КИЇВСЬКИЙ НАЦІОНАЛЬНИЙ УНІВЕРСИТЕТ

ІМЕНІ ТАРАСА ШЕВЧЕНКА

ФАКУЛЬТЕТ РАДІОФІЗИКИ, ЕЛЕКТРОНІКИ ТА КОМП'ЮТЕРНИХ СИСТЕМ

Кафедра медичної радіофізики

До захисту допущено: «На правах рукопису»
Завідувач кафедри _____ Сергій РАДЧЕНКО
« _ » травня 2023 р.

КВАЛІФІКАЦІЙНА МАГІСТЕРСЬКА РОБОТА

на тему:

«ГІБРИДНА ВІЗУАЛІЗАЦІЯ УЛЬТРАЗВУКОВИХ ІНТРОСКОПІЧНИХ ДАНИХ»

Виконала:
студентка 2-го курсу магістратури
денної форми навчання
спеціальності 105 Прикладна фізика та наноматеріали
ОНП «Біомедична фізика, інженерія та інформатика»
Ціпановська Яна Сергіївна _____

Науковий керівник:
канд. фіз.-мат. наук, доцент
Радченко Сергій Петрович _____

Рецензент:
канд. фіз.-мат. н., с.н.с.
Мамілов Сергій Олександрович _____

Засвідчую, що у цій магістерській роботі
немає запозичень з праць інших авторів без
відповідних посилань
Студент _____

Робота допущена до захисту в ЕК рішенням кафедри медичної радіофізики
від «__» травня 2023 р., протокол № __.

Завідувач кафедри медичної радіофізики,
канд. фіз.-мат. наук, доцент
Радченко Сергій Петрович _____

Київ 2023

ЗМІСТ

ВСТУП 4
1.ОГЛЯД ЛІТЕРАТУРИ 5
1.1. Принципи побудови кольорових зображень. 5
1.2. Технології цифрової обробки зображень 9
1.3 Попередня обробка медичних зображень 13
1.4 Ультразвуковий кольоровий доплер. 23
2. КОЛЬОРОВА ОБРОБКА МЕДИЧНИХ ЗОБРАЖЕНЬ 26
2.2. Використання таблиць перегляду (LUT) в обробці медичних зображень. 27
2.1 . Огляд програми Imagej 32
3. ПРАКТИЧНІ РЕЗУЛЬТАТИ 35
3.1 Постановка задачі 35
3.2. Алгоритм дії та реалізація в програмі Imagej 38
ВИСНОВОК 41
СПИСОК ЛІТЕРАТУРИ 42

РЕФЕРАТ

Дипломна робота магістра 43 с., 21 рис., 12 джерел

Робота присвячена розробці методики візуалізації прихованих ультразвукових інтроскопічних даних. В досліджені було використано результати ультразвукових досліджень щитоподібної залози в нормі та з двома видами патологій.

Метою роботи є створення методики візуалізації даних, які дававativenm інформацію про патологію та побудова відповідної таблиці перегляду.

Результатом роботи є збір інформації про попередню кольорову обробку даних, методика та алгоритм обробки даних при різних патологіях щитоподібної залози, а саме гіпотиреоз та хронічний тиреоїдит. Для реалізації запропонованої методики було обрано програму Imagej.

Ключові слова: УЗД, ПОПЕРЕДНЯ ОБРОБКА, ПСЕВДОКОЛІР, IMAGEJ.

ВСТУП

Кольорова обробка ультразвукових (УЗД) зображень має велику важливість у медицині, зокрема при діагностиці та візуалізації різних патологій і станів в організмі. Вона дозволяє отримати додаткову інформацію про структуру тканин та характеристики патологічних утворень, що поліпшує точність діагнозу та вибір оптимального лікування.

Основна перевага кольорової обробки полягає в тому, що вона надає візуальне представлення кровопостачання органів і тканин. Це особливо корисно при оцінці циркуляції крові, виявленні аномалій кровотоку, оцінці розміру та типу судин. Колірні картинки або кольорові доплерограми використовуються для відображення напрямку та швидкості кровотоку в реальному часі. Це дає можливість виявити порушення кровообігу, такі як тромбози, звуження артерій, розширення судин та інші аномалії.

