

Міністерство освіти і науки України
Харківський національний університет радіоелектроніки

Факультет _____ центр післядипломної освіти
(повна назва)

Кафедра _____ програмної інженерії
(повна назва)

КВАЛІФІКАЦІЙНА РОБОТА Пояснювальна записка

рівень вищої освіти _____ другий (магістерський)

Дослідження моделей покращення цифрових зображень у
системах комп'ютерного зору
(тема)

Виконав:

студент (ка) 2 курсу, групи ІІЗЗдм-22-1

Скібін О.О.

(прізвище, ініціали)

Спеціальність 121 – Інженерія програмного
забезпечення

(код і повна назва спеціальності)

Тип програми освітньо-наукова

Керівник доц. Чуприна А.С.

(посада, прізвище, ініціали)

Допускається до захисту

Зав. кафедри

(підпис)

З.В.Дудар

(прізвище, ініціали)

2024 р.

Харківський національний університет радіоелектроніки

Факультет _____ центр післядипломної освіти _____
 Кафедра _____ програмної інженерії _____
 Рівень вищої освіти _____ другий (магістерський) _____
 Спеціальність _____ 121 – Інженерія програмного забезпечення _____
 Тип програми _____ освітньо-наукова програма _____
 Освітня програма _____ Інженерія програмного забезпечення _____
 (шифр і назва)

ЗАТВЕРДЖУЮ:

Зав. кафедри _____
 (підпис)
 «____» _____ 2024 р.

ЗАВДАННЯ НА КВАЛІФІКАЦІЙНУ РОБОТУ

студентові _____ Скібіну Олександр Олександровичу _____
 (прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема роботи _____ «Дослідження моделей покращення цифрових зображень у системах комп'ютерного зору» _____

Затверджена наказом по університету від _____ 29.03. 2024р. № 250 Ст _____

2. Термін подання студентом роботи до екзаменаційної комісії _____ 3.06.2024 _____

3. Вихідні дані до роботи встановлений календарний план роботи, методичні вказівки до оформлення пояснювальної записки, моделі і методи поліпшення зображень (градаційної корекції зображень), вихідні дані для проведення експериментів _____

4. Перелік питань, що потрібно опрацювати в роботі
аналіз предметної галузі, огляд наявних математичних моделей і методів поліпшення якості, дослідження можливості автоматизації базових методів, створення плану експерименту для дослідження, опис імплементації алгоритмів, дослідження результатів _____

КАЛЕНДАРНИЙ ПЛАН

№	Назва етапів роботи	Термін виконання етапів роботи	Примітка
1	Аналіз предметної галузі та постановка задачі	29.03 – 7.04.24	<i>виконано</i>
2	Виявлення проблемних ситуацій	8.04 – 9.04.24	<i>виконано</i>
3	Аналіз та моделювання предметної області, розробка теоретичної частини	10.04 – 13.02.24	<i>виконано</i>
4	Планування експериментів	13.04 – 14.02.24	<i>виконано</i>
5	Програмна реалізація градаційної корекції	14.04 – 19.04.24	<i>виконано</i>
6	Експериментальні дослідження	21.04 – 22.04.24	<i>виконано</i>
7	Аналіз результатів експериментальних досліджень та розробка рекомендацій	21.04 – 22.04.24	<i>виконано</i>
8	Написання та оформлення статті та тез доповіді	23.04 – 30.04.24	<i>виконано</i>
9	Підготовка пояснювальної записки	01.05 – 21.05.24	<i>виконано</i>
10	Підготовка презентації та доповіді	21.05 – 28.05.24	<i>виконано</i>
11	Нормоконтроль	29.05 – 31.05.24	<i>виконано</i>
12	Рецензування	1.06 – 7.06.24	<i>виконано</i>
13	Занесення диплома в електронний архів	8.06.2024	<i>виконано</i>
14	Попередній захист	10.06.2024	<i>виконано</i>
15	Допуск до захисту у зав. кафедри	12.06.2024	<i>виконано</i>

Дата видачі завдання 29 березня 2024р.

Студент (ка) _____
(підпис)

_____ Скібін О.О.

Керівник роботи _____
(підпис)

_____ доц. Чуприна А.С.
(посада, прізвище, ініціали)

РЕФЕРАТ / ABSTRACT

Пояснювальна записка містить: 73 с., 16 рис., 36 джерел, 5 додатків.

ЦИФРОВЕ ЗОБРАЖЕННЯ, ПОЛІПШЕННЯ ЗОБРАЖЕННЯ, ГРАДАЦІЙНА КОРЕКЦІЯ ЗОБРАЖЕННЯ, ПІДВИЩЕННЯ КОНТРАСТНОСТІ, ОЦІНЮВАННЯ ЕФЕКТИВНОСТІ, СИСТЕМА КОМП'ЮТЕРНОГО ЗОРУ.

Об'єктом дослідження є моделі і методи поліпшення якості (градаційної корекції) цифрового зображення.

Метою роботи є забезпечення ефективності покращення зображень медичного призначення (рентген і КТ) за рахунок розробки та використання адаптивних гнучких моделей, методів і технологій градаційної корекції.

покращення зображень медичного призначення (рентген і КТ) у відношенні оперативності і якості за рахунок розробки та використання адаптивних моделей, методів і технологій градаційної корекції.

Методи розробки базуються на сучасному апараті математичного моделювання, обчислювальних методів і технологіях обробки зображень.

В результаті виконання роботи було досліджено основні моделі градаційної корекції зображень, механізми автоматичної адаптації таких моделей до шкал яскравості, методи та інформаційні технології імплементації зазначених моделей і методів градаційної корекції для обробки медичних зображень (рентген, КТ). Розроблено програмне забезпечення. Проведені відповідні експерименти. Отримані оцінки ефективності. Обрані найліпші моделі. Надані рекомендації до практичного застосування.

DIGITAL IMAGING, IMAGE ENHANCEMENT, IMAGE GRADATIONAL CORRECTION, CONTRAST ENHANCEMENT, PERFORMANCE EVALUATION, COMPUTER VISION SYSTEM.

The object of research is models and methods of improving the quality (gradational correction) of a digital image.

The purpose of the work is to ensure the effectiveness of improving medical images (X-ray and CT) in terms of efficiency and quality due to the development and use of adaptive models, methods and technologies of gradation correction.

Development methods are based on modern mathematical modeling equipment, computing methods and image processing technologies.

As a result of the work, the main models of gradation correction of images, mechanisms of automatic adaptation of such models to brightness scales, methods and information technologies of implementation of the specified models and methods of gradational correction for processing medical images (X-ray, CT) were investigated. Developed software. Appropriate experiments were conducted. Received performance evaluations. The best models are selected. Recommendations for practical application are provided.

Заява щодо самостійного виконання кваліфікаційної роботи та можливості її публікації в електронному архіві відкритого доступу EIArKhNURE.

Я, Скібін Олександр Олександрович, студент(ка) гр. ПЗззм-22-1, здобувач вищої освіти на другому (магістерському) рівні кафедри «Програмна інженерія», заявляю: моя кваліфікаційна робота на тему «Дослідження моделей покращення цифрових зображень у системах комп'ютерного зору», що буде представлена в екзаменаційну комісію для публічного захисту, виконана самостійно, в ній не містяться елементи плагіату і вона може бути опублікована в електронному архіві відкритого доступу EIArKhNURE. Всі запозичення з друкованих та електронних джерел мають відповідні посилання.

Я ознайомлений(на) з діючим положенням «Про протидію академічному плагіату в ХНУРЕ», згідно з яким виявлення плагіату є підставою для відмови в допуску кваліфікаційної роботи до захисту та застосування дисциплінарних заходів.

ЗМІСТ

Вступ.....	8
1 Аналіз предметної галузі	10
1.1 Аналіз предметної галузі дослідження	10
1.2 Постановка задачі.....	24
2 Опис моделей і методів градаційної корекції	26
2.1 Аналіз та вибір моделей градаційної корекції.....	26
2.2 Аналіз та вибір методів градаційної корекції....	Error! Bookmark not defined. 7
3 Опис програмної реалізації і експериментальних досліджень.....	40
3.1 Опис програмної реалізації.....	40
3.2 Опис експериментальних досліджень.....	42
Висновки	49
Перелік джерел посилання	50
Додаток А Перелік джерел посилання за науковими напрямками керівника та науковців кафедри програмної інженерії	55
Додаток Б Звіт результатів перевірки на унікальність тексту в базі ХНУРЕ.....	56
Додаток В Слайди презентації.....	57
Додаток Г Апробація результатів роботи.....	66
Додаток Д Експертний висновок результатів перевірки кваліфікаційної роботи на відповідність оформлення вимогам ДСТУ 3008: 2015	73

ВСТУП

Моделі, методи та інформаційні технології покращення якості цифрового зображення набули значного розвитку в останні кілька років [1-3]. Це стосується таких областей, як фільтрація шуму [4, 5], згладжування зображень [6, 7], тонова корекція зображень [8-10], градаційна корекція зображень [11-13], застосування різноманітних фільтрів [14-16], відновлення зображень [17, 18], перетворення моделей та ряд інших [19-21].

У межах кожного напрямку отримано значні результати. Разом з тим ці результати отримані для загального випадку обробки зображень у видимому спектрі [22, 23]. Також отримано результати для комплексного застосування моделей, методів та інформаційних технологій.

Проте є низка специфічних завдань, де такі стандартні підходи працюють не ефективно. Або їх потрібно додатково вибирати та адаптувати для ефективного застосування в предметній галузі. А також розробляти специфічне програмне забезпечення. Насамперед це стосується медичних зображень, які отримані в рентгенівському спектрі. І представляються у форматі dicom [24-26]. Більшість стандартних методів покращення таких зображень просто не мають сенсу. Оскільки не виникають спотворення, як у видимому спектрі. Разом з тим одна з найважливіших проблем аналізу таких знімків полягає в тому, щоб побачити слабо контрастні об'єкти та фрагменти, які неможливо розглянути неозброєним оком [27, 28].

Це насамперед визначає необхідність розгляду та дослідження сучасних моделей та методів градаційної корекції зображень, застосування яких можуть виправити проблемну ситуацію.

Крім того, для цілей забезпечення оперативності та точності, доцільно розглядати такі моделі градаційної корекції, які можуть автоматично адаптуватися до різних форматів файлів та шкал яскравості (щільності) знімків та їх серій.

Дослідження, які планується провести у роботі, присвячені розгляду всіх цих ключових аспектів [29-32].

При цьому будуть проаналізовані моделі градаційної корекції, механізми їхньої адаптації, оцінено ефективність застосування для медичних зображень зазначених типів. Буде проведено порівняльний аналіз аналогів. Розроблено програмне забезпечення, проведено відповідні експерименти, будуть надані висновки та рекомендації щодо практичного використання. Також буде розглянуто (удосконалено) методи відсікання не інформативних фрагментів шкал яскравості для додаткового підвищення ефективності застосування градаційної корекції.

1 АНАЛІЗ ПРЕДМЕТНОЇ ГАЛУЗІ

1.1 Аналіз предметної галузі дослідження

Більшість сучасних інформаційних технологій аналізу цифрових зображень вимагають отримання зображень високої якості. Щоб задовольнити зростаючу потребу у зображеннях вищої якості, до необроблених вхідних зображень застосовуються методи покращення зображення, які підвищують контрастність, корегують яскравість, видаляють (згладжують) шум зображення, виконують інші операції покращення вхідного зображення.

В останні роки було розроблено дуже багато різноманітних моделей, методів і технологій покращення зображень (у тому числі медичного призначення) для підвищення якості зображень. Методи поліпшення зображення можна розділити на дві основні групи: прямі та непрямі методи [33, 34].

Вважається, що прямі методи спрямовані на покращення зображень за рахунок використання певної міри контрастності, у той час як непрямі методи намагаються покращити динамічний діапазон розподілу яскравості зображень без оцінювання і зміни контрастності.

У прямих методах розмаїття можуть бути глобальними чи локальними. У цілому нині, локальні виміри дають кращі результати. У цьому відношенні часто використовують функцію локального розмаїття, засновану на відносній різниці між центральною областю і сусідньою областю (околом) для пікселя, який розглядається. Також активно використовують методи адаптивного підвищення контрастності, в якому посилення розмаїття засноване на яскравості, оціненій на основі локальної статистики зображення в околі. Чи на основі принципу нечіткої ентропії та теорії нечітких множин у такому же локальному околі пікселя.

Прямі методи мають невисокі обчислювальні витрати, але демонструють низьку ефективність поліпшення цифрового зображення. Переважна більшість сучасних методів, як правило, є методами, які забезпечують кращі характеристики покращення в порівнянні з прямими методами. Непрямі методи можна розділити на дві основні категорії: методи, засновані на модифікації гістограми та методи області перетворення розподілу яскравості.

Найпростіший метод який використовують для модифікації гистограми – це вирівнювання гистограми (ВГ). У цьому методі розподіл гистограми яскравості вхідного зображення повинен мати рівномірний розподіл. Цей метод здатний покращити контраст. Однак, покращені зображення на основі ВГ зазвичай страждають від недонасиченості або перенасиченості, що зазвичай призводить до отримання зображень не дуже високої якості. Щоб вирішити проблему, в останні роки запропоновано більш ефективні методи модифікації гистограм яскравості. Наприклад, метод вирівнювання бі-гістограми (ВБГ) та рекурсивне вирівнювання гистограми з поділом середніх (РВГ). В обох методах вихідна гистограма яскравості поділяється на субгістограми. Після отримання субгістограм до них застосовуються окремі вирівнювання гистограм. Нарешті розділені гистограми об'єднуються для отримання покращеного зображення [33, 34].

