки при роботі з цифровими зображеннями відбувається велика кількість обчислень, що ставить додаткові вимоги до відеокарти. Тому було обрано Sapphire Radeon RX 5700 Pulse 8GB. Дана відеокарта належить до середнього цінового діапазону проте дозволить повністю оцінити можливості програмного додатку.

Враховуючи ці параметри, можна стверджувати, що технічних характеристик цілком достатньо для проведення тестування розробленого програмного додатку оцінки якості рентгенологічних зображень, на різних групах тестових зображень.

Для проведення тестування було сформовано різні групи рентгенологічних зображень в залежності від типу отриманих пошкоджень, технічних параметрів рентгенапаратів за допомогою яких були отримні зображення, індивідуальних біометричних характеристик пацієнтів.

На основі сформованих груп були обрані типові їхні представники та проведений їхній аналіз за допомогою розробленого програмного забезпечення. А для перевірки коректності отриманих даних, результати оінки були порівняні з експертною оцінкою лікаря-травматолога. Експертна оцінка була отримана шляхом проведення усного описування експерта при аналізі тестових зображень. В процесі тестування було проведено ряд досліджень, найбільш репрезентативні випадки були описані нижче:

Тестовий випадок №1 (рисунок 3.7). Аналіз метаданих пацієнта: пацієнт – жінка, 60 років, діагноз - внутрішньосуглобовий косий перелом правої променевої кістки у типовому місці із незначним зміщенням. Травма при падінні зі сходів. В анамнезі життя остеопроз.

Опис цифрового рентгенографічного зображення: цифрове зображення має високий контраст із середнім динамічним діапазоном. Просторова роздільна здатність висока. Хороше співвідношення сигнал-шум SNR. Рентгенівський шум відсутній. Артефакти незначні, не впливають на поле інтересу (можливо рукав від куртки).

Оцінка отримана в результаті проведення – якість зображення 0,89.

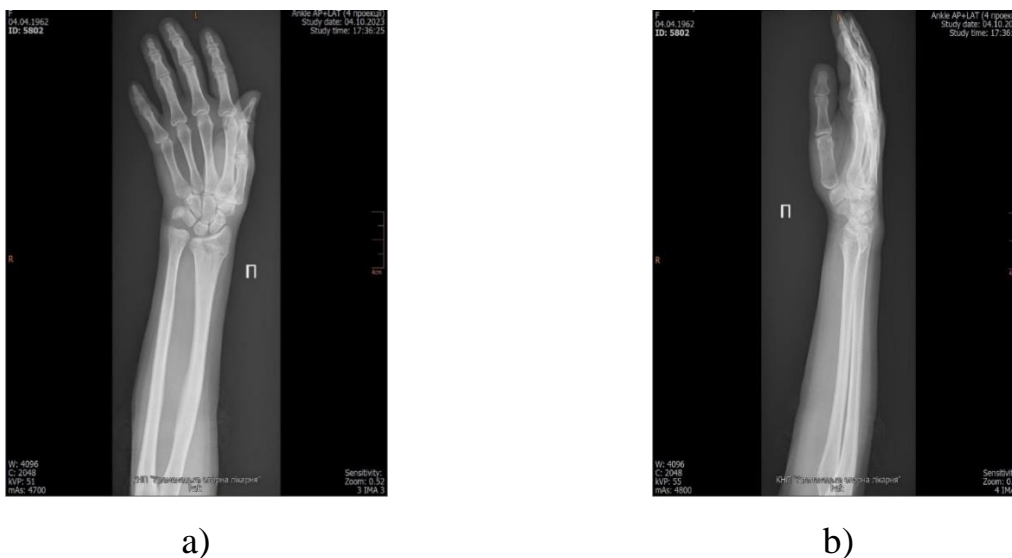


Рисунок 3.7 – Перелом променевої кістки в типовому місці: пряма проекція (а)
бокова проекція (b)

Тестовий випадок №2 (рисунок 3.8). Аналіз метаданих пацієнта: пацієнт чоловік, 48 років, діагноз - простий повздовжній перелом п'яткової кістки із незначним зміщенням. Травма при падінні з висоти 2 метри. Анамнез життя – без особливостей.