Крім того, кольорова обробка допомагає візуалізувати глибину і розміри патологічних утворень, таких як кісти, вузли, пухлини тощо. Кольорові мапи дозволяють точніше визначити межі, структуру та характеристики патологічних зон.

Застосування кольорової обробки в УЗД має актуальність у багатьох галузях медицини, зокрема у гастроентерології, кардіології, нефрології, гінекології, онкології та інших. Вона дозволяє розпізнавати та візуалізувати різноманітні патології, сприяє ранньому виявленню захворювань.

1.ОГЛЯД ЛІТЕРАТУРИ

1.1. Принципи побудови кольорових зображень.

Процес кодування сигналів зображень здійснюють з метою зменшення сигнального потоку необхідного для запису або передачі інформації про зображення.

Реєстрація зображень – це процес трансформування різних наборів даних в одну координатну систему. Даними можуть бути серія фотографій, дані з різних сенсорів, моментів часу, глибини або точок спостереження [1].

Алгоритми реєстрації зображень використовуються в комп'ютерному баченні, методах медичної візуалізації, у військовій справі для автоматичного розпізнавання цілей, для впорядковування та аналізу зображень із супутників.

Реєстрація необхідна для того, щоб мати можливість порівнювати або інтегрувати дані, що отримані з різних пристроїв реєстрації.

У сучасних інформаційних системах зображення передають, зберігають та обробляють переважно у цифровій формі, але первинні зображення здебільшого існують у вигляді безперервних двовимірних полів розподілу яскравості та кольору.

Перетворення первинних зображень у цифрові сигнали є обов'язковою операцією, якщо передбачається використати цифрову обробку, передачу, зберігання. Таке перетворення складається із двох процедур, які здійснюють одночасно.

Перша полягає у заміні безперервного зображення набором дискретних елементів та називається дискретизацією, а друга виконує заміну безперервного розподілу яскравості та забарвлення множиною квантованих значень для кожного елемента зображення і називається квантуванням [2].

Двовимірний характер зображення у порівнянні зі звичайними одновимірними сигналами надає додаткові можливості щодо оптимізації цифрового сигнального потоку з метою скорочення обсягу цифрових даних.

Растром називають структуру поля зображення утворену в результаті поелементного розкладання або синтезу зображення. У сучасній термінології елемент зображення називають «піксел» або «піксель», а в англомовній літературі можна зустріти кілька еквівалентних назв, які було утворено від сполучення слів picture element (елемент зображення) – pictel, pixel, pel.

На практиці застосовують дискретизацію, з використанням прямокутного растра, та рівномірне квантування яскравості.

Такий підхід застосовують через простоту виконання відповідних операцій, а також через необхідності здійснення у подальшому операцій пов'язаних з перетвореннями зображень.

За умови використання прямокутного растра в остаточному вигляді сигнали оцифрованого зображення подають у вигляді матриці (монохромне зображення) або набору матриць (кольорове зображення), рядки та стовпці яких містять квантовані значення параметрів відповідних елементів дискретизованого зображення. Для подання графічної інформації на двовимірній площині (екрані монітору) застосовуються два підходи: растровий та векторний.

При векторному підході графічна інформація описується як сукупність абстрактних геометричних об'єктів – прямих, відрізків, кривих, прямокутників. Векторний опис припускає апріорні знання про структуру зображення.

Векторна модель – лінійний список параметрів (вектор), що математично визначають графічні об'єкти, це складові синтезованого зображення (об'єктно-орієнтована модель).

Растрова модель – прямокутна матриця однакових неподільних елементів-пікселів, кожен з яких у закодованому вигляді відображає певну ділянку реального або синтезованого зображення.

Стандартна ідентифікація пікселей:

$$f(i, j) = (A(i, j), C(i, j)$$

де $A(i, j) \subset R^2$ – область пікселя;

$C(i, j) \in C$ - атрибут пікселя (як правило, колір).

Частіше за все використовують два види атрибутів:

– $C(i, j) = I(i, j)$ – інтенсивність (яскравість) пікселя;

– $C(i, j) = \{R(i, \varphi), G(i, \varphi), B(i, j)\}$ – кольорові атрибути у моделі RGB.