Зображення, отримані такими методами, мають більш високу якість порівняно з класичним методом ВГ, проте проблеми низького ступеню насичення та перенасичення не вирішені. Для покращення зображення також запропоновані методи на основі двовимірних гистограм. Ці методи дають кращі результати, ніж вищезазначені методи, проте трудомісткість створення двовимірних гистограм є надто високою, що робить ці методи непридатними для використання в автоматичному режимі. Більше того, існують швидші методи з вищими характеристиками покращення. Інший метод, запропонований у цій категорії – це метод адаптивної гамма-корекції з ваговим розподілом (АГК). У цьому методі виходить зважений розподіл вихідної гистограми зображення з наступною корекцією на основі гамма функції. Найбільшою перевагою цього методу є його здатність зберігати вихідні значення коефіцієнта відображення, які необхідні для покращення зображень. Проте метод також страждає від насичення артефактів.

Методи модифікації гистограми мають високу ефективність, якщо гистограма вхідного зображення гладка. Понад те, ці групи виключають деталі меншого масштабу. Методи модифікації гистограм мають більш високу ефективність для зображень з низькою роздільною здатністю та зображень, що містять більше деталей.

Методи покращення зображення на основі області перетворення використовують визначені моделі перетворень для розкладання зображення на діапазони та покращення контрастності шляхом зміни компонентів зображення. Базовий метод у цій категорії використовує комбінацію дискретного вейвлет-перетворення та розкладання за сингулярними значеннями (VCM). У методі VCM перше дискретне вейвлет-перетворення (ДВТ) застосовується як до вхідного зображення, так і до вхідного зображення, що вирівнюється за допомогою загального методу вирівнювання гістограми.

Оскільки деталі та інформація про край зберігається у діапазонах верхніх частот, метод концентрується на методах апроксимації таких діапазонів. Після отримання обох діапазонів апроксимації до діапазонів апроксимації вхідних та вирівняних зображень застосовується розкладання за сингулярними значеннями (РСЗ). Такі значення, розраховані на основі вхідного зображення. Параметризуються сингулярним значенням вирівняного зображення для отримання покращеного сингулярного значення. Нарешті, для отримання покращеного зображення застосовується зворотний метод РСЗ, за яким слідує зворотний метод ДВТ. Більш пізній метод домену перетворення використовує двосторонню фільтрацію для покращення зображення. Вхідне зображення розкладається на шари апроксимації та деталізації за допомогою багато масштабного перетворення. Нарешті, отримані шари деталізації додаються до вихідного зображення зваженим способом отримання.

Інший метод, який відносять до цієї категорії – це покращення зображення на основі моделі туманного зображення. У цьому методі модель туманного зображення, що широко використовується, адаптована для додатків покращення зображень. Тут два невідомі параметри моделі туманного зображення, а саме повітряне світло та коефіцієнт пропускання, оцінюються за допомогою простих статистичних властивостей вхідного зображення для отримання покращеного зображення.

Загальна продуктивність методів області перетворення вища, ніж методів модифікації гістограми. Більш того, продуктивність цієї групи методів значно вища

для зображень з високою роздільною здатністю та зображень, що містять як дрібні, так і великі деталі. Існують також гібридні методи, що поєднують методи аналізу гістограми та перетворення у визначеній області. Один з таких поширених методів заснований на регуляризованому вирівнюванні гістограми та дискретному косинусному перетворенні (ДКП). У цьому методі спочатку до вхідного зображення застосовується глобальне покращення за допомогою регулярного вирівнювання гістограми. Тут вирівнювання здійснюється за допомогою сигмоподібної функції. Після отримання скоригованого зображення до нього застосовується дискретне косинусне перетворення для отримання коефіцієнтів. Після цього коефіцієнти модифікуються для локального покращення контрастності зображення в околі. Зрештою, для отримання покращеного зображення застосовується зворотне ДКП.

На додаток до всіх цих методів запропоновано гібридний алгоритм, що поєднує описані методи. У цьому гібридному алгоритмі описаний вище метод ВГ застосовується до зображення для отримання глобального покращеного зображення. Потім метод НІМ застосовується блоком за блоком до цього глобального покращеного зображення для отримання локального покращення.

Розглянемо основні методи покращення зображень. Зазначмо, що якість зображень залежить від багатьох факторів, таких як шум, наявність деталей, освітленість або стан обладнання під час реєстрації. Дані, які одержані оптичними датчиками, можуть погіршуватися під впливом атмосферних ефектів та інструментальних шумів обладнання, а саме теплового шуму, електростатичного шуму і шуму квантування, та фотонного шуму, які в тій чи іншій мірі викликають спотворення спектральних значень в каналах.

Перший метод покращення цієї групи – це адаптивна гамма-корекція з ваговим розподілом (АГК). У цьому методі спочатку отримуємо ваговий розподіл вихідної гістограми вхідного зображення з наступною гамма-корекцією. На основі використання Гамма функції. Після низки перетворень модифікований параметр Гамма і отримане рівняння корекції використовується для отримання покращеного зображення.

Другий метод – це дискретне вейвлет-перетворення та відповідний метод, заснований на розкладанні за сингулярними значеннями.

У цьому методі з метою покращення використовується комбінація дискретного вейвлет-перетворення (ДВП) та розкладання за сингулярними значеннями (РСЗ). У класичному одновимірному ДВП вхідний сигнал розкладається на його низькі значення і високі частотні складові. Щоб виконати двовимірне перетворення, одновимірне перетворення ДВП застосовується до рядка зображення, за яким йдуть стовпці зображення, або навпаки. Після застосування двовимірного перетворення ДВП виходять чотири різних діапазони.

Перший такий діапазон апроксимації містить низькочастотні складові, а діагональний діапазон містить високочастотні компоненти як рядків, так стовпців зображення. Горизонтальні та вертикальні діапазони містять низькочастотну складову для рядків та високочастотну складову для стовпців і навпаки, відповідно до розташування.

Метод РСЗ використовується для розкладання матриці на дві ортогональні квадратні матриці і діагональну матрицю, що містить сингулярні значення.

Метод покращення спочатку застосовує загальне вирівнювання гістограми до вхідного зображення. Для отримання вирівняного зображення. Після цього ДВП застосовується до вхідного і до вирівняного зображення, щоб отримати специфічні діапазони.

Оскільки приблизна інформація про зображення присутня до них застосовують метод РСЗ для отримання сингулярних значень. Як згадувалося, сингулярні значення містять інтенсивність зображення. Тому вирівнювання виконується для сингулярних значень. Після цього покращене зображення отримують шляхом виконання зворотного перетворення ДВП до нових діапазонів значень.

Третій поширений метод – це метод вирівнювання регуляризованої гістограми та відомого ДКП.

Цей метод в основному складається з двох етапів: регуляризоване вирівнювання гістограми (РВГ), за яким слідує дискретне косинусне перетворення.

Перший виконує глобальне посилення розмаїття, а другий підвищує локальний контраст зображення.

РВГ перетворення прагне виконати вирівнювання гистограми вхідного зображення регуляризованим способом на базі використання сігмоїдної функції.

Для виконання локального покращення використовуються коефіцієнти ДКП для глобальне вирівняного зображення. Для цієї мети спочатку до зображення, що вирівнюється, застосовується ДКП. При цьому нижні абсолютні значення слід відрегулювати для локального покращення, у той час як вищі значення слід підтримувати, щоб уникнути різких змін. Після отримання нових коефіцієнтів ДКП застосовується зворотне ДКП для отримання остаточного поліпшеного зображення.

Наступний поширений метод – це метод покращення зображення на основі двосторонньої фільтрації (ДФ).

Цей метод в основному ґрунтується на багато масштабній двосторонній фільтрації. При класичній двосторонній фільтрації вихідний сигнал фільтра визначають на основі функції Гауса. При цьому різниця між вхідним зображенням та вихідними даними фільтра дає рівень деталізації зображення. Що дуже важливо враховувати задля адекватної практичної реалізації метода. Відповідно постановці задачі і конкретним цілям покращення зображення.

При застосуванні такого метода щоб відновити вхідне зображення (по рівням розкладання) можна просто додати всі шари деталізації до остаточного результату фільтрації певним чином.

Наступний специфічний алгоритм покращення зображення оснований на застосуванні адаптивного пошуку.

У цьому методі покращення зображення виконується шляхом оптимізації ядра оператора покращення. Процес покращення оснований на оцінюванні та поліпшенні статистичних властивостей розподілення на основі розгляду математичного очікування і дисперсії.

Щоб оптимізувати стандартну формулу покращення виконується хаотична ініціалізація та використовується цільова функція пристосованості. Щоб

оптимізувати покращене зображення цільова функція оптимізується за допомогою хаотичної ініціалізації, щоб отримати найкращий результат поліпшення якості зображення.

Наступний важливий специфічний алгоритм покращення зображення оснований на застосуванні моделі туманного зображення.

Цей метод враховує параметри освітлення поля зору (коефіцієнт освітленості), а також пропускної здатності.

Для усунення серпанку коефіцієнт повітряного освітлення зазвичай оцінюється за яскравішими пікселями вхідного зображення. Для поліпшення замість яскравіших пікселів передбачається, що середнє значення зображення – це коефіцієнт повітряного освітлення.

Загалом, в алгоритмах усунення серпанку карта пропускання оцінюється з використанням коефіцієнта повітряного освітлення та нормалізованого вхідного зображення. Нормалізоване зображення виходить з урахуванням розрахункового коефіцієнта повітряної освітленості. Цей метод також нормалізує зображення з розрахунковим повітряним світлом і оцінює перетворення.

Ще один цікавий і важливий метод – це метод робастної спрямованої фільтрації. При його застосуванні використовується керована фільтрація, яка використовує два зображення, а саме динамічний посібник і статичне посібник (чи еталон). Щоб виконати таку керовану фільтрацію, необхідно мінімізувати функцію вартості.

Вважається, щоб виконати поліпшення зображення виконується багато масштабна декомпозиція на основі надійної керованої фільтрації, аналогічна багато масштабній двосторонній фільтрації. Вихідні дані фільтрації розглядаються як шар першого наближення вихідного зображення. Щоб отримати подальші рівні шарів апроксимації метод застосовується до попереднього шару апроксимації рекурентним чином. При цьому різниця між двома сусідніми шарами апроксимації дає рівень деталізації відповідного рівня.

Вихідне зображення можна отримати, просто додавши шари деталізації до шару апроксимації кінцевого рівня.

Рівень декомпозиції та ваги визначаються шляхом порівняння різної кількості рівнів та ваг. Найкращі результати для різних зображень застосовуються до всіх зображень.

Наступний метод, який використовують у деяких важливих ситуаціях – це метод гібридної двосторонньої фільтрації та моделі туманного зображення.

Попередні методи поліпшення забезпечують добре покращення зображення, чи навпаки, призводять до спотворення кольору. Тому гібридний метод, який поєднує методи, які описано вище, може бути хорошим кандидатом для отримання ефективних характеристик покращення поряд з хорошим збереженням кольору.

Гібридний метод спочатку застосовує багато масштабну двосторонню фільтрацію до вхідного зображення для отримання вихідних даних двосторонньої фільтрації та шарів деталізації. Потім шари деталізації посилюються для отримання попереднього результату покращення. Попереднє покращене зображення ділиться на блоки, що не перекриваються. Наведений вище метод покращення на основі моделі туманного зображення застосовується до цих блоків окремо для локального поліпшення. Нарешті, покращені блоки поєднуються для отримання остаточного результату поліпшення.

Тут важливим є вибір розміру блоку. Очікується, що менший розмір блоку надає кращий результат локального покращення. Тому розмір блоку вибирається, зазвичай, як 3×3 .

Крім розглянутих вище специфічних методів покращення якості зображення, на практиці часто використовують класичні методи підвищення різкості і тонової корекції. Зазначимо, що специфічні методи фільтрації шуму в роботі не розглядаються. Тому, що на зображеннях у медичних застосунках цей ефект не є значимим.

Тоновна (градаційна) корекція зображення. Якщо зображення дуже темне, чи навпаки, в теперішній час використовують ту чи іншу функцію (лінійну, степеневу, експоненціальну, логарифмічну чи іншу) для перетворення розподілу яскравості зображення належним чином.

Наприклад, в [33, 34] показано стандартне перетворення (рис. 1) на основі однієї з таких функцій (на основі експоненти) виду

$$s = cr^\gamma \quad (1.1)$$

де c – параметр значущості,

r – аргумент,

γ – параметр росту.

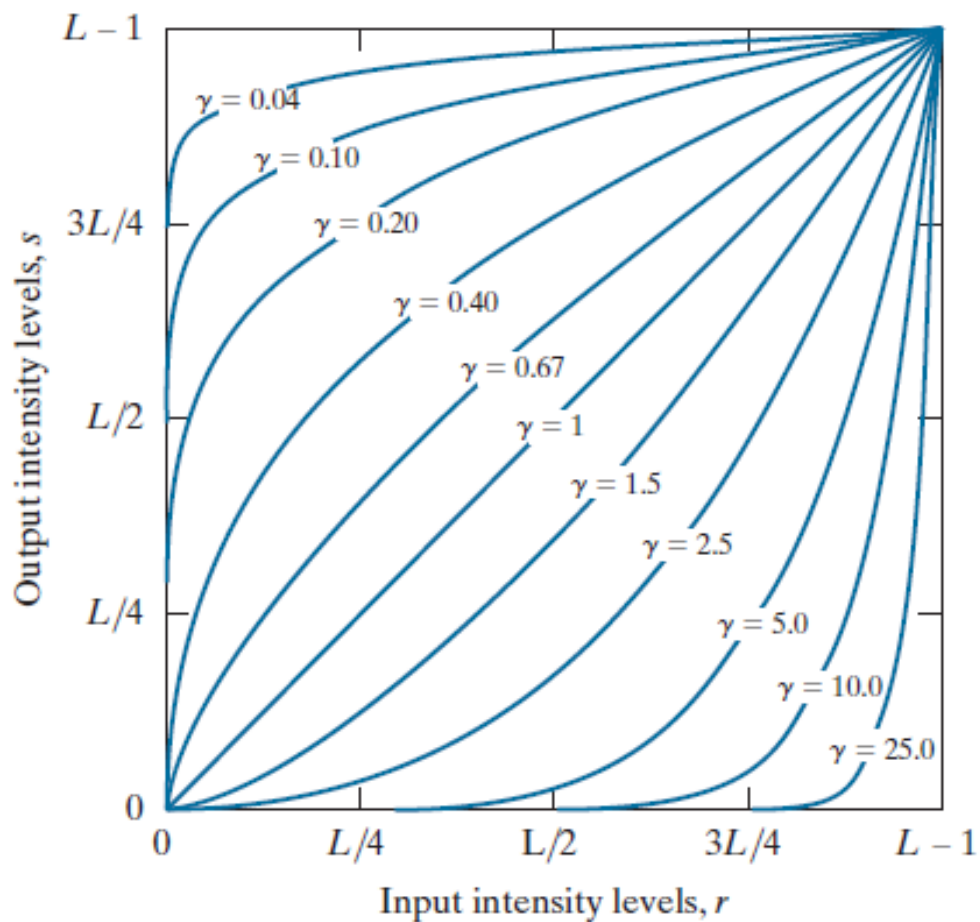


Рисунок 1.1 – Експоненційне перетворення яскравості зображення [33, 34]

На наступному рисунку (рис. 1.2) показано практичне застосування моделі (1) для покращення зображення аерофотознімку з різними параметрами.