Опис цифрового рентгенографічного зображення: цифрове зображення має високий контраст із середнім динамічним діапазоном. Просторова роздільна здатність висока. Хороше співвідношення сигнал-шум SNR. Рентгенівський шум та артефакти відсутні.

Оцінка отримана в результаті проведення – якість зображення 0,84.



a)



b)

Рисунок 3.8 – Перелом п'яткової кістки із незначним зміщенням: пряма проєкція (a) бокова проєкція (b)

Тестовий випадок №3 (рисунок 3.9). Аналіз метаданих пацієнта: пацієнт – чоловік, 53 років, діагноз - можливий перелом лівої променевої кістки в типовому місці (через неправильну проєкцію не можливо визначити точно лінію перелому та кількість уламків кістки). Травма при падінні з висоти власного зросту. Анамнез життя – без особливостей.

Опис цифрового рентгенографічного зображення: цифрове зображення має високий контраст із середнім динамічним діапазоном. Просторова роздільна здатність висока. Низьке співвідношення сигнал-шум SNR. Наявний рентгеновський шум. Артефакт – гіпсова лонгета.

Оцінка отримана в результаті проведення – якість зображення 0,42.



Рисунок 3.9 – Неінформативний рентгеновський знімок – неправильна позиція обстежуваної ділянки тіла.

Тестовий випадок №4 (рисунок 3.10). Аналіз метаданих пацієнта: пацієнт жінка., 28 років, діагноз -багатоуламковий складний перелом середньої третини правої ключиці із значним зміщенням. ДТП - пасажир. Анамнез життя – палить протягом останніх 4 років.

Опис цифрового рентгенографічного зображення: цифрове зображення має високий контраст із середнім динамічним діапазоном. Просторова роздільна здатність висока. Високе співвідношення сигнал-шум SNR. Рентгенівський шум та артефакти відсутні.

Оцінка отримана в результаті проведення – якість зображення 0,63.



Рисунок 3.10 – Багатоуламковий складний перелом середньої третини правої ключиці із значним зміщенням.

Тестовий випадок №5 (рисунок 3.11). Аналіз метаданих пацієнта: пацієнт чоловік, 65 років, діагноз – складний багатоуламковий перелом дистальної третини лівої стегнової кістки із кутовим зміщенням та ушкодженням м'яких тканин. ДТП - водій. Анамнез життя – тотальне ендопротезування лівого кульшового суглобу 2015 р.

Опис цифрового рентгенографічного зображення: цифрове зображення має середній контраст із середнім динамічним діапазоном. Просторова роздільна здатність висока. Середнє співвідношення сигнал-шум SNR. Незначний рентгенівський шум. Артефакти – дистальний кінець ніжки ендопротезу.

Оцінка отримана в результаті проведення – якість зображення 0,57.



Рисунок 3.11 – Складний багатоуламковий перелом дистальної третини лівої стегнової кістки із кутовим зміщенням

Тестовий випадок №6 (рисунок 3.12). Аналіз метаданих пацієнта: пацієнт чоловік, 66 років, діагноз – сповільнено консолюючий багатоуламковий поперечний перелом середньої третини діяфізу лівої плечової кістки із значним кутовим зміщенням. Наявність кісткової мозолі що в процесі формування. Падіння із висоти власног зросту. Анамнез життя – без особливостей.

Опис цифрового рентгенографічного зображення: цифрове зображення має низький контраст із середнім динамічним діапазоном. Просторова роздільна здатність середня. Середнє співвідношення сигнал-шум SNR. Незначний рентгенівський шум. Артефакти – тінь від іммобілізаційної шини.

Оцінка отримана в результаті проведення – якість зображення 0,66.



Рисунок 3.12 – Сповільнено консолюючий багатоуламковий поперечний перелом лівої плечової кістки із значним кутовим зміщенням.

