

Міністерство освіти і науки України
 Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя
(повна назва університету записки навчального закладу)
 Факультет комп'ютерно-інформаційних систем і програмної інженерії
(назва факультету)
 Кафедра комп'ютерних мереж та систем
(повна назва кафедри)

ПОЯСНЮВАЛЬНА ЗАПИСКА

до дипломної роботи

магістра

(освітній ступінь)

на тему

Методи та засоби опрацювання зображень
 у комп'ютерних біомедичних системах

Виконав: студент (ка) 6 курсу, групи СІМ-61

спеціальності 123


“Комп'ютерна інженерія”

(шифр і назва спеціальності)


(підпис)

Пуляк Л.Я
(прізвище та ініціали)

Керівник


(підпис)

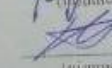
Лупенко С.А
(прізвище та ініціали)

Нормоконтроль


(підпис)

Лисенко Г.В.
(прізвище та ініціали)

Рецензент


(підпис)

Крамар О.І
(прізвище та ініціали)

м. Тернопіль – 2019

Міністерство освіти і науки України
Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя
(повне найменування вищого навчального закладу)

Факультет Комп'ютерно інформаційних систем і програмної інженерії
Кафедра Комп'ютерних систем та мереж
Освітній ступінь МАгіСТР
Напря́м підготовки 1
Спеціальність 123 "Комп'ютерна інженерія"
(шифр і назва)
(шифр і назва)

ЗАТВЕРДЖУЮ

Завідувач кафедри КС
Осцильська Г М
« 30 » 05 2019 р.

**ЗАВДАННЯ
НА ДИПЛОМНИЙ ПРОЕКТ (РОБОТУ) СТУДЕНТУ**

Пуляч Любомир Ярославович
(прізвище, ім'я, по батькові)

Тема проекту (роботи) Методи та засоби опрацювання зображень у комп'ютерних біомедичних системах

Керівник проекту (роботи) Лущинко Сергій Анатолійович д.т.н. професор
(прізвище, ім'я, по батькові, науковий ступінь, вчене звання)

затверджені наказом по університету від «27» 05 2019 року № 478/19

Термін подання студентом проекту (роботи) 24.12.19

Вихідні дані до проекту (роботи)

Проаналізувати результати дослідження методів обробки зображень медичних зображень та вибрати необхідні методи.

Зміст розрахунково-пояснювальної записки (перелік питань, які потрібно розробити)

Вести в цифрове зображення як об'єкт формування методів обробки зображень з обробка зображень об'єкту зображення зображення медичних зображень та вибрати необхідні методи. Аналіз роботи системи утворення медичних зображень зображення адаптивна обробка в медичних зображеннях. Методи та засоби опрацювання зображень у комп'ютерних біомедичних системах. З об'єкту проекту та завдань формування зображення медичних зображень та вибрати необхідні методи.

Перелік графічного матеріалу (з точним зазначенням обов'язкових креслень, слайдів)

Результати коректування біограм різними методами. Результати фільтрації медичних зображень. З результатом процес біографічного покращення медичних зображень система утворення медичних зображень з адаптивна обробка в медичних зображеннях. Методи та засоби опрацювання зображень у комп'ютерних біомедичних системах. З об'єкту проекту та завдань формування зображення медичних зображень та вибрати необхідні методи.


6. Консультанти розділів проекту (роботи)

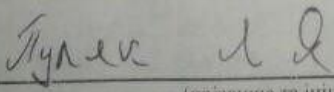
Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата	
		завдання видав	завдання прийняв
Передній ескіз проєкт	Курнос І.Б.		
Експозиційна будівля в НС	Лесотка О.М., доц.		
Сторожеві проєкти	Ступак В.С., ст. викл. катр. СР		
	Будівельна П.М.		

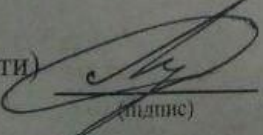
7. Дата видачі завдання

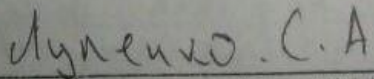
КАЛЕНДАРНИЙ ПЛАН

№ з/п	Назва етапів дипломного проекту (роботи)	Термін виконання етапів проекту (роботи)	Примітка
1	Цифрова зображення, як об'єкти функціонування	02.10.19	
2	Методи обробки зображень	20.10.19	
3	Обробка зображень	06.11.19	
4	Обґрунтування економічності проєктування	20.11.19	
5	Охорона праці та безпека в умовах екстремних ситуацій	25.11.19	
6	Біометрія	27.11.19	
	Попередній захист дипломної роботи	28.11.19	
	Захист дипломної роботи	24.12.19	

Студент 
(підпис)


(прізвище та ініціали)

Керівник проекту (роботи) 
(підпис)


(прізвище та ініціали)

АНОТАЦІЯ

Методи та засоби опрацювання зображень у комп'ютерних біомедичних системах // Дипломна робота // Пуляк Любомир Ярославович // Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя, факультет комп'ютерно – інформаційних систем та програмної інженерії, група СІм – 62 // Тернопіль, 2019 // с. – 110, рис. – 40 , табл. – 10, аркушів А1 – 10, додат. – 2, бібліогр. – 55.

Ключові слова: МЕДИЧНЕ ЗОБРАЖЕННЯ, ФІЛЬТРАЦІЯ, ГІСТОГРАМА, ЦИФРОВЕ ЗОБРАЖЕННЯ, МЕТОД.

Кваліфікаційну роботу магістра присвячено дослідженню методів та засобів опрацювання зображень у комп'ютерних біомедичних системах. У кваліфікаційній роботі магістра проведено аналіз методів та засобів опрацювання біомедичних зображень. Завдяки цьому зроблені висновки щодо доцільності використання тих чи інших методів в покращенні та обробці медичних світлин.

Обґрунтовано використання саме тих методів, які в процесі досліду змогли показати себе з кращої сторони в ряду факторів таких як час обробки, візуальний результат опрацювання, чіткість дрібних деталей. Досліджена доцільність використання методів візуального покращення медичних зображень з використанням методів Канні та середньоквадратичних відхилень.

Досліджена ефективність використання фільтрації біомедичних зображень, які мали візуальні спотворення у вигляді шуму. Такі дослідження дали змогу визначити найвдаліший метод з обраних для дослідження. Розроблений лістинг коду в програмі MatLab для проведення опрацювання медичних світлин та дослідження їхньої ефективності. Апробовано запропоновані для кожного рівня представлення методи та засоби опрацювання біомедичних зображень, методи його фільтрації, роботи з гистограмами та візуального поліпшення якості.

ANNOTATION

Methods and tools for image processing in computer biomedical systems // Master thesis// Pulyak Lyubomyr Yaroslavovych // Ternopil Ivan Pul'uj National Technical University, Faculty of Computer Information Systems and software engineering, group CIm – 62 // Ternopil, 2019 // p. – 110, fig. – 40, tab. – 10, Sheets A1 – 10, Add. – 2, Ref. – 55.

Keywords: MEDICAL IMAGE, FILTRATION, HISTORY, DIGITAL IMAGE, METHOD.

The master's qualification is devoted to the study of methods and tools for image processing in computer biomedical systems. The master's qualification work analyzes the methods and means of biomedical image processing. Due to this, it is concluded that it is advisable to use certain methods in the improvement and treatment of medical images.

It is justified to use exactly those methods, which in the process of experience were able to show themselves from the best side in a number of factors such as processing time, visual processing result, clarity of small details. The feasibility of using the methods of visual enhancement of medical images using the Kanni and standard deviation methods is investigated.

The effectiveness of filtering biomedical images that had visual noise distortions was investigated. Such experiments made it possible to determine the most successful method for those selected for the study. Code listing in MatLab was developed to study medical images and study their effectiveness. The methods and means of biomedical image processing, methods of filtering it, working with histograms and visual improvement of quality are offered for each level of presentation.

ЗМІСТ

ВСТУП.....	8
РОЗДІЛ 1_ЦИФРОВЕ ЗОБРАЖЕННЯ ЯК ОБ'ЄКТ ДОСЛІДЖЕННЯ.....	11
1.1. Основні властивості цифрового зображення	11
1.2. Розширення цифрових зображень	12
1.3. Відображення кольору в зображеннях.....	17
1.4. Зберігання цифрових зображень.....	22
1.5. Поняття медичного зображення.	25
1.6. Медичне зображення як об'єкт медичної інформатики.	26
1.7. Методи отримання медичних зображень	28
1.8. Висновки до першого розділу	32
РОЗДІЛ 2_МЕТОДИ ОБРОБКИ ЗОБРАЖЕНЬ	33
2.1. Обробка медичних зображень.	33
2.2. Основні засади опрацювання зображень.	34
2.3. Проблеми обробки та аналізу зображень.	44
2.4. Проблема візуалізації зображення.....	45
2.5. Висновки до другого розділу	46
РОЗДІЛ 3_ОБРОБКА ЗОБРАЖЕНЬ	47
3.1. Покращення медичних зображень шляхом корегування контрасту	47
3.2. Покращення медичних зображень шляхом їхньої фільтрації	54
3.3. Підвищення візуальної якості зображень	58
3.3.1. Підвищенні візуальної якості зображень з використанням методу Канні. Відомо, що зображення з підкресленими межами об'єктів сприймаються з візуальної точки зору як більш якісні.....	58

3.3.2 Поліпшення візуальної якості зображень з використанням середньоквадратичного відхилення значень інтенсивності пікселів локальних суміжностей.	60
3.4 Висновки до третього розділу.....	64
РОЗДІЛ 4_ОБҐРУНТУВАННЯ ЕКОНОМІЧНОЇ ЕФЕКТИВНОСТІ	65
4.1. Визначення стадій технологічного процесу та загальної тривалості проведення НДР	66
4.2. Визначення витрат на оплату праці та відрахувань на соціальні заходи.....	68
4.3. Розрахунок витрат на електроенергію	71
4.4. Розрахунок витрат на матеріали	72
4.5. Розрахунок суми амортизаційних відрахувань	72
4.6. Обчислення накладних витрат	73
4.7. Складання кошторису витрат та визначення собівартості НДР	73
4.8. Розрахунок ціни НДР.....	74
4.9. Визначення економічної ефективності і терміну окупності капітальних вкладень.....	75
РОЗДІЛ 5 ОХОРОНА ПРАЦІ ТА БЕЗПЕКА В НАДЗВИЧАЙНИХ СИТУАЦІЯХ.....	77
5.1. Охорона праці.....	77
5.2. Стійкість роботи суб'єкта господарювання оснащеного комп'ютерною біомедичною системою, до дії проникаючої радіації і радіоактивного забруднення.....	80
5.3. Застосування засобів колективного та індивідуального захисту робітників та службовців суб'єкта господарювання, оснащеного біомедичними системами.	83
РОЗДІЛ 6_ЕКОЛОГІЯ	88
6.1. Аналіз основних забруднювачів навколишнього середовища	88

6.2. Законодавчі акти України щодо охорони довкілля.	91
ВИСНОВКИ.....	93
СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ.....	95
Додаток А Тези конференцій	101
Додаток Б Лістинги коду опрацювання зображень	107

ВСТУП

Актуальність дослідження. На даний момент існує велика кількість методів обробки медичних зображень. Всі вони як різняться між собою, так і мають деякі схожості. В залежності від вибраного методу можна або досягнути результату або отримати некоректний результат. Та в галузі медицини надзвичайно цінною є можливість досягнення цілі (в нашому випадку покращення медичного зображення) за найменших витрат та з мінімальними помилками. Так, часто виникають ситуації коли обробки потребує вже отримане раніше зображення, а штатні дорогі прилади та програми не дозволяють цього зробити. Ці та ряд інших факторів підштовхують фахівців та науковців для подальшого дослідження опрацювання медичних зображень та створення дешевої та доступної бази для їхнього здійснення. Дослідженню опрацювання зображень, присвячено ряд наукових та науковоприкладних публікацій, авторами яких є провідні науковці у цій галузі, такі як Шехтер А.І., Амосов І.С., Белова І.Б., Bankman I.N., Буйлов В.М. та інші. До таких праць відносять наукові статті з ґрунтовним описом тих чи інших методів опрацювання світлин, їхню оцінку чи класифікацію, періодичні видання та книги, які здобули всесвітнє визнання. Проте варто зазначити, що у працях цих дослідників не достатньо вичерпно досліджено методи опрацювання зображень. Мало уваги приділено саме проблемним світлинам, які найбільше потребують опрацювання. Саме тому дослідження методів опрацювання біомедичних зображень, попри роки праці в цій галузі, досі є актуальною і не вичерпаною темою для досліджень.

Метою роботи є проведення порівняльного аналізу відомих методів корегування, фільтрації та покращення медичних зображень задля вибору та застосування у комп'ютерних біомедичних системах більш ефективних методів опрацювання.

Для досягнення вказаної мети в роботі поставлено наступні **задачі**:

– виокремити в процесі роботи термін «медичне зображення» як об'єкт дослідження, розглянуто його роль в медичній інформатиці та методи його отримання;

- проаналізувати сучасні методи обробки зображень;
- проаналізувати алгоритми використовувані в сучасних методах обробки зображень;
- виконати дослідження методів покращення та обробки зображень;
- проаналізувати результати досліджень та виокремити найвдаліші методи обробки медичних зображень.

Об’єкт дослідження: процес опрацювання медичних зображень в комп’ютерних біомедичних системах.

Предмет дослідження методи опрацювання медичних зображень, а саме методи їх зберігання, коригування, фільтрації в біомедичних системах.

Методи дослідження. Для вирішення поставлених задач використано наступні методи: аналіз та узагальнення – при проведенні аналізу існуючих методів та технологій опрацювання зображень; теорії надійності, математичної статистики, теорії графів – для формалізації та оцінки різного роду методів опрацювання зображень; експеримент та вимірювання – для здійснення дослідження з використанням різних методів опрацювання медичних зображень.

Наукова новизна одержаних результатів:

- проаналізовано різні методи гістограмного аналізу медичних зображень та встановлено, що за якісним та кількісним критеріями достатня якість опрацювання медичного зображення забезпечується «контрасно-обмежуючим» методом.
- обґрунтовано використання медіанного фільтру для опрацювання медичних зображень, який забезпечує більш ефективну фільтрацію в порівнянні з середньоквадратичним та адаптивними фільтрами.
- проведено порівняльний аналіз методів візуального покращення медичних зображень, що дало змогу встановити те, що метод Канні кращий ніж метод середньоквадратичного відхилення значень інтенсивності пікселів локальних суміжностей.

Практичне значення одержаних результатів. Проведене дослідження по покращенню якості медичних зображень в програмі MatLab, яке дає змогу

отримати результати у вигляді визначення оптимальних методів обробки цих світлин.

Публікації. Результати дослідження апробовано на VIII Міжнародній науково-технічній конференції молодих учених та студентів «Актуальні задачі сучасних технологій» (27-28 листопада 2019 р.) Тернопільського національного технічного університету імені Івана Пулюя та на VII науково-технічній конференції Тернопільського національного технічного університету імені Івана Пулюя «Інформаційні моделі, системи та технології» (11-12 грудня 2019 року) у вигляді тез конференцій.

Структура роботи. Робота складається з пояснювальної записки та графічної частини. Пояснювальна записка складається із вступу, шести розділів, висновків, переліку посилань та додатків. Обсяг роботи: пояснювальна записка – 110 арк. формату А4, графічна частина – 10 аркушів формату А1.

РОЗДІЛ 1

ЦИФРОВЕ ЗОБРАЖЕННЯ ЯК ОБ'ЄКТ ДОСЛІДЖЕННЯ

1.1. Основні властивості цифрового зображення

Аналогове зображення це неперервна функція двох змінних (X і Y). Однак для обробки та відтворення аналогового зображення потрібно перетворити його в цифровий формат. Цифровим зображенням називають масив комірок, кожній з яких відповідає деякі значення, отриманий за допомогою дискретизації. Вже після запису та кодування такий масив може бути записаним в файл [1].

Процес переведення світлин в дискретне зображення полягає в зміні неперервного потоку значень яскравості на деяку визначену множину, де кожному значенню відповідає число в двійковій системі числення.

Після таких маніпуляцій зображення має вигляд матриці із впорядкованою та визначеною кількістю точок, які визначені за допомогою цифрового коду та містить данні про яскравість так колір кожної з ділянок. Відбувається поділ зображення на зони кожна з яких має свій рівень яскравості [2]. Спочатку здійснюється просторова дискретизація а вже потім квантування яскравості (рис.1.1.).



Рис. 1.1. Кроки утворення дискретного цифрового зображення

За способом представлення та формування сигналу цифрові зображення бувають векторними та растровими. Формування векторного зображення відбувається за допомогою ліній заданих формулами з неперервними змінними.

В свою чергу формування растрового зображення відбувається як масив з двома вимірами елементів і кожен з цих елементів має в собі інформацію про градацію кольору. Піксель (picture element) – це найменший елемент, частина растрового зображення [3]. Растр – спосіб представлення зображень у вигляді множини елементів(пікселів).

Представляється растрове цифрове зображення квадратною (прямокутною) матрицею m та n пікселів, які представлені у декартовій системі координат де кожен з них має значення інтенсивності.

Що стосується загального використання цифрових зображень то зазвичай використовується піксельна система координат (рис.1.2), в якій зображення ділиться на окремі елементи зверху вниз (відповідно до числа R) і зліва направо відповідно до числа c). Значення пікселя координати є ціле число;

$$r \in [1, m]; \quad c \in [1, n].$$

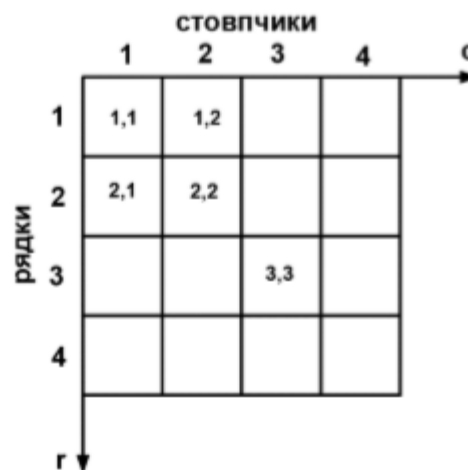


Рис. 1.2. Піксельна система координат

1.2. Розширення цифрових зображень

Піксельна система координат дає змогу встановити зв'язок між растровим зображенням та його відтворенням. Матричні індекси надалі можуть бути

використані для доступу до значень певних пікселів при цифровому опрацюванні зображення. Добуток значень (*txh*) означає розміри цифрового зображення в пікселях [4].

Під час формування зображення перш за все необхідно визначити його просторове розширення (Resolution). Цей параметр зображення зображає кількість пікселів в одиниці довжини (табл.1.1) та напряму впливає на деталізацію та якість відтворення зображення після дискретизації.

Таблиця 1.1

Відповідність значень просторового розширення зображення

Розширення пікселів на дюйм	Відповідність		Розмір пікселя, мм
	Пікселів/см	Пікселів/мм	
200	78,74	7,87	0,127
300	118,11	11,81	0,085
600	236,22	23,62	0,042

Розширення зображення має пряму залежність від технічної оснащеності системи, від кількості джерел та відстані між ними. З допомогою таких параметрів можна визначити найбільшу множину показників та відстань між ними по осі координат, що має назву – інтервалом дискретизації [5]. Сучасні скануючі системи змогли досягти розширення, яке на даний момент можна вважати навіть надлишковим (9600 dpi), до прикладу людське око може розрізняти зображення тільки до 150 dpi, що для сучасної комп'ютерної машини є зовсім не багато.

Оцінюючи завдання можна визначити кількість вибірок даних потрібних в тих чи інших цілях(до прикладу сканер може мати максимальне розширення 1500 dpi а фотознімок сканується в 400 dpi). Це зумовлено специфікою потреб в тій чи іншій ситуації. Такі дії призводять до погіршення візуальної якості зображення. Це зумовлено збільшенням відстані між пікселями всередині в

зображенні, в свою чергу недоліком пікселів є погіршення якості та зменшення деталізації(рис.1.3).

Та треба брати до уваги, що в певний момент зменшення розширення зображення починає бути некоректним, оскільки воно перестає нести будь який зміст і краще буде залишити його в більшому розширенні. Те на скільки точно буде зображено досліджуване зображення залежить від співвідношення між інтервалом дискретизації та реальними розмірами деяких елементів зображення.

Ця залежність визначається за критерієм Найквіста-Котельникова: частота дискретизації f_d має задовольняти нерівності:

$$f_d > 2f_v$$

де f_v - верхня гранична просторова частота зображення, яке дискретизується [6]. Це підтверджує теорема дискретизації Шеннона: де сказано, що цифровий пристрій повинен використовувати інтервал дискретизації такий, що він не буде більшим ніж половина розміру найменшого видимого елемента отриманого зображення.

Отже можна підсумувати, що світлину можна вважати добротною тоді і тільки тоді, коли у зображенні видимі деталі розділяються не більше як на дві частини. Всі інші, які не підпадають під цей критерій не можуть зображатись у цифровому форматі у зв'язку з зависокою просторовою частотою.

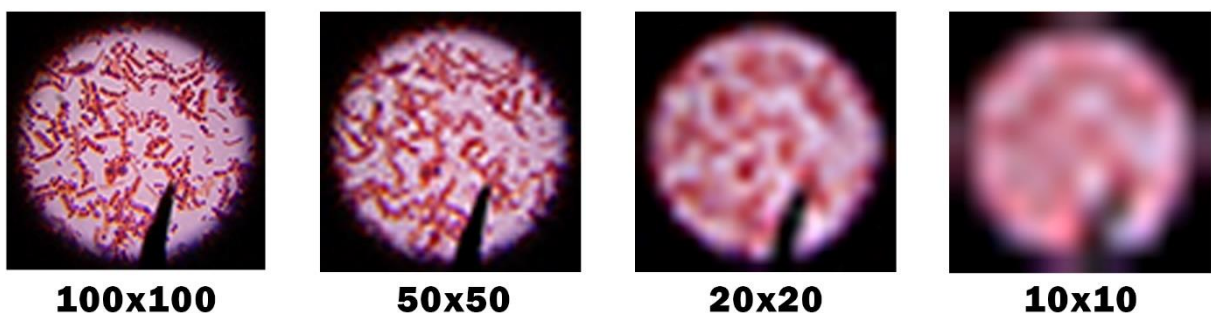


Рис. 1.3. Погіршення відтворення деталей зображення біооб'єкту при збільшенні інтервалу дискретизації.

Якщо ж відношення Найквіста-Котельникова не буде дотримано під час дискретизації то зображення може отримати вагомі спотворення. В свою чергу

відстані між пікселями в процесі субдискретизації є суттєво більшими ніж в аналогових зображеннях. При значенні $f_d \approx 1,5 f_v$ в оцифрованому зображенні можна помітити низькочастотні сигнали, що помітно погіршує якість світлин [7].

В результаті таких спотворень виникає викривлення текстури та погіршується чіткість зображення. Після таких маніпуляцій на зразках, які мають ділянки, що повторюються виникає муаровий візерунок (рис.1.6 а). Так само нахилені лінії після дискретизації стають зубчатими. Таке спотворення є небезпечними, оскільки воно може ввести в оману оператора ПК та внести неточність в дослідження.

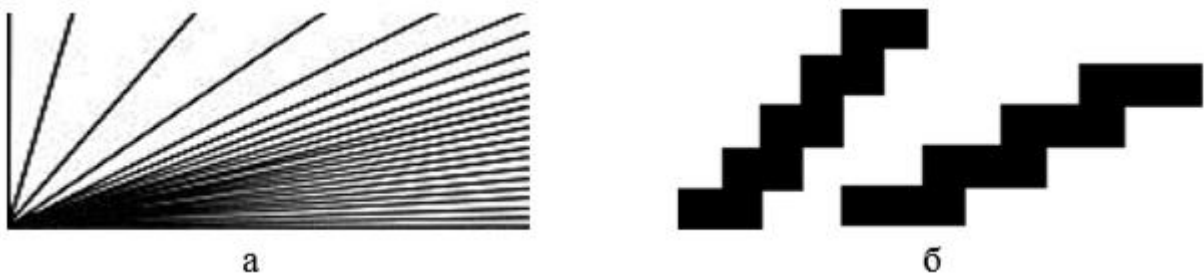


Рис. 1.4. Спотворення зображення ліній: а - «муар»; б – «східці»

Кожен піксель окрім просторової характеристики несе в собі параметри яскравості так кольору [8]. Цих параметрів пікселі набувають у результаті квантування кожного окремого пікселя за рівнем яскравості.

Сигнал записаний з допомогою сканерів інтроскопічної системи може бути використаний для отримання значення «інтенсивності зображення», яка по своїй суті має певну плинність значень, та під час квантування має набути цілих значень, які і будуть рівнем яскравості.

Діагностичний сигнал, записаний детекторами інтроскопічної системи, використовується для визначення значення "інтенсивності зображення", яка плавно змінюється за певний діапазон, але в процесі квантування повинна бути перетворена в набір цілих значень – рівня яскравості [9]. Знаходження для

кожного зчитування яскравості, найбільш наближеного до значення рівня квантування (з наявного набору) і є квантуванням яскравості.

Кількість рівнів квантування (діапазон градацій яскравості) N_{KB} зберігається на стороні b двома вдосконаленими (бітами) аналого-цифровим перетворювачем (АЦП) зі співвідношенням $N_{KB} = 2^b$. Наприклад, квантування з 8-бітовим бітом відкриває $N_{KB} = 2^8 = 256$ значень яскравості, які є 8-бітовими двійковими кодами, починаючи від "00000000" (чорний) до "11111111" (білий). З часом було представлено числове значення (рівень яскравості) кожного пікселя в цифровому вікні, яке використовувало інтенсивність первинного зображення на внутрішній вибірці (рис. 1.7). Кількість рівнів квантування N_{KB} - ще один параметр цифрового зображення, який можна досягти на збільшеному детальному зображенні [10].