При цьому на рис. 1.3 показано, яким чином можливо використовувати сплайн для того, щоб врахувати локальні особливості розподілів яскравості об'єктів і фону на зображенні [33, 34].



Рисунок 1.2 – Покращення зображення з використанням моделі (1) [33, 34]

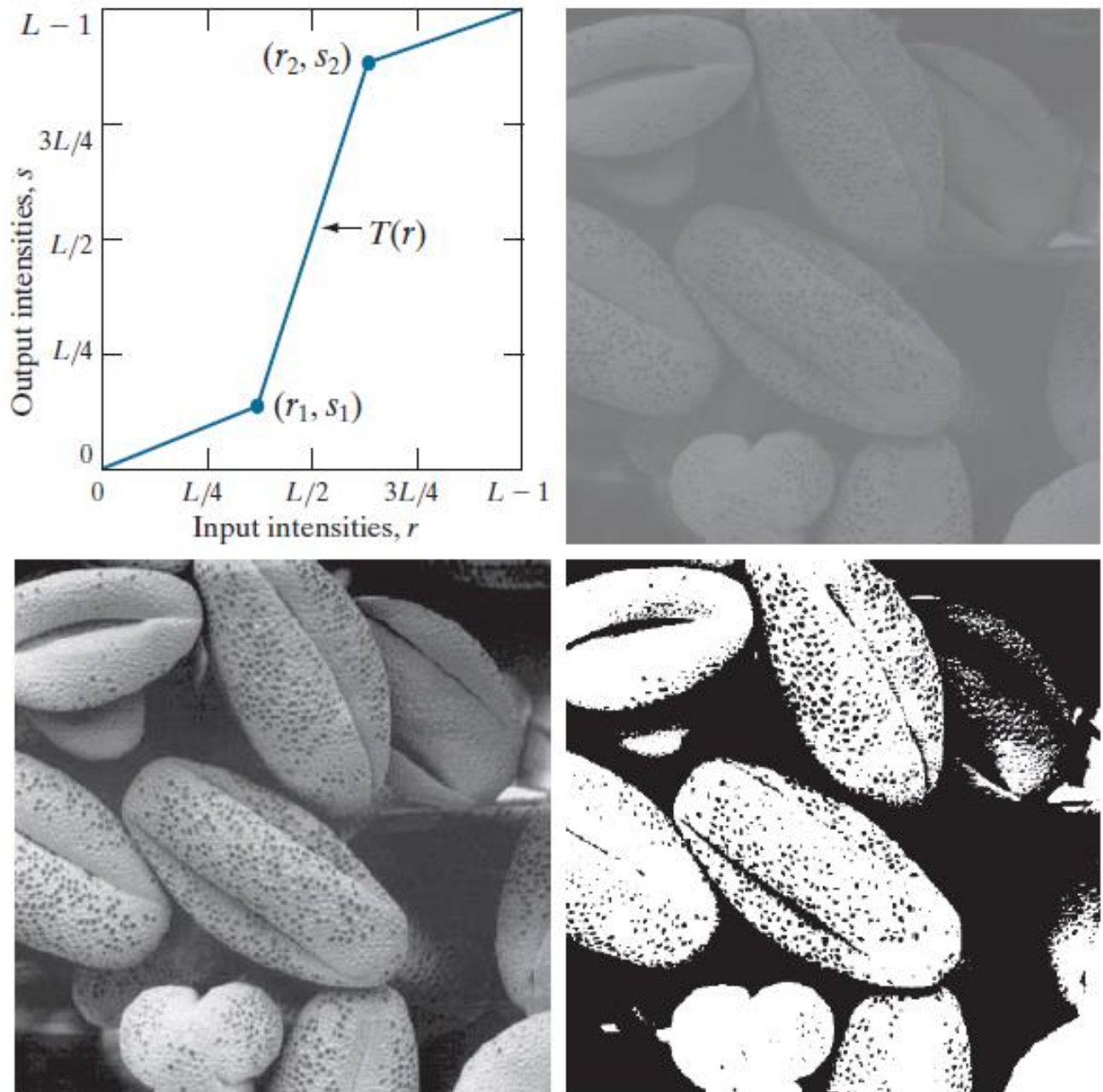


Рисунок 1.3 – Покращення зображення на основі сплайну [33, 34]

У роботах [33, 34] також показано, яким чином можливо покращувати зображення за рахунок використання методів еквалізації (розтягування) гістограми.

Ще один дуже поширений метод покращення зображення – це підвищення різкості зображення. У роботах [33, 34] показано, яким чином це робиться в теперішній час.

Перш за все формуються матриці перетворення Лапласа (рис. 1.4), які є апроксимацією цього перетворення. Вони потрібні для швидкого виконання такого перетворення.

0	1	0	1	1	1	0	-1	0	-1	-1	-1
1	-4	1	1	-8	1	-1	4	-1	-1	8	-1
0	1	0	1	1	1	0	-1	0	-1	-1	-1

Рисунок 1.4 – Матриці Лапласа розмірності 3x3 [33, 34]

Далі на основі таких матриць виконується відповідне перетворення

$$g(x, y) = f(x, y) + c(\nabla^2 f(x, y)) \quad (1.2)$$

де $g(x, y)$ – покращене значення після підвищення різкості,

$f(x, y)$ – оригінальне значення яскравості,

∇^2 – оператор Лапласа.

Приклад перетворення (1.2), який застосовано до обробки реального зображення наведено на рис. 1.5. На цьому рисунку можна бачити як поступово підвищується різкість зображення. А також, яким чином виглядає перетворення Лапласа у «чистому» вигляді.

Такі ж самі операції підвищення різкості можна виконувати на основі градієнту і відповідних масок (рис. 1.6) [33, 34]. Такі оператори і перетворення дуже корисні для обробки границь об'єктів і ліній.

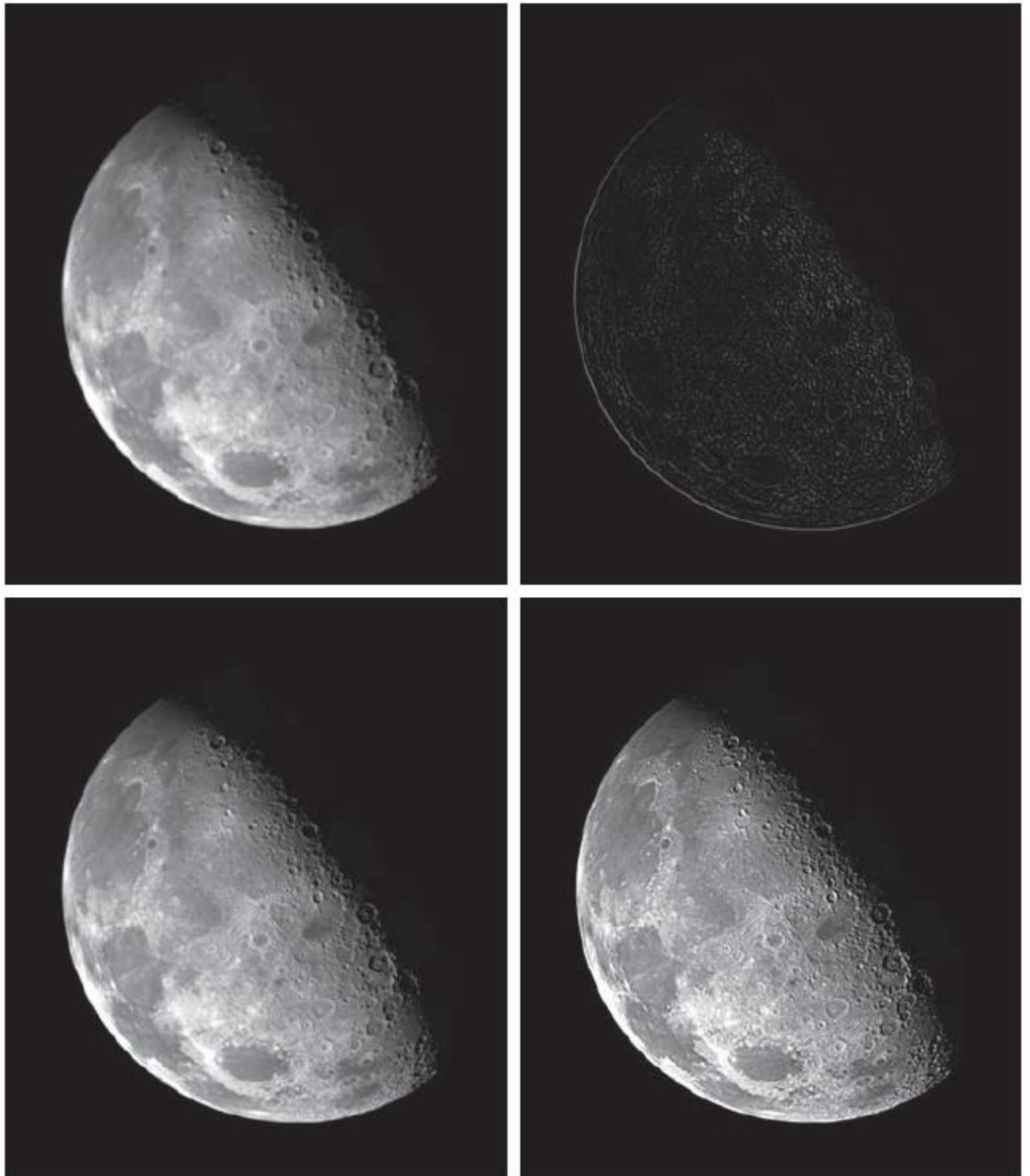


Рисунок 1.5 – Покращення зображення на основі моделі (2) [33, 34], де наведено: розмите зображення, перетворення Лапласа і два покращених зображення з різними параметрами перетворення Лапласа, які наведено на попередньому рисунку (рис. 1.4)

z_1	z_2	z_3
z_4	z_5	z_6
z_7	z_8	z_9

-1	0	0	-1
0	1	1	0

-1	-2	-1	-1	0	1
0	0	0	-2	0	2
1	2	1	-1	0	1

Рисунок 1.6 – Матриці градієнта розмірності 3x3 [33, 34]

Перетворення (обчислення градієнту) при цьому виконуються наступним чином.

По-перше ми обчислюємо компоненти градієнту так

$$\nabla f = \text{grad}(f) = \begin{bmatrix} g_x \\ g_y \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \partial f / \partial x \\ \partial f / \partial y \end{bmatrix} \quad (1.3)$$

де g_x – перша компонента вектору градієнту,

g_y – друга компонента вектору градієнту.

Після цього обчислюємо модуль градієнту наступним чином

$$M(x, y) = \|\nabla f\| = \sqrt{g_x^2 + g_y^2}. \quad (1.4)$$

Для прискорення розрахунків цей вираз можна спростити так

$$M(x, y) = \|\nabla f\| = |g_x + g_y|. \quad (1.5)$$

Штучний, але дуже яскравий приклад використання такого оператора градієнту показано на рис. 1.7. Можна бачити, що границя кола підсилюється дуже добре. А фон – ні. Саме у цьому і сенс цього перетворення градієнту.

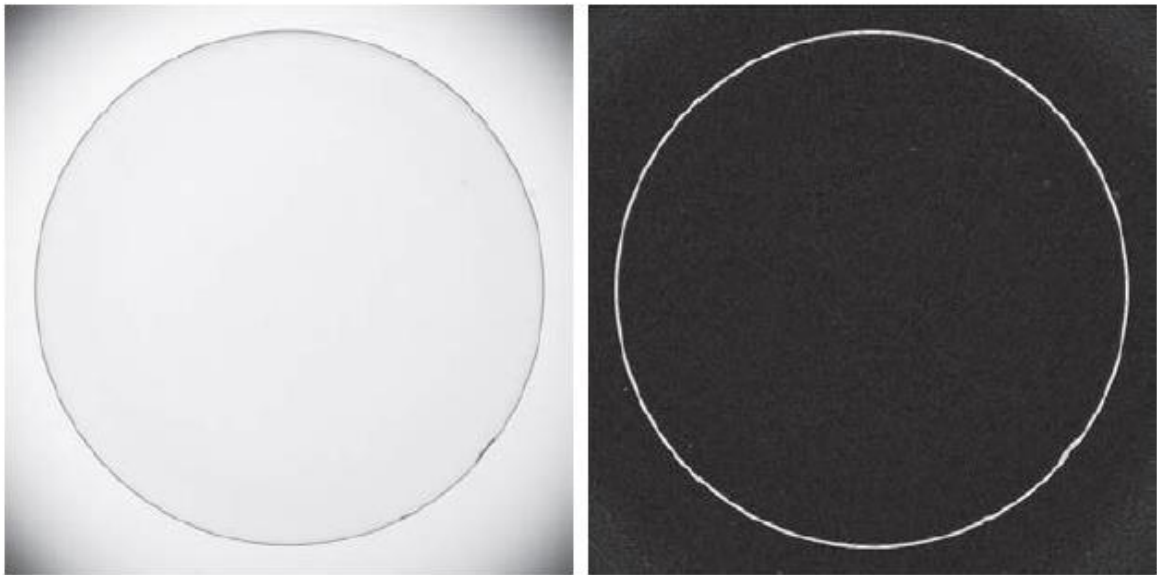


Рисунок 1.7 – Приклад використання градієнту розмірності 3x3 [33, 34]

1.2 Постановка задачі

На основі проведеного огляду сучасного стану проблеми можна зробити наступні висновки.