Растрова графіка оперує з довільними зображеннями у вигляді растрів.

Растр – це опис зображення на площині шляхом розбиття (дискретизації) його на однакові елементи по регулярній сітці і присвоєння кожному елементу свого кольору та будь-яких інших атрибутів.

З математичних позицій растр – це кусково-постійна апроксимація на площині безперервної функції зображення.

Найпростіший растр – прямокутний, найекономічніший для передачі зображень – гексагональний.

Нехай зображення містить дві прямі з відомими координатами початку і кінця кожної, як показано на рисунку 1.

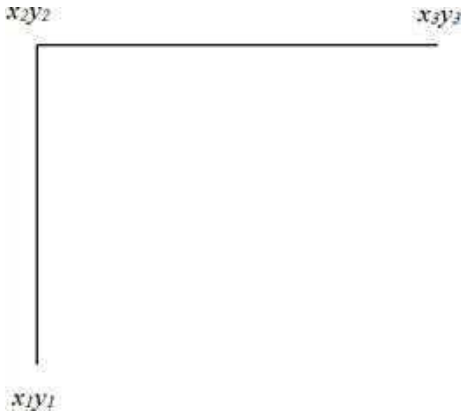


Рис. 1. Дві прямі з відомими координатами.

Зображення (рис. 1) у векторній формі має вигляд (x_1 , y_1 ; x_2 , y_2 ; x_3 , y_3). Зображення у растровій формі, що відповідає цим прямим, представлено в умовному вигляді на рисунку 2.

a	a	a	a	w	w	w	w	w	w
a	a	a	a	w	a	a	a	a	a
a	a	a	a	w	a	a	a	a	a

Рис. 2. Зображення у растровій формі.

Зображення (рис. 2), що містить дві прямі з яскравістю w на фоні a у вигляді 3 рядків по 10 пікселів, зазвичай, записується в пам’яті електронно-обчислювальної машини у вигляді: aaaawwwwwwaaaawaaaaaaaaawaaaaa.

Для виведення такого зображення на монітор необхідно навести дані про число рядків і пікселів у рядку. Кожна з форм запису має свої переваги і недоліки.

Растрова форма запису більш універсальна, більш інформативна, ідеально відповідає архітектурі електронно-обчислювальної машини. Однак, якщо збільшити растрове зображення ліній, то вони стануть товщі.

Векторна графіка позбавлена цього недоліку. При будь-якому масштабі точка зображується пікселем, лінія має однакову товщину.

Це надзвичайно важливо при роботі з геоінформаційними системами, коли необхідно послідовно переходити від дрібномасштабних до великомасштабних зображень, від карт місцевості до планів, що містять зображення міст, житлових кварталів та окремих будинків з різними комунікаціями, причому зображення супроводжуються текстовою та цифровою інформацією.

Під час роботи з космічними зображеннями Землі доводиться одночасно використовувати растрову і векторну графіку, наприклад, накладати зображення земної поверхні на географічну карту, накладати координатну сітку на зображення.

Тому в програмному забезпеченні станцій прийому та обробки космічної інформації передбачається перетворення вектор-растр. Для збереження растрових зображень потрібний значний обсяг пам’яті електронно-обчислювальної машини.

Етапи отримання растрової моделі (рис. 3):

– дискретизація – розбиття на однакові елементи (дискрети);
– кодування – присвоєння дискрету параметрів, що характеризують відповідний фрагмент зображення.

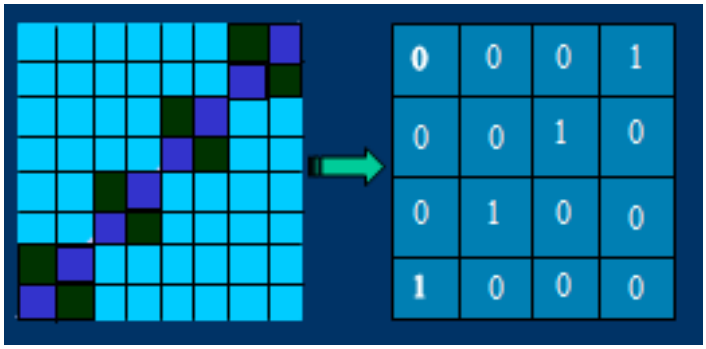


Рис. 3. Етапи отримання растрової моделі.