Цифрове зображення формується з розподілу рівнів яскравості та може бути представлено за допомогою гістограми. Гістограма має вигляд діаграми зі стовпцями кожен з яких відображає кількість пікселів певного рівня яскравості по осі абсцис (рис 1.8). Стрічковий графік показує діапазон та розподіл яскравості для загального зображення. Крім того, гістограми дозволяють визначити розмір деталей зображення за допомогою яскравості їх пікселів [11].

Найчастіше використовується гістограма для аналізу та зміни контрасту зображення. Контраст – це ступінь збільшення ділянок зображення в порівнянні з їх яскравістю [12]. Значення контрасту визначається як інтервал градацій між найтемнішими та найсвітлішими областями зображення. Зображення з низьким контрастом мають невеликий діапазон градацій, отже, звужена локальна гістограма (рис. 1.9b), тоді як більш контрастні зображення мають гістограму по всьому діапазону градацій (рис. 1.9a, в).

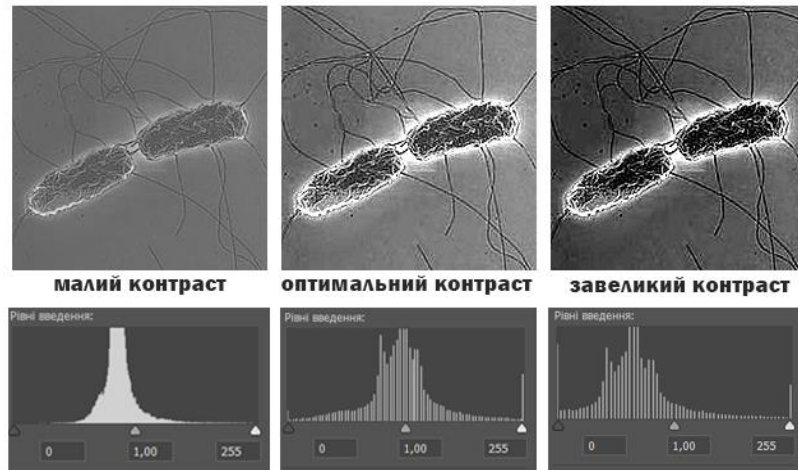


Рис. 1.5. Гістограми зображень зроблених мікроскопом різної контрастності

Останньою характеристикою, яка має вплив на деталізацію частин растрового зображення є його складові. Представити колір у світлині можна за допомогою трьох параметрів:

- кольоровий тон (відтінок);
- насиченість кольору (насиченість);
- яскравість, інтенсивність або світлість [13].

Коли ви змінюєте колір, колір плавно змінюється в усьому спектрі - від фіолетового до червоного. При зміні насиченості (кольору) колір поступово змінюється від ахроматичного (0% кольору, отримуємо чорно-біле зображення) до максимального значення (100% насиченість кольору). Коли ви змінюєте яскравість (легкість), будь-який колір змінюється від найтемнішого (0% - чорного) до найлегшого (100% - білого)

1.3. Відображення кольору в зображеннях

Цифрові зображення мають такі режими кольорового відображення:

- двійкові (растрові);
- напівтони (відтінки сірого);
- палітра (індексований колір);
- повний колір.

В залежності від того, який кольоровий режим буде вибрано в кожному індивідуальному випадку, на скільки повно і без спотворень буде передано інформацію (глибина кольору, деталізація і т.д). Для складнішої кольоропередачі потрібно задіювати більші обчислювальні ресурси комп'ютерних машин [14].

У бінарному вигляді кольори позначаються з допомогою двійкової системи числення, де 0 це чорний колір, а 1 – білий. Саме того бінарні зображення є однобокими, де один біт відповідає одному пікселю з глибиною кольору 1.

У режимі (режим Bitmap) для позначення кольору пікселів використовуються лише два значення - "0" (чорний) та "1" (білий). Тому двійкові зображення також називають однобічними (глибина кольору - 1 біт / піксель) (рис. 1.10). Значення, які тяжіють до чорного мають значення близькі до 0, ті ж які ближче до білого мають значення ближчі до 255 [15].

Коли завдання стоїть в отриманні растрового зображення, яке матиме лише окреслені чіткі лінії, тоді потрібно працювати в двійковому режимі. Зазвичай бінарне зображення отримують з повно колірною, пів кольорового чи палітрового під час його бінаризації, яка також не є одноманітною, а має деякі індивідуальні параметри про включення чи не включення певних типів даних.

При такому перетворенні основна інформація виділяється, саме на ній акцентується увага, а з іншого боку лишню і непотрібну інформацію усувають. Таким чином можна отримати об'єкт дослідження, з яким досить просто працювати не відволікаючись на залишкову інформацію [16]. Окрім того з такими зображеннями простіше працювати, оскільки розміри його є суттєво меншими у порівнянні з повно колірними, так само і обробка таких зображень потребує менше часу та можливостей.

У напівтоновому зображенні кожна частинка (піксель) отримує деякий відтінок одного і того ж кольору. Градація сірого може бути визначена за допомогою 8^a бітного коду. Найбільш популярними є восьми бітні зображення, де градація сірого варіюється від 0 до 256. На один піксель підпадає 8 біт даних. Зразок такого зображення представлений на рисунку 1.7.

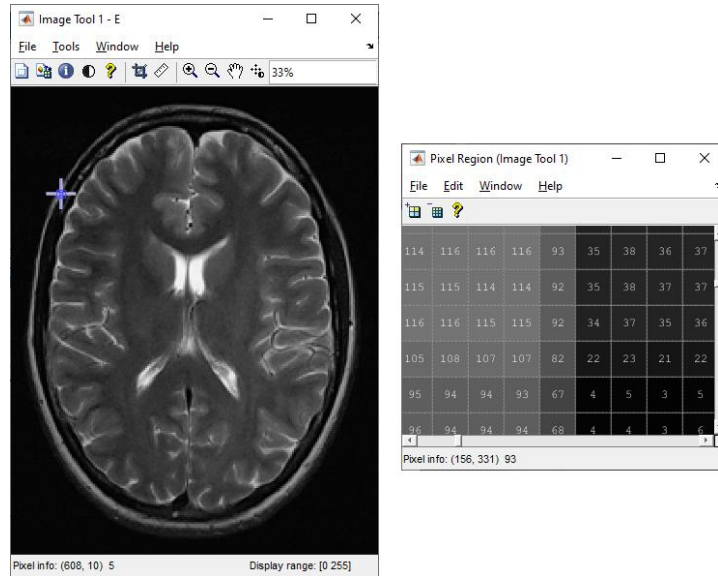


Рис. 1.6. 8-бітне напівтонове зображення

На малюнку 1.6. показаний фрагмент 8-бітового напівтонового зображення та значень масштабних відтінків сірого для пікселів вибраного фрагмента матриці. Більшість діагностичних зображень, отриманих за допомогою інтроскопічних систем, формуються в напівтоновому режимі. Напівтонові зображення займають порівняно мало пам'яті і ефективно використовуються для отримання різноманітних діагностичних параметрів.

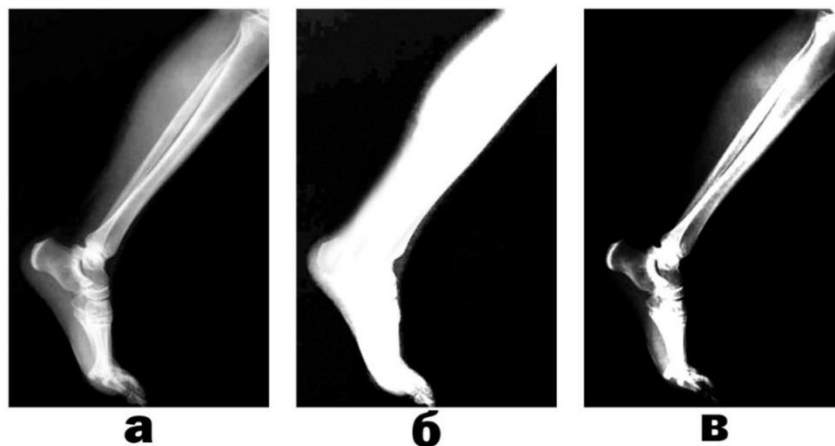


Рис. 1.7 – Бінаризація напівтонового зображення: а - початкове зображення - рентгенографія ноги (рівні яскравості 0... 255); б - вибір зображення ноги (рівень порогової яскравості 34); в - підбір зображень кісток пальців (рівень порогової яскравості 52)

У кольоровому режимі (індексований колір) формуються такі кольорові зображення, де кожен піксель набуває значення, яке відповідає певній вибірці кольорів із вибраної кольорової карти (палітри). Колір кожного зразка кодується 4- або 8-бітним числом. Тому палітра може вмістити до 256 кольорових зразків і зберігається разом із зображенням [17].

Режим палітри можна використовувати для позначення конкретних областей, що цікавлять діагностичну візуалізацію (наприклад, судини, дихальні шляхи тощо) або для створення псевдокольорових зображень на основі напівтонів (карти розподілу температури, накопичення радіонуклідів тощо). Режим палітри дозволяє відображати кольорове зображення без зайвої інформації, полегшуючи обробку, зберігання та передачу зображення.

У повноколірному кольорі кожен піксель зображення безпосередньо (не звертаючись до палітри) містить інформацію про кольорові компоненти. Кольорові зображення формуються як напівтони, але це вже не один, а кілька окремих кольорових каналів [18]. Кожен такий кольоровий компонент квантується індивідуально, потім отримані компоненти поєднуються, а колір кожного пікселя кодується двійковим числом, яке містить інформацію про всі кольорові компоненти.

Точність відображення кольорів залежить від бітової глибини кольору, яка визначає кількість доступних відтінків. Якщо зображення формується трьома 8-бітовими кольоровими компонентами (кожен компонент має $2^8 = 256$ кольорових градацій), то загальна глибина кольору пікселя становить $3 \times 8 = 24$ біта, тобто кількість доступних комбінацій коду становить 224 або більше 16 мільйон кольорів. Для такого зображення кольорові дані записуються в 24-розрядний двійковий код, а при записі додаткової інформації зображення може досягати швидкості передачі бітів до 56 біт / пікселів [19].

Залежно від варіантів кольорових компонентів, кольорові цифрові зображення можуть формуватися за допомогою різних кольорових візерунків. Кольорова модель - це інструмент для опису кольору [20]. Найпоширеніші

кольорові моделі, що використовуються для відтворення цифрових зображень, показані в таблиці 1.2.

Таблиця 1.2

Колірні моделі, їх складові та параметри

Назва моделі	Колірні складові	Розрядність, біт/піксел	Глибина кольору, біт	Застосування
RGB	Red – червоний Green – зелений Blue – синій	8, 16, 32	24, 48, 96	Генерація зображень
CMYK	Cyan – голубий Magenta – пурпурний Yellow – жовтий K – ключовий (чорний)	8	32	Друк зображень
Lab	Luminosity – яскравість a – від зеленого до червоного b – від синього до жовтого	8, 16	24, 48	Обробка зображень

Моделі кольорів HSI, HSL, HSB (тон, насиченість, інтенсивність / світло / яскравість) часто використовуються в обробці кольорових зображень через те, що кольори надаються у формі, максимально адаптованій для візуального сприйняття. При роботі з цифровим зображенням кольори можна визначити наступним чином (таблиця 1.3):

- для моделі RGB задаються числові значення градації кожного компонента;
- для моделі CMYK значення градації змінюються в межах 0÷100%;
- для моделі HSB тон змінюється в межах 0 ÷ 3600, решта компонентів 0÷100%;
- для моделі Lab яскравість знаходиться в межах 0÷100%,, компоненти a і b від -128 до +127.

Таблиця 1.3

Опис основних кольорів в різних колірних моделях

колір	RGB			CMYK				HSB			Lab		
	R	G	B	C,%	M,%	Y,%	K,%	H, ⁰	S,%	B,%	L,%	a	b
червоний	255	0	0	0	99	100	0	0	100	100	54	81	70
зелений	0	255	0	63	0	100	0	120	100	100	88	-79	81
синій	0	0	255	88	77	0	0	240	100	100	30	68	-112
білий	255	255	255	0	0	0	0	0	0	100	100	0	0
чорний	0	0	0	75	68	67	90	0	0	0	0	0	0

Кольорова гістограма відображає комбінацію гістограм кольорових компонентів, і гістограми для кожного компонента можуть бути побудовані відповідно до кольорової моделі. На малюнку 1.9 показані гістограми зображення RGB біологічного препарату, пофарбованого в малиновий колір [21].

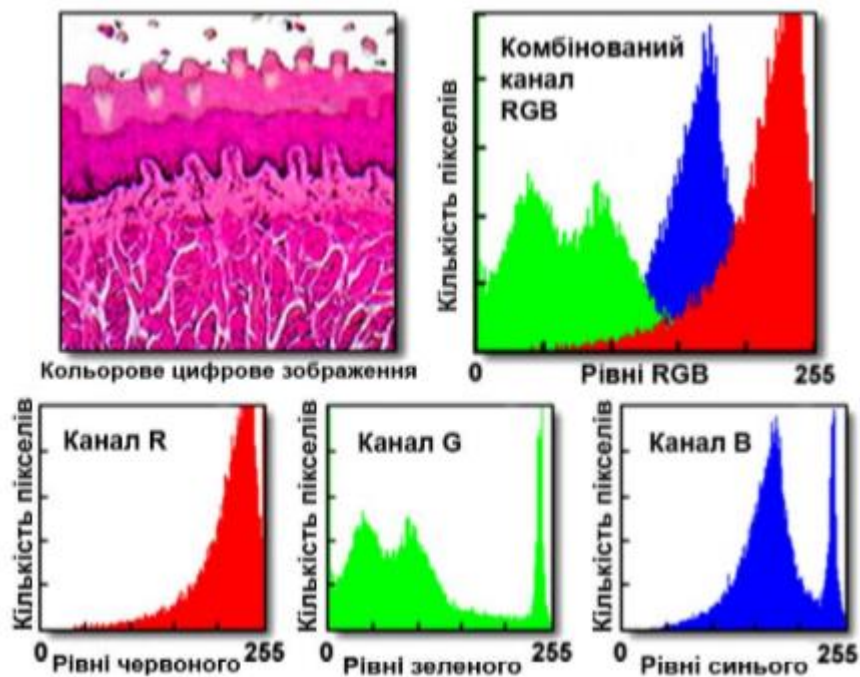


Рис. 1.8. Гістограми кольорового зображення біопрепарату

1.4. Зберігання цифрових зображень

Зберігання діагностичних цифрових зображень високої чіткості вимагає використання великої кількості пам'яті комп'ютера. Тому важливо визначитися з оптимальним форматом та розміром графічного файлу для його подальшої обробки. Зі збільшенням кількості цифрових зображень, які потребують архівації, потрібно вибрати раціональну та економічно вигідну схему стиснення файлів зображень.

Для обчислення мінімального розміру файлу зображення в байтах кількість пікселів потрібно помножити на швидкість передачі бітів і розділити на 8 (кількість біт на байт). Наприклад, для 8-бітових градацій сірого 800×600 пікселів мінімальний розмір файлу становить 480 КБ.

Найчастіше цифрові медичні зображення записуються у форматах BMP, TIFF та JPEG [22]. У таблиці 1.4 показана залежність розміру файлу цифрового зображення від розміру матриці пікселів, формату файлу та швидкості передачі кольорів. Кожен з основних графічних форматів має своє призначення, переваги та обмеження (табл. 1.5). Під час запису медичних цифрових зображень важливо зберегти оригінальну інформацію якомога повнішою, найкращий формат TIFF. Формат BMP дозволяє виконати детальний аналіз програми та обробку зображень якомога швидше, але вимагає максимального зберігання.

Кожне цифрове зображення має власний формат. Формат TIFF призначений для створення та зберігання високоякісних медичних зображень і в основному використовується для підготовки ілюстрацій до друку на видавничих машинах. Він підтримує широкий діапазон кольорового відтворення - від монохромного чорно-білого до 32-бітного кольорового СМҮК (спеціальний кольоровий формат для друку) і стискається без втрати даних.

Формат JPEG - це основний формат, призначений для зберігання растрових медичних зображень. Він відтворює їх досить високу якість, що дозволяє стиснути його кілька разів без значної втрати якості (рис. 8.4) шляхом видалення зайвої інформації. Нова версія цього формату (JPEG 2000) має більш високу здатність до стиснення (до 100 градусів) без втрати якості зображення.

Формат GIF має високий коефіцієнт стиснення, але при значній втраті якості зображення він працює з фіксованою (256) кількістю кольорів. Він призначений для передачі медичних зображень в Інтернеті та підтримки мовлення.

PNG - це поширений формат роботи з медичними зображеннями в Інтернеті. Він підтримує 8- і 24-бітні кольорові зображення та стандартну сіру гаму з 256 кольорами.

Формат PDF призначений для зберігання всього документа, включаючи його текстову та графічну частину. Завдяки потужному алгоритму стиснення він набув широкого поширення в Інтернеті при роботі з медичними матеріалами, включаючи променеву діагностику.

Формат DjVu спеціально розроблений для зберігання відсканованих документів - книг, журналів, рукописів, які містять велику кількість формул, діаграм, малюнків і рукописних символів. Цей формат передає всі тонкощі зображення і в основному для зберігання та завантаження книг, атласів, підручників з електронних бібліотек [23].

Таблиця 1.4

Обсяги графічних файлів з різними параметрами зображення

Розмір, пікс	Обсяг пам'яті для запису зображень, Кб			
	Grayscale (8 bit)	BMP (24 bit)	JPEG (24 bit)	TIFF (24 bit)
256 × 256	66	198	22	199
512 × 512	262	786	52	787
800 × 600	480	1440	75	1441
1024 × 768	786	2358	104	2359
1600 × 1200	1920	5760	161	5761

Для кінцевого запису зображень після його обробки найкраще вибирати формати PDF, JPEG та інші, які дозволяють швидко без спеціальних програм отримати дані для візуального аналізу та подальшого архівування та передачі.

Таблиця 1.5

Формати графічних файлів та їх властивості

Схема	Повна назва	Підтримка форматів	Збереженість інформації	Ефективне застосування
RLE	Run Length Encoding	BMP 4-біт, 8-біт	Без втрат	Для бітових зображень
LZW	Lempel-Zif-Welch	TIFF, PDF, GIF	Без втрат	Для зображень з великими ділянками одного кольору
JPEG	Joint Photographic Experts Group	JPEG, TIFF, PDF	Втрати інформації	Для тонових зображень
ZIP		TIFF, PDF	Без втрат	Для зображень з великими ділянками одного кольору

Існують також внутрішні формати, створені компаніями, які розробляють медичне діагностичне обладнання. Однак, незалежно від типу обладнання та його походження, все цифрове радіодіагностичне обладнання обов'язково припиняється терміналом, сумісним з DICOM.

Стандарт DICOM дозволяє створювати, зберігати, передавати та друкувати всі медичні зображення, інформацію про пацієнтів, проведені дослідження, обладнання, засоби та медичний персонал, який виробляє дослідження. З цього стандарту медичні зображення передаються по мережі PACS (архівування та передача медичних зображень) і далі передаються до RIS (радіологічна інформаційна мережа) та HIS (лікарняна інформаційна мережа) [24].

Слід зазначити, що лікар повинен мати програми перетворення, які дозволяють перекладати медичні зображення та супровідні їх документальні дані з одного формату в інший: PDF у WORD та назад, DjVu до WORD, YouTube в AVI та інші. Під час використання медичних зображень також слід враховувати переносимість платформ IBM PC та Apple Macintosh. Перетворювачі слід використовувати за потребою

1.5. Поняття медичного зображення.

Комп'ютери в сучасній медицині відіграють ключову роль. Одним з основних напрямків використання є отримання та аналіз медичних зображень. Насправді розвиток даного напрямку є надзвичайно перспективним, оскільки можливість побачити стан внутрішніх органів людини без хірургічного втручання насправді зміг зробити прорив в цьому сегменті медичної інформатики.

В теперішній час медична візуалізація стала одним з базових джерел отримання достовірної та актуальної інформації про стан людини. Зазвичай цю інформацію можна отримати з допомогою випромінювання певного типу(радіологічні методи) або з допомогою хвиль(не радіологічні методи).

Медичне зображення (Medical Imaging) - структурний та функціональний образ органів людини, призначений для діагностики інфекцій та вивчення анатомічних та фізіологічних картин організму [25]. Також її іноді називають діагностичною візуалізацією. Як би не говорили про не повну безпеку використання променевої діагностики, все ж вона залишається основним методом отримання медичних зображень. До таких методів відносяться ультра наукові, радіологічні, магнітно-резонансні та радіонуклідні. Так само в цей список можна додати біоломінісцентні та флуоресцентні зображення.

Основною метою радіологічних методів є висвітлити інформацію про тіло людини, стан її внутрішніх органів, їхні розміри та консистенція, все це можна дізнатись з допомогою радіологічних методів.

Не радіологічні медичні зображення в свою чергу можуть вважатися світлинами зроблені з допомогою камери або фотоапарата(ендоскопія, гістологічні, дерматологічні, мікроскопічні, зображення) [26]. Такий тип зображень з легкістю оцифровуються і краще піддаються обробці.

1.6. Медичне зображення як об'єкт медичної інформатики.

Всі медичні зображення можна розділити за способом їхнього відтворення на аналогові і растрові. Аналоговими можна назвати ті зображення, які існують у вигляді потоку інформації деякого характеру. Такими можна вважати зображення на рентгенограмах, сцинтиграмах, термограмах та інших. Саме вони несуть в собі досить велику кількість інформації.

Растровими зображеннями називають ті, котрі отримані з допомогою ПК. В своїй основі вони мають матрицю, яка знаходиться безпосередньо в пам'яті комп'ютера. Растровими образами є ті зображення, які були отримані за допомогою комп'ютерної томографії, цифрової рентгенографії, Мр-томографії, ЕОМ-сцинтиграфії з комп'ютерною обробкою інформації, ультразвуковому скануванні. Яскравою рисою матричних зображень є їхній дискретний характер. Саме ця характеристика робить з них придатний об'єкт для обробки та аналізу комп'ютерними системами.

Оцифрування аналогових зображень з твердих носіїв і введення їх в пам'ять комп'ютера здійснюють за допомогою сканерів. Для оцифрування плівкових рентгенограм застосовуються прозорі сканери - дигітайзери. У цих сканерів робочий діапазон оптичної щільності повинен бути вище 3,0 D. Як оцифрувальний пристрій може бути використана також цифрова фотокамера [27]. Основним способом оцифрування рентгенівського зображення з УРИ або оптичної системи є ПЗС-матриця (прилад із зарядним зв'язком).

Крім того, цифрові рентгенівські зображення можуть отримуватися шляхом прямої рентгенографії на плоских напівпровідникових детекторах - ddR (digital direct Radiography) або на основі технології пластин з запам'ятовуючим люмінофором - CR (Computer Radiography). Пристрої для реалізації технології CR, також як і прозорі сканери, іменуються дигітайзерами. У деяких апаратах для променевої візуалізації (гамма-камери, ультразвукові апарати) цифрові зображення утворюються з аналогових за допомогою спеціальних пристроїв (під них зазвичай виділяють окремий процесор АЦП)

Для формування зображення відбувається порядкове сканування інформації з допомогою електронного випромінювання. Таким чином ми

отримуємо можливість аналізувати зображення в реальному часі. В цьому ключову роль відіграє спеціалізований екранний процесор, котрий з допомогою спеціальних графічних інтерфейсів підключений до Електронної обчислювальної машини.

Пам'ять дисплейного процесора побудована так, що кожному елементу на ньому відповідає деякий піксель на моніторі. Весь екран являє собою величезну матрицю, іншими словами комплекс пікселів. В діагностичних машинах зазвичай використовуються квадратні дисплеї з розміром $8^a \times 8^a$ (від 32 до 1024). Величина прямо пропорційна якості зображення на виході.

Та варто зазначити, що немає практичного значення в надмірному використанні технічних можливостей електронних машин, оскільки кожен наступний апгрейд потребує все більше кошторису на їх виготовлення. До прикладу ультразвукові прилади використовують шести бітне представлення зображення, радіонуклідна діагностика – восьми бітне. Тобто сучасна техніка дозволяє вкладати в один піксель навіть 64 біт, та це не має ніякого сенсу, адже не потрібно бачити зображення розміром 100 мегабайт для того, щоб побачити утворення ниркового каміння. Тому медична інженерія рухається в бік інших розробок.

Майже кожне медичне зображення може бути у вигляді реального зображення – фотографій, рентгенівських зображень та на носіях таких як твердотілі накопичувачі, диски, ну або ж у вигляді зображень на моніторі медичних обчислювальних машин. Об'єкти медичного зображення можна розділити на тверді фрагменти (кістки) і фрагменти, які можуть бути деформовані (структури м'якої тканини); або на статичні фрагменти (череп) і динамічні (серце, рухливі з'єднання).

1.7. Методи отримання медичних зображень

Для отримання одно- або двовимірних медичних зображень можна використовувати наступне:

- електромагнітне випромінювання;

- УЗД.

Методами отримання двовимірних медичних зображень є:

- цифрова радіологія;
- комп'ютерна томографія;
- ядерно-магнітний резонанс;
- 2D УЗД.

3D-методи та джерела:

- послідовність рентгенологічних зображень або томографічного зображення динамічного об'єкта;
- тривимірне томографічне зображення частини нерухомого предмета.

Коротко опишіть ці прийоми.

Відображення діагностичних зображень на дисплеї може мати подвійний характер. Векторні зображення складаються з набору елементарних ліній і кривих, описаних математичними формулами у вигляді об'єктів, званих векторними кадрами. Останні мають графічну характеристику і можуть бути модифіковані за допомогою програми відповідно до обраних програм без погіршення якості зображення [28].

До недоліків векторних зображень можна віднести необхідність значних ресурсів, що адресується комп'ютерною пам'яттю. Матричне зображення має важливе значення в радіаційній діагностиці. Вони в основному мають матрицю, що складається з великої кількості комірок - пікселів. Просторове дозвіл матричних зображень тісно пов'язане з кількістю пікселів, що зберігаються працівниками. Чим більше пікселів містить зображення, тим краща його якість. При обробці цифрових зображень, зокрема при зміні розміру або відтворенні його на принтері низької роздільної здатності, воно може деформуватися - поява контурів, дрібні деталі зникають.