На теперішній час розроблено і активно використовується велика кількість моделей, методів і технологій покращення цифрових зображень.

Найбільше уваги приділяється різноманітним моделям глобальної корекції розподілу яскравості зображення. Це тонова корекція, градаційна корекція, еквалізація та інші моделі. Використання таких моделей дозволяє добиватися ефективного покращення якості зображення.

Але проблема в тому, що такі моделі та методи не можуть (чи не можуть ефективно) адаптуватися до властивостей зображень, які поступають на обробку. Що значно знижує ефективність покращення, як у сенсі зниження якості, так і часу обробки.

Тому основна задача роботи – дослідження (поліпшення / побудова) моделей градаційної корекції, які адаптуються до шкал яскравості зображення задля автоматизації процедури поліпшення зображення. А також обґрунтований вибір найбільш ефективних моделей, розробка відповідного програмного забезпечення, експериментальна перевірка і оцінювання ефективності, порівняльний аналіз, надання рекомендацій щодо практичного застосування. Для автоматичної швидкої обробки медичних зображень (рентген і КТ) з високою якістю.

2 ОПИС МОДЕЛЕЙ І МЕТОДІВ ГРАДАЦІЙНОЇ КОРЕКЦІЇ

У цьому розділі буде проведено теоретичне дослідження моделей і методів градаційної корекції зображень, буде обрано найліпший варіант для автоматичної швидкої обробки медичних зображень (рентген і КТ) з високою якістю. На цій основі далі буде розроблено відповідне програмне забезпечення, проведені експерименти, показана ефективність застосування запропонованого підходу. Надані відповідні рекомендації.

2.1 Аналіз і вибір моделей градаційної корекції

Фундаментальні моделі градаційної корекції, які будуть досліджені у даному розділі описано у роботах [29-32]. Саме ці моделі і методи розглядаються тому, що вони адаптивні, а також тому, що при розгляді медичних зображень рентгену і КТ вони не мають недоліків, які неможливо скорегувати завдяки градаційній корекції. Приклад типового медичного знімка у форматі DICOM, які будуть розглядатися, наведено на рис. 2.1.

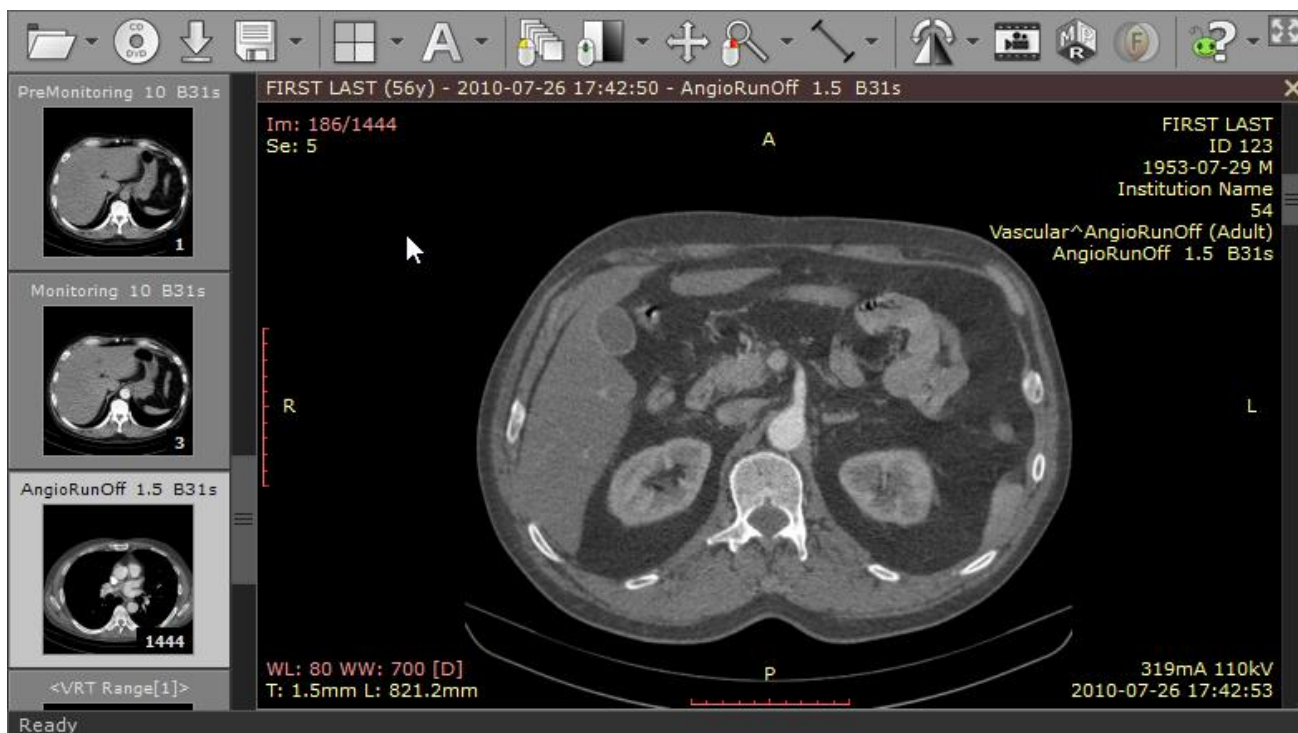


Рисунок 2.1 – Приклад роботи з файлом DICOM у додатку Radiant [35, 36]

Зазвичай зображення переглядається з використанням спеціалізованого додатку RadiAnt. RadiAnt DICOM Viewer – це програмне забезпечення для перегляду, аналізу та обробки медичних зображень у форматі DICOM. Це високофункціональний інструмент, який широко використовується медичними професіоналами для перегляду та інтерпретації різних типів медичних зображень. При цьому DICOM – це поширений стандарт зберігання файлів рентгену і КТ.

Зазначимо, що спеціалізованому програмному забезпеченню налаштування відображення виконують у ручному режимі. Усі режими налаштовані на роботу з певними тканинами. Що значно ускладнює роботу експерта.

Перейдемо до розгляду моделей градаційної корекції.

Перш за все опишемо припущення та вимоги, виконання яких є необхідним для подальшої адекватної градаційної корекції зображення.

Припустимо, що діапазон яскравості вхідного зображення визначається інтервалом $[a, \dots, b]$, а вихідний діапазон зображення визначається інтервалом $[c, \dots, d]$. Також, припустимо, що модель градаційної корекції замінює вихідну яскравість $x \in [a, \dots, b]$ на вихідну яскравість $f(x) \in [c, \dots, d]$. Також, припустимо, що вихідний діапазон яскравості $[a, \dots, b]$ повністю розтягується на вихідний діапазон $[c, \dots, d]$. Авжеж, кінці обох таких діапазонів яскравості обов'язково збігаються таким чином: $f(a) = c$, $f(b) = d$. Модель градаційної корекції є неперервною. Вона визначена і приймає значення лише в межах заданих діапазонів яскравості.

Лінійна модель (функція) градаційної корекції. У якості базової розглядається лінійна модель градаційної корекції [29-34]. Так модель сама по собі має дуже широке використання. Також, як правило, вона є складовою інших, більш потужних моделей градаційної корекції зображення.

Така модель записується наступним чином

$$y(x) = k(x - a) + c, \quad k = (d - c)/(b - a) \quad (2.1)$$

де x – яскравість у пікселі, який розглядається,

k – параметр росту функції, компоненти якого визначені вище (це границі вхідного і вихідного діапазонів яскравості).

Геометрично, лінійна модель – це рівняння прямої, яка проходить через кінці відповідних інтервалів яскравості з координатами (a, c) и (b, d) .

Автоматичне налаштування функції здійснюється за рахунок автоматичної підстановки значень замість параметрів (a, c, b, d) . Приклад лінійної функції градаційної корекції, яка автоматично масштабована до шкал яскравості наведено на рис. 2.2. Можна побачити, що функція точно проходить через кінці відповідних інтервалів.

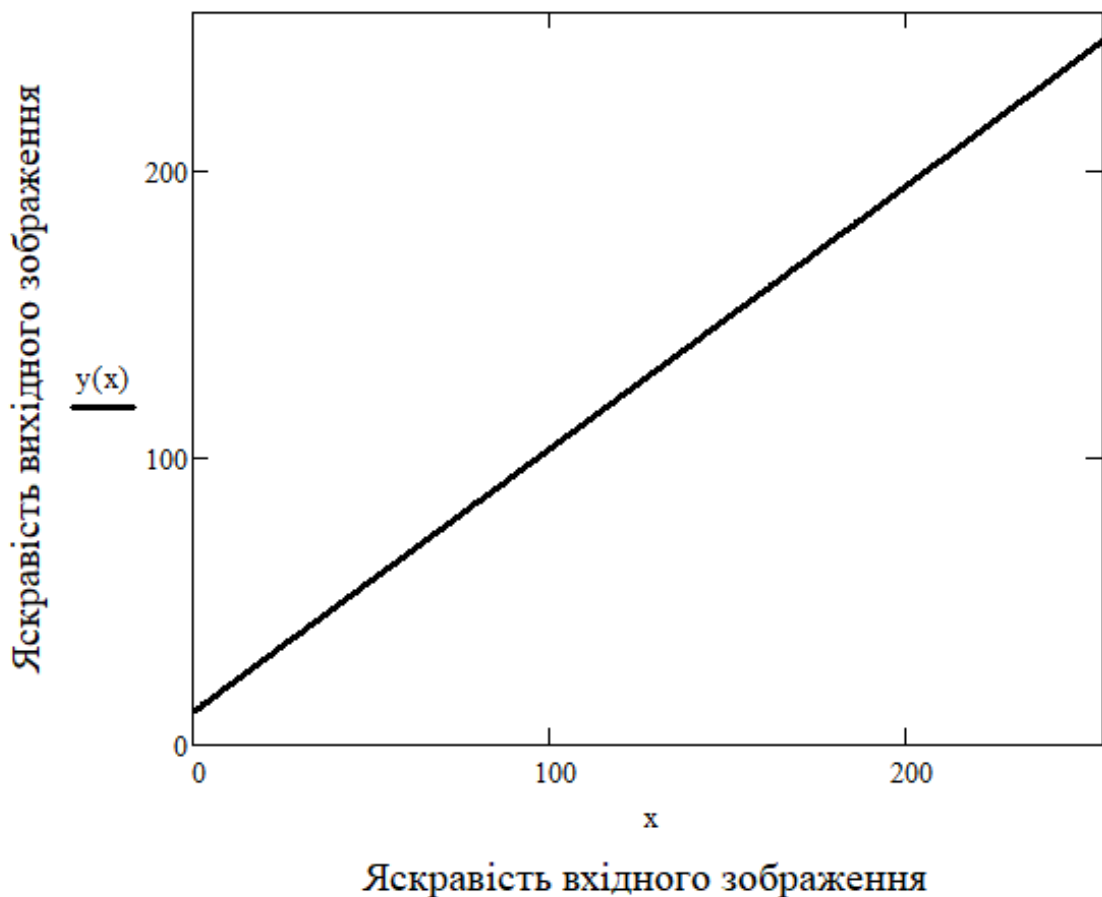


Рисунок 2.2 – Приклад лінійної функції градаційної корекції зображення для наступних шкал яскравості зображення: $(a = 15, c = 25, b = 255, d = 245)$

Степенева модель (функція) градаційної корекції зображення. У якості першої модифікації лінійної моделі, як правило, розглядають степеневу модель градаційної корекції зображення, яка має вигляд

$$y(x) = kx^\gamma, \quad (2.2)$$

де x – яскравість у пікселі, який розглядається,

k – параметр лінійного росту функції,

γ – показник ступеня функції, $\gamma > 0$.

Для того, щоб модель була адаптивною, потрібно використати зазначені вище умови і зазначити параметри (a, c, b, d) у явному вигляді.

Після відповідних підстановок і модифікацій модель (2.2) буде представлено у такому вигляді

$$y(x) = (d - c)((b - a)^\gamma)^{-1}(x - a)^\gamma + c \quad (2.3)$$

де x – яскравість у пікселі, який розглядається,

γ – показник ступеня функції, $\gamma > 0$.

Можна бачити, що зазначений вище коефіцієнт k був трансформований так

$$k = (d - c)((b - a)^\gamma)^{-1}. \quad (2.4)$$

Геометрично, степенева модель – це рівняння, яке проходить через кінці відповідних інтервалів яскравості з координатами (a, c) и (b, d).

Автоматичне налаштування функції здійснюється за рахунок автоматичної підстановки значень замість параметрів (a, c, b, d). Приклад степеневі функції

градаційної корекції, яка автоматично масштабована до шкал яскравості наведено на рис. 2.3. Можна побачити, що функція точно проходить через кінці відповідних інтервалів. При цьому, на відміну від лінійної моделі, ми вже отримуємо сімейство функцій. Тому, що з'явився параметр γ , який не зафіксовано. Його можна обирати так, як потрібно користувачу.