Основні параметри растрових цифрових зображень:

– розмір – добуток ширини на висоту в пікселях (наприклад, 400×600).
– дозвіл – щільність інформації на одиницю довжини по горизонталі івертикалі (ppi – pixels per inch – пікселів на дюйм, наприклад, 300 ppi).
– тип колірної моделі (наприклад, RGB).
– глибина кольору (біт на піксель, наприклад, 24 б/п).

1.2. Технології цифрової обробки зображень

Технології цифрових зображень стрімко розвивається та використовується різних сферах людської діяльності, зокрема в медицині, біології, хімії, інженерії.

Технології цифрових зображень складається з таких етапів, як отримання зображення, оцифровка зображення, цифрову обробку та цифровий аналіз зображень. Дані технології можна використовувати тоді, коли рішення базуються на кількісній або якісній інформації, яку ми отримуємо із зображення.

Процес застосування цифрових обробки зображень можна класифікувати за принципом наведеним на рис. 4

Рис. 4. Схема класифікації процесів обробки зображень.

Дана послідовність зазвичай використовується під час виконання звичайної процедури аналізу зображення. На основі цієї послідовності функцій можна було б відтворити багато конкретних задач. Наприклад, його можна використовувати для моніторингу патологічних змін в органах за допомогою оцінки біологічних зрізів, диференціації лейкоцитів в аналізах крові, ангіографічний аналіз послідовності рентгенівських зображень при введенні контрастної речовини.

Під час запису зображень процедуру оптимізації та покращення можна виконати під час завантаження зображення в пам’ять зображення. Основними

пунктами оптимізації є:

- основні кольори;
- яскравість;
- контраст;
- насиченість;
- корекція відтінку.

Ця процедура обробки зображень проводиться на аналоговому відеосигналі, що відрізняє її від обробки цифрового зображення. Вона включає корекцію основних кольорів, що може підкреслити або посилити червоний, синій чи зелений кольори, подібно до застосування кольорових фільтрів перед об’єктивом камери.

Зображення може бути зроблене світлішим або темнішим за допомогою корекції яскравості, що використовується для виправлення неправильної освітленності.

Корекція контрасту підсилює різницю інтенсивності світла між двома областями, що визначає контрасність зображення. В результаті застосування максимальної корекції контрасту може бути отримано чорно-біле зображення, тоді як мінімальна корекція контрасту призводить до однорідного сірого зображення. Проте, зазвичай краще вдосконалювати систему освітлення, аніж користуватися корекцією яскравості.

Коригування насиченості застосовується виключно до кольорових зображень, оскільки воно змінює інтенсивності кольорів на зображенні. Зображення з високою насиченістю має яскраві кольори, тоді як зображення з низькою насиченістю схоже на чорно-білі.

Іноді застосовується коригування відтінку, що дозволяє змінити палітру кольорів на зображенні, наприклад, червоний колір на зелений. Такий ефект мона отримати за допомогою коригування колірного діапазону або зміщення .

Ще однією можливою оптимізацією зображення є усереднення. Коли зображення з шумом піддається обробці, щоб зменшити випадкові спотворення. Інтегрування зображення застосовується для посилення слабких сигналів, наприклад, при флуроесцентній мікроскопії. У цьому процесі кілька окремих зображень сумується, що дозволяє отримати більш інтенсивне зображення.

1.3 Попередня обробка медичних зображень

Попередня обробка медичних зображень- це важливий етап, який передує подальшому аналізу та інтерпритації. Основною метою попередньої обробки зображень є покращення якості зображень та виділення важливих особливостей, що можуть допомогти у діагностуванні та лікуванні пацієнтів.

Попередню обробку медичних зображень можна розділити на такі етапи:

1. Нормалізація зображень: на цьому етапі зображення приводять до стандартного формату, розміру та роздільної здатності. Це допомагає знизити різницю в якості зображення, які отримують з різних джерел.

2. Видалення шуму: зображення можуть містити різноманітний шум, що може знижувати їхн якість та точність аналізу. Для видалення шуму можна використовувати методи фільтрації зображень, такі як медіанний фільтр, фільтр Гаусса, фільтр Біла.