У вітчизняній радіології цей факт спостерігається при спробі виготовлення паперових копій в цифровій флюорографії та комп'ютерній томографії [29]. Саме тому (а також через неминуче звуження широти фотографічної широти) оцінку таких зображень не можна вважати правильною.

Для подання вищезазначених зображень на паперовому носії єдиним правильним рішенням є використання лазерних або інфрачервоних камер. Зауважимо, що векторне зображення можна перетворити в растрове з допомогою спеціалізованих програм.

З допомогою іонізуючого випромінювання звичайна радіологія може відтворювати багато різних частин тіла. Це один з найпоширеніших радіологічних методів. Спочатку радіологічне зображення обов'язково записується на плівку, а вже потім може бути оцифроване. Так було в перших моделях рентген-машин. Тепер же можна зразу отримати цифрове зображення. Результат іонізуючого випромінювання зчитується спеціальною матрицею, саме з її допомогою ми можемо обійти етап запису результату на плівку.

Цифровою ангиографією називається метод представлення судин людського організму, який відкидає решту частин тіла. Дослідження триває в два етапи, де в першому ми отримуємо обрис людського тіла, чи його частини. В другому етапі вводиться в судини контрастна речовина, яка реагує на випромінювання, вже отриману контрастну світлину накладають на заздалегідь оцифрований контур.

Ще одним методом, який використовує для утворення медичних зображень іонізуюче випромінювання є комп'ютерна томографія. Особливістю цього методу полягає в тому, що робиться декілька зображень в різних площинах.

Під час використання ядерно магнітного резонансу обчислювальна машина отримує зворотній сигнал від клітин організму після опромінення магнітним полем їх. Зображення формується завдяки різного роду особливостей заряду та відгуку різних тканин в організмі людини, кожен з них по різному реагує на сигнал, а отже дає різний відклик.

Ультразвукова діагностика використовує коливання високої частоти також названі «пружні коливання». Випромінювач розсилає ультразвуковий сигнал в тканини людини а потім датчик зчитує відбиті імпульси, з допомогою яких і формується зображення. Зазвичай для достовірності данні отримуються з

декількох паралельних датчиків, потім порівнюються, обробляються і з цих даних формується світлина. Вважається одним з найбезпечніших способів отримання медичних зображень.

Сцинтиграфія являє собою метод тривимірного представлення окремих органів людини. Базується він на способі, який передбачає введення радіоактивної мітки в організм людини який розповсюджує гама промені і деякий ізотоп, який поглинається органом. Після цих маніпуляцій радіаційна камера може з легкістю зчитати данні і інтерпретувати їх в (що важливо) тривимірне медичне зображення [30].

Всі рентгенологічні методи отримання зображень можуть бути представлені у вигляді такої схеми (рис. 1.9.).

Перший блок у цій схемі - джерело випромінювання. Джерело випромінювання може бути поза пацієнтом (наприклад, рентгенологічне та ультразвукове) або може потрапляти в організм (наприклад, при радіонуклідних дослідженнях).

Наступний блок - детектор випромінювання. Він взаємодіє безпосередньо з об'єктом (пацієнтом). Її мета - захоплення електромагнітного випромінювання або пружних коливань і перетворення їх на діагностичну інформацію. Залежно від типу випромінювання детектором може бути люмінесцентний екран, фото-чи рентгенівська плівка тощо.

У деяких системах інформаційні сигнали від детектора надходять у блок перетворення та передачі сигналу. Мета цього блоку - збільшити інформаційну ємність сигналу, видалити шум («шум»), перетворити його на зручну для подальшої передачі.

Потім перетворені сигнали передаються в синтезатор зображення. Її мета, як випливає з назви, - створити образ предмета, який вивчається - органу, частини тіла, всієї людини. Зрозуміло, що зображення буде відрізнятися при використанні різних технік. Рентгенограми відкривають нам переважно макроморфологію органів і систем. Радіонуклідні сцинтиграми насамперед відображають функціональну анатомію людини. Ультразвук дає можливість

судити про будову та функції органів, аналізуючи їх акустичну будову.
Термографія - це метод оцінки теплового поля людини.

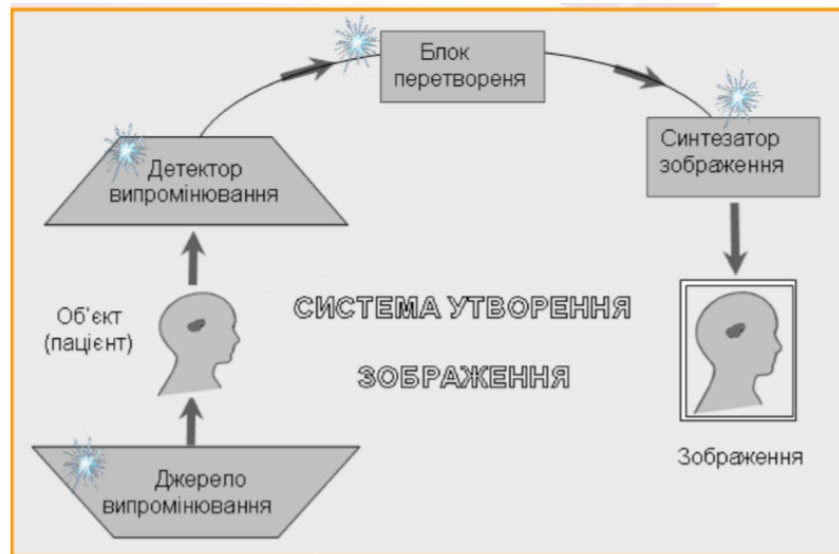


Рис. 1.9. Система утворення зображень

1.8. Висновки до першого розділу

Під час написання першого розділу магістерської роботи було виконано:

- Огляд літератури за вибраною темою.
- Вибрано конкретний напрямок дослідження.
- Розглянуто особливості побудови цифрових зображень, їхнє розширення, відображення кольорів та зберігання.
- Виокремлено в процесі роботи термін «медичне зображення» як об'єкт дослідження, розглянуто його роль в медичній інформатиці та методи його отримання.

РОЗДІЛ 2

МЕТОДИ ОБРОБКИ ЗОБРАЖЕНЬ

2.1. Обробка медичних зображень.

Нині цифрові медичні зображення замінюють аналогові. У 21 столітті аналогове зображення було майже повністю витіснене цифровим зображенням. Оцифрування дає змогу полегшити опрацювання, збереження, та передачу візуальної медичної інформації. З появою на ринку АРМ високої продуктивності, можливості обробки медичних зображень значно зросли.

Як тільки з'явилися перші комп'ютери, які могли якось працювати із зображеннями, з'явилася думка, що вони можуть автоматично аналізувати медичні зображення. Представники різних галузей науки були залучені до дослідження медичних зображень. Але оскільки перші комп'ютери працювали дуже повільно, і маленька картинка могла відкритися хвилину, а то й довше, вони ще не могли повною мірою використовуватись у цій галузі [31]. Комп'ютерам бракувало продуктивності, вони не могли впоратися з великими наборами даних і працювали дуже повільно.

Ще одна сфера обробки медичних зображень пов'язана з виробництвом спеціалізованого медичного обладнання. Виробники цих пристроїв використовують досить потужні програми для обробки даних у своїх пристроях. І проблема аналізу медичних зображень полягає в тому, що отримати необроблені дані майже неможливо. Медичний пристрій їх уже обробив, і те, що ми в кінцевому підсумку бачимо на екрані, є результатом якоїсь фільтрації, вдосконалення тощо. Стиснення зображення через один і той же формат jpeg може втратити багато інформації. Тому повноцінний комп'ютерний аналіз потребує необроблених даних, а не даних, оброблених іншим програмним забезпеченням.

Сучасні інформаційні технології беруть участь на кожному етапі обробки, отримання та аналізу медичних зображень. Існують методи без яких отримати

медичне зображення по суті є неможливим. До таких можна віднести: ядерно магнітний резонанс (ЯМР), позитронно-емісійна томографія (ПЕТ), комп'ютерна томографія (КТ).

Цифрове опрацювання світлин може бути використане для:

- покращення якості зображення, виправлення помилок та зниження шуму;
- розрахунку кількісних параметрів, які мають важливу роль в клінічних дослідженнях (відсотків, площі, обсягу та інших);
- полегшення інтерпретації (розпізнавання різного роду структур, розрахунок критичної дози для застосування променевої терапії);
- забезпечення зворотного зв'язку (автоматизована робота).

З допомогою стиснення об'єму світлин зменшується обсяг пам'яті та часу затраченого на зберігання, передачу, ініціалізацію.

Зберігання цифрових зображень на жорстких дисках, твердотільних накопичувачах, хмарних сховищах чи переносних девайсах полегшує організацію та доступ до архівів.

Цифрова візуалізація між медичними працівниками дозволяє швидко проконсультуватися з декількома спеціалістами щодо діагностичних або терапевтичних рішень та підвищує роль пацієнта в догляді за пацієнтами (телерадіологія, телепатологія) [32].

2.2. Основні засади опрацювання зображень.

Опрацювання та аналіз зображень - покрокова процедура, яка залежить від того, яке зображення ви отримали на попередньому кроці, а також від навичок та навичок оператора. Під час фази попередньої обробки ми покращуємо якість зображення, а на фазі сегментації виділяємо його елементи, що в кінцевому підсумку повинно покращити якість діагностики.

- Попередня обробка.

Етап попереднього опрацювання виключає недоліки, пов'язані із системою формування зображення, і зменшує шум. Зазвичай використовуються методи, які опрацьовують цифрові дані за допомогою спеціальних програм і тим самим допомагають зробити кращим видимість різного роду структур медичних зображень.

– Зміна контрасту світлин.

Аналіз гистограми зображення дає змогу отримати уявлення про те скільки пікселів виділено для кожного відтінку на зображенні.

Аналізування отриманої гистограми дає змогу зробити розподіл рівнів сірого на зображенні і дає змогу оцінювати якість процесу оцифрування. Якщо на гистограмі не спостерігається лінійного розподілу, то швидше за все багато деталей було втрачено при переведенні в цифровий формат. Дії по вирівнюванню гистограми покращують контраст і, отже, відображають деталі [33].

Зображення, які були відкритими комп'ютером, часто мають низьку контрастність. Слабкий контраст, зазвичай, буває завдяки широкому діапазону відтвореної яскравості, часто поєднується з нелінійністю характеристик передачі рівнів. Характер зміни яскравості піксельної палітри від мінімального до максимального значення так чи інакше має вплив на якість зображення. Функція зміни інтенсивності лінійного пікселя є оптимальною для боротьби з таким явищем. При увігнутій характеристиці зображення буде темніше, з опуклим - світлішим. В обох випадках особливості об'єктів можуть бути спотворені і недостатньо точно ідентифіковані.

Регулювання яскравості палітри значно покращує якість зображення. Зазвичай причиною низького контрасту є те, що значення яскравості пікселів на світлинні суттєво відрізняється від прийнятого діапазону шкали яскравості. В такому випадку контраст підсилюють методом «розтягування» реального діапазону яскравості на ділянки в котрих є прогалини шляхом лінійного елементарного перетворення.

Ще один спосіб регулювання яскравості палітри - інвертування вхідного зображення. Оскільки важко відрізнити слабкі сигнали на темному тлі, то якщо обернути дане зображення можна буде спостерігати зовсім іншу гістограму, яка краще буде підходити для аналізу та візуальної ідентифікації. Так само деякі завдання з опрацювання зображень передбачають перетворення півтону (багато градацій яскравості) у двійкові (дві градації). Перетворення робиться для зменшення надмірності інформації зображення, залишаючи лише ту інформацію, яка потрібна для вирішення конкретної задачі. Двійкове зображення повинно зберігати певні деталі (наприклад, контури зображуваних об'єктів) і виключати другорядні функції (фон).

Порогова обробка напівтонів полягає в тому, щоб розділити всі елементи зображення на два класи A_1 і A_2 , і на основі яскравості з межею A_{gr} , і виконати відповідну порогову фільтрацію з застосуванням заміни пікселів у світлині основуючись на яскравість класів. Вибір межі виконується за типом яскравості рядка кінцевого зображення. У випадку з найпростішими світлинами типовими малюнками, машинописами тощо, в яких є бімодальний розподіл, грань між режимами розподілу встановлюється мінімальною. Загалом зображення може бути мультимодальним, і якщо встановлено достатньо надійну відповідність між об'єктами та відповідними рівнями їхньої яскравості. Порогова фільтрація в свою чергу так само може мати декілька класів яскравості кожного з пікселів.

Спектр яскравості світлин на ПК може відрізнитися від початкового діапазону яскравості, наприклад, через недостатню експозицію. Є два можливі способи регулювання яскравості. Згідно з першим методом світлина відображається лінійно в діапазоні яскравості оригіналу. За допомогою другого методу відбувається обмеження яскравості кожного з пікселів в оброблюваному зображенні до максимального та мінімального порогових рівнів і широко використовується. Наявність у зображенні найяскравіших і найтемніших тонів створює враження хорошого контрасту, але додатковий контраст спричиняє максимальні градації на середні тони, таким чином переважна більшість частин

світлинні в середні тони, а надмірний контраст зазвичай призводить до втрати суттєво важливих деталей або ускладнює можливість їхнього аналізу.

Інструментом для оцінки рівня інтенсивності пікселів є гистограма - графічне зображення кількісної характеристики розподілу ймовірності інтенсивності (яскравості) пікселів у вибраній області зображення (Рис 2.1.). Значення інтенсивності пікселів присвоюється градієнту інтенсивності 255 (білий), а найтемнішому - 0 (чорний).

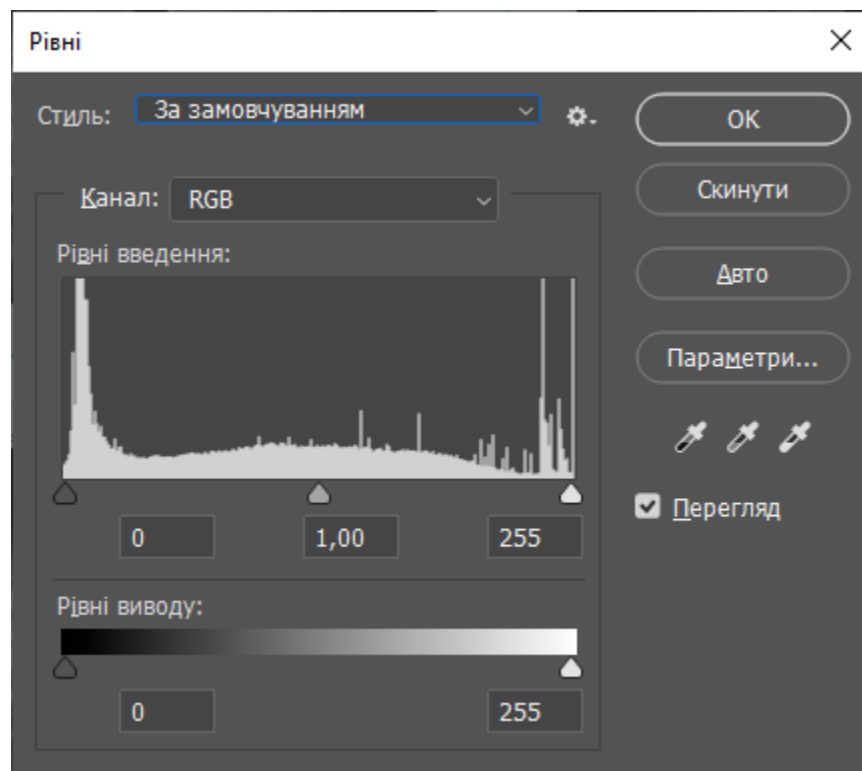


Рис. 2.1. Гистограма зображення

Зміна інтенсивності від 0 до 255 має лінійну природу змін, або ж задану відповідно до прийнятої функції зміни, наприклад, що посилює слабкі сигнали (масштаб сірого) та послаблює сильні сигнали (у білому), збільшує просторову роздільну здатність зображення [34]. Відомий спосіб поліпшення зображення, заснований на логарифмі спектральних коефіцієнтів перетворення Фур'є вихідного зображення (розрахунок кепстера). Коли у гистограмі зображення утворюються пусті проміжки, гистограма зображення вирівнюється логарифмічним перетворенням спектру зображення.

Для багатьох зображень характерні гістограми в яких спостерігається висока концентрація ліній в багатьох частинах розподілу інтенсивності зображення. Досить часто можна спостерігати неоднорідність гістограми, коли розподіл інтенсивності має форму «гори», де переважна більшість елементів знаходиться на нижче середнього рівня яскравості.

Один із способів поліпшити якість таких зображень - це зміни їх гістограм. Вирівнювання гістограми також може бути виконане на основі підняття спектрального коефіцієнта перетворення Фур'є. Такий метод дозволяє досить ефективно підвищувати щільність даних на гістограмі розподілу інтенсивності яскравості пікселів [35].

У поєднанні з посиленням контрасту, перетворення негативного зображення в позитивне зображення, цей спосіб також посилює яскравість малих та середніх деталей світлин. Зараз можна бачити багатий арсенал програмного забезпечення, математичних моделей, алгоритмів які дозволяють значно збільшити контрастну роздільну здатність зображень. Ці алгоритми засновані на лінійних та нелінійних процесах фільтрації зображень, які перетворюють гістограму інтенсивності.

– Поліпшення просторового розширення

Інтерпретація світлин досить тісно межує з якістю викладу малих, не спотворених деталей. У той же час необхідно, щоб зі збільшенням фрагментів роздільна здатність зображення не погіршувалася. Одним з основних факторів ідентифікації об'єктів так само є розташування та відображення областей однакової яскравості чи кольору, навіть якщо використовується декілька пікселів для відображення розмірів цих областей. У вузькопрофільних програмах чіткість зазвичай регулюється шляхом визначення оптимального контрасту та яскравості шляхом впливу на ряд параметрів:

- а) "величина" - ступінь впливу на різкість зображення;
- б) «радіус» - товщина контуру різкості;
- в) "порог дискримінації" – параметр, який впливає на мінімальну силу подразника при визначенні контурів об'єктів таким чином, що встановлення

різниці значень інтенсивності прилеглих пікселів є достатнім для збільшення контрасту між ними програмою [36].

Деякі програми включають автоматичне налаштування оптимального контрасту та яскравості для підтримки бажаної чіткості світлин. Під час обробки зображень провідну роль відіграють алгоритми фільтрації вад, які дозволяють усунути «розмитість» деталей (покращити їх фокус) шляхом вибору двовимірної маски $n \times n$ пікселів, виконуючи операцію ранжирування інтенсивності пікселів у межах заданої маски та призначення центрального пікселя значення, рівного максимальному значенню за рангом. Ранжування також включає процедуру фільтрації носія, яка виключає в зображенні некорельовані випадкові сигнали та імпульсні перешкоди, не «розмиваючи» різкі різниці яскравості на граничних об'єктах.

Використання лінійної фільтрації пояснюється її здатністю виправляти спотворення різних типів через недосконалість пристроїв, що утворюють зображення. Вплив флуктуаційних шумів та інших дефектів на відтворені зображення можна змінити в режимі посилення контрастності низько контрастних частин у міру збільшення зон, що цікавлять, за допомогою лінійної фільтрації. Корекція спотворень зображення діафрагми виконується з допомогою деконволюції (зворотної фільтрації) [37]. Варто зазначити, що використання деконволюції виконується за умови відсутності шумової складової сигналу.

Втім варто пам'ятати про те, що фільтри знезараження мають коефіцієнт посилення шумової дисперсії більше 1, а шум може збільшуватися замість покращення зображення. Нелінійні методи фільтрації, засновані на масках частоти, що зменшують вплив низькочастотних компонентів сигналу зображення та підсилюють ефект високочастотних компонентів, що збільшує просторову роздільну здатність деталей.

– Сегментація.

На цій фазі обробки зображення відбувається виділення окремих елементів (кісток, органів, тканин, тощо). Такий метод бере за основу

ідентифікацію подібних пікселів з дійсною швидкістю помилок. Порівнюючи два різних сегментованих за часом зображення, виявляється динаміка.

Сегментація є одним з основних етапів обробки зображень, і розробка методів сегментації залишається нагальним завданням при розробці комп'ютерних систем підтримки прийняття рішень в радіології. Сегментація відіграє важливу роль у пошуку та розпізнаванні об'єктів, знаходженні меж, редагуванні зображень тощо. Сегментація зображення розбиває його на області, що мають однакові властивості чи особливості. Сегментація в радіології є основним завданням для відбору здорових та патологічних областей.

Існує широкий спектр методів сегментації кольорових та чорно-білих зображень. Рентгенологічні зображення зазвичай бувають чорно-білими. Сьогодні існує також безліч кольорових методів сегментації зображень. Існує два типи сегментації: автоматична, яка не потребує взаємодії з користувачем, та інтерактивна, яка передбачає взаємодію з користувачем. Серед багатьох існуючих методів є чотири типи автосегментації:

- а. способи сегментації порогів;
- б. розширення площ;
- в. виділення кордонів;
- г. методи текстур.

Сегментація порогу - це один з найпростіших методів сегментації, виділяючи ділянки, однорідні за яскравістю, вздовж порогу, який визначається автоматично [37].

Оцінка масштабів - це метод, який базується на приєднанні один до одного найближчих ділянок за яскравістю. Ідея методу полягає в аналізі пікселя і розширенні області, до якої він належить, на основі більшості його сусідів.

Вибір кордону - методи, які використовуються для виявлення різких змін яскравості зображення, виявлення меж та контурів.

Текстурні методи не розглядалися, оскільки їх не можна застосувати при обробці рентгенологічних зображень.

- Фільтрація зображень

Основне завдання фільтрації - ізолювати корисний сигнал від суміші сигнал / шум. У цифровій обробці зображення фільтрація використовується для перетворення зображення та / або поліпшення його якості, підкреслення або видалення деяких деталей зображення.

Зображення, які піддаються відображенню можуть бути зашумленими. Причиною цього можуть бути спотворення, які вводяться в зображення предметами, які активно відбивають світло (скло, залізо, водні поверхні), нерегулярна прозорість повітряного шару, пил, що потрапив в лінзу, якість обладнання, що використовується, та ін. Тому потрібна додаткова фільтрація зображень.

Техніки покращення просторового зображення застосовні по відношенню до матричних зображень представлених у двох вимірах. В основі просторових алгоритмів лежить принцип, який полягає в тому, що до кожного пікселю початкового зображення застосовуються спеціальні оператори. Операторами називаються квадратні або прямокутні матриці, які в свою чергу мають назви маски, ядра або вікна. Зазвичай маска - це відносно невелика двовимірна матриця, а методи покращення, які базуються на такому підході, переважно називають маскуванню або фільтруванню за маскою.

Під час виконання лінійної фільтрації відповідь маски задається сумою пікселів у зоні покриття фільтра. Як лінійний фільтр, згладжуючий фільтр використовує вихідний фільтр, який є середнім значенням на поверхні маски фільтра. такий фільтр використовується для завдань вилучення зернистого вигляду, викликаного імпульсним шумом. Загальна формула $g(x, y)$ відгуку фільтра усереднення, призначеного для фільтрації зображення f з розмірами $M \times N$, має вигляд

$$g(x, y) = \sum_{s=-\frac{m-1}{2}}^{\frac{m-1}{2}} \sum_{t=-\frac{n-1}{2}}^{\frac{n-1}{2}} w(s, t) f(x + s, y + t),$$

де $w(s, t)$ елемент ядра згортки зображення, яке має розміри $m \times n$;

В зручній формі для представлення можна показати усереднюючий фільтр так;

$$G_{i,j} = \sum_{s=\frac{m-1}{2}}^{(m-1)/2} \sum_{t=\frac{n-1}{2}}^{(n-1)/2} W_{s,t} \cdot E_{(i+s),(j+t)},$$

Де $[G_{i,j}]$ – елемент матриці зображення після фільтрації;

$[W_{s,t}]$ – елемент масиву ядра згортки зображення, що має розмір $m \times n$;

$[E_{i,j}]$ – елемент матриці початкового зображення

Принцип роботи нелінійних просторових методів подібний лінійним фільтрам. Дії, які виконує нелінійний фільтр мають пряму залежність від значень комірок матриці, в місці де відбувається аналіз. До прикладу, операцією яку виконує нелінійний фільтр може бути обчислення медіани значень комірок світлин аналізованої області. Під час фільтрації медіанним методом значенню пікселя відповідає усереднене значення навколишніх точок. Загалом при вирішенні задачі по усуненні шуму медіанний фільтр вважається більш ефективним ніж усереднюючий фільтр, так як під час його використання майже не спотворюються краї об'єктів на світлині. За маски при медіанній фільтрації приймається вікно з двома вимірами та центральною симетрією. Таким чином центр знаходиться чітко в точці фільтрації. Двовимірний медіанний фільтр можна визначити з допомогою виразу:

$$\hat{f}(x, y) = \text{med}_{(st) \in S_{xy}} \{g(s, t)\}$$

Під час підрахунку медіани враховуються значення безпосередньо в самій точці. Популярність цих фільтрів зумовлена тим, що вони добре справляються з випадковими шумами і крім того не розмивають країв порівнюючи з іншими фільтрами цього класу. Зазвичай медіанний фільтр використовують для усунення імпульсних шумів.