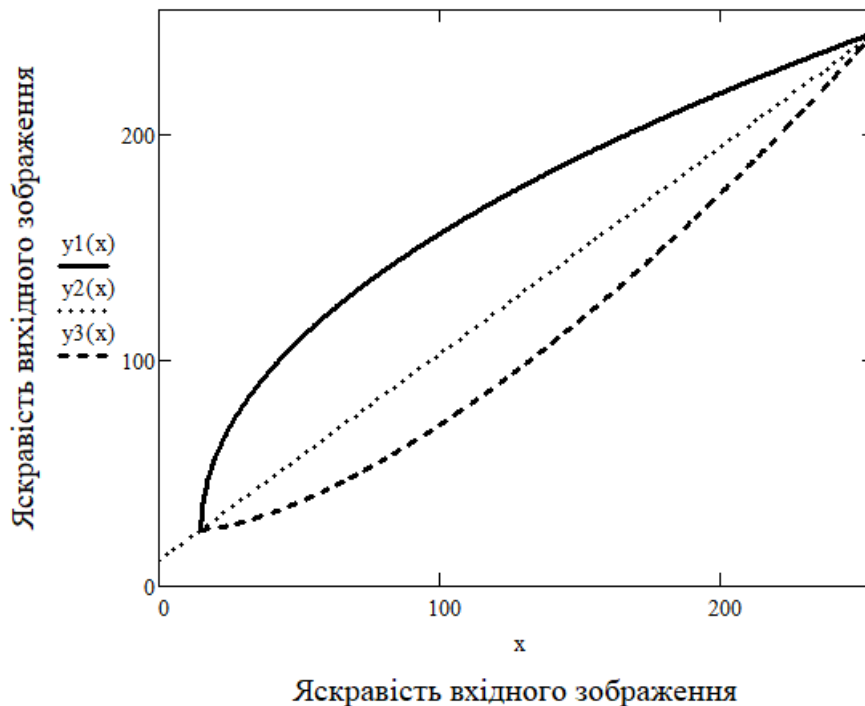


Рисунок 2.3 – Приклад степеневі функції градаційної корекції зображення для наступних шкал яскравості зображення: ($a = 15, c = 25, b = 255, d = 245$); при цьому γ приймає значення 0.5, 1.0, 1.5

Якщо порівняти цю модель з лінійною моделлю (2.1), можна зробити висновок, що степенева модель дозволяє впливати на різні частотні діапазони зображення таким чином, як потрібно. Підсилювати їх, або ослаблювати. В залежності від ситуації. Тобто, така модель більш гнучка, ніж лінійна модель.

Досвід застосування такої моделі дозволяє зробити висновок, що її гнучкість не завжди достатня для ефективного вирішення завдання поліпшення якості зображення. Тому замість такої моделі часто розглядають експоненціальну модель градаційної корекції цифрового зображення.

Експоненціальна модель (функція) градаційної корекції зображення. У якості другої модифікації лінійної моделі, як правило, розглядають експоненціальну модель градаційної корекції зображення, яка має вигляд

$$y(x) = e^{kx}, \quad (2.5)$$

де x – яскравість у пікселі, який розглядається,

k – параметр нелінійного росту функції.

Для того, щоб модель була адаптивною, потрібно використати зазначені вище умови і зазначити параметри (a, c, b, d) у явному вигляді.

Після відповідних підстановок і модифікацій модель (2.5) буде представлено у такому вигляді

$$ef(x) = (e^{\ln(d-c+1)(x-a)(b-a)^{-1}} - 1) + c. \quad (2.6)$$

Можна бачити, що зазначений вище коефіцієнт k був трансформований так

$$k = \ln(d - c + 1)(b - a)^{-1}. \quad (2.7)$$

Геометрично, отримана експоненціальна модель – це рівняння, яке проходить через кінці інтервалів яскравості з координатами (a, c) и (b, d).

Автоматичне налаштування функції здійснюється за рахунок автоматичної підстановки значень замість параметрів (a, c, b, d).

На відміну від степеневі моделі, експоненціальна модель не параметризована і не має зворотної частини. Тому перейдемо до розгляду

логарифмічного перетворення, зворотного експоненціальному. Така модель буде нам потрібна далі для побудови уніфікованої моделі градаційної корекції.

Така логарифмічна модель у базовому вигляді має вигляд

$$y(x) = k \cdot \ln(x), \quad (2.8)$$

де x – яскравість у пікселі, який розглядається,

k – параметр лінійного росту функції.

Для того, щоб модель була адаптивною, потрібно використати зазначені вище умови і зазначити параметри (a, c, b, d) у явному вигляді.

Після відповідних підстановок і модифікацій модель (2.8) буде представлено у такому вигляді

$$lf(x) = (d - c)(\ln(b - a + 1))^{-1} \ln(x - a + 1) + c. \quad (2.9)$$

Можна бачити, що зазначений вище коефіцієнт k був трансформований так

$$k = (d - c)(\ln(b - a + 1))^{-1}. \quad (2.10)$$

Геометрично, отримана експоненціальна модель – це рівняння, яке проходить через кінці інтервалів яскравості з координатами (a, c) и (b, d).

Автоматичне налаштування функції здійснюється за рахунок автоматичної підстановки значень замість параметрів (a, c, b, d).

Відомо, що експоненціальна і логарифмічна функції є зворотнім одна для другої. То, для ефективності практичного використання, побудуємо одну уніфіковану експоненціальну модель градаційної корекції у наступному вигляді

$$Unif(x) = \begin{cases} \lfloor z1 \rfloor & \text{if } 0 \leq \alpha \leq 1, \\ \lfloor z2 \rfloor & \text{if } 1 \leq \alpha \leq 2, \end{cases} \quad (2.11)$$

де x – яскравість у пікселі, який розглядається,

α – параметр, який визначає внесок окремої функції, $0 \leq \alpha \leq 2$,

$$z1 = (1 - \alpha) \cdot ef(x) + [1 - (1 - \alpha)] \cdot p(x),$$

$$z2 = [1 - (\alpha - 1)] \cdot p(x) + (\alpha - 1) \cdot lf(x),$$

$\lfloor \cdot \rfloor$ – оператор округлення, $Unif(x) \in [c, \dots, d]$, як це зазначено у [29-32].

Приклад сімейства функції (2.11), які автоматично масштабовані до шкал яскравості наведено на рис. 2.4.

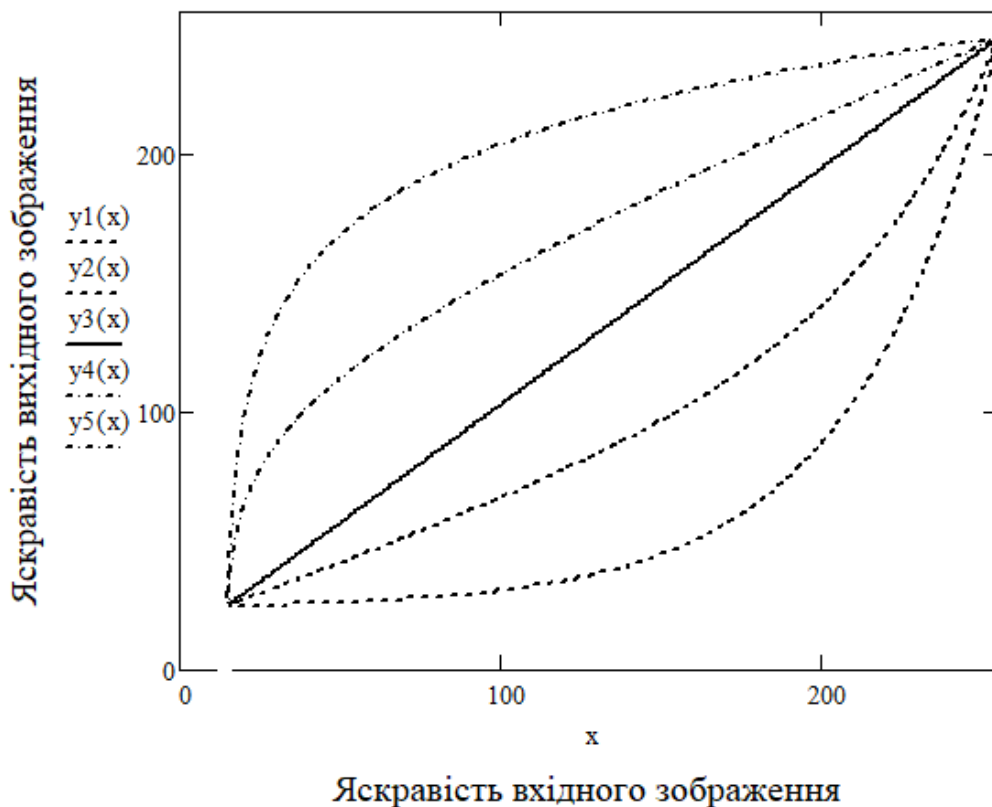


Рисунок 2.4 – Приклад уніфікованої експоненціальної функції градаційної корекції зображення для наступних шкал яскравості зображення: ($a = 15, c = 25, b = 255, d = 245$); при цьому α приймає значення 0, 0.5, 1.0, 1.5, 2; експоненціальні функції сімейства відображені пунктиром, а логарифмічні функції сімейства – крапка з пунктиром

Одна з ключових переваг такої моделі (крім автоматичної настрійки) – це можливість змінювати ваговий коефіцієнт α для визначення найкращого поєднання параметрів моделі. Це дуже зручно з практичної точки зору, коли експерт адаптує модель до специфіки задачі.

Зазначимо, що при:

- $\alpha = 0$ отримуємо, що уніфікована модель перетворюється в експоненціальну модель, яка ефективна задля корекції світлої частини зображення навколо правого кінці шкали інтервалу $[a, \dots, b]$;

- $\alpha = 1$ отримуємо, що уніфікована модель перетворюється в лінійну модель, яка використовується для пропорційного перетворення розподілу яскравості зображення;

- $\alpha = 2$ отримуємо, що уніфікована модель перетворюється в логарифмічну модель, яка ефективна задля корекції темної частини зображення навколо лівого кінця шкали інтервалу $[a, \dots, b]$.

Уніфікована модель (2.11) дещо схожа на степеневу модель (2.3). Певною мірою це так. Але уніфікована модель (2.11) не така гладка. Вона може бути значно більш нелінійною. Що дуже важливо для покращення фрагментів зображення, які отримані в дуже поганих умовах освітлення. Експерименти з зображеннями КТ довели це на практиці. Тому модель (2.11) будемо використовувати надалі у якості основної. Також зазначимо, що ця модель, фактично, включає в себе і лінійну модель (при $\alpha = 1$).

З огляду на практику, описані вище моделі градаційної корекції використовуються в переважній більшості застосунків.

Але існує ще одна важлива модель. Це модель синусоїдального перетворення, яка основана на використанні синусоїди. Така модель дуже важлива у таких випадках, коли потрібно зосередитись на кінцях шкали яскравості зображення. І змінювати їх яскравість за законом, який значно відрізняється від закону для іншого діапазону яскравості зображення.

Синусоїдальна модель (функція) градаційної корекції зображення. У якості останньої модифікації лінійної моделі, як правило, розглядають синусоїдальну модель градаційної корекції зображення, яка має вигляд

$$y(x) = \sin(x), \quad (2.12)$$

де x – яскравість у пікселі, який розглядається.

Для того, щоб модель була адаптивною, потрібно використати зазначені вище умови і зазначити параметри (a, c, b, d) у явному вигляді.

Після відповідних підстановок і модифікацій модель (2.5) буде представлено у такому вигляді (на)

$$s(x) = 0.5(d - c) \sin((x - a)(b - a)^{-1}\pi - 0.5\pi) + 0.5(d + c) \quad (2.13)$$

де x – яскравість у пікселі, який розглядається.

Для побудови уніфікованої моделі градаційної корекції (як для експоненціальної моделі вище) побудемо обернену синусоїдальну функцію наступним чином.

По-перше, розглянемо комбінацію лінійної $y_1(x)$ і синусоїдальної $s(x)$ моделі градаційної корекції у вигляді

$$t(x) = s(x) + (y_1(x) - s(x)), \quad (2.14)$$

де x – яскравість у пікселі, який розглядається.

По-друге, побудуємо уніфіковану синусоїдальну модель градаційної корекції зображення так

$$Unif2(x) = \lfloor \alpha \cdot s(x) + (1-\alpha) \cdot t(x) \rfloor, \quad (2.15)$$

де x – яскравість у пікселі, який розглядається?

α – параметр, який визначає внесок окремої функції, $0 \leq \alpha \leq 1$,

$\lfloor \cdot \rfloor$ – оператор округлення, $Unif2(x) \in [c, \dots, d]$, як це зазначено у [29-32].

Приклад сімейства функції (2.15), які автоматично масштабовані до шкал яскравості наведено на рис. 2.5.