Тестовий випадок №7 (рисунок 3.13). Аналіз метаданих пацієнта: пацієнт чоловік, 25 років, діагноз – складний багатоуламковий поперечний перелом середньої третини II п'ястної кістки із незначним зміщенням. Бійка. Анамнез життя – без особливостей.

Опис цифрового рентгенографічного зображення: цифрове зображення має високий контраст із середнім динамічним діапазоном. Просторова роздільна здатність висока. Високе співвідношення сигнал-шум SNR. Рентгенівський шум та артефакти відсутні.

Оцінка отримана в результаті проведення – якість зображення 0,96.



Рисунок 3.13 – Складний багатоуламковий поперечний перелом середньої третини II п'ястної кістки із незначним зміщенням: пряма проекція (a) бокова проекція (b)

Тестовий випадок №7 (рисунок 3.14). Аналіз метаданих пацієнта: пацієнт жінка, 45 років, діагноз – простий косий перелом середньої третини правої стегнової кістки із кутовим зміщенням. Наявність повітря в м'яких тканинах та сторонніх металевих предметів. Травма отримана внаслідок падіння стіни. Анамнез життя – без особливостей.

Опис цифрового рентгенографічного зображення: цифрове зображення має низький контраст із середнім динамічним діапазоном. Просторова роздільна

здатність середня. Середнє співвідношення сигнал-шум SNR. Рентгенівський шум відсутній. Артефакти у вигляді сторонніх металевих предметів.

Оцінка отримана в результаті проведення – якість зображення 0,69.



Рисунок 3.14 – Простий косий перелом середньої третини правої стегнової кістки із кутовим зміщенням. Наявність повітря в м'яких тканинах та сторонніх металевих предметів. Бокова проекція.

Проведений аналіз продемонстрував, що реалізований програмний додаток дозволяє проводити повний спектр операцій по обробці цифрових біометричних зображень від етапу отримання, попередньої обробки, аналізу та виділенню характерних ознак до визначення рівня якості зображення. В процесі тестування програмний додаток працював в режимі реального часу без відчутних часових затримок, інформація про результати проведення кожного з етапів коректно відображалась у відповідному інформаційному полі графічного інтерфейсу, критичні та аварійні ситуації під час експлуатації не були виявлені. Програмний додаток коректно опрацьовував цифрові зображення різної якості, що дозволяє зробити висновок, що реалізований програмний додаток відповідає усім поставленим вимогам та дозволяє вирішити усі задачі які можуть виникнути в процесі аналізу та опису цифрового рентгенологічного зображення. На основі проведених тестових випробувань та отриманій оцінці практикуючого лікаря

було сформовано підсумкову таблицю в якій поєднано узагальнені результати тестування розробленої програмної системи. Узагальнені результати наведено в таблиці 3.1.

Таблиці 3.1 – Узагальнені результати тестування розробленої системи

№ тестового випробування	Кількісні дані	Метадані на зображенні	Якісна оцінка	Загальна оцінка лікаря
Тест 1	0,89	присутні	отримано	Висока якість
Тест 2	0,84	присутні	отримано	Хороша якість
Тест 3	0,42	присутні	отримано	Низька якість
Тест 4	0,63	присутні	отримано	Середня якість
Тест 5	0,57	присутні	отримано	Низька якість
Тест 6	0,66	присутні	отримано	Середня якість
Тест 7	0,96	присутні	отримано	Висока якість
Тест 8	0,69	присутні	отримано	Середня якість

3.4 Висновки до розділу

Розроблено загальну структуру програмного додатку опису та аналізу цифрових зображень на основі алгоритмів цифрової обробки зображень та запропонованого алгоритму оцінки якості зображення, що дозволило провести моделювання та програмно реалізувати систему обробки цифрових зображень .

Здійснено програмну реалізацію системи обробки зображень на основі запропонованої структури та алгоритмів оцінки зображень, що дала можливість провести їх тестування, а також здійснити порівняння з програмами аналогами.