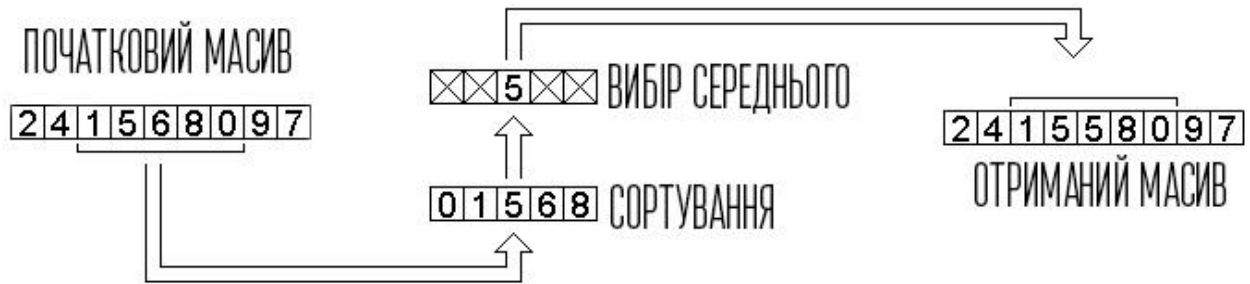


Рис. 2.2. Схематичний алгоритм сортування

Основою адаптивної фільтрації є вінерівський фільтр, котрий є одним з лінійних фільтрів призначених для обробки світлин в локальних областях. Такий фільтр опирається на таку величину, як середньоквадратичне відхилення інтенсивностей пікселів. Обробляється не все зображення а по чергово всі ділянки. Якщо значення середньоквадратичного відхилення в одній з ділянок має більше чи менше значення, то в такому випадку фільтр виконує згладжування [38].

Таким чином досить часто такий підхід має більшу ефективність ніж проста лінійна фільтрація. Однією з основних переваг адаптивного фільтру є те, що він зберігає дрібну деталізацію в зображенні та не допускає втрати важливої інформації у зображенні. Однак не варто забувати про те, що для обчислення вінерівського фільтру вимагає суттєво більших затрат часу в порівнянні з звичайним лінійним фільтром. Середній показник яскравості обчислюється для пікселя, який знаходиться в центрі маски та має в собі значення яскравості початкової світлини покритої маскою локальної області зображення за формулою:

$$\bar{w} = \frac{1}{m \cdot n} \cdot \sum_{i=1}^m \sum_{j=1}^n W_{ij}$$

Дисперсія маски рівна

$$\delta^2 = \frac{1}{m \cdot n} \cdot \sum_{i=1}^m \sum_{j=1}^n (W_{ij} - \bar{w})^2$$

В обчислюваному алгоритмі кожне нове розміщення вікна маски ще раз обраховує відповідні величини. Оцінка усунення шуму відбувається за допомогою такої величини як середньо квадратичне відхилення.

$$\delta = \sqrt{\delta^2}.$$

- Розрахунок параметрів.

Ряд розрахунків по параметрам утворень в досліджуваному об'єкті.

- Інтерпретація зображень.

Один з до кінця не розвинених напрямків комп'ютерної медицини, оскільки для її розвитку потрібно мати велику базу здорових та ні медичних зображень для здійснення порівняння, класифікації та структуризації. На даний момент більшість медичних справ, як і медичних зображень в них, зберігаються в паперовому вигляді і ніяким чином не оцифровані. Саме тому навіть в розвинених приватних клініках рідко опираються на такий метод.

2.3. Проблеми обробки та аналізу зображень.

Комп'ютер сприймає зображення як деяку кількість чисел, які структуровані певним чином. Медичне зображення в свою чергу з точки зору лікаря є ледь не єдиним дійсним джерелом інформації без якого вести лікарську справу в сучасних реаліях майже неможливо.

Після отримання зображення важливим етапом є його збереження, виділення області яка є корисною для доказової медицини та перетворення в деякий зручний формат. Оцінка та виділення потрібних для лікаря областей може бути визначена як візуально лікарем так і за допомогою аналітичних методів .

Аналізуючи медичні зображення ми маємо за мету вирішити два питання:

- збереження (реєстрування);
- відображення (візуалізація).

Мабуть найбільш не простим завданням під час аналізу медичних світлин є їхня реєстрація та збереження, оскільки в своїй переважній більшості вони є

тривимірними. Наступне визначення реєстрації прийняте для модифікацій А і В одного і того ж обсягу.

Реєстрація відбувається по двох змінних А і В - які є оцінкою відображення та знаходяться між двома системами координат Ref_a і Ref_b , яких пов'язує одна змінна,

$$\vec{x}_B = T(\vec{x}_A),$$

Де $\vec{x}_B = (x_B, y_B, z_B)$, $\vec{x}_A = (x_A, y_A, z_A)$, - деякі точки розташовані системі координат Ref_a і Ref_b , які, очевидно, відповідають одній і тій же анатомічній точці.

Відображення зображення можна розділити на три етапи: вибір перетворення, відображення поверхні і вибір критеріїв схожості, узгодження і глобальне оптимізування.

На першому етапі розглядаються взаємозв'язки між змінними, їхня природа, походження і т.д.

На другому етапі потрібно означити тип інформації котрий ми зчитали з досліджуваного об'єкту, визначитись як ми будемо представляти цю інформації, інтерпретувати її, організувати для подальшого поліпшення на третьому етапі.

На третьому етапі ми маємо зрозуміти спосіб дослідження нашої інформації, максимально збільшити подібність відтворюваного і отриманого об'єкту, оцінити вдалість перетворення [39].

2.4. Проблема візуалізації зображення.

В сучасних методах отримання та відтворення медичних зображень працюють з двох та трьох вимірними зображеннями. Зазвичай досліджуються тривимірні об'єкти, які в кінцевому висновку відтворюються як двовимірні. Яскравим прикладом такого процесу є рентгенологічне дослідження, де іонізуюче випромінювання проходить крізь клітини тіла людини, які по своїй природі є тривимірними, та в кінці на екрані чи на світлинці виводить коректне двовимірне зображення. Іноді в такому випадку виникають труднощі, як до

прикладу ребра в рентгенології, які часто перешкоджають адекватному відображенню органу (затемнюють легені).

КТ та УЗД працюють трохи інакше, вони роблять двовимірний зріз трьох вимірного зображення, що загалом є коректно в плані зрізу візуалізації, та все ж не варто забувати про ризик втратити важливі деталі органу в цілому

Якщо ж поєднати ультразвукове сканування та ряд томографічних знімків то можна вибудувати тривимірне зображення. В такому зображення є справжній тривимірний об'єм даних, в якому можна розгледіти набагато більше деталей аніж в двовимірній світлині. Та не варто забувати про те, що такий знімок матиме суттєво більший розмір.

Для відображення таких великих полігонів даних потрібні дорого вартісні комп'ютери з сучасними відеоадаптерами, оскільки процес трьох вимірного рендиригуну в рази складніший від простого відображення МРТ зрізу.

2.5. Висновки до другого розділу

Під час написання другого розділу магістерської роботи було зроблено:

- Виклад загальних підходів і основних методів досліджень аналізу та обробки медичних зображень.
- Розглянуто проблематику обробки та візуалізації зображень.
- Описано методи обробки та опрацювання зображень.
- Зроблено поверхневу оцінку схожих методів обробки зображень.

РОЗДІЛ 3

ОБРОБКА ЗОБРАЖЕНЬ

Для обробки та покращення було вибрано медичні зображення різних видів з очевидними ознаками недоліків для більшої наочності дослідів. Іноді ці недоліки акцентувались або штучно створювались. Обробка світлин буде відбуватись в програмі MatLab, а саме в пакеті розширень Image Processing Toolbox.

3.1. Покращення медичних зображень шляхом корегування контрасту

Досить часто медичні зображення не відповідають тим критеріям якості, які необхідні для їх достовірного аналізу. Також не завжди існує можливість зробити повторний знімок. Це призводить до необхідності цифрової обробки такої інформації [40].

Для дослідження вибрано зображення цифрової ангиографії. Недолік вихідного біомедичного зображення (рис.3.1.) полягає в тому, що це зображення низько контрастне, погано деталізовані дрібні деталі.

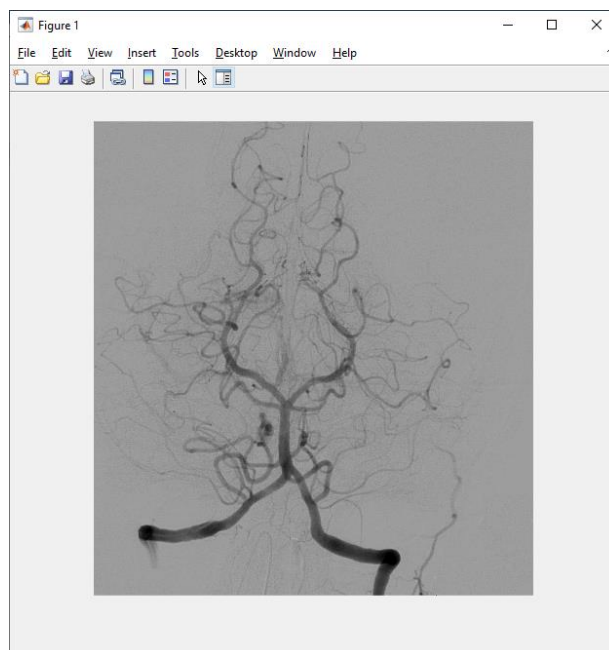


Рис. 3.1. Візуалізоване трьох каналне зображення


```
>> I = imread('ww.jpg');
```

```
>> Ib = rgb2gray(I);
```

Перетворюємо для подальшого його опрацювання в двоканальне чорнобіле зображення. Оскільки зображення спочатку було чорно-білим то візуальних змін воно не зазнало, але відображається тепер не за допомогою трьох каналів (Red, Green, Blue) а тільки двох – білого і чорного.

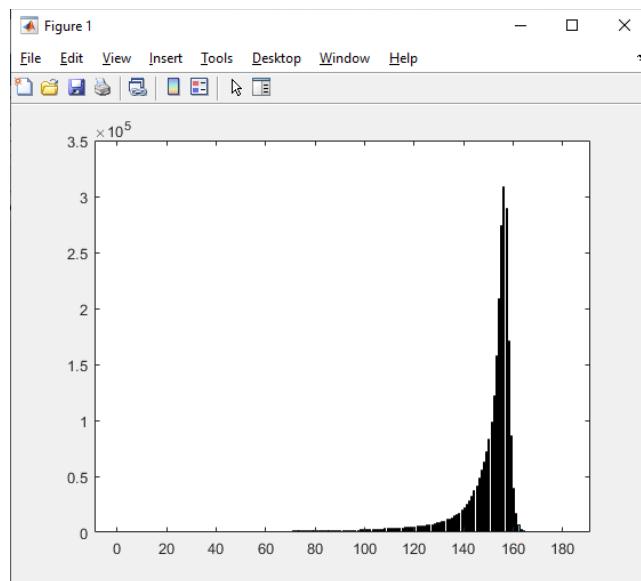


Рис. 3.2. Гістограма відкритого зображення

За допомогою функції `histogram(I)` побудуємо гістограму зображення. Звідси бачимо, що всі данні розміщені у вузькому діапазоні біля 150. Саме через це ми можемо спостерігати, що світлина покрита ніби шаром «туману». Це спричинено дуже вузьким розміщенням по шкалі розподілу всіх даних. Оскільки крайня ліва точка відповідає за найменшу яскравість – 0, а крайня права за максимальну – 255, то проаналізувавши отриману гістограму можна стверджувати, що тон зображення знаходиться в низькому ключі та потребує корекції [41]. Також яскраво вираженим є те, що велика кількість площі гістограми попросту пустує, що свідчить про малу кількість пікселів в до того ж вузькому діапазоні. Така проблема потребує розподілу рівнів яскравості по всій ширині гістограми та збільшення кількості пікселів, які будуть відображати їх.

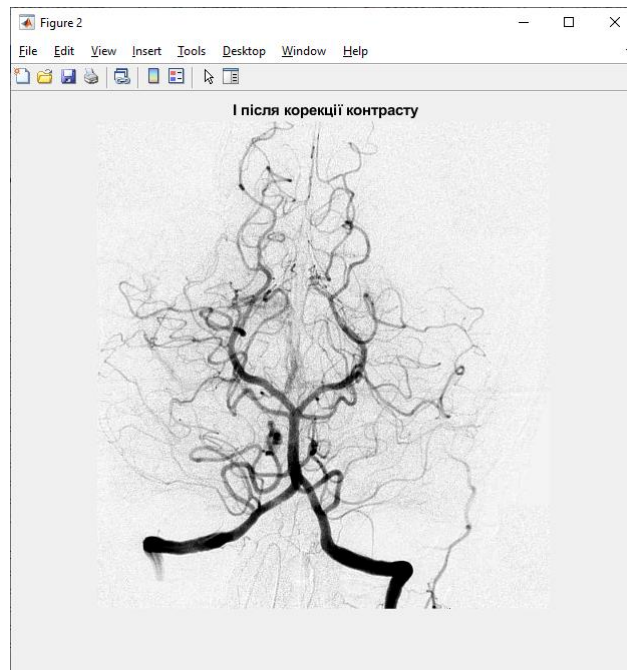


Рис. 3.3. Зображення після корекції контрасту

```
>> stretched_I = imadjust(I,stretchlim(I));
>> figure
>> imshow(stretched_I)
>> title(" I після корекції контрасту")
```

За допомогою функції `stretchlim(I)` автоматично вираховуються межі колірного діапазону і наводиться контраст зображення.

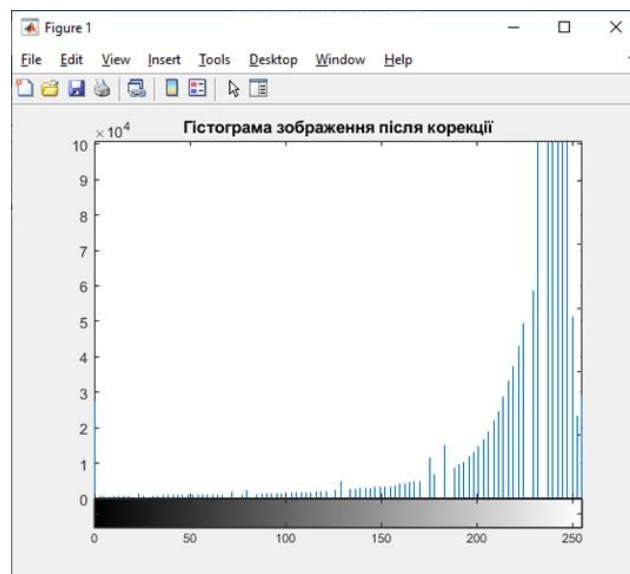


Рис. 3.4. Гістограма зображення після корекції

```
>> figure
>> imhist(stretched_I)
>> title(" Гістограма зображення після корекції ")
```

Інший шлях поліпшення truecolor-складових полягає у використанні методу декореляційного розтягування, який покращує їх розташування в метричному просторі з точки зору високої кореляції спектральних діапазонів. Для виконання декореляційного розтягування використовується функція `decorrstretch` (ця функція аналогічна лінійному розтягуванню контрасту).

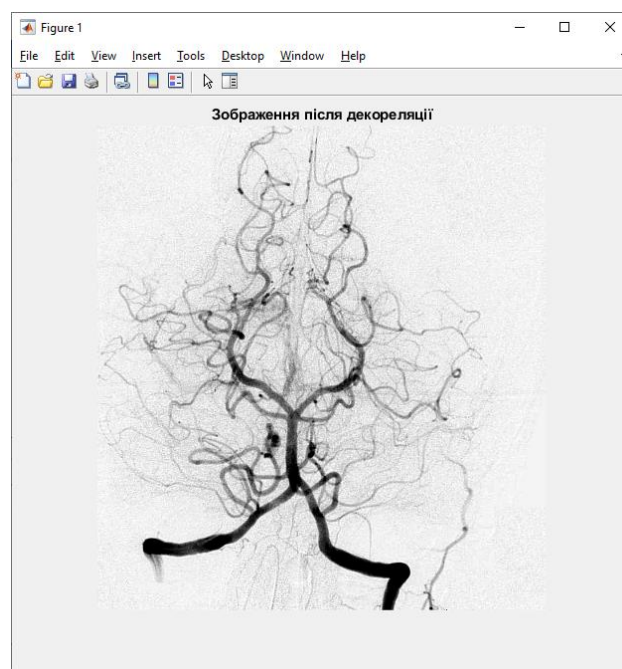


Рис. 3.5. Зображення після декореляції

```
>> decorrstretched_I = decorrstretch(I,"Tol",0.01);
>> figure
>> imshow(decorrstretched_I)
>> figure
>> imhist(decorrstretched_I)
```

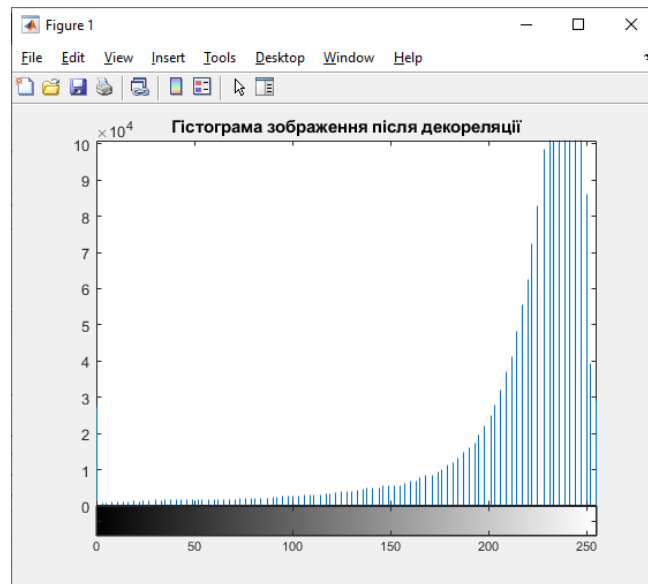


Рис. 3.6. Гістограма зображення після декореляції

```
>> figure
>> imhist(decorrstretched_I)
```

Як альтернативу можна використати функцію `histeq`, яка основана на контрастно-обмежувальному методі. Часто використовують похідну цієї функції – `adapthisteq` [42]. Її особливістю є те, що вона працює не з цілим зображенням а з її частинами, що дає змогу висвітлювати затемнені частини зображення уберігши від «пересвіту» решту світлин. Змін зазнає контраст кожної з частин зображення де того було потрібно. Після завершення процесу вирівнювання (еквалізації), з допомогою все тієї ж функції `adapthisteq` відбувається об'єднання країв локальних ділянок з застосуванням білінійної інтерполяції тим самим роблячи не видимими штучні кордони створені при поділі зображення.

```
>> I = imread('ww.jpg');
>> gray = rgb2gray(I);
>> J = adapthisteq(gray);
>> imshow(I)
>> figure, imshow(J)
>> imhist(J);
```

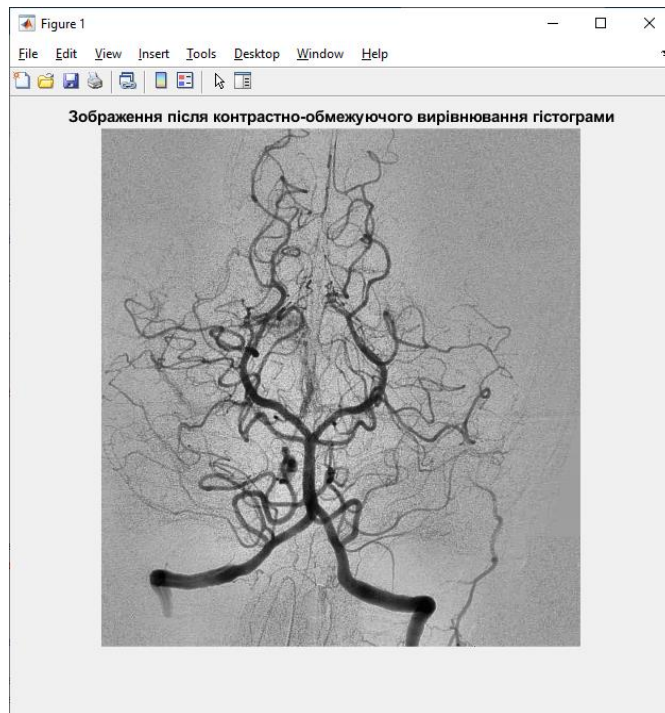


Рис. 3.7. Зображення після контрастно-обмежуючого вирівнювання гистограми

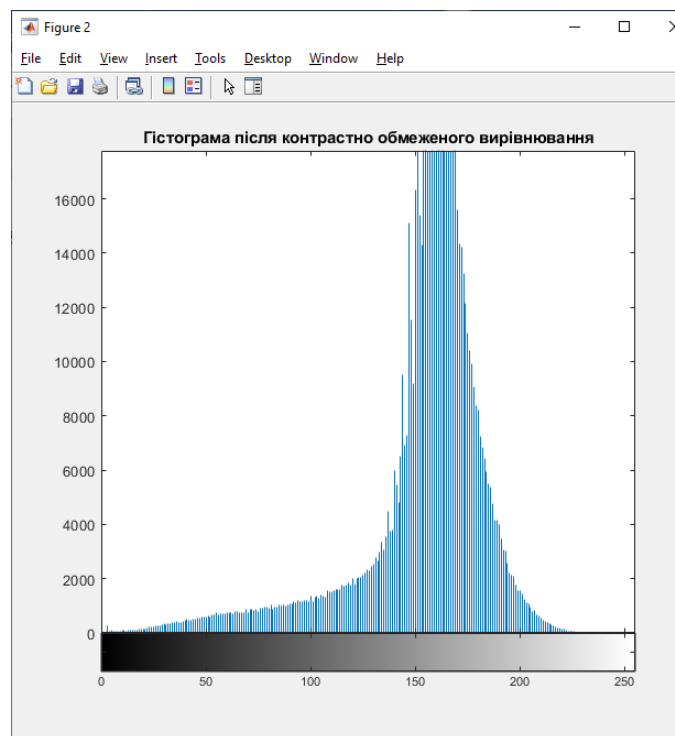


Рис. 3.8. Гістограма після контрастно обмеженого вирівнювання

Можна побачити, що даний метод досить добре розподілив данні по всій довжині гистограми майже не залишаючи пустих проміжків.

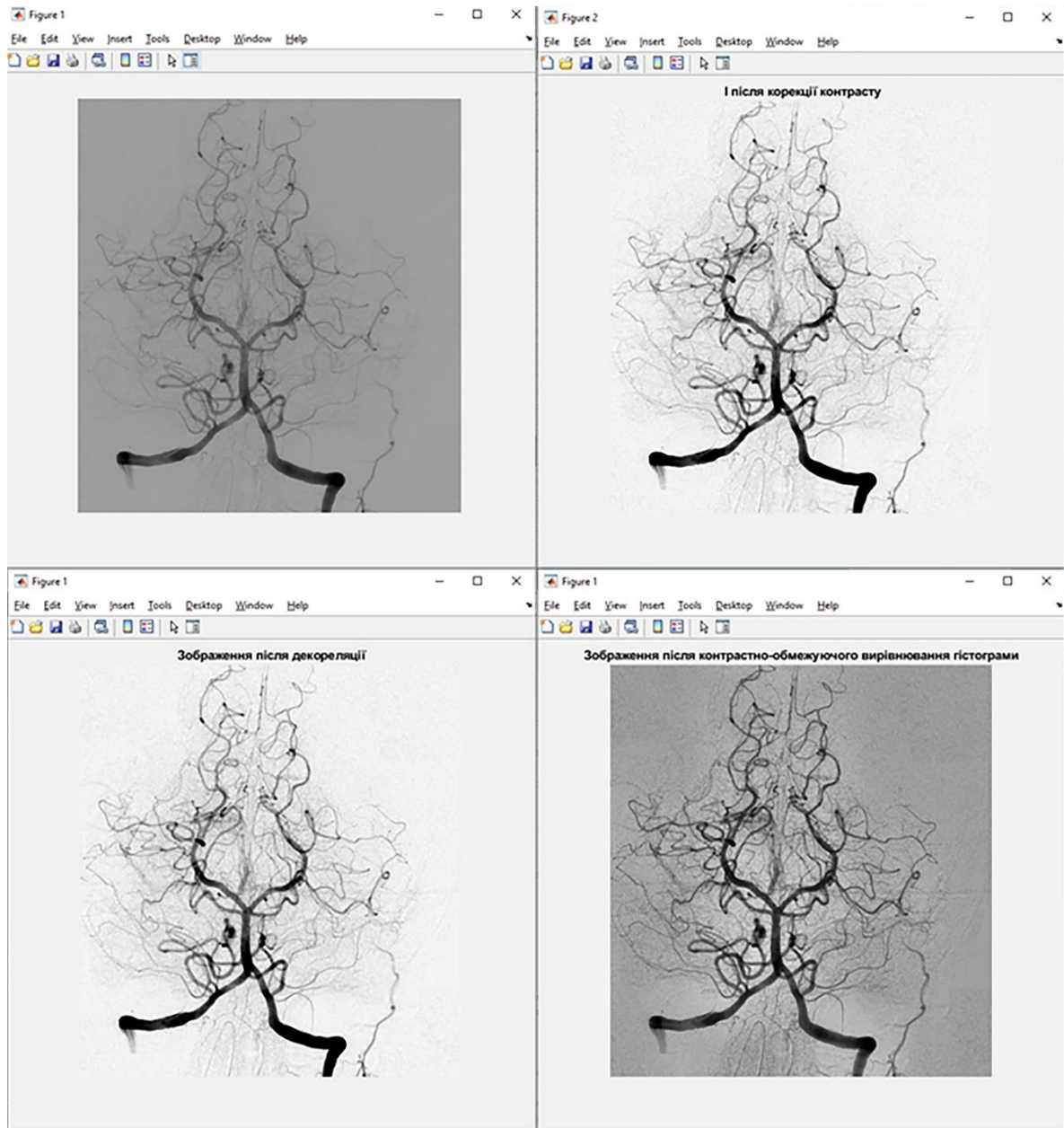


Рис. 3.9. Порівняльне зображення методів покращення контрасту

Порівнюючи всі методи роботи з контрастом рентгенівських зображень можна стверджувати, що «контрастно-обмежуючий» метод виявився найбільш вдалим рішенням. Це пов'язано з тим, що в цьому методі задіяні алгоритми, які працюють не тільки з загальним розподілом тонового діапазону, а точково надає контрасту в місцях в яких знаходяться об'єкти досліджень. Результат добре видно як візуально (фон зображення залишився попереднім, хоча деталі стали краще виділяться) так і на гістограмі.