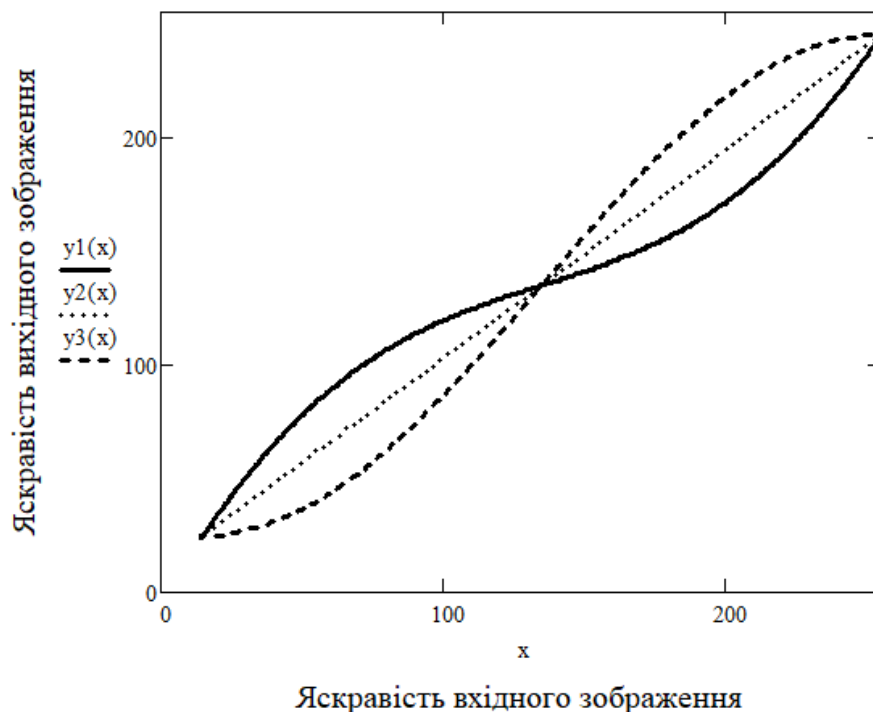


Рисунок 2.5 – Приклад уніфікованої сіносоїдальної функції градаційної корекції зображення для наступних шкал яскравості зображення: ($a = 15, c = 25, b = 255, d = 245$); при цьому α приймає значення 0, 0.5, 1.0; центральна модель – це лінійна модель градаційної корекції

Зазначимо, що при:

– $\alpha = 0$ отримуємо, що уніфікована модель перетворюється в обернену модель, яка ефективна задля корекції обох кінців шкали інтервалу $[a, \dots, b]$;

– $\alpha = 0.5$ отримуємо, що уніфікована модель перетворюється в лінійну модель, яка використовується для пропорційного перетворення розподілу яскравості зображення;

– $\alpha = 1$ отримуємо, що уніфікована модель перетворюється в синусоїдальну модель, яка ефективна задля корекції зображення навколо середньої частини шкали інтервалу $[a, \dots, b]$. При цьому яскравість біля кінців майже не змінюється.

Ще декілька слів стосовно метрики. При порівнянні якості застосування моделей потрібно проводити формальне оцінювання і порівняння. Для моделей градаційної корекції для цього достатньо обчислювати глобальне підвищення різкості після проведення корекції зображення так

$$k = (d + c - 1)/(b - a + 1). \quad (2.16)$$

2.2 Аналіз і вибір методу градаційної корекції

По-перше, зазначимо наступне. Аналіз гістограм яскравості зображень дозволяє зробити висновок, що на кінцях гістограм дуже часто спостерігаються яскравості з низькою частотою. Що це означає? Те, що відповідних пікселів дуже мало на зображенні. За рахунок таких значень можливо скоротити ширину діапазону $[a, \dots, b]$. Яку ми будемо вважати інформативною. Це можна зробити дуже швидко. Побудувати гістограму яскравості зображення, ввести порогове значення значущості частоти, знайти крайні яскравості гістограми, частоти яких вище зазначеної порогової величини $[a', \dots, b']$. Таким чином, в подальшому можна істотно підвищувати якість градаційної корекції. За рахунок значно більшого коефіцієнту розтягування інтервалу $[a', \dots, b']$ на інтервал $[c, \dots, d]$.

Тепер перейдемо до опису методу градаційної корекції цифрового зображення на основі запропонованої вище моделі корекції.

Крок 1. На основі заданого правила границі діапазону яскравості $[a, \dots, b]$ вхідного зображення перетворюються до границь $[a', \dots, b']$, так, що $a \leq a' \leq b' \leq$

b. Це потрібно для знаходження інформативного діапазону яскравості і поліпшення подальшої градаційної корекції.

Крок 2. Зазначимо, що діапазони $[a, \dots, b]$ та $[c, \dots, d]$ – це діапазони цілих чисел. В той же час, функції градаційної корекції потребують виконувати значний обсяг обчислень для кожного пікселя.

В такій ситуації самий ефективний підхід – це побудувати табличну функцію градаційної корекції один раз на початку використання методу. Оскільки значень яскравості не більше 255 це буде виконано дуже швидко. Після цього в ході сканування зображення і градаційної корекції будемо лише використовувати табличну функцію і замінювати вхідне значення яскравості на вихідне значення.

Таблична функція будується так

$$f'(x) = \begin{cases} c, & \text{if } x \leq a', \\ [f(x)], & \text{if } a' \leq x \leq b', \\ d, & \text{if } x \geq b', \end{cases} \quad (2.17)$$

де x – яскравість у пікселі, який розглядається,

$f(x)$ – вихідна яскравість пікселя,

$f'(x)$ – таблична функція.

Крок 3. Припустимо, що таблична функція побудована. Градаційна корекція зображення виконується так: під час сканування знімка будемо проводити перетворення яскравості пікселів за правилом: $x = f'[x]$.

Підведемо підсумок. Аналіз наведених вище моделей градаційної корекції показав, що уніфікована модель (2.11) дає найкращий результат у більшості практично значущих випадків. У тому числі в галузі покращення медичних зображень рентгену і КТ. Тому за умовчанням використовуватимемо саме її для подальшої роботи.

Запропонований метод градаційної корекції заснований на побудові та використанні табличної функції градаційної корекції. Яка будується дуже швидко. Усе це забезпечує мінімальну трудомісткість застосування запропонованого

методу градаційної корекції. Оскільки у його застосування ми замінюємо вихідні значення на нові значення. І все.

При цьому якість градаційної корекції додатково підвищується у сенсі покращення метрики (2.16) за рахунок виділення та обробки лише інформативного діапазону яскравості знімка.

Перейдемо до розгляду програмної реалізації та демонстрації результатів експериментів.

3 ОПИС ПРОГРАМНОЇ РЕАЛІЗАЦІЇ І ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНИХ ДОСЛІДЖЕНЬ

У цьому розділі буде послідовно надано опис програмної реалізації сервісу градаційної корекції на основі використання обраних вище моделей і методів, а також результати застосування цього сервісу (програмного забезпечення) для експериментальних досліджень для покращення медичних зображень КТ.

Перш за все зазначимо, що магістрант Скібін О.О. за клопотанням наукового керівника приймав участь у розробці програмного забезпечення, проведенні та оцінюванні результатів експериментів в рамках науково-дослідної роботи за договором від 30.05.2023 № РН/36-2023 «Інтелектуальна інформаційно-аналітична система діагностики вогнепальних поранень на КТ», Етап 2 «Виявлення і візуалізація осколка на КТ». А саме Скібін О.О. розробляв бібліотеку для застосування уніфікованої моделі (2.11). Приймав участь у розробці інтерфейсу сервісу градаційної корекції.

3.1 Опис програмної реалізації

Вихідні дані для обробки – це зображення КТ. Ці зображення зберігаються і завантажуються у вигляді файлів у форматі dicom (рис. 2.1). У теперішній час цей формат файлів є міжнародним стандартом зберігання рентгену і КТ.

Після завантаження файлу в систему з нього зчитується інформація (щільність, метадані та інше) і відображається у модулі візуалізації. Такий модуль представлено на рис. 3.1. Він призначений не тільки для відображення зображень, але і для того, щоб задавати відповідні параметри. Це потрібно для можливості проведення різноманітних експериментів у предметній галузі. Стосовно роботи, ми будемо використовувати в основному можливість для застосування уніфікованої моделі (2.11).

Стосовно позначених елементів управління і параметрів їх значення і використання наступне.

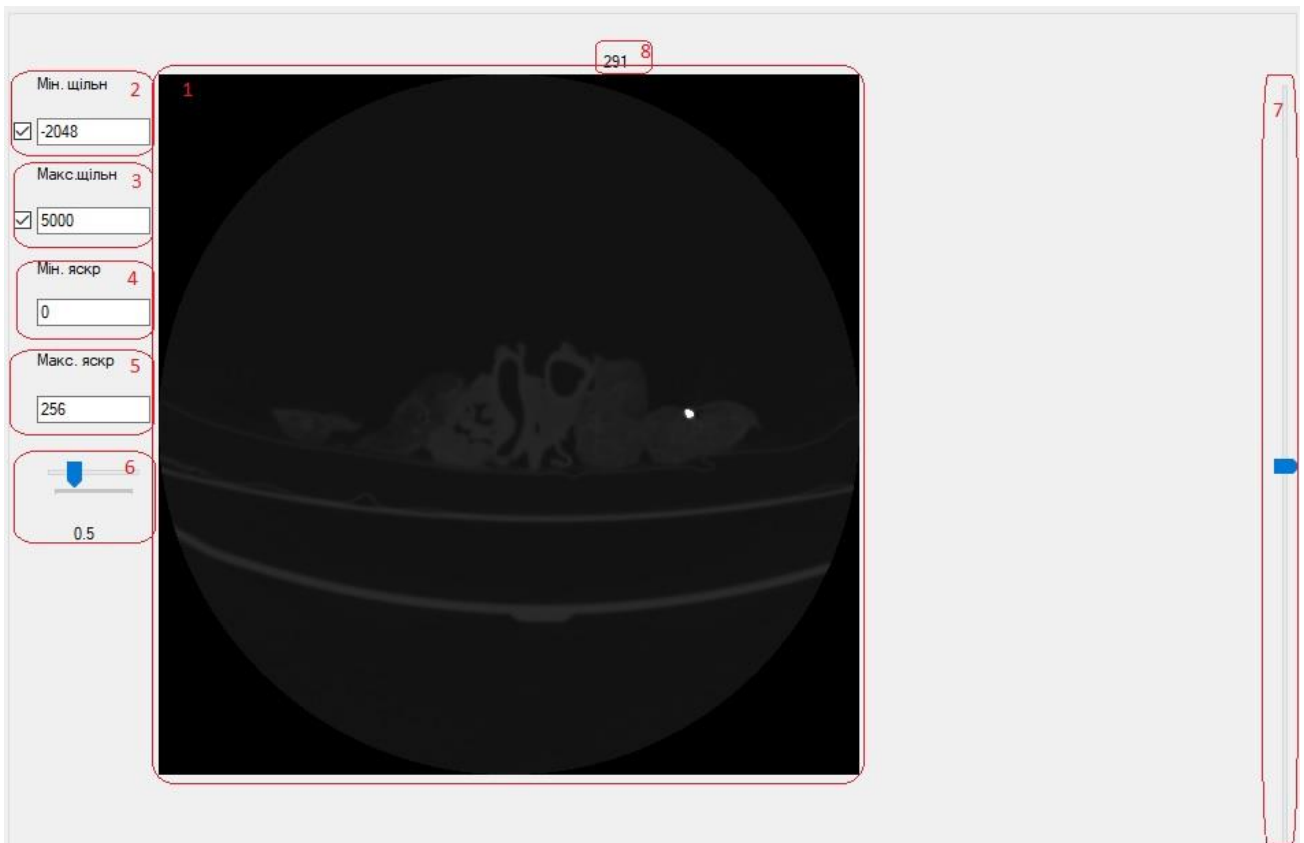


Рисунок 3.1 – Інтерфейс програмного забезпечення (сервісу) для візуалізації даних градаційної корекції зображень комп'ютерної томографії

Елемент (1) – це вікно для відображення зображення.

Елемент (2) необхідний для того щоб задавати мінімальну щільність вокселів, які розглядаються. Відповідно, елемент (3) необхідний для того щоб задавати максимальну щільність вокселів, які розглядаються. Ці два пороги важливі для того, щоб обробляти і відображати тільки діапазон області інтересу.

Елементи (4) і (5) необхідні для того щоб задавати мінімальну і максимальну значення для діапазону яскравості для відображення на екрані монітору. Тобто для візуалізації.

Елемент (6) – це параметр α уніфікованої експоненціальної моделі (2.11). За його допомогою у інтерактивному режимі можна змінювати параметризацію моделі і переглядати результат.

Елемент (7) потрібний для швидкого вибору зображення КТ (КТ – це багато шарів – зображень).

Елемент (8) потрібний для відображення номеру зображення (КТ – це багато шарів – зображень).

Модуль візуалізації зв'язаний з бібліотекою, яка програмно виконує градаційну корекцію. В бібліотеку передається зображення і значення параметрів. Відповідна функція виконує градаційну корекцію зображення КТ і відображає результат у вікно (1). Все це робиться у інтерактивному режимі.

Для створення програмного додатку застосовувалися: мова – С#, платформа – .NET Framework, API – Windows Forms.

3.2 Опис експериментальних досліджень

Основне завдання дослідження – вибір кращої моделі градаційної корекції для висвітлення внутрішніх органів і об'єктів (осколків) на КТ. Формально – максимізація метрики (2.16). Теоретично краща модель визначена. Це уніфікована експоненціальна модель. В результаті проведення експериментів це потрібно було підтвердити на практиці. Це було зроблено. Нажаль, у роботі неможливо навести всі результати експериментів. Тому наведемо найбільш вагомні результати. Для аналізу можливостей запропонованого програмного забезпечення. У сенсі налаштування на особливості зображення.

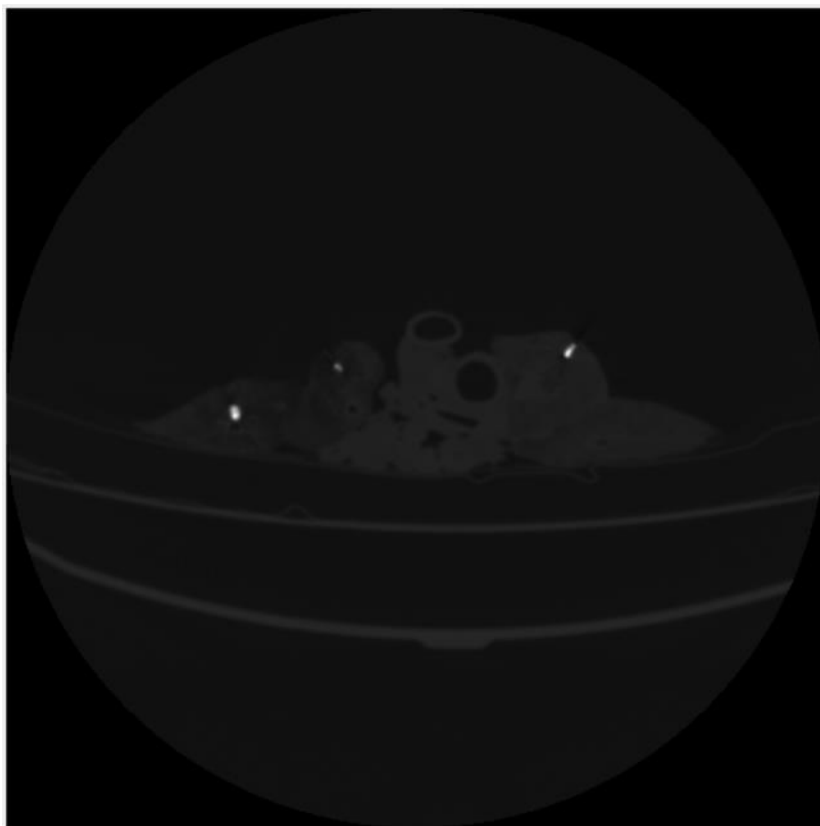
Перша серія зображень, які розглядаються – це зображення легенів свині у яких розташовані металеві осколки. Ці зображення наводяться для різних значень параметру α уніфікованої експоненціальної моделі (2.11).