3. Підвищення контрасності: контрасність може бути покращена за допомогою корекції яскравості та насиченості, гістограмного вирівнювання та інших методів.

4. Видалення фону: фон зображення може впливати на точність аналізу, тому його можна видалити, або замінити на фон з однорідною яскравістю.

5. Виявлення та виділення об’єктів: у медичних зображеннях можуть бути наявні важливі ділянки, які потрібно виділити для подальшого аналізу. Для цього використовують методи сегментації зображень. Такі як порогова сегментація, водяний розріз, регіональна сегментація.

Розглянемо більш детальніше деякі методи другого, третього та п’ятого етапів відповідно, адже вони відіграють важливу роль в попередній обробці зображень.

В другому етапі мова йде про методи фільтрації, а саме такі як медіанний фільтр, фільтр Гаусса, фільтр Біла. Розберемо детально алгоритм роботи медіанного фільтру.

Медіанний фільтр

Медіанний фільтр є одним із типів нелінійних фільтрів. Він дуже ефективний для видалення імпульсного шуму, шуму «сіль і перець» на зображенні. Принцип медіанного фільтра полягає в тому, щоб замінити рівень сірого кожного пікселя на медіану рівнів сірого в околицях пікселів замість використання операції усереднення.

Для медіанної фільтрації ми вказуємо розмір ядра, перераховуємо значення пікселів, які покриває ядро, і визначаємо медіанний рівень. Якщо ядро охоплює парну кількість пікселів, використовується середнє значення двох медіанних значень. Перед початком медіанної фільтрації нулі повинні бути доповнені краєм рядка та краєм стовпця. Отже, спотворення краю вводиться на межі зображення [3].

Розглянемо роботу медіанного фільтра на прикладі ядра медіанного фільтра 3 × 3 і наступні 8-бітні оригінальні та пошкоджені (зашумлені) зображення у відтінках сірого,

4×4 оригінальне зображення:
$$\begin{matrix} 100 & 100 & 100 & 100 \\ 100 & 100 & 100 & 100 \\ 100 & 100 & 100 & 100 \\ 100 & 100 & 100 & 100 \end{matrix};$$

4×4 зіпсоване зображеннязаімпульсний шум:
$$\begin{matrix} 100 & 255 & 100 & 100 \\ 100 & 255 & 100 & 100 \\ 255 & 100 & 100 & 0 \\ 100 & 100 & 100 & 100 \end{matrix};$$

3×3ядро медіанного фільтра: 3×3.

Крок 1: Ядро 3 × 3 вимагає доповнення нуля 3/2 = 1 стовпчик нулів зліва і справа, а 3/2 = 1 рядок нулів у верхньому і нижньому краях (рис. 5):

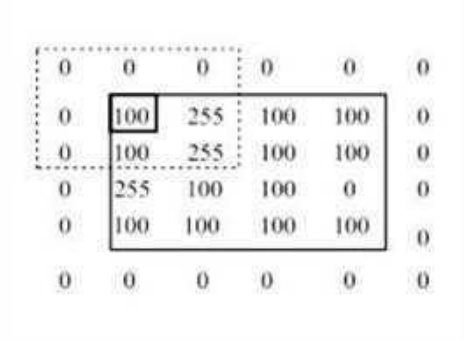


Рис. 5. Представлення доповненнястовпчиків та рядків ядра медіанного фільтра

Крок 2: Щоб обробити перший елемент, ми покриваємо ядро 3 × 3 центром, який вказує на перший елемент, який потрібно обробити. Відсортовані дані в ядрі перераховані за значенням як 0,0,0,0,0,0,100,100,255,255.

Середнє значення = медіана (0, 0, 0, 0, 0, 100, 100, 255, 255) = 0. Нуль замінить 100.

Крок 3: Продовжуйте для кожного елемента, доки не буде замінено останній. Значення, охоплені ядром: 100,100,100,100,100,100,255,255,255.

Середнє значення = медіана (100, 100, 100, 100, 100, 100, 255, 255, 255) = 100.