3.2. Покращення медичних зображень шляхом їхньої фільтрації

Ще однією проблемою у роботі з медичними зображеннями є шуми, які виникають під час їхнього отримання. Іноді немає можливості повторного клінічного дослідження, тому пост обробка вже отриманих зображень може стати важливим аспектом подальшого лікування пацієнта [43].

Часто медичні зображення піддаються впливу різноманітних факторів(електромагнітне випромінювання, недоліки зчитуючих пристроїв, пошкодження при транспортуванні), що призводить до виникненню шуму на них. Для боротьби з шумами різного роду використовують фільтри [44]. Кожен з багатьох видів фільтрів має свою специфіку, алгоритм та час затрачений на фільтрацію.

Для дослідження було вибрано рентгенівський знімок молочних залоз.

```
I = imread("kk.jpg");
```

```
imshow(I)
```

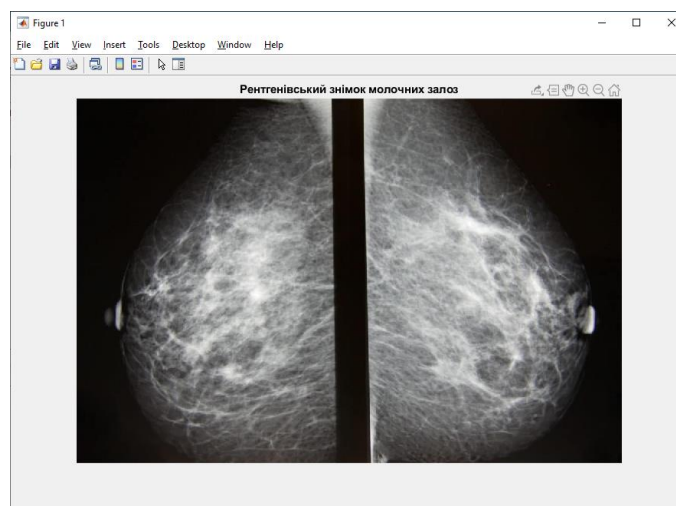


Рис. 3.10. Візуалізоване зображення

Оскільки дане зображення має мінімум шумів, то додамо їх штучно. Отримане зображення переведемо в двовимірне та виведемо на екран.

```
J = imnoise(I,'salt & pepper',0.02);
```

```
B = rgb2gray(J);
```

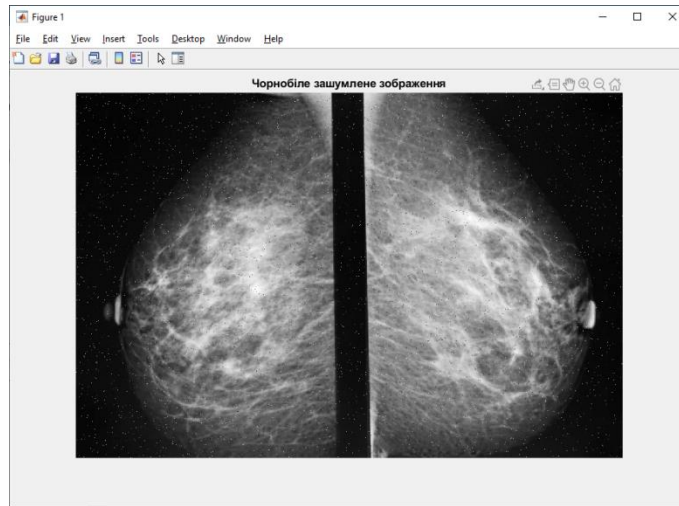


Рис. 3.11. Зашумлене чорно-біле зображення

Фільтрація зображень, в тому числі кореляція, можуть бути реалізовані за допомогою функції `imfilter`. Розглянемо приклад фільтрації зображення ковзною апертурою з розмірами 3×3 і однаковими ваговими складовими. Такий фільтр називається усереднюючим фільтром.

```
K = filter2(fspecial('average',3),B)/255;
figure, imshow(K)
```

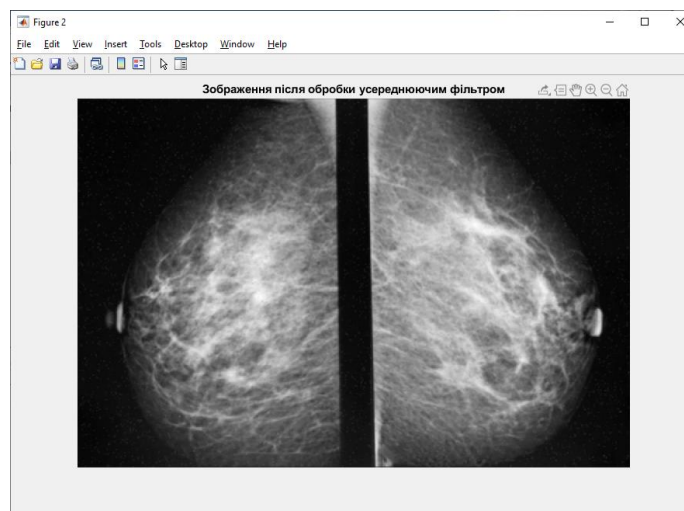


Рис. 3.12. Зображення після обробки усереднюючим фільтром

Спробуємо усунути шум на зображення за допомогою вже не лінійного медіанного фільтру.

```
L = medfilt2(B,[3 3]);
```



```
figure, imshow(L)
```

```
imshow(L)
```

```
title("Зображення після обробки медіанним фільтром");
```

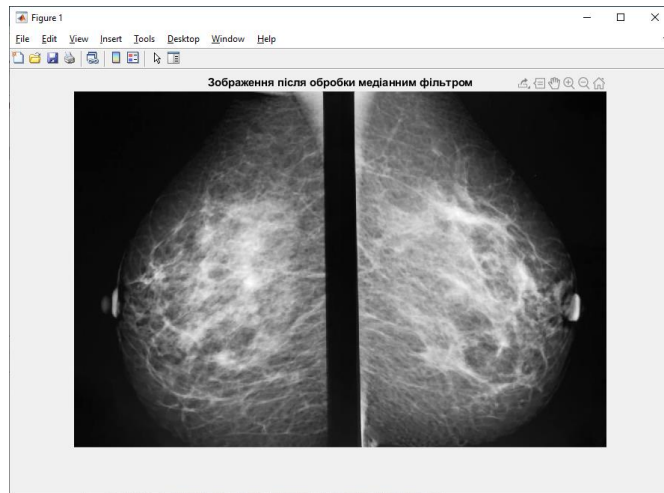


Рис. 3.13. Зображення після обробки медіанним фільтром

Одною з найсуттєвіших переваг функції `medfilt2` є те, що усунення шуму не призводить до розмиття меж об'єктів зображення.

```
G = wiener2(B,[5 5]);
```

```
imshow(J)
```

```
figure, imshow(K)
```

```
title("Зображення після адаптивної фільтрації");
```

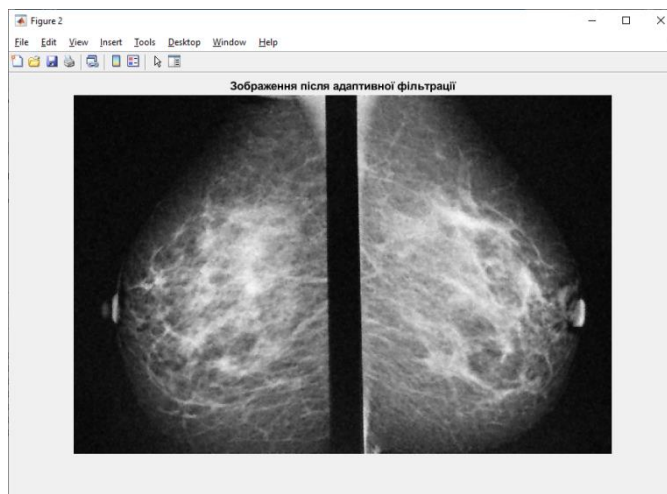


Рис. 3.14. Зображення після обробки адаптивним фільтром

В основі функції `wiener2` лежить вінерівський фільтр (який є одним з різновидів лінійного фільтра) який служить для локального адаптивної опрацювання зображень. Алгоритм даної функції полягає в тому, що коли значення середньоквадратичного відхилення інтенсивностей пікселів в певній зоні велике, то функція здійснює згладжування. Чим більшим є це відхилення, тим більшою буде область згладжування [45].

Такий метод досить часто є ефективнішим ніж проста лінійна фільтрація. Адаптивний фільтр часто є кращим через те, що після фільтрації на зображенні залишаються краї, дрібні деталі та частинки світлини. Та варто зазначити, що цей алгоритм є більш складним та вимагає більше часу на виконання.

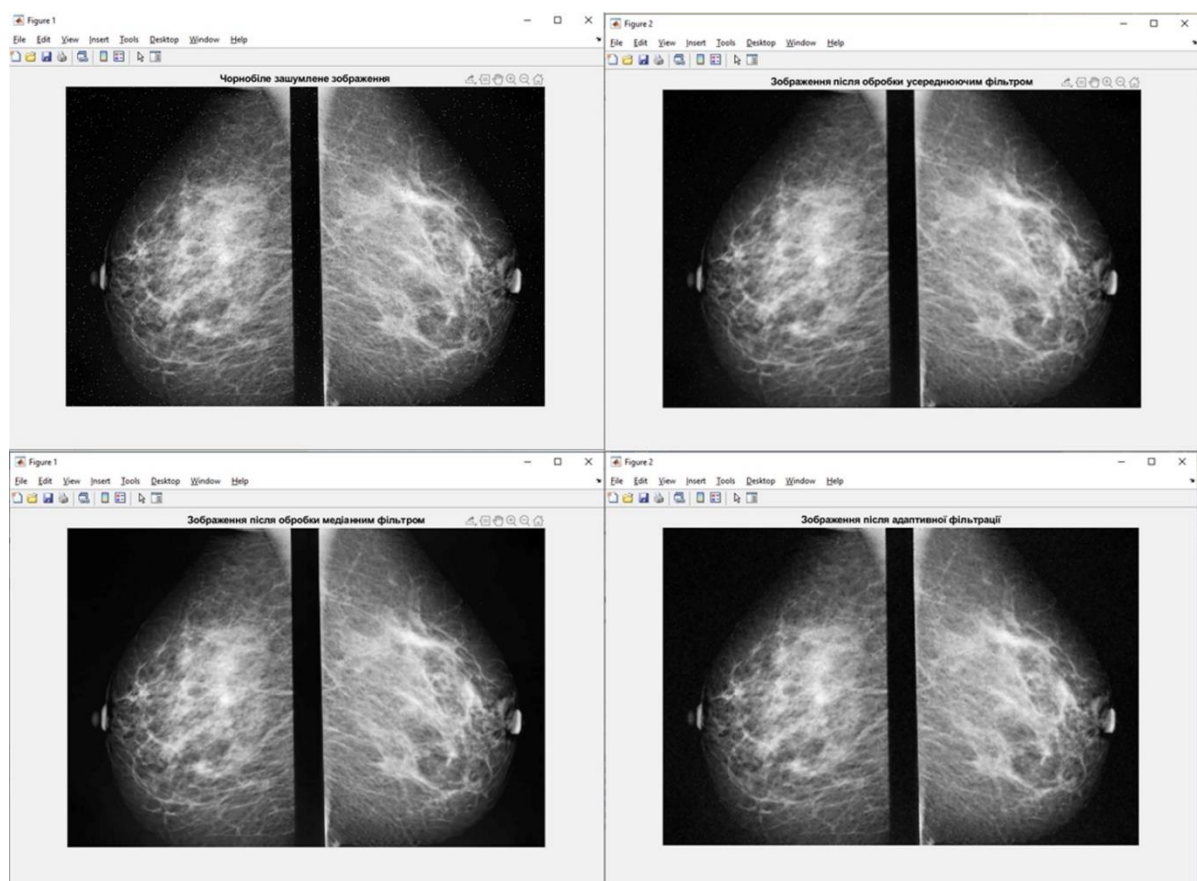


Рис. 3.15. Порівняльне зображення фільтрації

Отож, порівнюючи методи фільтрації зображень ми можемо спостерігати, що найкраще з цим завданням впорався медіанний фільтр. Хоч адаптивний

фільтр вважається більш просунутим та має складніший алгоритм, та для цього типу шуму він не підходить. Варто зазначити, що медіанний фільтр вважається одним із найкращих фільтрів для усунення шуму, оскільки поєднує в собі швидкодію та ефективність.

3.3. Підвищення візуальної якості зображень

3.3.1. Підвищенні візуальної якості зображень з використанням методу Канні. Відомо, що зображення з підкресленими межами об'єктів сприймаються з візуальної точки зору як більш якісні.

Тобто за допомогою різних алгоритмів можна візуально виділити, для зору людини, межі світлин – тим самим допомогти у визначенні деяких дрібних об'єктів. Розглянемо один з підходів по підвищенню візуальної якості зображень з використанням методу Канні [46].

Для початку виведемо на екран зображення отримане з допомогою МРТ приладу на якому зображено череп та мозок людини та переведемо його в одно каналну площину.

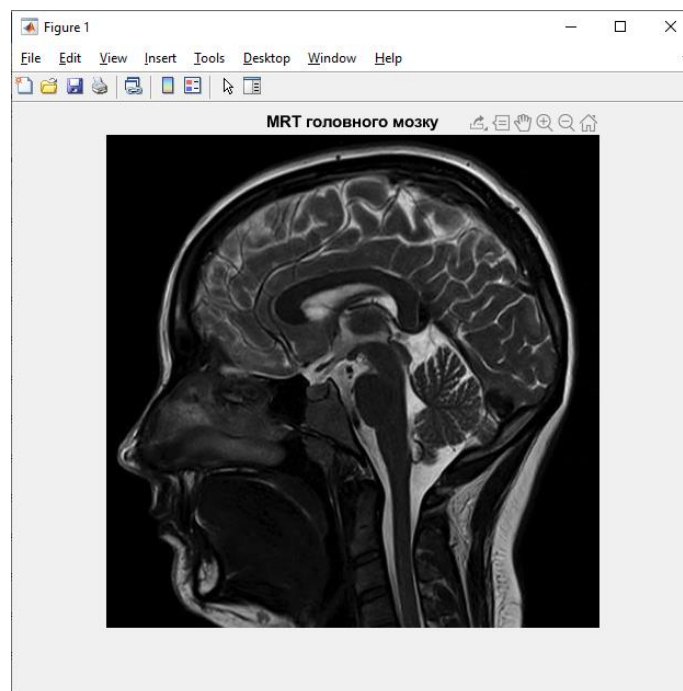


Рис. 3.16. Зображення МРТ головного мозку

```

I=I(:,:,1);
I=double(I)/255;
figure, imshow(I);
title("MRT головного мозку");

```

Далі за допомогою методу Канні ми виділяємо межі на зображенні. Це робиться з допомогою спеціального алгоритму, який визначає зміну яскравості пікселів, тим самим позначаючи різку зміну як межу. Зазвичай саме ці межі і часто не є виділеними, що створює труднощі лікарю бачити дрібні деталі.

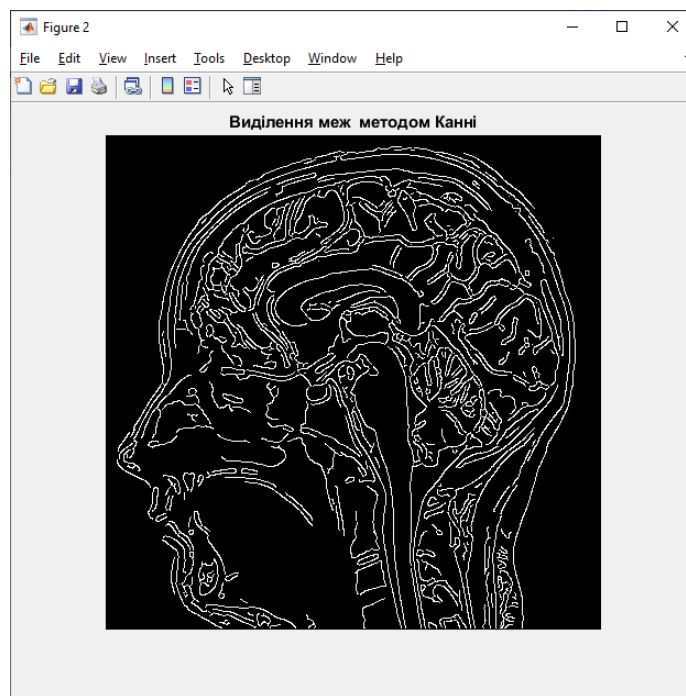


Рис. 3.17. Виділення меж методом Канні

```

BW = edge(I,'canny');
figure, imshow(BW);
title('Виділення меж методом Канні');
[N M]=size(I);

```

Після того, як були визначені межі об'єктів зображення, проводиться їх підкреслення шляхом зміни інтенсивності пікселів. Значення інтенсивності пікселя може зменшуватися або збільшуватися, в залежності від значень інтенсивності пікселів навколо [47]. Тобто таким чином ми підвищуємо

інтенсивність пікселів в тих ділянках, в яких спостерігається перехід з темних полів на світлі – межах. Саме розробник даного алгоритму ввів поняття придушення не максимумів, яке означає, що пікселями границь оголошуються пікселі, в яких досягається локальний максимум градієнта в напрямку вектора градієнта.

```
figure, imshow(Iout);
title('Зображення з підкресленими краями');
```

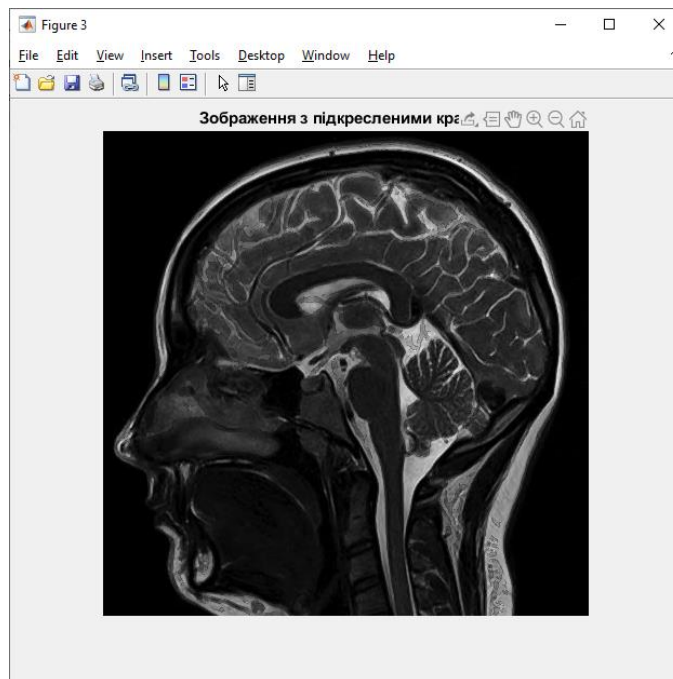


Рис. 3.18. Зображення з підкресленими краями

Отримуємо світлину яка набула деяких змін. Спостерігається суттєве набуття вираженості країв зображення. Контур черепа став яскраво вираженим, частини головного мозку також отримали виразні риси. Можна стверджувати, що даний метод має місце в покращенні медичних зображень даного типу.

3.3.2 Поліпшення візуальної якості зображень з використанням середньоквадратичного відхилення значень інтенсивності пікселів локальних суміжностей. Велика кількість методів поліпшення зображень при реалізації використовують аналіз властивостей локальних суміжностей. Це дозволяє зробити метод адаптивним, що, в свою чергу позитивно впливає на результат

поліпшення зображення. У даній роботі в якості характеристики локальних суміжностей будемо використовувати середньоквадратичне відхилення значень інтенсивності пікселів локальних суміжностей [48]. Для початку представимо початкове зображення, як і в попередньому оброблятиметься тільки один канал.

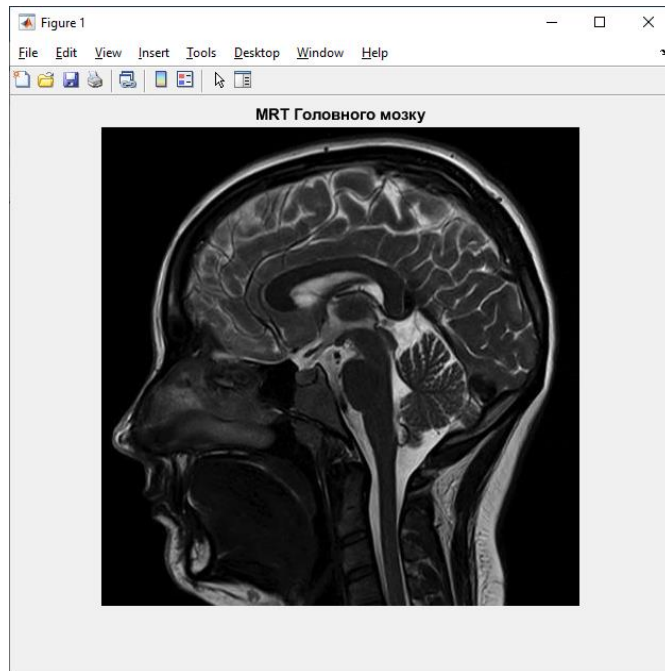


Рис. 3.19. Зображення МРТ головного мозку

Наступний крок полягає у визначенні значень середньоквадратичного відхилення інтенсивностей суміжності. Цей параметр є важливою характеристикою локальної суміжності [49]. Він буде використовуватися при перетворенні значень інтенсивностей пікселів. Цей алгоритм використовує це значення в якості індикатора визначення межі в зображенні яку потрібно виділити.

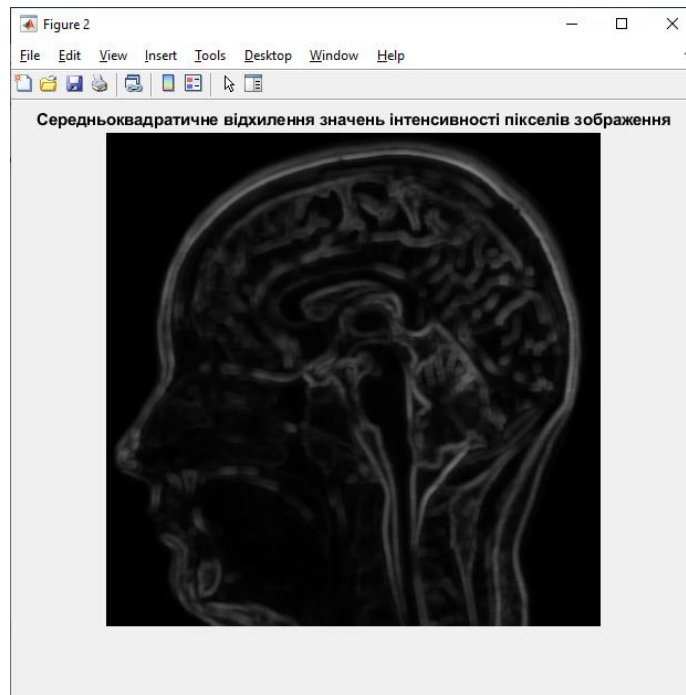


Рис. 3.20. Середньоквадратичне відхилення значень інтенсивності пікселів зображення

Як було сказано вище, при формуванні результату враховуються значення середньоквадратичного відхилення інтенсивностей пікселів локальній околиці.

```
if I(i,j)>mean(box);  
I(i,j)=I(i,j)+k*S(i,j);  
else  
I(i,j)=I(i,j)-k*S(i,j);  
end;
```

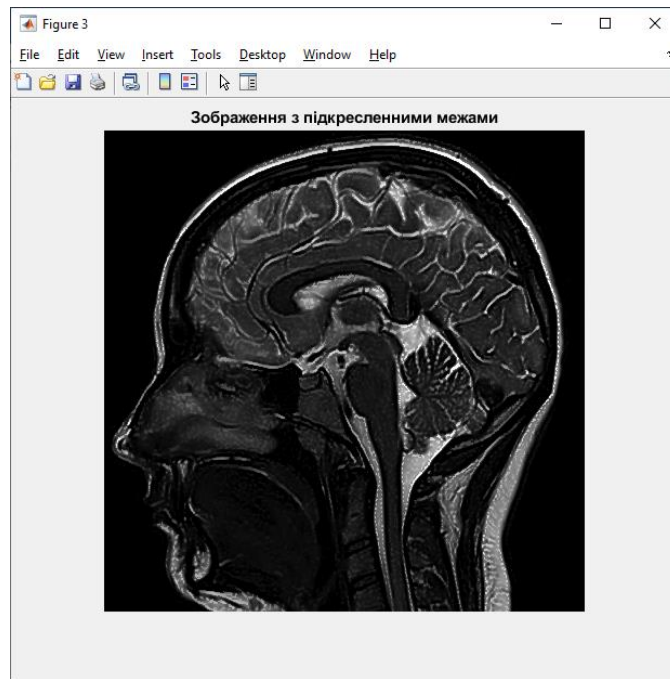


Рис. 3.21. Зображення з підкресленими межами

Підсумовуючи дослід можемо спостерігати зміну в зображенні. Краї є дещо підкресленими та це нівелюється великою кількістю шуму. Також варто порівняти два методи візуального покращення якості зображень – метод Канні та метод середньоквадратичних відхилень. З візуальної точки зору метод Канні впорався краще, оскільки після обробки ми насправді бачимо підкреслені чіткі краї МРТ зображення. А от метод середньоквадратичних відхилень в свою чергу залишив багато шумів і нечіткостей, які мало покращили візуальний вигляд зображення. Можливо навіть здійснили негативний вплив на інформативність світлин.