Ціль експерименту полягає в тому, щоб продемонструвати, як покращується візуалізація контурів легенів і осколка після зміни параметра α .

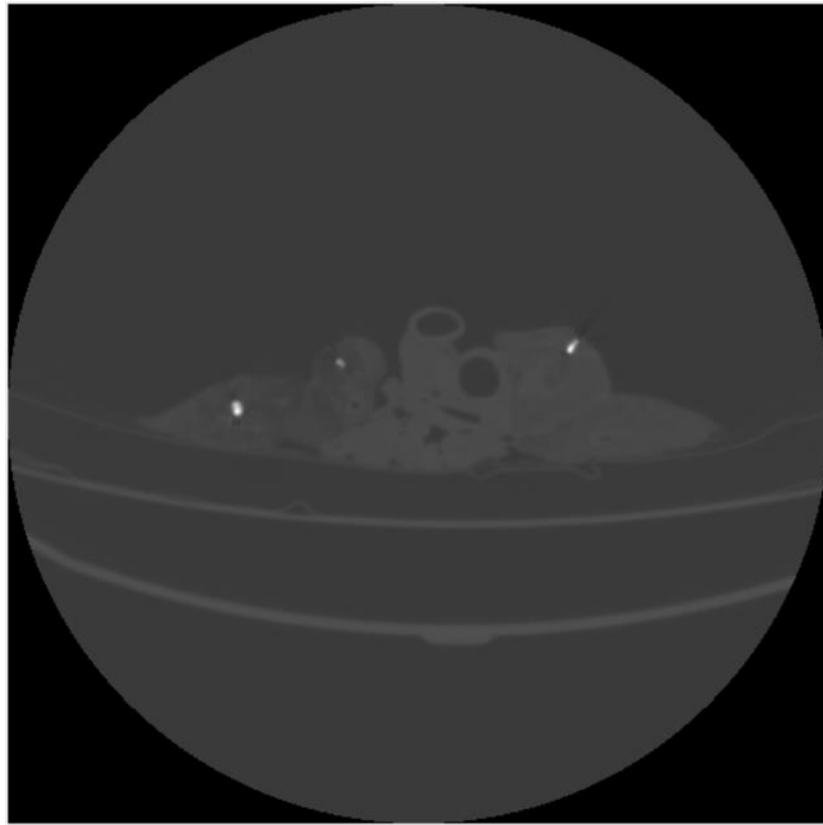
Зазначимо, що значення $\alpha = 1$ відповідає стандартному представленню зображень у системах покращення якості. Далі для демонстрації результатів буде приводитись зображення для цього значення параметру α . А також для інших, щоб продемонструвати різницю. На рис. 3.2 наведено результати експерименту з легенями, де $\alpha = 0.5, 1.0, 1.25$. Можна бачити, що застосування моделі (2.11) з параметром $\alpha = 1.25$ надає кращий результат.



a)



b)



в)

Рисунок 3.2 – Результати експерименту з легенями: візуалізація зображення КТ легенів з параметром α уніфікованої експоненціальної моделі (2.11), який дорівнює 0.5, 1.0, 1.25

Далі наводяться результати ще двох експериментів. Перший експеримент з печінкою (рис. 3.3), а другий експеримент з кишечником (рис. 3.4).

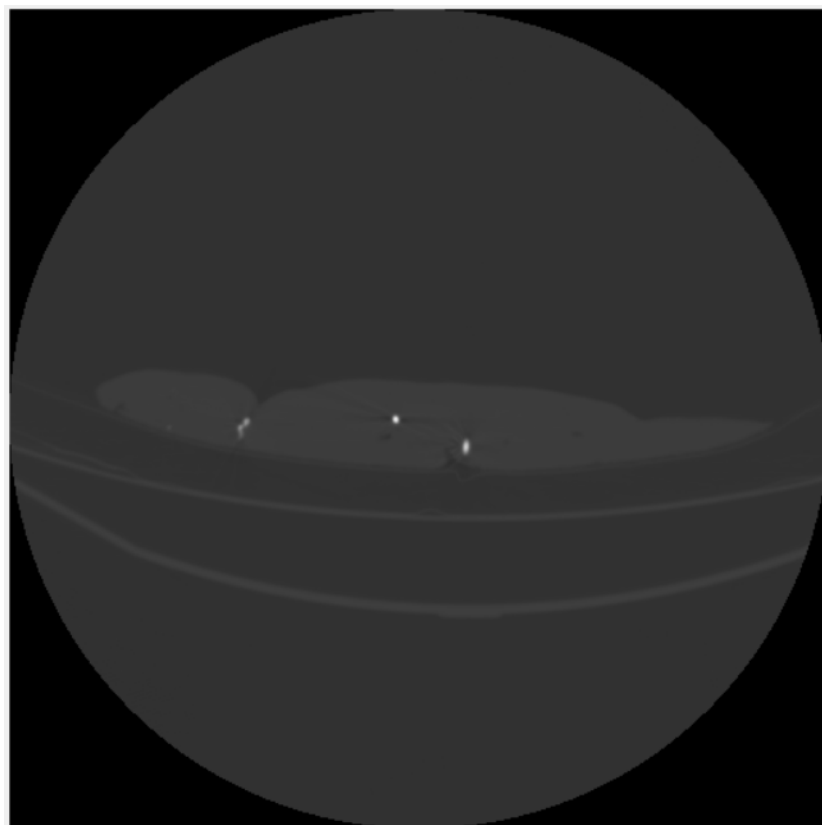
В результаті проведення обох експериментів можна зробити однакові висновки. Значення $\alpha = 1$, яке відповідає стандартному представленню зображень у системах покращення якості, не дає наглядної картини ситуації.

Якщо змінити значення параметру α так, як це показано на рис. 3.3 і рис. 3.4, результати візуалізації значно покращяться. Можна буде побачити чіткі контури органів, а також об'єкти в цих органах.

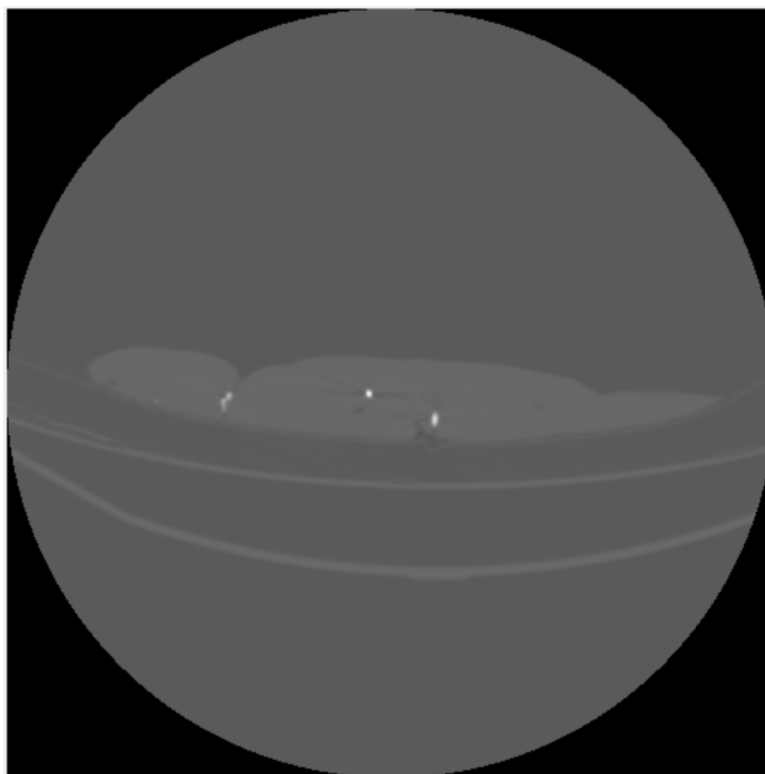
Тобто можна зробити загальний висновок про те, що використання запропонованої моделі дозволяє значно покращувати якість результату візуалізації, досягати потрібної високої якості візуалізації.



a)

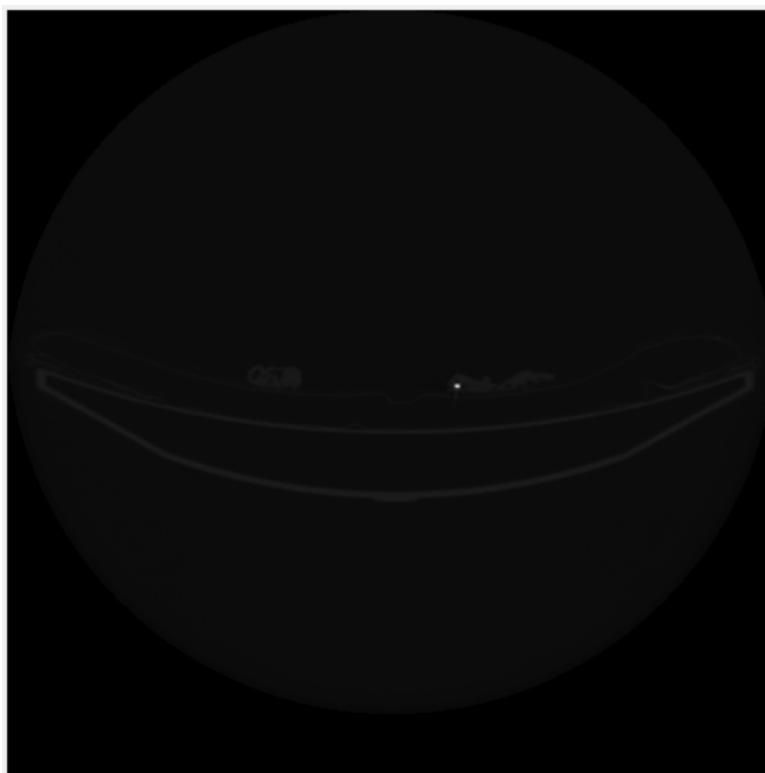


b)

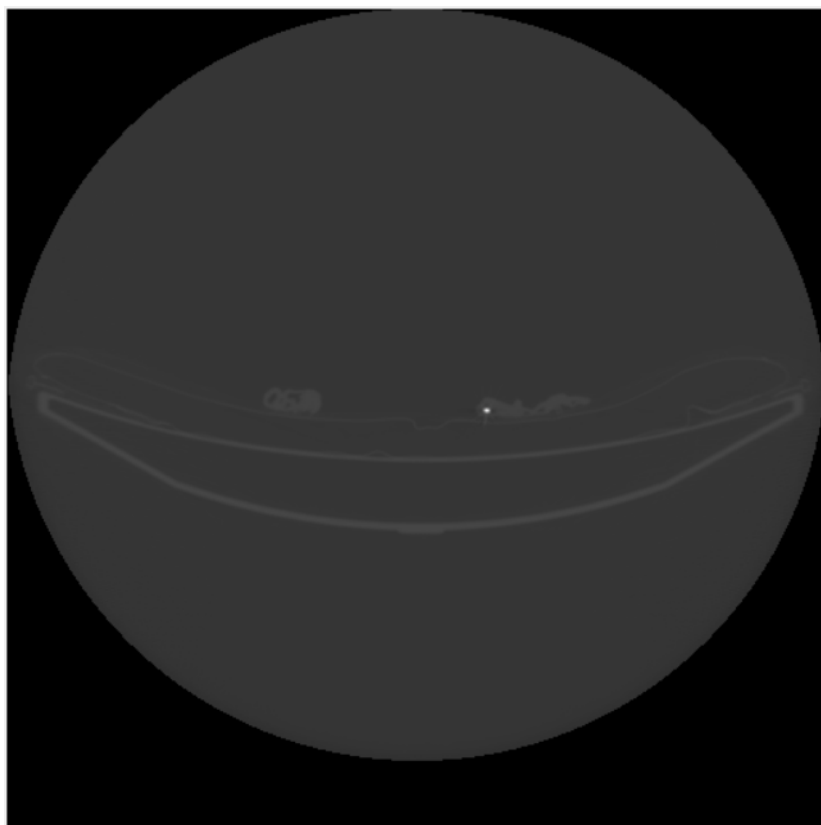


в)

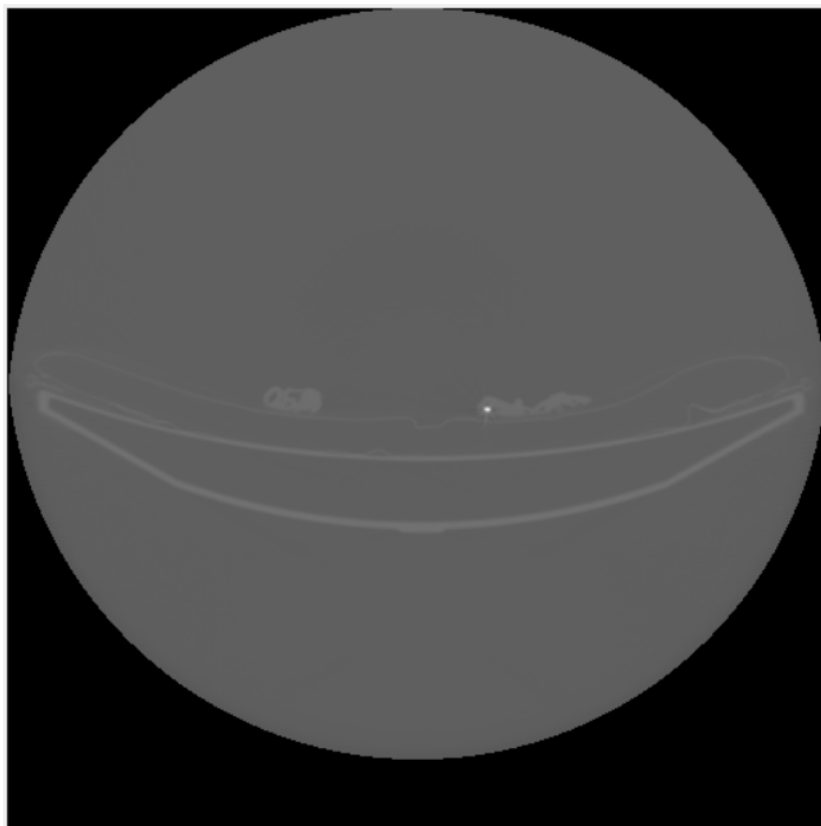
Рисунок 3.3 – Результати експерименту з печінкою: візуалізація КТ печінки з параметром α моделі (2.11), який дорівнює 1.0, 1.25, 1.5



а)



б)



в)

Рисунок 3.4 – Результати експерименту з кишечником: візуалізація КТ кишечника з параметром α моделі (2.11), який дорівнює 1.0, 1.25, 1.5

Таким чином, в результаті аналізу результатів експериментів, можна зробити висновки, що запропоновані модель, метод і програмне забезпечення дозволяють ефективно (з обчислювальної точки зору) виконувати градаційну корекцію знімків рентгену і КТ. При цьому забезпечується поліпшення зображення з потрібною якістю. Незалежно від умов отримання КТ.