ВИСНОВКИ

На основі аналізу існуючих програмно-апаратних комплексів аналізу та опису біомедичних цифрових зображеннях, а також відомих алгоритмів цифрової обробки зображень можна зробити такі висновки:

1. Проведено аналіз біомедичних зображень на основі аналізу технології проведення клінічних досліджень та способів отримання їх цифрових відображень, що надало можливість виділити групу рентенографічно подібних зображень які використовуються в медицині.

2. Проаналізовано способи отримання цифрових відбитків внутрішніх органів людини на основі використання рентгенівського випромінення, що дало можливість виділити основні етапи під час проведення рентгенівських досліджень.

3. Проведено структурни аналіз та огляд функціональні можливості програмних засобів отримання, обробки, опису та аналізу цифрових зображень на основі рентгенологічних досліджень, що дало можливість виділити основні програмні елементи в структурі систем даного типу.

4. Проведено аналізу цифрових рентенографічних зображень на основі аналізу їх характеристик, що дозволило виділити та провести класифікацію їх інформативних ознаки.

5. Розроблено алгоритм автоматичної оцінки якості цифрового рентенографічного зображення, на основі обчислення кількісних характерних ознак, що дозволило спроектувати програмну систему аналізу та опису цифрових рентенографічних зображень.

6. Розроблено загальну структура програмного додатку опису та аналізу цифрових зображень на основі алгоритмів цифрової обробки зображень та запропонованого алгоритму оцінки якості зображення, що дозволило провести моделювання та програмно реалізувати систему обробки цифрових зображень.

СПИСОК ВИКОРИСТАНОЇ ЛІТЕРАТУРИ

1. Мерва Т.Г., Іваньо Н.І. Алгоритм автоматизованого вибору рентгенологічних зображень для діагностики травм зв'язково-сухожилкового апарату коліна. Збірник праць VIII Науково-практична конференція молодих вчених і студентів «Інтелектуальні комп'ютерні системи та мережі», Тернопіль, 5 грудня 2023 р. с. 37.
2. Іваньо Н.І. Мерва Т.Г.. Автоматизація медичних досліджень з використанням сучасних інформаційних технологій. Збірник праць VIII Науково-практична конференція молодих вчених і студентів «Інтелектуальні комп'ютерні системи та мережі», Тернопіль, 5 грудня 2023 р. с. 30.
3. Abbene L., Gerardi G. High Resolution X-Ray Spectroscopy with Compound Semiconductor Detectors and Digital Pulse Processing Systems. X-Ray Spectroscopy. 2012.
4. Bollinger D., Li H. Quality Assurance of X-ray Computer Tomography. Handbook of X-ray Imaging. 2017. P. 775–790.
5. Digital Radiography. X-Ray Imaging. Taylor & Francis Group, 6000 Broken Sound Parkway NW, Suite 300, Boca Raton, FL 33487-2742, 2016. P. 261–284.
6. Image Quality. X-Ray Imaging. Taylor & Francis Group, 6000 Broken Sound Parkway NW, Suite 300, Boca Raton, FL 33487-2742, 2016. P. 329–368.
7. Mahesh M. Essential Role of a Medical Physicist in the Radiology Department. Radiographics. 2018 Oct;38(6):1665-1671
8. Krupinski EA, Williams MB, Andriole K, Strauss KJ, Applegate K, Wyatt M, Bjork S, Seibert JA., ACR. AAPM. Society for Imaging Informatics in Medicine. Digital radiography image quality: image processing and display. J Am Coll Radiol. 2007 Jun;4(6):389-400
9. McCollough CH. The AAPM/RSNA physics tutorial for residents. X-ray production. Radiographics. 1997 Jul-Aug;17(4):967-84.