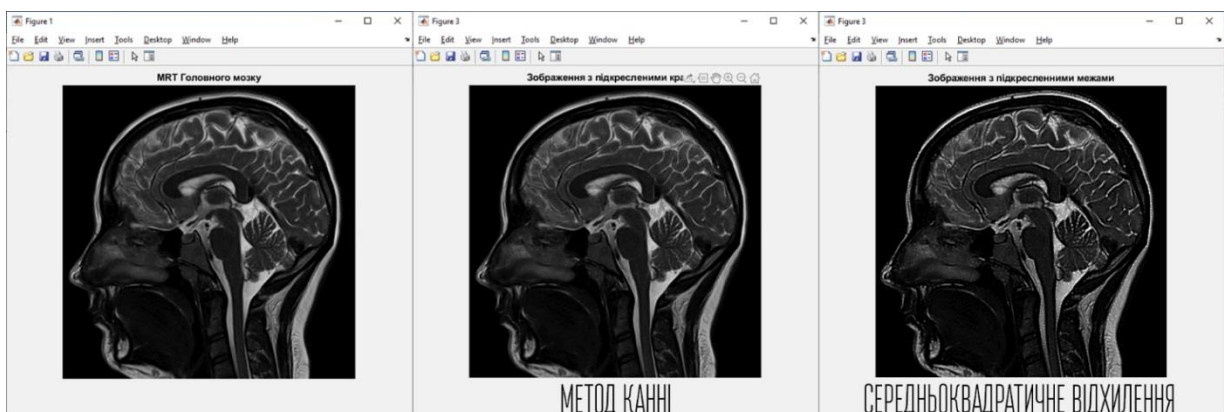


Рис. 3.22. Порівняння двох методів візуального покращення зображень

3.4 Висновки до третього розділу

Під час написання третього розділу було виконано:

- Аналіз та узагальнення результатів досліджень;
- Покращення медичних зображень шляхом корегування контрасту з допомогою декількох функцій(та алгоритмів цих функцій) в середовищі MatLab.
- Покращення медичних зображень шляхом їхньої фільтрації з допомогою медіанного фільтру, лінійного фільтру та адаптивного фільтру.
- Підвищення візуальної якості зображень за допомогою використання методу Канні та середньоквадратичного відхилення значень інтенсивності пікселів локальних суміжностей.
- Порівняння результатів після кожного з дослідів та визначення найкращих у своїй сфері методів.

РОЗДІЛ 4

ОБҐРУНТУВАННЯ ЕКОНОМІЧНОЇ ЕФЕКТИВНОСТІ

Економічне обґрунтування дипломної роботи магістра є метою даного розділу. Даний розділ дозволяє встановити доцільність проведення науково–дослідних робіт і економічно обґрунтувати доцільність застосування тих чи інших засобів. Саме проведення економічних розрахунків, спрямованих на визначення економічної ефективності науково–дослідницької роботи (НДР) і прийняття рішення про її подальший розвиток та впровадження або ж недоцільність проведення відповідної розробки.

Метою дипломної роботи магістра дослідження опрацювання зображень у комп'ютерних біомедичних системах.

В економічній частині дипломного проекту будуть проведені такі етапи розрахунку вартості НДР:

- описати технологічний процес розробки із зазначенням трудомісткості кожної операції;
- визначити суму витрат на оплату праці основного і допоміжного персоналу, включаючи відрахування на соціальні заходи;
- визначити суму матеріальних затрат;
- обчислити витрати на електроенергію для науково– виробничих цілей;
- нарахувати суму амортизаційних відрахувань;
- визначити суму накладних витрат;
- скласти кошторис та визначити собівартість НДР;
- розрахувати ціну НДР; - визначити економічну ефективність та термін окупності продукту.

На основі отриманих розрахунків будуть розроблені техніко-економічні показники проектного виробництва.

Як відомо, розробка надійної і ефективної інформаційної системи вимагає значних затрат часу. Слід зауважити, що затрати часу залежать від кваліфікації розробника і його можливостей. Розробник повинен у достатній мірі володіти

навиками програмування, вміти адекватно застосовувати математичний апарат, бути добре обізнаним з об'єктом дослідження.

4.1. Визначення стадій технологічного процесу та загальної тривалості проведення НДР

Для оцінки тривалості виконання окремих робіт використовують нормативи часу або попередній досвід. До таких нормативів відносять тривалість написання операцій (команд), які в деяких підприємствах становлять: для одної операції від 30 хвилин до 1,6 годин та 8 годин для п'яти операцій (тривалість зміни).

У разі їх відсутності звертаються до експертних оцінок по встановленню тривалості кожного етапу (стадії):

при трьох оцінках:

$$T_{bc} = \frac{(t_{min} + 4t_{н.й} + t_{max})}{6}, \quad (4.1)$$

при двох оцінках:

$$T_{bc} = \frac{(3t_{min} + 2t_{max})}{5}, \quad (4.2)$$

де T_{bc} – очікуване (середнє) значення тривалості виконання етапу (стадії); t_{min} , $t_{н.й}$, t_{max} – відповідно мінімальна, найбільш імовірна і максимальна оцінки тривалості виконання етапу (стадії).

Розробку даної інформаційної системи можна поділити на такі етапи:

- постановка задачі;
- проведення огляд публікацій авторів, які займались питанням обробки біомедичних зображень;
- прийняття рішень щодо вибору оптимального шляху розв'язання поставленої задачі;
- аналіз математичної моделі інформаційної системи;
- обґрунтування використання обраних методів та засобів обробки біомедичних зображень;

- розрахунок оптимальних параметрів в обробці біомедичних зображень;
- розробка коду алгоритму обробки медичних зображень в середовищі Matlab;
- тестування та оцінка роботи обраних методів поліпшення якості медичних зображень;
- написання і оформлення документації (електронної та паперової).

Для зручного представлення і визначення загальної тривалості проведення НДР доцільно дані витрат часу по окремих операціях технологічного процесу звести у таблицю 4.1.

Витрати часу наукового керівника на виконання окремих стадій (етапів) при недостатній кількості інформації доцільно приймати в межах 5% сумарних витрат часу інженерів на виконання цих стадій (етапів).

Таблиця 4.1

Основні етапи і час їх виконання у НДР

№ з/п	Етап	Середній час виконання етапу, год	
		інженер	керівник
1	Постановка задачі	3	1
2	Проведення огляд публікацій авторів, які займались питанням дослідження методів та засобів резервування та агрегації комп'ютерних мереж;	12	5
3	Прийняття рішень щодо вибору оптимального шляху розв'язання поставленої задачі;	5	4
4	Аналіз математичної моделі інформаційної системи	1	1
5	Обґрунтування використання обраних методів та засобів обробки біомедичних зображень.	7	2

6	Дослідження методів обробки зображень, їхня класифікація та вибір оптимальних варіантів для власної роботи.	45	7
---	-------------------------------------------------------------------------------------------------------------	----	---

Продовж.табл 4.1

№ з/п	Етап	Середній час виконання етапу, год	
		інженер	керівник
7	Розробка алгоритму обробки медичних зображень	5	1
8	Розробка коду алгоритму обробки медичних зображень в середовищі Matlab;	25	1
9	Тестування та оцінка роботи обраних методів поліпшення якості медичних зображень;	2	1
10	Написання і оформлення документації (електронної та паперової)	86	2
разом	191	25	

Отже, сумарний час виконання операцій технологічного процесу інженером становить 191 годин, а керівником 25 годин [50].

4.2. Визначення витрат на оплату праці та відрахувань на соціальні заходи

Заробітна плата працівника незалежно від виду підприємства визначається його особистим трудовим вкладом, залежить від кінцевих результатів роботи підприємства, регулюється податками і максимальними розмірами не обмежується. Розміри, порядок нарахування і виплати заробітної плати регулюються чинним законодавством України, відповідними указами і постановами, галузевими інструкціями. Розмір заробітної плати залежить від складності та умов виконуваної роботи, професійно-ділових якостей працівника,

результатів його праці та господарської діяльності підприємства. Заробітна плата складається з основної та додаткової оплати праці.

Основна заробітна плата нараховується на виконану роботу за тарифними ставками, відрядними розцінками чи посадовими окладами і не залежить від результатів господарської діяльності підприємства.

Додаткова заробітна плата – це складова заробітної плати працівників, до якої включають витрати на оплату праці, не пов’язані з виплатами за фактично відпрацьований час. Нараховують додаткову заробітну плату залежно від досягнутих і запланованих показників, умов виробництва, кваліфікації виконавців. Джерелом додаткової оплати праці є фонд матеріального стимулювання, який створюється за рахунок прибутку.

Основна заробітна плата складається із прямої заробітної плати та доплати, яка при укрупнених розрахунках становить 25% – 35% від прямої заробітної плати. При розрахунку заробітної плати кількість робочих днів в місяці слід приймати – 25,4 дні/міс., що відповідає 203,2 год./міс. Розмір місячних окладів керівника та інженерів слід приймати згідно існуючих на даний час норм. Основна заробітна плата розраховується за формулою:

$$Z_{\text{осн}} = T_C \cdot K_G, \quad (4.3)$$

де T_C – тарифна ставка, грн., K_G - кількість відпрацьованих годин.

Посадові оклади (тарифні ставки) за розрядами Єдиної тарифної сітки визначаються шляхом множення окладу (ставки) працівника 1 тарифного розряду на відповідний тарифний коефіцієнт. У разі коли посадовий оклад (тарифна ставка) визначені у гривнях з копійками, цифри до 0,5 відкидаються, від 0,5 і вище – заокруглюються до однієї гривні.

Законом України “Про Державний бюджет України на 2019 рік” від 23.11.2018 р. №2629 – VIII із змінами, внесеними згідно із Законом № 2696-VIII від 28.02.2019, ВВР, 2019, № 14, ст.66 та № 149-IX від 02.10.2019, встановлено у 2019 році мінімальну заробітну плату: у місячному розмірі: з 1 січня - 4173 гривні; у погодинному розмірі: з 1 січня - 25,13 гривні. Прийmemo 65 грн. для інженера, для керівника — 81 грн.

Тарифні ставки: керівник проекту – 81 грн./год., інженер – 65 грн./год.

Тоді скориставшись формулою 4.3 розрахуємо основну заробітну плату для інженера та керівника проекту.

Керівник проекту:

$$Z_{\text{осн}} = 81 \cdot 25 = 2025 \text{ грн.}$$

Інженер:

$$Z_{\text{осн}} = 65 \cdot 191 = 12415 \text{ грн.}$$

Додаткова заробітна плата становить 10–15% від суми основної заробітної плати:

$$Z_{\text{дод}} = Z_{\text{осн}} \cdot K_{\text{допл}}, \quad (4.4)$$

де $K_{\text{допл}}$ – коефіцієнт додаткових виплат працівникам 0,1.

Керівник проекту:

$$Z_{\text{осн}} = 2025 \cdot 0,1 = 202,5 \text{ грн.}$$

Інженер:

$$Z_{\text{осн}} = 12415 \cdot 0,1 = 1241 \text{ грн.}$$

Звідси загальні витрати на оплату праці ($V_{\text{оп}}$) визначаються за формулою, і становлять:

$$V_{\text{оп}} = Z_{\text{осн}} + Z_{\text{дод}}, \quad (4.5)$$

Керівник проекту:

$$V_{\text{оп}} = 2025 + 202,5 = 2227,5 \text{ грн.}$$

Інженер:

$$V_{\text{оп}} = 12415 + 1241 = 13656 \text{ грн.}$$

Таким чином загальна сума становить 15883,5 грн. Крім того, слід визначити відрахування на соціальні заходи:

- податок на доходи фізичних осіб: 18%;
- військовий збір 1,5%;
- єдиний соціальний внесок 22%.

У сумі зазначені відрахування становлять 41,5%.

Отже, загальна сума відрахувань на соціальні заходи становитиме:

$$B_{c.3} = \text{ФОП} \cdot 0,415 \quad (4.6)$$

де ФОП – фонд оплати праці, грн

Тоді, сума відрахувань на соціальні заходи буде становити:

$$B_{c.3} = 15669,5 \cdot 0,415 = 6591,65 \text{ грн.}$$

Проведені розрахунки витрат на оплату праці зведемо у таблицю 4.2.

Таблиця 4.2

Зведені розрахунки витрат на оплату праці

№ п/п	Категорія працівників	Основна заробітна плата, грн.			Додаткова заробітна плата, грн.	Нарах. на ФОП, грн.	Всього витрати на оплату праці, грн. 6=3+4+5
		Тариф на ставку, грн.	К-сть відпрацьов. год.	Фактично нарахов. з/пл., грн.			
1	2	3	4	5	6	7	8
A	Б	1	2	3	4	5	6
1	Керівник проекту	81	25	2025	202,5	924,41	3 151,91
2	Інженер	65	188	12415	1241	5 667,24	19 323,24
Разом				14440	1424,5	6 591,65	22 475,14

4.3. Розрахунок витрат на електроенергію

Затрати на електроенергію 1-ці обладнання визначаються за формулою:

$$Z_E = W \cdot T \cdot S, \quad (4.7)$$

де W – необхідна потужність, кВт; T – кількість годин роботи обладнання;

S – вартість кіловат-години електроенергії.

Згідно з постановою НКРЕ України від 05.10.2018 року № 1177 вартість електроенергії становить 308,25 коп./кВт·год.

Потужність ноутбука – 100 Вт з підключеним маршрутизатором і комутатором, кількість годин роботи обладнання згідно таблиці 4.1 – 213 год.

$$Z_E = 0,1 \cdot 216 \cdot 3,0825 = 66,58 \text{ грн.}$$

4.4. Розрахунок витрат на матеріали

Результати розрахунку затрат на матеріали зводяться в таблицю 4.3.

Таблиця 4.3

Визначення величини затрат на матеріали

Найменування матеріальних ресурсів	Одиниця виміру	Норма витрат	Ціна за одиницю грн	Затрати матеріалі в грн	Транспортно-заготівельні витрати, грн	Загальна сума витрат на матеріали, грн
Папір А4 Magistr Extra 80g/m2	Пачка	1	85	85	-	85
Ватман	Штук	10	10	100	-	100
Пакет Matlab	Штук	1	2 280	2 280	-	2 280
Доповнення Image Processing Toolbox	Штук	1	696	696	-	696
Разом						3161

4.5. Розрахунок суми амортизаційних відрахувань

Характерною особливістю застосування основних фондів у процесі виробництва є їх відновлення. Для відновлення засобів праці у натуральному

виразі необхідне їх відшкодування у вартісній формі, яке здійснюється шляхом амортизації.

Амортизація – це процес перенесення вартості основних фондів на вартість новоствореної продукції з метою їх повного відновлення. Для заміщення зношеної частини основних засобів виробництва підприємства роблять амортизаційні відрахування, тобто відрахування певних грошових сум відповідно до розмірів фізичного і морального зносу засобів виробництва.

Комп'ютери та оргтехніка належать до четвертої групи основних фондів. Для цієї групи річна норма амортизації дорівнює 60 % (квартальна – 15 %).

Для визначення амортизаційних відрахувань застосовуємо формулу:

$$A = \frac{B_B \cdot N_a}{100}, \quad (4.8)$$

де A – амортизаційні відрахування за звітний період, грн., B_B – балансова вартість комп'ютера, на початок звітного періоду, грн., N_a – норма амортизації, %.

Для роботи використовується один ноутбук (вартість якого становить 10 000 грн.), який працює 216 годин.

$$A = \frac{10000 \cdot 15\%}{100\%} = 1500 \text{ грн.}$$

4.6. Обчислення накладних витрат

Накладні витрати пов'язані з обслуговуванням виробництва, утриманням апарату управління підприємства (фірми) та створення необхідних умов праці.

Накладні витрати можуть становити 20% від суми основної та додаткової заробітної плати працівників:

$$H_B = V_{o.n} \cdot 0,2, \quad (4.9)$$

$$H_B = 15864,5 \cdot 0,2 = 3172,9 \text{ грн.}$$

4.7. Складання кошторису витрат та визначення собівартості НДР

Результати проведених вище розрахунків зведемо у таблицю 4.4. Собівартість (C_B) НДР розраховуємо за формулою:

$$C_B = B_{o.n} + B_{c.z} + Z_{m.b} + Z_e + T_B + A + H_B, \quad (4.10)$$

$$C_B = 15864,5 + 6591,65 + 3161 + 66,58 + 1500 + 3172,9 = 30356,63 \text{ грн.}$$

Таблиця 4.4

Кошторис витрат на НДР

Зміст витрат	Сума, грн.	У % до загальної суми
1	2	3
Витрати на оплату праці (основну і додаткову заробітну плату)	15864,5	52,2
Відрахування на соціальні заходи	6591,65	21,8
Матеріальні витрати	3161	10,4
Витрати на електроенергію	66,58	0,2
Амортизаційні відрахування	1500	4,9
Накладні витрати	3172,9	10,5
Собівартість	30356,63	100

4.8. Розрахунок ціни НДР

Ціну НДР можна визначити за формулою:

$$Ц = \frac{C_B \cdot (1 + P_{рен}) + K \cdot B_{н.і}}{K} \cdot (1 + ПДВ), \quad (4.11)$$

де $P_{рен}$ – рівень рентабельності, 30%; K – кількість замовлень; $B_{н.і}$ – вартість носія інформації, грн, ПДВ – ставка податку на додану вартість, (20%).

Оскільки розробка є прикладною, і використовуватиметься тільки для одного підприємства, то для розрахунку ціни не потрібно вказувати коефіцієнти K

та $V_{i.n}$, оскільки їх в даному випадку не потрібно.

Тоді, формула для обчислення ціни розробки буде мати вигляд:

$$Ц = C_B \cdot (1 + P_{рен}) \cdot (1 + ПДВ), \quad (4.12)$$

Таким чином ціна на проект складе:

$$Ц = 30356,63 \cdot (1 + 0,3) \cdot (1 + 0,2) = 47356,34$$

Визначимо величину прибутку за формулою

$$П = Ц - C_B, \quad (4.13)$$

$$П = 47356,63 - 30356,63 = 16999,7 \text{ грн.}$$

Згідно даної формули отримаємо 16999,7 грн.

4.9. Визначення економічної ефективності і терміну окупності капітальних вкладень

Ефективність виробництва – це узагальнене і повне відображення кінцевих результатів використання робочої сили, засобів та предметів праці на підприємстві за певний проміжок часу. Економічна ефективність (E_p) полягає у відношенні результату виробництва до затрачених ресурсів:

$$E_p = \frac{П}{C_B}, \quad (4.14)$$

де $П$ – прибуток; C_B – собівартість.

$$E_p = \frac{16999,7}{30356,63} = 0,559.$$

Поряд із економічною ефективністю розраховують термін окупності капітальних вкладень (T_p):

$$T_p = \frac{1}{E_p}, \quad (4.15)$$

$$T_p = \frac{1}{0,56} = 1,78 \text{ роки.}$$

Про доцільність розробки програми можна сказати при врахуванні критеріїв, які наведено у таблиці 4.5

Таблиця 4.5

Техніко-економічні показники НДР

№ п/п	Показник	Значення
1	Собівартість, грн.	30356,63
2	Плановий прибуток, грн.	16999,63
3	Ціна, грн.	47356,34
4	Економічна ефективність	0,559
5	Термін окупності, рік	1,78

У результаті проведення розрахунків можна зробити висновок: розробка матиме оптимальну економічну ефективність 0,559 і термін окупності становитиме менше двох років (1.78 року). Варто зазначити, що дані розрахунки носять номінальний характер і основна їх мета оцінити приблизну вартість дослідження та створення даного продукту. Номінальний характер розрахунків зумовлений тим, що даний програмний продукт має дослідницьке призначення.

РОЗДІЛ 5

ОХОРОНА ПРАЦІ ТА БЕЗПЕКА В НАДЗВИЧАЙНИХ СИТУАЦІЯХ

5.1. Охорона праці

У даній роботі здійснюється дослідження методів опрацювання медичних зображень яка супроводжується виконанням ряду робіт з використанням ЕОМ. Тому необхідним є дотримання правил охорони праці, техніки безпеки та протипожежної безпеки при роботі з комп'ютеризованою технікою.

При роботі з комп'ютером працівник піддається дії ряду небезпечних і шкідливих виробничих факторів: електромагнітних полів, інфрачервоного і іонізуючого випромінювань, шуму і вібрації, статичної електрики і ін.

Робота з комп'ютером характеризується значною розумовою напругою і нервово-емоційним навантаженням операторів, високою напруженістю зорової роботи і достатньо великим навантаженням на м'язи рук при роботі з клавіатурою ЕОМ. Велике значення має раціональна конструкція і розташування елементів робочого місця, що важливо для підтримки оптимальної робочої пози людини-оператора.

До діючих нормативних документів, що забезпечують охорону праці користувачів ЕОМ належать:

- Закон України «Про охорону праці» [50].
- НПАОП 0.00-7.15-18 «Вимоги щодо безпеки та захисту здоров'я працівників під час роботи з екранними пристроями»[51];
- ДСанПіН 3.3.2.007-98 «Державні санітарні правила і норми роботи з візуальними дисплейними терміналами електронно-обчислювальних машин» [52];

В законі України «Про охорону праці» сказано, що охорона праці – це система правових, соціально-економічних, організаційно-технічних, санітарно-гігієнічних і лікувально-профілактичних заходів та засобів, спрямованих на

збереження життя, здоров'я і працездатності людини у процесі трудової діяльності.

Охорона праці користувачів ЕОМ має три аспекти - соціальний, психологічний та медичний. У соціальному плані розв'язання цих проблем пов'язане з оптимізацією умов життя, праці, відпочинку, харчування, побуту, розвитком культури, транспорту. Значне місце у профілактиці розладів здоров'я належить психології праці. Тому заходи, пов'язані з формуванням раціональних виробничих колективів, у яких відсутня психологічна несумісність, сприяють зменшенню нервово-психічного перенапруження, підвищенню працездатності та ефективності праці.

Головним нормативним документом щодо забезпечення охорони праці користувачів ПК є "Державні санітарні правила і норми роботи з візуальними дисплейними терміналами (ВДТ) електронно-обчислювальних машин" ДСанПіН 3.3.2.007-98.

Під час роботи з комп'ютером необхідно дотримувати правильного режиму праці та відпочинку. В іншому випадку у персоналу може з'являтися значна напруга зорового апарату, поява скарг на незадоволеність роботою, головні болі, дратівливість, порушення сну, втому і хворобливі відчуття в очах, в попереку, в області шиї і руках.

Робочі місця слід розташовувати щодо джерела природного світла (вікон) таким чином, щоб світло падало збоку, переважно зліва. Також робоче місце повинно відповідати сучасним вимогам ергономіки:

- стіл повинен мати висоту поверхні 680 – 800 мм, ширину 600 – 1400 мм і глибину 800 – 1000 мм (такі параметри забезпечують можливість виконання операцій в зоні досяжності працівника);

- робочий стілець повинен бути підйомно–поворотним, з можливістю регулювання висоти, бажано зі стаціонарними або змінними підлокітниками і напівм'якої неслизькою поверхнею сидіння, яке легко чиститься і не електризується.

- екран комп'ютера повинен знаходитися на оптимальній відстані від

користувача, яке становить 600 – 700 мм, але не менше 600 мм з урахуванням алфавітно–цифрових знаків і символів

Штучне освітлення в приміщеннях з робочим місцем, обладнаним візуальними дисплейними терміналами (ВДТ), має здійснюватися системою загального рівномірного освітлення. Як джерело штучного освітлення мають застосовуватись люмінесцентні лампи ЛБ.

Вимоги до освітлення приміщень та робочих місць під час роботи з ВДТ:

- освітленість на робочому місці повинна відповідати характеру зорової роботи, який визначається трьома параметрами: об'єктом розрізнення, найменшим розміром об'єкта, що розглядається на моніторі ПК, фоном, який характеризується коефіцієнтом відбиття; контрастом об'єкта і фону;
- необхідно забезпечити достатньо рівномірне розподілення яскравості на робочій поверхні монітора, а також в межах навколишнього простору;
- на робочій поверхні повинні бути відсутні різкі тіні;
- в полі зору не повинно бути відблисків (підвищеної яскравості поверхонь, які світяться та викликають осліплення);
- величина освітленості повинна бути постійною під час роботи;
- слід обирати оптимальну спрямованість світлового потоку і необхідний склад світла.

На особливу увагу заслуговують заходи дотримання протипожежної безпеки в приміщеннях, у яких знаходяться ЕОМ. Так, у всьому офісі лінії електромережі повинні бути забезпечені від виникнення короткого замикання, а також від перепадів напруги, що може викликати збоїв в роботі електронно–обчислювальної техніки. Приміщення повинні бути оснащені системою автоматичної пожежної сигналізації та вогнегасниками. Під час монтажу та експлуатації ліній електромережі необхідно повністю виключити можливість виникнення електричного джерела загоряння внаслідок короткого замикання та перевантаження проводів, обмежувати застосування проводів з легкозаймистою ізоляцією і, за можливості, застосовувати негорючу ізоляцію.

В результаті роботи над даним розділом було проведено аналіз норм праці, шкідливих та небезпечних чинників, які можуть мати вплив на розробника та дослідника методів опрацювання зображень, а також описано параметри і характеристики приміщення, заходи, які необхідно виконати для забезпечення належних умов роботи.

5.2. Стійкість роботи суб'єкта господарювання оснащеного комп'ютерною біомедичною системою, до дії проникаючої радіації і радіоактивного забруднення.

Необхідним є врахування впливу проникаючої радіації і радіоактивного забруднення на комп'ютерну біомедичну систему суб'єктами господарювання, які використовують її у своїй роботі під час НС мирного та воєнного часу. Проникаючою радіацією ядерного вибуху називають потік гамма-випромінювання та нейтронів, які з'являються внаслідок ядерного вибуху. Джерелами проникаючої радіації є ядерні реакції, що протікають у ядерному боєприпасі у момент вибуху, радіоактивний розпад продуктів поділу атомних ядер, а також деякі реакції захвату нейтронів ядрами елементів, які містяться в повітрі.