ВИСНОВКИ

В ході виконання кваліфікаційної роботи були отримані наступні основні результати.

У першому розділі кваліфікаційної роботи проведено аналіз сучасного стану досліджень у предметній області, основні моделі, методи і технології покращення цифрових зображень, виявлені їх переваги і недоліки, сформульовано проблему, мету і задачі дослідження.

У другому розділі кваліфікаційної роботи описано основні адаптивні моделі градаційної корекції зображень. Застосування яких дозволяє оперативне і якісно покращувати зображення у автоматичному режимі. За рахунок адаптації до шкал яскравості зображень. Надано теоретичну оцінку ефективності. Обрана краща модель в результаті теоретичного аналізу ефективності застосування моделей. Описано метод градаційної корекції зображень.

У третьому розділі кваліфікаційної роботи описано програмну реалізацію, яка оснований на використанні моделей і методів градаційної корекції, які описано в другому розділі. Після цього приведені основні результати експериментів, надано експериментальний аналіз ефективності застосування запропонованих моделей, методів і програмного забезпечення для вирішення задачі градаційної корекції медичних зображень рентгену і КТ. Показано, що результати експериментів цілком підтверджують теоретичні оцінки ефективності, які наведені у другому розділі роботи.

ПЕРЕЛІК ДЖЕРЕЛ ПОСИЛАННЯ

1. Z. Zhou, Y. Wang, Y. Guo, Y. Qi and J. Yu, "Image Quality Improvement of Hand-Held Ultrasound Devices With a Two-Stage Generative Adversarial Network," in *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 67, no. 1, pp. 298-311, Jan. 2020, doi: 10.1109/TBME.2019.2912986.
2. L. Qi et al., "Photoacoustic Tomography Image Restoration With Measured Spatially Variant Point Spread Functions," in *IEEE Transactions on Medical Imaging*, vol. 40, no. 9, pp. 2318-2328, Sept. 2021, doi: 10.1109/TMI.2021.3077022.
3. H. -B. Chen, R. Zheng, L. -Y. Qian, F. -Y. Liu, S. Song and H. -Y. Zeng, "Improvement of 3-D Ultrasound Spine Imaging Technique Using Fast Reconstruction Algorithm," in *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, vol. 68, no. 10, pp. 3104-3113, Oct. 2021, doi: 10.1109/TUFFC.2021.3087712.
4. H. Yan and Z. Li, "A General Perceptual Infrared and Visible Image Fusion Framework Based on Linear Filter and Side Window Filtering Technology," in *IEEE Access*, vol. 8, pp. 3029-3041, 2020, doi: 10.1109/ACCESS.2019.2961626.
5. Q. Wu, H. Tang, H. Liu and Y. Chen, "Masked Joint Bilateral Filtering via Deep Image Prior for Digital X-Ray Image Denoising," in *IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics*, vol. 26, no. 8, pp. 4008-4019, Aug. 2022, doi: 10.1109/JBHI.2022.3179652.
6. C. Bass et al., "ICAM-Reg: Interpretable Classification and Regression With Feature Attribution for Mapping Neurological Phenotypes in Individual Scans," in *IEEE Transactions on Medical Imaging*, vol. 42, no. 4, pp. 959-970, April 2023, doi: 10.1109/TMI.2022.3221890.
7. Z. Dou, K. Gao, X. Zhang and H. Wang, "Fast Blind Image Deblurring Using Smoothing-Enhancing Regularizer," in *IEEE Access*, vol. 7, pp. 90904-90915, 2019, doi: 10.1109/ACCESS.2019.2927158.
8. J. Lin and W. Zhang, "Correcting the Defects of the Default Tone Mapping Operators Implemented in the JPEGXT HDR Image Compression Standard," in *IEEE Access*, vol. 9, pp. 82881-82887, 2021, doi: 10.1109/ACCESS.2021.3087208.
9. K. Panetta, L. Kezebou, V. Oludare, S. Agaian and Z. Xia, "TMO-Net: A

Parameter-Free Tone Mapping Operator Using Generative Adversarial Network, and Performance Benchmarking on Large Scale HDR Dataset," in *IEEE Access*, vol. 9, pp. 39500-39517, 2021, doi: 10.1109/ACCESS.2021.3064295.

10. Y. Li, L. Li, J. Yao, M. Xia and H. Wang, "Contrast-Aware Color Consistency Correction for Multiple Images," in *IEEE Journal of Selected Topics in Applied Earth Observations and Remote Sensing*, vol. 15, pp. 4941-4955, 2022, doi: 10.1109/JSTARS.2022.3183188.

11. Y. MACHIDA, N. KAWASAKI, T. MISU, K. ABE, H. SUGIMURA and M. OKUMURA, "Verification of Visibility Improvement by Perceptual Sensitivity Correction in Line Display," 2020 IEEE 9th Global Conference on Consumer Electronics (GCCE), Kobe, Japan, 2020, pp. 557-558, doi: 10.1109/GCCE50665.2020.9292013.

12. J. Zhang, Z. Yin and L. Zhao, "Extending the Recognition Limit of Two-Dimensional Bar Code," 2019 IEEE International Conferences on Ubiquitous Computing & Communications (IUCC) and Data Science and Computational Intelligence (DSCI) and Smart Computing, Networking and Services (SmartCNS), Shenyang, China, 2019, pp. 170-176, doi: 10.1109/IUCC/DSCI/SmartCNS.2019.00057.

13. U. B. Raksha and V. Maik, "Color image enhancement using metamer mismatch through profile mapping," 2017 2nd IEEE International Conference on Recent Trends in Electronics, Information & Communication Technology (RTEICT), Bangalore, India, 2017, pp. 684-688, doi: 10.1109/RTEICT.2017.8256684.

14. H. Yan and Z. Li, "A General Perceptual Infrared and Visible Image Fusion Framework Based on Linear Filter and Side Window Filtering Technology," in *IEEE Access*, vol. 8, pp. 3029-3041, 2020, doi: 10.1109/ACCESS.2019.2961626.

15. L. Xu, P. Liang, J. Han, L. Bai and D. Z. Chen, "Global Filter of Fusing Near-Infrared and Visible Images in Frequency Domain for Defogging," in *IEEE Signal Processing Letters*, vol. 29, pp. 1953-1957, 2022, doi: 10.1109/LSP.2022.3205271.

16. C. Orhei and R. Vasiu, "An Analysis of Extended and Dilated Filters in Sharpening Algorithms," in *IEEE Access*, vol. 11, pp. 81449-81465, 2023, doi: 10.1109/ACCESS.2023.3301453.

17. L. Qi et al., "Photoacoustic Tomography Image Restoration With Measured

Spatially Variant Point Spread Functions," in IEEE Transactions on Medical Imaging, vol. 40, no. 9, pp. 2318-2328, Sept. 2021, doi: 10.1109/TMI.2021.3077022.

18. Y. Wang, W. Song, G. Fortino, L. -Z. Qi, W. Zhang and A. Liotta, "An Experimental-Based Review of Image Enhancement and Image Restoration Methods for Underwater Imaging," in IEEE Access, vol. 7, pp. 140233-140251, 2019, doi: 10.1109/ACCESS.2019.2932130.

19. Y. Zhang, "The studies and implementation for conversion of image file format," 2015 10th International Conference on Computer Science & Education (ICCSE), Cambridge, UK, 2015, pp. 190-193, doi: 10.1109/ICCSE.2015.7250241.

20. L. Shuai and H. Chen, "Research on Data Structure and File Format for Water-Jet Tactile Display," 2016 First International Conference on Multimedia and Image Processing (ICMIP), Bandar Seri Begawan, Brunei, 2016, pp. 67-71, doi: 10.1109/ICMIP.2016.25.

21. S. K. Mishra, S. Singh and R. Nema, "Different Types of File Format Image Compression using Transform Domain Up-Down Conversion," 2019 International Conference on Smart Systems and Inventive Technology (ICSSIT), Tirunelveli, India, 2019, pp. 885-888, doi: 10.1109/ICSSIT46314.2019.8987761.

22. Y. Zhang and X. Zheng, "Development of Image Processing Based on Deep Learning Algorithm," 2022 IEEE Asia-Pacific Conference on Image Processing, Electronics and Computers (IPEC), Dalian, China, 2022, pp. 1226-1228, doi: 10.1109/IPEC54454.2022.9777479.

23. C. Huang, "On the Present Situation and Future of Digital Image Intelligent Processing System," 2021 International Conference on Computers, Information Processing and Advanced Education (CIPAE), Ottawa, ON, Canada, 2021, pp. 164-166, doi: 10.1109/CIPAE53742.2021.00047.

24. V. Suresh and S. Rajashree, "Establishing Authenticity for DICOM images using ECC algorithm," 2020 Sixth International Conference on Bio Signals, Images, and Instrumentation (ICBSII), Chennai, India, 2020, pp. 1-4, doi: 10.1109/ICBSII49132.2020.9167578.

25. J. Kwon et al., "Breathing detection using thermal facial landmark with

DICOM file," 2022 IEEE International Conference on Big Data (Big Data), Osaka, Japan, 2022, pp. 6739-6741, doi: 10.1109/BigData55660.2022.10020819.

26. Y. Gupta, C. Costa, E. Pinho and L. A. Bastião Silva, "A DICOM Standard Pipeline for Microscope Imaging Modalities," 2021 IEEE Symposium on Computers and Communications (ISCC), Athens, Greece, 2021, pp. 1-6, doi: 10.1109/ISCC53001.2021.9631529.

27. S. Xue, Y. Liu, C. Xu and J. Li, "Object Detection in Visible and Infrared missile borne fusion image," 2022 International Conference on Image Processing, Computer Vision and Machine Learning (ICICML), Xi'an, China, 2022, pp. 19-23, doi: 10.1109/ICICML57342.2022.10009652.

28. G. Bianco and L. Neumann, "A fast enhancing method for non-uniformly illuminated underwater images," OCEANS 2017 - Anchorage, Anchorage, AK, USA, 2017, pp. 1-6.

29. K. Smelyakov, M. Hvozdiev, A. Chupryna, D. Sandrkin and V. Martovytskyi, "Comparative Efficiency Analysis of Gradational Correction Models of Highly Lighted Image," 2019 IEEE International Scientific-Practical Conference Problems of Infocommunications, Science and Technology (PIC S&T), Kyiv, Ukraine, 2019, pp. 703-708, doi: 10.1109/PICST47496.2019.9061356.

30. K. Smelyakov, A. Chupryna, M. Hvozdiev and D. Sandrkin, "Gradational Correction Models Efficiency Analysis of Low-Light Digital Image," 2019 Open Conference of Electrical, Electronic and Information Sciences (eStream), Vilnius, Lithuania, 2019, pp. 1-6, doi: 10.1109/eStream.2019.8732174.

31. K. Smelyakov, A. Chupryna, M. Hvozdiev, D. Sandrkin, I. Ruban, and O. Voloshchuk, Unified models of gradation image correction, Book Chapter, Data-Centric Business and Applications, 2020, pp. 293-317, doi: https://doi.org/10.1007/978-3-030-43070-2_14

32. Smelyakov, K., Smelyakov, S., Chupryna, A. Advances in Spatio-Temporal Segmentation of Visual Data. Chapter 1. Adaptive Edge Detection Models and Algorithms. – Springer Nature Switzerland AG 2020, pp. 1–51. DOI:10.1007/978-3-030-35480-0_1

33. Marghany M, editor. Recent Remote Sensing Sensor Applications - Satellites and Unmanned Aerial Vehicles (UAVs) [Internet]. IntechOpen; 2022. Available from: <http://dx.doi.org/10.5772/intechopen.95162>
34. Rafael C. Gonzalez, Richard E. Woods Digital Image Processing. – Pearson Education Limited, NY, 1022p., 2018.
35. Radiant Viewer. – Режим доступа: <https://www.radiantviewer.com/en/>.
36. Radiant Image. – Режим доступа: https://www.radiantviewer.com/dicom-viewer-manual/images/radiant_dicom_viewer_browsing_series.png