10. Lee, K. M, Meer, P. Robust Adaptive Segmentation of Range Images, *IEEE Trans. Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 20(2), 2010. 200-205.
11. Barrett HH, Yao J, Rolland JP, Myers KJ. Model observers for assessment of image quality. *Proc Natl Acad Sci U S A*. 1993 Nov 01;90(21):9758-65.
12. Reiner BI, Siegel EL, Flagle C, Hooper FJ, Cox RE, Scanlon M. Effect of filmless imaging on the utilization of radiologic services. *Radiology*. 2000;215:163–167.
13. Sujatha P, Sudha KK. Performance analysis of different edge detection techniques for image segmentation. *Indian Journal of Science and Technology*. 2015 Jul; 8(14):1–6.
14. Palma L, Grisi G, Cuttin R, Rimondini A. Digital vs conventional radiography: cost and revenue analysis. *Eur Radiol*. 1999;9:1682–1692.
15. Reiner BI, Siegel EL. Technologists' productivity when using PACS: comparison of film-based versus filmless radiography. *AJR*. 2002;179:33–37.
16. Ramaswamy MR, Chaljub G, Esch O, Fanning DD, Sonnenberg E. Continuous speech recognition in MR imaging reporting: advantages, disadvantages, and impact. *AJR*. 2000;174:617–622.
17. Anjana N, Priestley JJ, Nandhini V, Elamaran V. Color image enhancement using edge based histogram equalization. *Indian Journal of Science and Technology*. 2015 Nov. 8(29):1–6.
18. Reneir B, Siegel E, Carrino JA. Workflow optimization: current trends and future directions. *J Digit Imaging*. 2002;15:141–152. doi: 10.1007/s10278-002-0022-7.
19. Medical Information System Subcommittee. Proposed Checklist Guideline of Specifications of PACS. *Japanese Journal of Radiological Technology*. 1998. Vol. 54, no. 7. P. 908–915.
20. Clunie D. A., Carrino J. A. DICOM. PACS. New York, NY, 2002. P. 73–119.
21. Peck A. DICOM. Clark's Essential PACS, RIS and Imaging Informatics. 2017. P. 85–100.

22. Combining classifiers for bone fracture detection in X-ray images / Vineta Lai Fun Lum et al. 2005 International Conference on Image Processing, Genova, Italy, 14 September 2005. 2005.

23. Jorge D. Mendiola-Santibañez, Ivan R. Terol-Villalobos, Gilberto Herrera-Ruiz et al., "Morphological contrast measure and contrast enhancement: One application to the segmentation of brain MRI", *Signal Processing*, vol. 87, pp. 2125-2150, 2007.

24. WANG DEMIN, "A MULTISCALE GRADIENT ALGORITHM FOR IMAGE SEGMENTATION USING WATERSHEDS", *Pattern Recognition*, vol. 30, no. 12, pp. 2043-2052, 1997.

25. T. P. Tian, Y. Chen, W. K. Leow, W. Hsu, T. S. Howe, and M. A. Png, "Computing neck-shaft angle of femur for x-ray fracture detection," in *Proc. Int. Conf. on Computer Analysis of Images and Patterns (LNCS 2756)*, 2003, pp. 82-89.

26. S. E. Lim, Y. Xing, Y. Chen, W. K. Leow, T. S. Howe, and M. A. Png, "Detection of femur and radius fractures in x-ray images," in *Proc. 2nd Int. Conf. on Advances in Medical Signal and Info. Proc.*, 2004.

27. Nguyen H. P., Hoang T. P., Nguyen H. H. A deep learning based fracture detection in arm bone X-ray images. 2021 International Conference on Multimedia Analysis and Pattern Recognition (MAPR), Hanoi, Vietnam, 15–16 October 2021. 2021.

28. Tim McInerney and Demetri Terzopoulos, *Deformable models in medical image analysis: a survey*, vol. 1, no. 2, pp. 91-1, June 1996.

29. Tapan Kumar Hazra and Subhadipa Dutta, "A New Approach to Identify the Fracture Zone and Detection of Bone Diseases of X-Ray Image", *International Journal of Science and Research (IJSR) ISSN*, vol. 5, no. 9, September 2016.

30. Robinson. G. Edge detection by compass gradient masks. *Computer graphics and image processing*, 6, 2004. p.492-501.

31. T C Anu, M.S Mallikarjunaswamy and Rajesh Raman, "Detection of Bone Fracture using Image Processing Methods", *National Conference on Power Systems & Industrial Automation (NCPSIA 2015)*.