Тривалість дії проникаючої радіації складає 15 – 25 с і визначається часом підйому хмари вибуху на висоту 2 – 3 км, при цьому дія гамма- та нейтронного випромінювання практично не досягає землі з причини поглинання їх товщею повітря. Основним параметром, який характеризує вражаючу дію проникаючої радіації, є доза випромінювання, або опромінювання. Доза опромінювання – це кількість енергії іонізуючого випромінювання, яка поглинається одиницею маси середовища, котре опромінюється.

Розрізняють експозиційну, поглинену й еквівалентну дози опромінювання. Експозиційна доза – це доза випромінювання в повітрі, вона характеризує потенційну небезпечність дії іонізуючих випромінювань загального й рівномірного опромінювання тіла людини.

Експозиційна доза в системі СІ (система вимірів) вимірюється в кулонах на кілограм. Позасистемною одиницею експозиційної дози є рентген ($1 \text{ Р} = 2,85 \cdot 10^{-4} \text{ Кл/кг}$). Рентген – це доза гамма-випромінювання, завдяки дії котрої в одному см^3 сухого повітря за нормальних умов, тобто при температурі 0°C , тискові 760 мм рт. ст. створюються іони, які несуть одну електростатичну одиницю кількості електрики кожного знака.

Дозі 1 Р відповідає утворення $2,08 \cdot 10^{10}$ пар іонів в 1 см^3 повітря. Поглинена доза точніше характеризує дію іонізуючих променів на біологічні тканини. У системі одиниць СІ вона вимірюється в греях. 1 грей (Гр) – це доза, при якій 1 кг речовини, що опромінюється, поглинає енергію 1 Дж (джоуль), тобто $1 \text{ Гр} = 1 \text{ Дж/кг}$. Позасистемною одиницею поглиненої дози є рад, який складає 0,001 Гр. Рад приблизно дорівнює 1 рентгеніві.

Для оцінки біологічної дії іонізуючих променів на робітників і службовців суб'єкта господарювання використовується еквівалентна доза. Вона дорівнює добутку поглиненої дози на так званий коефіцієнт якості, або біологічний еквівалент. Для рентгенівського, гамма- та бета-випромінювання коефіцієнт якості $K = 1$; для нейтронів теплових з енергією меншою 20 екев – $K = 3$, для швидких електронів, що мають велику енергію – $K = 10$. 48 За одиницю еквівалентної дози в системі СІ править зіверт, позасистемною одиницею є біологічний еквівалент рада – бер. 1 зіверт дорівнює 100 бер, або $1 \text{ Гр} \cdot K$.

Проникаюча радіація, що розповсюджується в якомусь середовищі, іонізує його атоми. При поглинанні випромінювання живою тканиною іонізує атоми і молекули, що входять до складу клітин цієї тканини, та призводить до порушення нормального обміну речовин, до змін характеру життєдіяльності клітин, окремих органів і систем організму. А наслідок такої дії на організм працівників – променева хвороба.

Променева хвороба 1 ступеня, або легка, виникає після одержання сумарної дози опромінювання 100 – 200 рад. Прихований період продовжується 3 – 5 тижнів, після чого з'являється нездужання, загальна слабкість, нудота, запаморочення, підвищення температури. При видужанні працездатність людей

зберігається.

Променева хвороба 2 ступеня, або середня, виникає при отриманні сумарної дози опромінювання 200 – 400 рад. Впродовж перших 2 – 3 діб зберігається бурхлива первинна реакція організму – сильна нудота й блювота. Потім настає прихований період тривалістю 15 – 20 діб, після чого захворювання вже виявляється більш яскраво. Одужання при активному лікуванні настає через 2 – 3 місяці.

Променева хвороба 3 ступеня, або тяжка, настає при дозі опромінювання 400 – 600 рад. Первинна реакція різко виражена. Прихований період складає 5 – 10 діб. Хвороба протікає інтенсивно і тяжко. При сприятливому результаті одужання настає через 3 – 6 місяців.

Променева хвороба 4 ступеня, або вкрай тяжка, настає при дозі більш ніж 600 рад. Вона є найбільш небезпечною і, як правило, закінчується смертю. При опромінюванні дозами понад 5000 рад виникає блискавична форма променевої хвороби. Первинна реакція з'являється в перші хвилини після отриманої дози, а прихований період взагалі відсутній. Уражені помирають в перші дні після опромінювання. Надійним захистом від проникаючої радіації ядерного вибуху є захисні споруди цивільного захисту. При проходженні через різні матеріали потік гамма-квантів та нейтронів послабляється. Здатність того чи іншого матеріалу послаблювати гамма-випромінювання або потік нейтронів зазвичай характеризують шаром половинного послаблення, тобто товщиною шару матеріалу, який зменшує дозу в 2 рази.

Коефіцієнт послаблення випромінювань або дози опромінювання пов'язаний з товщиною половинного послаблення залежністю

$$K_{\text{посл}} = K_p \cdot \Pi \cdot 2^{\frac{h}{b}}$$

, де h – товщина матеріалу, що послаблює дозу; n_d – товщина шару половинного послаблення цього матеріалу; K_h – коефіцієнт розміщення об'єкта. Проходячи через матеріали, потік гамма-квантів і нейтронів викликає в них різні зміни. Так, при дозах проникаючої радіації в декілька рад засвічуються фотоматеріали, які знаходяться в світлонепроникній упаковці, а при дозах у сотні

рад виходять з ладу напівпровідники та радіоелектронна апаратура, темніють скельця оптичних приладів.

Підсумовуючи підрозділ можна сказати, що визначення стійкості роботи суб'єкта господарювання оснащеного комп'ютерною біомедичною системою, до дії проникаючої радіації і радіоактивного забруднення є важливим показником при розробці будь якого проекту.

5.3. Застосування засобів колективного та індивідуального захисту робітників та службовців суб'єкта господарювання, оснащеного біомедичними системами.

З метою запобігання чи зменшення впливу на працюючих об'єктів, оснащених комп'ютерними біомедичними системами, шкідливих і небезпечних виробничих чинників застосовують засоби колективного та індивідуального захисту.

Засоби захисту працюючих за характером їх призначення поділяються на 2 категорії:

- засоби колективного захисту;
- засоби індивідуального захисту.

Засоби колективного захисту залежно від призначення поділяються на такі класи [55]:

- засоби нормалізації повітряного середовища виробничих приміщень і робочих місць (вентиляція, кондиціонування, опалення, автоматичний контроль і сигналізація);
- засоби нормалізації освітлення виробничих приміщень і робочих місць (джерела світла, освітлювальні прилади, світлозахисне обладнання, світлофільтри);
- засоби захисту від іонізуючих, інфрачервоних, ультрафіолетових, електромагнітних, лазерних, магнітних та електричних полів (огородження,

герметизація, знаки безпеки, автоматичний контроль і сигналізація, дистанційне управління тощо);

- засоби захисту від шуму, вібрації (огороження, звукоізоляція, віброізоляція);

- засоби захисту від ураження електричним струмом (огороження, захисне заземлення, автоматичне відключення, дистанційне управління);

- засоби захисту від дії механічних факторів (огороження, автоматичний контроль і сигналізація, знаки безпеки);

- засоби захисту від хімічних факторів (огороження герметизація, вентиляція та очистка повітря, дистанційне керування, знаки безпеки);

- засоби захисту від високих і низьких температур навколишнього середовища (огороження, автоматичне дистанційне керування).

- Створення на робочому місці сприятливих і безпечних умов праці тісно пов'язане із забезпечення робітників спецодягом, спецвзуттям та іншими засобами індивідуального захисту.

- Засоби індивідуального захисту залежно від призначення поділяються на такі класи [51]:

- ізолюючі костюми (пневмокостюми, скафандри);

- засоби захисту органів дихання (протигази, респіратори, пневмошлеми, пневмомаски) (мал. 5.1.)

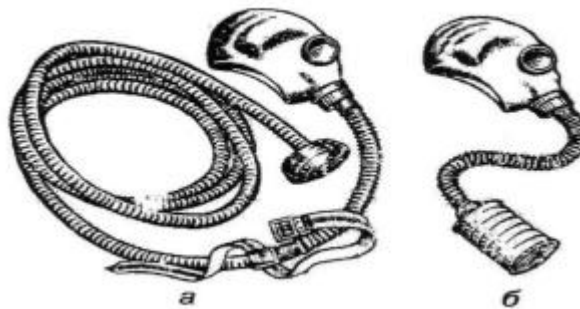


Рис. 5.1. Протигази: а - шланговий; б - промисловий фільтрувальний. - спеціальний одяг (комбінезони, куртки, брюки, костюми, халати, плащі, кожухи,

фартухи, жилети, нарукавники);

- спеціальне взуття (чоботи черевики, боти, бахіли) (рис. 5.2.);



Рис. 5.2. Взуття спеціальне.

- засоби захисту рук (рукавиці, рукавички) (рис, 5.3.);

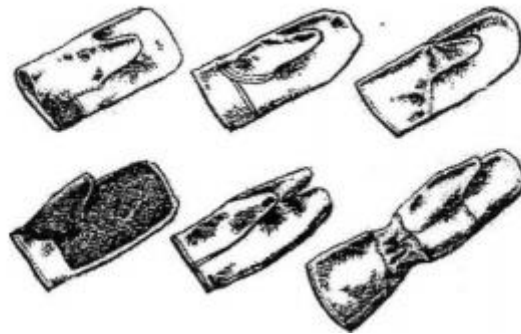


Рис. 5.3. Засоби захисту рук: рукавиці спеціальні.

- засоби захисту очей (захисні окуляри) (Рис. 5.4.);



Рис. 5.4. Окуляри захисні.

- засоби захисту обличчя (захисні маски, захисні щитки);
- засоби захисту голови (каска, шоломи, шапки, берети) (Рис. 5.5.);

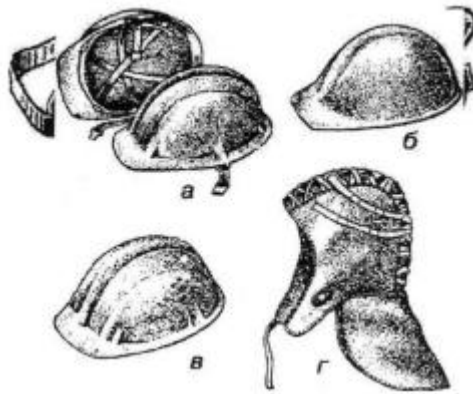


Рис . 5.5. Засоби захисту голови: а- каска будівельна; б- каска захисна; в- захисний головний убір; г підшоломник.

- засоби захисту від падіння з висоти тощо (запобіжні пояси, діелектричні коврики, ручні захвати, маніпулятори) (Рис. 5.6.);

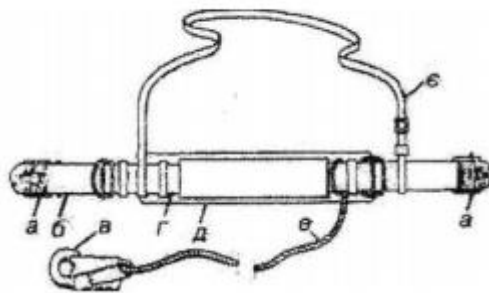


Рис. 5.6. Запобіжний пояс: а - замикач; б - несуча ямка ремня; в - карабін; г- енергопоглинаючий пояс; д - підкладка; е - фал; є - портупея;

- засоби захисту органів слуху (протишумові шоломи, навушника вкладиші)(Рис. 5.7.);



Рис. 5.7. Засоби захисту органів слуху: а- протишумові навушники; б- протишумові вкладиші.

– захисні дерматологічні засоби (змиваючі розчини, пасти, креми, мазі).

Спецодяг і спецвзуття повинні забезпечувати нормальні функції організму робітника та зберігати його працездатність. Найменування спецодягу, спецвзуття повинне відповідати найменуванню небезпечних і шкідливих факторів, від яких вони захищають.

Спецодяг і спецвзуття повинні зберігати свої гігієнічні та експлуатаційні властивості протягом усього часу експлуатації при дотриманні умов їх використання та догляду за ними.

Отже, можна з впевненістю сказати, що застосування засобів колективного та індивідуального захисту робітників та службовців суб'єкта господарювання, оснащеного біомедичними системами є дуже важливим, оскільки від того на скільки захищений є працівник на пряму залежить його працездатність та здоров'я в майбутньому.

РОЗДІЛ 6 ЕКОЛОГІЯ

6.1. Аналіз основних забруднювачів навколишнього середовища

З появою людини на планеті Земля велику роль у глобальній екосистемі стали відігравати взаємовідносини суспільства і природи. Особливо швидко посилюється вплив суспільства на природу у зв'язку з розвитком машинного виробництва. Завдяки цьому масштаби впливу суспільства на природу поширюється так швидко, що людство поступово перетворюється у потужну геологічну силу, яка впливає на природні процеси. На всі кругообіги, що здійснюються у природі, людина прямо чи опосередковано має вплив. Під впливом антропогенних факторів відбуваються зміни у природі.

Завойовуючи природу, людство значною мірою підірвала природні умови власної життєдіяльності.

Радіоактивне забруднення. Вплив радіоактивного випромінювання на організм людини особливо небезпечний. За результатами експериментів на тваринах та вивчення наслідків опромінення людей під час атомних вибухів у Хіросімі та Нагасакі, а пізніше в Чорнобилі, було доведено, що гостра біологічна дія радіації проявляється у вигляді променевої хвороби і здатна призвести до смерті, до локальних уражень шкіри, кришталика ока, кісткового мозку. Нині захист організму людини та складової біосфери від радіоактивного опромінення у зв'язку зі зростаючим радіоактивним забрудненням планети став однією з найактуальніших проблем екологічної науки.

Під час аварій автоматних реакторів, розгерметизації захоронень радіоактивних відходів радіаційний бруд поширюється на десятки й сотні кілометрів, внаслідок вибухів ядерних бомб – по всій планеті. Різні організми мають неоднакову стійкість до дії радіоактивного опромінення, навіть клітини одного організму мають різну чутливість. Кінцевий результат опромінення (крім віддалених наслідків) залежить не стільки від повної дози, скільки від її потужності, тобто часу, протягом якого вона накопичена, а також від характеру її

розподілу. Це пов'язано з тим, що в живих організмах у відповідь на опромінення, як і на інші подразники середовища, включаються захисні механізми системи адаптації чи компенсації, які мають забезпечити стабільність внутрішнього середовища організму і відновити зруйновані функції.

Сьогодні необхідно на всіх рівнях напрямках проводити активну роботу проти порушення ядерної зброї, її випробування, виступати за її повне знищення. Для цього необхідні міжнародні угоди, закони, домовленості та постійний найсуворіший контроль за їхнім виконанням. Активну участь у цій справі має брати громадськість, студентство.

Шумове забруднення. Шум – одна з форм фізичного (хвильового) забруднення навколишнього середовища. Під шумом розуміють усі неприємні та небажані звуки чи їхню сукупність, які заважають нормально працювати, сприймати інформаційні звукові сигнали, відпочивати. Він виникає в наслідок стиснення і розрідження повітряних мас, тобто коливних змін тиску повітря. Розрізняють шум постійний, непостійний, коливний, переривчастий, імпульсний.

Загалом шум – це хаотичне нагромадження звуків різної частоти, сили, висоти, тривалості, які виходять за межі звукового комфорту. Нині добре відомо, що шуми шкідливо пливають на здоров'я людей, знижують їхню працездатність, викликають захворювання органів слуху (глухоту), ендокринної, нервової, серцево-судинної системи (гіпертонія). Фізіолого-біологічна адаптація людини до шуму практично неможлива, тому регулювання і обмеження шумового забруднення довілля – важливий і обов'язковий захід.

Шум шкідливий не лише для людей. Встановлено, що рослини під впливом шуму повільніше ростуть, у них спостерігається надмірне (навіть повне, що прозводить до загибелі) виділення вологи через листя, можливі порушення клітин. Гинуть листя і квіти рослин, що розміщені біля гучномовця.

Аналогічно діє шум на тварин. Від шуму реактивного літака гинуть личинки бджіл, самі вони втрачають здатність орієнтуватися, в пташиних гніздах дає тріщини шкарлупа яєць. Від шуму знижуються надої, приріст у вазі свиней, несучість курей. Хворобливо переносять шум риби, особливо у період нересту.

Соціальний характер проблеми забруднення середовища шумом і визначає те, що боротьба з ним – завдання не тільки технічне, а й суспільне. У проблемі взаємодії людського суспільства і природи важливе місце посідає свідомо боротьба з шумовим забрудненням довкілля.

Електромагнітне забруднення. Інтенсивний розвиток електроніки та радіотехніки викликав забруднення природного середовища електромагнітними випромінюваннями (полями). Головним їхнім джерелом є радіотелевізійні і радіолокаційні станції, високовольтні лінії електропередач, електротранспорт. Поблизу кожного обласного центру, багатьох районних центрів, міст розташовані телевізійні центри або ретранслятори, радіоцентри, засоби радіозв'язку різного призначення

Мірою забруднення електромагнітними полями є напруженість поля (В/м). Ці поля завдають шкоди перш за все нервовій системі. Так, напруженість поля 1000 В/м спричинює головний біль і сильну втому, більші значення зумовлюють розвиток неврозів, безсоння, важкі захворювання.

Зростання енергетичних потужностей становить небезпеку для довкілля – розширюється мережа та зростає напруга повітряних ліній електропередач. Вони негативно впливають на нормальний розвиток тваринного та рослинного світу. Спеціальні дослідження показали, що технічно найперспективнішими є лінії надвисокої та ультрависокої напруги (750 – 1150 кВ), котрі становлять небезпеку.

Основні методи визначення забруднення. Турботу про стан навколишнього середовища стимулювала, започаткована в 1972 році, міжнародна програма UNEP, яка передбачає глобальний моніторинг навколишнього середовища. Під моніторингом розуміється система спостереження, контролю прогнозу та управління екологічними процесами.

Важлива роль в питанні контролю за станом довкілля належить міністерству охорони здоров'я, лісового господарства, сільського господарства України, держкомгеології, держводгоспу, держкомзему України та їхнім відділам в областях та районах.

6.2. Законодавчі акти України щодо охорони довкілля.

Охорона довкілля це важливе питання, яке потребує постійної підтримки з боку держави направленої задля захисту та оберігання навколишнього середовища. Принципи з охорони довкілля та екологічні права відображені в національних правових системах.

Так, ст. 50 Конституції України (1996) встановлює, що кожен має право на безпечне для життя і здоров'я довкілля та на відшкодування завданої порушенням цього права шкоди. Кожному гарантується право вільного доступу до інформації про стан довкілля, про якість харчових продуктів і предметів побуту, а також право на її поширення. Така інформація ніким не може бути засекречена.

Законом України «Про охорону навколишнього природного середовища» передбачені екологічні права громадян України (ст. 9). А саме, кожний громадянин України має право на:

- а) безпечне для його життя та здоров'я навколишнє природне середовище;
- б) участь в обговоренні та внесення пропозицій до проектів нормативно-правових актів, матеріалів щодо розміщення, будівництва і реконструкції об'єктів, які можуть негативно впливати на стан навколишнього природного середовища.
- в) участь в розробці та здійсненні заходів щодо охорони навколишнього природного середовища, раціонального і комплексного використання природних ресурсів;
- г) здійснення загального і спеціального використання природних ресурсів;
- д) об'єднання в громадські природоохоронні формування;
- е) вільний доступ до інформації про стан навколишнього природного середовища (екологічна інформація) та вільне отримання, використання, поширення та зберігання такої інформації, за винятком обмежень, встановлених законом;

є) участь у публічних слуханнях або відкритих засіданнях з питань впливу запланованої діяльності на навколишнє природне середовище на стадіях розміщення, проектування, будівництва і реконструкції об'єктів та у проведенні громадської екологічної експертизи;

ж) одержання екологічної освіти;

з) подання до суду позовів до державних органів, підприємств, установ, організацій і громадян про відшкодування шкоди, заподіяної їх здоров'ю та майну внаслідок негативного впливу на навколишнє природне середовище;

и) оскарження у судовому порядку рішень, дій або бездіяльності органів державної влади, органів місцевого самоврядування, їх посадових осіб щодо порушення екологічних прав громадян у порядку, передбаченому законом.

Із переліку законодавчо закріплених екологічних прав громадян видно, що частина з них є матеріальними, а частина - процесуальними. До важливих процесуальних прав, без забезпечення яких неможливою є реалізація матеріальних прав, є право на доступ до екологічної інформації, участь у прийнятті рішень та доступ до правосуддя із питань, що стосуються довкілля.

У чинному законодавстві також встановлені гарантії екологічних прав громадян (ст. 10 Закону «Про охорону навколишнього природного середовища»), а саме екологічні права громадян забезпечуються:

а) проведенням широкомасштабних державних заходів щодо підтримання, відновлення і поліпшення стану навколишнього природного середовища;

б) обов'язком міністерств, відомств, підприємств, установ, організацій здійснювати технічні та інші заходи для запобігання шкідливому впливу господарської та іншої діяльності на навколишнє природне середовище, виконувати екологічні вимоги при плануванні, розміщенні продуктивних сил, будівництві та експлуатації народногосподарських об'єктів;

в) участю громадських об'єднань та громадян у діяльності щодо охорони навколишнього природного середовища;

г) здійсненням державного та громадського контролю за додержанням

законодавства про охорону навколишнього природного середовища;

д) компенсацією в установленому порядку шкоди, заподіяної здоров'ю і майну громадян внаслідок порушення законодавства про охорону навколишнього природного середовища;

е) невідворотністю відповідальності за порушення законодавства про охорону навколишнього природного середовища;

є) створенням та функціонуванням мережі загальнодержавної екологічної автоматизованої інформаційно-аналітичної системи забезпечення доступу до екологічної інформації.

Відповідно до ст. 11 Закону України «Про охорону навколишнього природного середовища» Україна гарантує своїм громадянам реалізацію екологічних прав, наданих їм законодавством.

Стаття 12 Закону України «Про охорону навколишнього природного середовища» встановлює й обов'язки громадян у галузі охорони навколишнього природного середовища. А саме, громадяни України зобов'язані:

а) берегти природу, охороняти, раціонально використовувати її багатства відповідно до вимог законодавства про охорону навколишнього природного середовища;

б) здійснювати діяльність з додержанням вимог екологічної безпеки, інших екологічних нормативів та лімітів використання природних ресурсів;

в) не порушувати екологічні права і законні інтереси інших суб'єктів;

г) вносити штрафи за екологічні правопорушення;

д) компенсувати шкоду, заподіяну забрудненням та іншим негативним впливом на навколишнє природне середовище.

Громадяни України зобов'язані виконувати й інші обов'язки у галузі охорони навколишнього середовища відповідно до законодавства України.

ВИСНОВКИ

В результаті виконання дипломної роботи було виконано наступні кроки для вирішення поставлених задач:

- виокремлено в процесі роботи термін «медичне зображення» як об'єкт дослідження, розглянуто його роль в медичній інформатиці та методи його отримання;
- проаналізовано сучасні методи обробки зображень;
- проаналізовано алгоритми використовувані в сучасних методах обробки зображень;
- виконано дослідження методів покращення та обробки зображень за допомогою середовища MatLab;
- виконано аналіз результатів досліджень та виокремлено найвдаліші методи обробки медичних зображень.

У результаті виконаного дослідження отримано результати, які мають наукову цінність. Проаналізувавши сучасні методи опрацювання зображень можна зробити висновок, що дослідження в даній галузі є актуальним, оскільки в опрацюванні біомедичних зображень часто використовуються медичні системи, де автоматично виконується обробка зображень, та такий підхід має ряд мінусів, які являють собою велику вартість (в порівнянні з простими дешевими приладами) та однотипні алгоритми. В результаті чого було виконано поставлену задачу – розрахунку оптимальних алгоритмів фільтрації, роботи з гістограмами та візуального покращення якості медичних зображень в недорогому (відносно медичного ПЗ) середовищі MatLab. Обґрунтовано економічну ефективність проведення досліджень дипломної роботи магістра шляхом проведення відповідних розрахунків, що дало змогу встановити термін окупності.

Розглянуто та описано вимоги з охорони праці та техніки безпеки відповідно до нормативних документів щодо: організації робочого місця, електробезпеки, шуму та вібрації, освітленості, мікроклімату та пожежної безпеки.

Ознайомлено з поставленими питаннями екології які стосуються дипломної роботи.

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Bemd Jähne. Digital Image Processing: Concepts, Algorithms, and Scientific Applications. Berlin, 1993. 412 p.
2. Vector & Raster Graphics in Offset Printing – Olympus Press – Commercial Printing. . 2014. URL: <https://olypress.com/vector-vs-raster-graphics-in-printing> (дата звернення: 05.11.2019).
3. Mostafavi H., Smith F.W. Image correlation with geometric distortion. 1978. 493 p.
4. R. Keys Cubic convolution interpolation for Digital Image Processing. 1981. 1160 p.
5. Rao B. Visvesvara., Rajeshwari & Rao. Signals and Systems. 2003. 306 p.
6. Jonathan Nemirovsky, Efrat Shimron Utilizing Bochners Theorem for Constrained Evaluation of Missing Fourier Data. , 2015. 18 p.
7. Landau H. J. Necessary density conditions for sampling and. 1967. 16 p.
8. Foley, J. D., Van Dam, A. Fundamentals of Interactive Computer Graphics. . Berlin, 1982. 708 p.
9. Owen Demers. Digital Texturing and Painting. 2001. 306 p.
10. Allen Gersho., Robert M. Gray. Vector Quantization and Signal Compression. , 1991. 732 p.
11. David W. Scott. Averaged shifted histogram. 2009. 162 p.
12. Ковалів. Ю. І. Контраст, Контрастування // Літературознавча енциклопедія. Київ, 2007. 519 с.
13. ОСНОВНІ ХАРАКТЕРИСТИКИ КОЛЬОРУ. URL: https://www.koloristika.in.ua/t_ohk.php (дата звернення: 09.11.2019).
14. HDMI Enhanced Black Levels, xvYCC and RGB. by Clint DeBoer — April 16, 2008. URL: <https://www.audioholics.com/home-theater-calibration/hdmi-black-levels-xvuycc-rgb> (дата звернення: 10.11.2019).
15. James D. Murray., William vanRyper. Encyclopedia of Graphics File Formats. Київ, 1996. 1152 p.

16. Parker A.J., Kenyon R., Troxel D.E. Comparison of interpolating methods for Image Resampling.- IEEE Trans. Medical Imaging, 1983, 39 p.
17. An Introduction to Projective Geometry (for computer vision). Birchfield S. 1998. URL: <http://www.dai.ed.ac.uk/Cvonline/geom.htm> (дата звернення: 10.11.2019).
18. Василюшин О. М. Технологія набору та верстки. Львів, 2011. 306 с.
19. Maybank S., Faugeras O. A. Theory of Self-calibration of a Moving Camer. , 1991. 151 p.
20. Попов S.A., Kirichuk V.S. Algorithm of Estimation of the Geometric Parameters of the System of Two Projection Cameras by the Method of the Least Squares . Pattern Recognition and Image Analysis, 1999. 304 p.
21. Morgan Kaufmann. Digital Video and HDTV: Algorithms and Interfaces. Charles A. Poynton , 2003. 309 p.
22. Формати графічних файлів. Форми зберігання. 2016. URL:<http://dl-cloud.kpi.ua/stud/sites/CompGraf/third-lesson.html> (дата звернення: 18.11.2019).
23. Валерій Лисенко. Машинна графіка. , 2005. 10 с.
24. DICOM brochure. URL: <http://dicom.nema.org/dicom/geninfo/Brochure.pdf> (дата звернення: 18.11.2019).
25. Візуалізація медико-біологічних даних. URL:http://intranet.tdmu.edu.ua/data/kafedra/internal/informatika/lectures_stud/uk/p_harm/tpkz/ptn/ (дата звернення: 19.11.2019).
26. Medical Radiation Exposure Of The U.S. Population Greatly Increased Since The Early 1980s. National Council on Radiation Protection & Measurements., 2019. 111 p.
27. Brown RW, Cheng YN, Haacke EM, Thompson MR, Venkatesan R. Magnetic Resonance Imaging: Physical Principles and Sequence Design. , 2014. 976 p.
28. Rahbar H, Partridge SC. Multiparametric MR Imaging of Breast Cancer. , 2015. 110 p.

29. Рисована Л.М., Радзішевська Є.Б. Візуалізація медико-біологічних даних. Обробка й аналіз медичних зображень. , 2016. 23 с.
30. Методи отримання медичних зображень. URL:<http://www.wikipage.com.ua/1xc67.html> (дата звернення: 21.11.2019).
Комп'ютерна обробка медичних зображень. URL:
31. <http://rex.knu.ua/docs/mr/programs/16.pdf> (дата звернення: 22.11.2019).
32. Основи аналізу багатовимірних сигналів . Url: http://www.phbme.kpi.ua/~popov/Lab_Rab/Digital_Image_Processing_Basics_2014.pdf (дата звернення: 25.11.2019).
33. Бульба Є.М. , Сокол Г.В. Цифрова обробка сигналів та зображень. Полтава, 2011. 30 с.
34. Статистичні методи аналізу зображень. URL: https://web.posibnyky.vntu.edu.ua/fksa/2kvetnyj_komp'yuterne_modelyuvannya_system_procesiv/t2/212..htm (дата звернення: 27.11.2019).
Формування, обробка та аналіз біомедичних зображень. URL:
35. https://learn.ztu.edu.ua/pluginfile.php/57489/mod_resource/content/1.pdf (дата звернення: 27.11.2019).
36. S. Arora, J. Acharya, A. Verma, and P. K. Panigrahi. Multilevel thresholding for image segmentation through a fast statistical recursive algorithm . 2008. 125 p.
37. Фільтрація біомедичних зображень методами OpenCV. URL:<http://ki.tneu.edu.ua/view/showResearch/imageFiltration.php> (дата звернення: 29.11.2019).
38. Dougherty G. Digital Image Processing for Medical Applications. Geoff Dougherty, 2009. 462 p.
39. Методи отримання медичних зображень. URL: <https://studfile.net/preview/5280766/page:3/> (дата звернення: 03.12.2019).
40. Matlab. The Language of Technical Computing. . URL: <http://www.mathworks.com/products/matlab/> (дата звернення: 04.12.2019).

41. Image Processing Toolbox. URL: <https://matlab.com/products/image-processing-toolbox> (дата звернення: 06.12.2019).
42. Sergios Theodoridis, Konstantinos Koutroumbas. Pattern recognition, fourth edition. 2009. 961 p.
43. Sergios Theodoridis, Konstantinos Koutroumbas. An introduction to pattern recognition: a MatLab approach. 2010. 219 p.
44. Цифрова обробка зображень. Київ, 2016. URL: https://ela.kpi.ua/bitstream/123456789/21035/1/metod_DIP.pdf (дата звернення: 08.12.2019).
45. Image Processing Using MATLAB: Basic Operations . 2019. URL: <https://electronicsforu.com/electronics-projects/image-processing-using-matlab-part-1> (дата звернення: 08.12.2019).
46. Canny J.A. Computational Approach To Edge Detection. , 1986. 20 p.
47. Vailaya, A.K. Jain, H.J. Zhang. On image classification: city vs. landscape. , 1998. 1935 p.
48. Walpole Roland E., Myers Raymond H. Probability and Statistics for Engineers and Scientists. — 3-th. edition. New York, 1985. 639 p.
49. Soong T. T. Fundamentals of Probability and Statistics for Engineers. Wiley, 1985. 22 p.
50. Шевченко Л. С. Основи економічної теорії. Харків, 2008. 448 с.
51. Закон України «Про охорону праці». Відомості Верховної ради України (ВВР), 1992, №2694-XII, ст. 1.
52. НПАОП 0.00-7.15-18. Вимоги щодо безпеки та захисту здоров'я працівників під час ро

Міністерство освіти і науки України
 Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя
(назва закладу вищої освіти вищого навчального закладу)
 Факультет комп'ютерно-інформаційних систем і програмної інженерії
(назва факультету)
 Кафедра комп'ютерних мереж та систем
(назва кафедри)

ПОЯСНЮВАЛЬНА ЗАПИСКА

до дипломної роботи

магістра

(освітній ступінь)

на тему

Методи та засоби опрацювання зображень
 у комп'ютерних біомедичних системах

Виконав: студент (ка) 6 курсу, групи СІМ-61

спеціальності 123

“Комп'ютерна інженерія”

(номер і назва спеціальності)


(підпис)

Пуляк Л.Я.
(прізвище та ініціали)

Керівник


(підпис)

Лупенко С.А.
(прізвище та ініціали)

Нормоконтроль


(підпис)

Лупенко С.А.
(прізвище та ініціали)

Рецензент


(підпис)

Крамар О.І.
(прізвище та ініціали)

м. Тернопіль – 2019

53. Державні санітарні правила і норми роботи з візуальними дисплейними терміналами електронно-обчислювальних машин ДСанПІН 3.3.2.007-98, 1998, №7, ст. 1.

54. Засоби індивідуального захисту. URL: https://pidruchniki.com/1379091238303/bzhd/zasobi_individualnogo_zahistu (дата звернення: 12.12.2019).

55. Білоусова Г.Г., Курганський А.В. Розробка радіаційно-захисного одягу для працівників АЕС. Харків, 2013. 27 с.

Додаток А
Тези конференцій

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ
Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя (Україна)
Національна академія наук України
Університет імені П'єра і Марії Кюрі (Франція)
Маріборський університет (Словенія)
Технічний університет у Кошице (Словаччина)
Вільнюський технічний університет ім. Гедимінаса (Литва)
Шяуляйська державна колегія (Литва)
Жешувський політехнічний університет ім. Лукасевича (Польща)
Білоруський національний технічний університет (Республіка Білорусь)
Міжнародний університет цивільної авіації (Марокко)
Національний університет біоресурсів і природокористування України (Україна)
Наукове товариство ім. Шевченка
ГО «Асоціація випускників Тернопільського національного технічного університету імені Івана Пулюя»

АКТУАЛЬНІ ЗАДАЧІ СУЧАСНИХ ТЕХНОЛОГІЙ

Збірник

тез доповідей

Том II

**VIII Міжнародної науково-технічної
конференції молодих учених та студентів**

27-28 листопада 2019 року



**УКРАЇНА
ТЕРНОПІЛЬ – 2019**

51.	Р.І. Михайлишин, В.Б. Савзів, С.В. Коловник, Р.П. Цапак: ДОСЛІДЖЕННЯ ВПЛИВУ СИЛ ЛОВОГО ОПОРУ НА СИЛУ ПРИТЯГАННЯ ПРИ МАНІПУЛЮВАННЯ ГАБАРИТНИМИ ОБ'ЄКТАМИ	67
52.	А.С.Мороз, В.О.Штань МОДЕЛЮВАННЯ СИСТЕМИ КЕРУВАННЯ ГАЗОПАЛИВНИМ БЛОКОМ КОТЛА	69
53.	А.О. Новосад, П.Ю. Якобчук: ОРГАНІЗАЦІЯ НАВЧАННЯ НЕЙРОННОЇ МЕРЕЖІ ДЛЯ РОЗПІЗНАВАННЯ АКСЕСУАРІВ ОДЯГУ НА ОСНОВІ KERAS	71
54.	A.R. Obaidilk, O. H. Fawzy, I.V. Hoianink: COMPUTERIZED INFORMATION SYSTEM FOR SMALL MANUFACTURING COMPANY	73
55.	Р.С. Олещук, Д.М. Михалек: РОЗРОБКА ПЕРСОНАЛЬНОГО ФІНАНСОВОГО АСИСТЕНТА З ВИКОРИСТАННЯМ КОГНІТИВНИХ ТЕХНОЛОГІЙ	74
56.	Б.І. Онуфрак, Ю.В. Пертак, Ю.В., В.В. Карташов: ДОСЛІДЖЕННЯ ТА ОПТИМІЗАЦІЯ АВТОМАТИЗОВАНОЇ СИСТЕМИ ТЕРМІЧНОЇ ОБРОБКИ ХАРЧОВИХ ПРОДУКТІВ	75
57.	О.Л. Павличеня, І.П. Федорів: АНАЛІЗ АВТОМАТИЗОВАНОЇ СИСТЕМИ ЦЕНТРАЛІЗОВАНОЇ МІЙКИ ТЕХНОЛОГІЧНОГО ОБЛАДНАННЯ	76
58.	В.В. Павчук, В.В. Думітрак, А.О. Дубчак: ДОСЛІДЖЕННЯ МАРШРУТИЗАЦІЇ В МЕРЕЖАХ РІЗНОЇ ГЕТЕРОГЕННОЇ СТРУКТУРИ ДЛЯ ОДНІЄЇ АВТОНОМНОЇ СИСТЕМИ	77
59.	В.В. Пановько, Р.Я. Пташник, В.Р. Розенцький, В.В. Левницький: ДОСЛІДЖЕННЯ СИСТЕМИ КЕРУВАННЯ ПРОЦЕСОМ ВИРОБНИЦТВА ЦУКРОВОГО СИРОПУ	78
60.	Н.В. Пелішек, Г.П. Хвювач: АНАЛІЗ МІЖНАРОДНИХ СТАНДАРТИВ ДЛЯ ТЕХНОЛОГІЙ SMART CITY	79
61.	Л.Я. Пуляк: МЕТОДИ ТА ЗАСОБИ ОПРАЦЮВАННЯ ЗОБРАЖЕНЬ У КОМП'ЮТЕРНИХ БІОМЕДИЧНИХ СИСТЕМАХ	80
62.	М.І. Рудакевич: АНАЛІЗ УМОВ СТВОРЕННЯ ЕФЕКТИВНИХ ІНФОРМАЦІЙНО- ЛОГІСТИЧНИХ СИСТЕМ НА ПІДПРИЄМСТВАХ	81
63.	Н.Г.Рудакевич, Н.Ю.Скрип'юк, А.Г. Мизактишин:	83

УДК 004.9

Л.Я. Пуляк

Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя, Україна

МЕТОДИ ТА ЗАСОБИ ОПРАЦЮВАННЯ ЗОБРАЖЕНЬ У КОМП'ЮТЕРНИХ БІОМЕДИЧНИХ СИСТЕМАХ

L.Y. Puliak

METHODS AND MEANS OF IMAGE PROCESSING IN COMPUTER BIOMEDICAL SYSTEMS

У світі сучасної медицини велику роль відіграють технології. Саме з їхньою допомогою лікарі можуть поставити точний діагноз не вдаючись до хірургічного втручання. Одним з базових джерел інформації в отриманні правильного діагнозу є медичне зображення (Medical Imaging).

Медичне зображення (Medical Imaging) - це структурно-функціональний образ органів людини, призначений для діагностики захворювань і визначення анатомо-фізіологічних картин організму. Інші його називають також діагностичним зображенням (Diagnostic Imaging). Основними джерелами для отримання медичних зображень є методи променевої діагностики - рентгенологічної, магнітно-резонансної, радіонуклідної та ультразвукової. До цих зображень можна віднести також оптичні зображення, засновані на біоломінесценції і флуоресценції.

Сучасні технології в медицині дозволяють досить вдало отримувати потрібні зображення без їхніх дефектів. Та все ж досить часто виникає потреба в повторному дослідженні, що не завжди може бути можливим, через зміну стану пацієнта чи через ряд інших обставин. В таких ситуаціях обробка медичних зображень є ледь не єдиним виходом. Отримане зображення хоч і не ідеальне, та зазвичай несе в собі деяку інформацію, яка може стати критично важливою в дослідженні та аналізі історії хвороби пацієнта.

Одним з найпростіших середовищ для обробки зображень є пакет розширення MATLAB Image Processing. Даний пакет підтримує роботу із зображеннями, отриманими з безлічі пристроїв, таких як цифрові камери, супутникові та авіаційні бортові датчики, прилади для медичної візуалізації, мікроскопи, телескопи та інші наукові інструменти. Ви можете візуалізувати, аналізувати і обробляти ці зображення у вигляді різних типів даних, включаючи числа з плаваючою точкою з подвійною і одинарною точністю, знакові і без-знакові 8-, 16-, і 32-бітові цілі.

Для отримання потрібних результатів часто потрібно підібрати оптимальні методи обробки медичних зображень, оскільки методів їхньої обробки досить багато і кожен з них може так чи інакше підходити чи ні для зображення.

- Колірна корекція: зміна яскравості і контрасту, квантування кольору, перетворення в іншій колірній простір.
- Фільтрація зображень від сторонніх шумів.
- Підвищення візуальної якості зображення.

Література

1. Gonzalez, R. C. Digital Image Processing [Electronic resource] / R. C. Gonzalez, R. E. Woods. - Prentice Hall, 2002. - Available at: http://users.dcc.uchile.cl/~jaazvedr/libros/dip_gw.pdf

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ
ТЕРНОПЛЬСЬКИЙ НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ
ІМЕНІ ІВАНА ПУЛЮЯ

МАТЕРІАЛИ

VII НАУКОВО-ТЕХНІЧНОЇ КОНФЕРЕНЦІЇ

**«ІНФОРМАЦІЙНІ МОДЕЛІ,
СИСТЕМИ ТА ТЕХНОЛОГІЇ»**



11–12 грудня 2019 року

ТЕРНОПЛЬ
2019

O. Zymnytskyi VULNERABILITIES OF THE IMPLEMENTATION OF CRYPTOGRAPHIC METHODS IN SSL/TLS PROTOCOL	123
B. Kalynychenko, I. Grod RESEARCH ON THE VULNERABILITIES OF THE "ZoomSupport" OFFICE NETWORK AND THE METHODS OF THEIR REMOVAL	124
V. Kovalev, S. Lupenko METHODS AND MEANS OF CONSTRUCTION OF COMPUTERIZED DIALOGUE SYSTEMS OF THE SHOPPING CENTER	125
I. Kupratyi NEURAL NETWORKS IN BIOMETRIC IDENTIFICATION SYSTEMS BY KEYBOARD	126
O. Lishchuk, E. Tysh ADVANTAGES OF USE OF COMPUTER NETWORK CHANNEL AGGREGATION TECHNOLOGY	127
V. Lukashuk MEANS OF REMOTE CONTROL OF CARGO PARAMETERS IN LOGISTICS SYSTEMS	128
A. Melnychuk, M. Hvestivskyy, I. Horbovyy PROVIDING COMPUTER DIAGNOSTIC SYSTEMS	129
K. Mokha, M. Hvestivskyy, A. Kravchuk COMPUTER SYSTEMS OF GENERATION OF TEST SIGNALS OF HUMAN VESSELS AND RETINAL	130
V. Nestor, V. Yatsyshyn ATTRIBUTES CLASSIFICATION PROCEDURE BY QUALITY CHARACTERISTICS OF COMPUTER SYSTEMS	131
A. Palamar SOFTWARE-HARDWARE COMPLEX FOR REMOTE MONITORING OF UNINTERRUPTIBLE POWER SUPPLIES	132
N. Palyanytsya, V. Derofei DEVELOPMENT OF THE SOFTWARE PACKAGE FOR MEDICAL IMAGE MARKING IN MACHINE TRAINING	133
L. Puliak, S. Lupenko METHODS OF MEDICAL IMAGE PROCESSING IN COMPUTER SYSTEMS	135
B. Ravchak CHARACTERISTICS OF JAMSTACK METHODOLOGY	136
Ye. Seviak, Ie. Tysh METHODS AND MEANS OF ECG PREPROCESSING FOR TELEMONITORING SYSTEMS	137
V. Steblyk, U. Polyvana NETWORK MONITORING AS A WAY TO ANALYZE INFORMATION PROCESSES IN LOCAL AND GLOBAL NETWORK	138
Ie. Tysh, O. Zyma SELECTION CRITERIA OF WIRELESS TELEMETRY NETWORKS EFFICIENCY	139
S. Turkot NEURAL NETWORKS IN BIOMETRIC AUTHENTICATION SYSTEMS	140
O. Tsebryk METHODS AND TOOLS FOR BUILDING SPECIALIZED COMPUTER SYSTEMS FOR GASOLINE QUALITY ASSESSMENT	141
B. Tsiupryk, O. Yasniy INTERNET OF THINGS SECURITY	142

УДК 004.9

Л. Пуляк, С. Лупенко

(Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя)

МЕТОДИ ОПРАЦЮВАННЯ МЕДИЧНИХ ЗОБРАЖЕНЬ В КОМП'ЮТЕРНИХ СИСТЕМАХ

UDC 004.9

L. Puliak, S. Lupenko

(Ternopil Ivan Puluj National Technical University, Ukraine)

METHODS OF MEDICAL IMAGE PROCESSING IN COMPUTER SYSTEMS

Існує велика кількість методів обробки медичних зображень. Важливо вдало підбрати правильні методи їх опрацювання при вирішенні поставлених задач. Оцінити та порівняти результати опрацювання зображень можна як за допомогою математичних показників, так і візуально.

Однією з початкових проблем з якою стикаються на перших етапах опрацювання зображень є його представлення. У більшості випадків на виході з медичного апарату (МРТ, УЗД, КТ та інших) ми отримуємо неперервний потік даних. Для початку роботи із зображенням потрібно буде перетворити його в цифрове зображення, яке становитиме собою матрицю з впорядкованим набором значень, кожна з яких має свої визначені характеристики – інтенсивність кольору та розміщення. Точність представлення зображення в цифровій формі залежить від того скільки біт виділено на кожен піксель. Так 8-бітний піксель матиме 256 рівнів градаций сірого, що обчислюється за формулою $n = 2^x$.

Варто зазначити, що якість зображення є суб'єктивним поняттям, тому варто оператися або на певні чіткі критерії або на порівняння декількох зображень візуальним методом. Постановка задачі покращення медичних зображень передбачає, що в них будуть певні недоліки або пошкодження. При цьому об'єкт дослідження розглядається як сукупність досліджуваніх даних, інформативність яких може достеменно оцінити лише людина.

Отже, задача покращення медичних зображень в середовищі Matlab може бути поділена на декілька менших задач:

- покращення медичних зображень за допомогою корегування контрасту та роботи з гистограмами;
- покращення медичних зображень шляхом функції фільтрації;
- візуальне покращення медичних зображень шляхом зміни інтенсивності пікселів на межах їхнього переходу.

Важливим аспектом процесу дослідження методів покращення зображень є те, що покращення слід виконувати декількома способами. Це дає змогу порівняти результати та визначити який із застосованих методів є найбільш дієвим в боротьбі з недоліками (шумом, порушенням контрасту, малою чіткістю).

Додаток Б

Лістинги коду опрацювання зображень

Лістинг коду до методу Канні

```

I = imread("mrt2.jpg");
I=I(:,:,1);
I=double(I)./255;
figure, imshow(I);
title("MRT головного мозку");
%Виділення меж методом Канні
BW = edge(I,'canny');
figure, imshow(BW);
title('Виділення меж методом Канні');
[N M]=size(I);
%Підкреслення меж
r=1;
for i=2:N-1;
    disp(i);
    for j=2:M-1;
        if BW(i,j)==1;
            box_mean=mean(I(i-r:i+r,j-r:j+r));
            if I(i,j)<box_mean;
                a=.3;
            else
                a=-.3;
            end;
            Iout(i,j)=I(i,j)*(1+a);
        else
            Iout(i,j)=I(i,j);
        end;
    end;
end;
figure, imshow(Iout);

```

Лістинг коду методу середньоквадратичних відхилень

```

I = imread('mrt2.jpg');
I=I(:,:,1);
I=double(I)./255;
figure, imshow(I);title('MRT Головного мозку');
[N M]=size(I);
%Підкреслення меж
k=.65;
r=3;

```

```

for i=1+r:N-r;
    disp(i);
    for j=1+r:M-r;
        box=I(i-r:i+r,j-r:j+r);
        S(i,j)=std(box(:));
        if I(i,j)>mean(box);
            I(i,j)=I(i,j)+k*S(i,j);
        else
            I(i,j)=I(i,j)-k*S(i,j);
        end;
    end;
end;
I=I(1+r:N-r,1+r:M-r);
I(I<0)=0;
I(I>1)=1;
figure, imshow(S);
title('Середньоквадратичне відхилення значень інтенсивності пікселів
зображення');
figure, imshow(I);
title('Зображення з підкресленими межами');

```

Лістинг коду роботи з гистограмами

```

L=imread("ww.jpg");
histogram(L)
figure
I=imread("ww.jpg");
imshow(I);
Igray = rgb2gray(I);
imshow(Igray);
level = 0.67;
Ithresh = im2w(Igray,level);
Ithresh = im2bw(Igray,level);
level = 0.67;
Ithresh = im2bw(Igray,level);
imshowpair(I, Ithresh, "montage");
level = 0.1;
Ithresh = im2bw(Igray,level);
imshowpair(I, Ithresh, "montage");
histogram(Igray)
level = 0.8;
Ithresh = im2bw(Igray,level);
imshowpair(I, Ithresh, "montage");
figure
imshow(Igray);

```

```

imhist(I(:,:,1));
title("Гістограма червоного каналу");
histogram(I)
stretched_I = imadjust(I,stretchlim(I));
figure
imshow(stretched_I)
title(" I після корекції контрасту")
figure
imhist(stretched_I)
title(" Гістограма зображення після корекції зображення ")
decorrstretched_I = decorrstretch(I,"Tol",0.01);
figure
imshow(decorrstretched_I)
title(" Зображення після декореляції ")
r = decorrstretched_I(:,:,1);
g = decorrstretched_I(:,:,2);
b = decorrstretched_I(:,:,3);
figure
plot3(r(:),g(:),b(:),".")
grid("on")
xlabel("Червоний (Band 3)")
xlabel("Зелений (Band 2)")
xlabel("Блакитний (Band 1)")
xlabel("Зелений (Band 2)")
histogram(decorrstretched_I)
stackedplot(decorrstretched_I);
imagesc(decorrstretched_I)
imtool(decorrstretched_I);
imtool(I);
imshow(p);
r = p(:,:,1);
g = p(:,:,2);
b = p(:,:,3);
figure
plot3(r(:),g(:),b(:),".")
xlabel("Red (Band 3)")
r = decorrstretched_I(:,:,1);
g = decorrstretched_I(:,:,2);
b = decorrstretched_I(:,:,3);
figure
plot3(r(:),g(:),b(:),".")
grid("on")
xlabel("Червоний (Band 3)")
ylabel("Зелений (Band 2)")
zlabel("Блакитний (Band 1)")

```

```

figure
imhist(stretched_I)
title(" Гістограма зображення після корекції ")
figure
I = imread('ww.jpeg');
I = imread('ww.jpg');
J = imadjust(I);
Ib = rgb2gray(I);
imshow(Ib);
J = imadjust(Ib);
imshow(J);
figure, imhist(J,64)
figure, imhist(J,100)
figure, imhist(J,200)
imshow(J);
K = imadjust(I,[0 0.2],[0.5 1]);
imshow(I)
figure, imshow(K)
K = imadjust(I,[0 0.1],[0.1 1]);
figure, imshow(K)
K = imadjust(I,[0 0.1],[0.8 8]);
K = imadjust(I,[0 0.2],[0.8 1]);
figure, imshow(K)
K = imadjust(I,[1 0.2],[0.8 1]);
imshow(K)
imshow(J)
[X,map] = imread('ww.jpg')
R = ind2gray(X,map);
I = ind2gray(X,map);
[X,map] = imread('p.jpg')
R = ind2gray(X,map);
imshow(J)
J = imadjust(I,stretchlim(I),[0 1]);
imshow(J)
histogram(J)
T = imadjust(J,stretchlim(J),[0 1]);
I = imread('ww.jpg');
J = adapthisteq(I);
imshowpair(I,J,'montage');
gray = rgb2gray(I);
J = adapthisteq(gray);
imshow(I)
figure, imshow(J)
imhist(J);
image(J)

```