32.Senthilkumaran. N., R. Rajesh Edge Detection Techniques for Image Segmentation – A Survey of Soft Computing Approaches. International Journal of Recent Trends in Engineering, Vol. 1, No. 2, 2017. 250-254.

33.S.K. Mahendran and S. Santhosh Baboo, "Automatic Fracture Detection Using Classifiers-A Review", International Journal of Computer Science, vol. 8, no. 6, November 2011.

34.Mahmoud Al-Ayyoub, Ismail Hmeidi and Haya Rababah, "Detecting Hand Bone Fractures in X-Ray Images", researchgate.net/publication/279963895, July 2015.

35.Leo Joskowicz, Charles Milgrom, Ariel Simkin, Lana Tockus and Ziv Yaniv, "FRACAS: a System for Computer-Aided Image-Guided Long Bone Fracture Surgery", Published online, Jan 2010.

36.K. Kärrbrink, K. J. Andersson and A. Berggren Crebone AB, "-X - A method for detecting bone density and osteoporosis in dental digital images", Kavallerivägen 20 SE-174 58 Sundbyberg, 2010.

37. M. Vinoth and B. Jayalakshmi, (2014). Bone Mineral Density Estimation Using Digital X-Ray Images for Detection of Rheumatoid Arthritis. Int J Pharm Bio Sci, vol. 5, no. 3, pp. 104-121, July 2014.

38.Jiang Jianmin, P. Trundle and Jinchang Ren, "Medical image analysis with artificial neural networks", Computerized Medical Imaging and Graphics 34, vol. 8, pp. 617-631, 2010.

39.L.S. Chipchase, K. McCaul, and T.e. Hearn, Hip fracture rates in South Australia: Into the next century, Australian and New Zealand Journal of Surgery, Vol. 70, No. 2, Pp. 117-119, 2000.

40.S.E. Lim, Y. Xing, Y. Chen, W.K. Leow, T.S. Howe, and M.A. Png, Detection of femur and radius fractures in x-ray images, 2nd International conference on Advances in Medical Signal and Information Processing, Malta G.C, 2004.

41.Kovalchuk O. L., Hrubar Y. O., Savchyshyn V. V. КЛІНІЧНІ АСПЕКТИ ОСТЕОСИНТЕЗУ ДІАФІЗАРНИХ ПЕРЕЛІОМІВ СТЕГНА. Medical Informatics and Engineering. 2012. № 4

42.Abeynayake H. T. G. C. M. X-ray image analysis /.

43. Robertson B. Signal to Noise Ratio. Independently Published, 2017.
44. S. J. Pathare, R. P. Solkar and G. D. Nagare, "Detection of fractures in long bones for trauma centre patients using hough transform", 2020 International Conference on Communication and Signal Processing (ICCSP), pp. 088-091, 2020.
45. Osteaux M et al. Second Generation PACS Concept: A Global View. In A Second Generation PACS Concept. Osteaux M (Ed.) Springer-Verlag. Berlin 1992. Page 314.
46. Richardson NE et al. The philosophy of benchmark testing a standards-based PACS. Journal of Digital Imaging 12:87-93, 1999.
47. X-ray computed tomography / G. Wang et al. Machine Learning for Tomographic Imaging. 2019.
48. Rajan S. S. Introduction to the Phenomenon of Nuclear Magnetic Resonance. MRI. New York, NY, 1998. P. 1–11.
49. Fracture Repair / C. Sfeir et al. Bone Regeneration and Repair. Totowa, NJ, 2005. P. 21–44.
50. Березький О.М., Дубчак Л.О., Мельник Г.М. Методичні рекомендації до виконання кваліфікаційної роботи з освітнього ступеня “Магістр”. Спеціальність: 123 - Комп’ютерна інженерія. Магістерська програма - Комп’ютерна інженерія". Тернопіль: ЗУНУ, 2022. 32 с.
51. Гураль І.В., Дубчак Л.О. Методичні вказівки до оформлення курсових проектів, звітів про проходження практики, випускних кваліфікаційних робіт для студентів спеціальності «Комп’ютерна інженерія» Тернопіль: ТНЕУ, 2019. 33 с.