Кінцеве оброблене зображення є: $\begin{matrix} 0 & 100 & 100 & 0 \\ 100 & 100 & 100 & 100 \\ 0 & 100 & 100 & 0 \\ 100 & 100 & 100 & 100 \end{matrix}$;

Ефективність медіанного фільтра перевіряється на цьому прикладі. Зображення на рис.6 (А) зіпсоване шумом «сіль і перець». Для фільтрації імпульсного шуму використовується медіанний фільтр з ядром 3 × 3. Покращене зображення, показане на рис. 6 (В), має значне покращення якості.

Однак покращене зображення також здається згладженим, тому високочастотна інформація зменшується. Зауважте, що ядро більшого розміру не підходить для медіанної фільтрації, оскільки для більшого набору пікселів середнє значення відхиляється від значення пікселя.

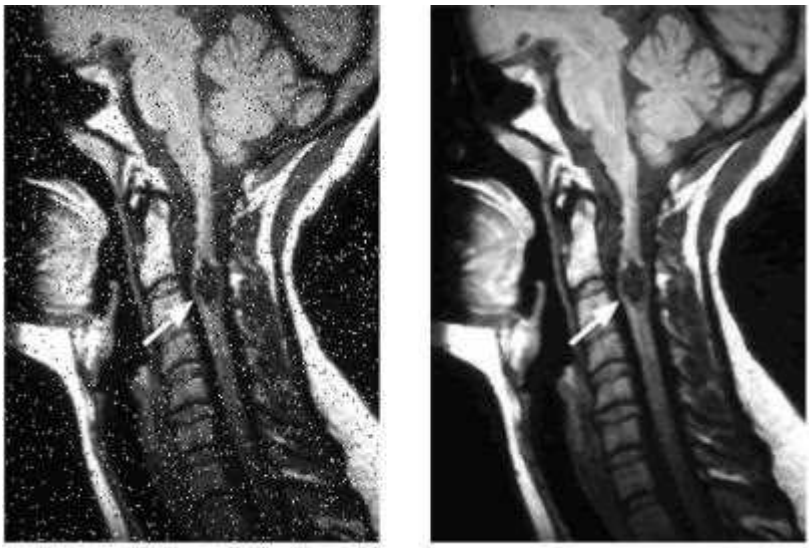


Рис. 6 . (A) Шумне зображення (пошкоджене шумом «сіль і перець»). (B) Покращене зображення з використанням медіанного фільтра 3 × 3.

Квадратичне динамічне вирівнювання гістограми

Третій етап попередньої обробки зображень це підвищення контрасності. Розберемо детальніше один з методів, саме квадратичне динамічне вирівнювання гістограми (КДВГ).

Цей метод забезпечує краще збереження яскравості з природним виглядом порівняно з іншими існуючими методами[5].

На рис. 7 показано чотири процеси алгоритму КДВГ, які включають розділення гістограми, відсікання, перерозподіл рівнів сірого та вирівнювання гістограми.

Рис. 7. Процедури алгоритму вирівнювання квадратичної динамічної гістограми.

Крок 1. Розбиття гістограми

КДВГ— це алгоритм розбиття на основі медіани. Таким чином, він однаково сегментує кількість пікселів у кожній субгістограмі. По-перше, він ділить оригінальне зображення-гістограму на дві підгістограми. По-друге, він використовує медіани з двох розділених субгістограмм як точки розділення для подальшого поділу двох субгістограм на дві менші субгістограми на кожну, що призводить до чотирьох субгістограм.

Мінімальне та максимальне значення інтенсивності введення гістограма встановлюється як граничні точки розділення, тоді як набір рівнянь (1) обчислює точки розділення кожної іншої.

$$\begin{pmatrix} m_1 = \frac{1}{4}(I_{width} * I_{height}) \\ m_1 = \frac{1}{2}(I_{width} * I_{height}) \\ m_1 = \frac{3}{4}(I_{width} * I_{height}) \end{pmatrix} (1),$$

де m_1, m_2 і m_3 – інтенсивності, встановлені на 0,25, 0,5 і 0,75, відповідно, для загальної кількості пікселів у гістограма вхідного зображення. I_{width} та I_{height} представляють ширину та висоту вхідне зображення відповідно.

На рис. 7(а) показано гістограму зображення з цими точками розділення.

Крок 2. Відсікання

Вирівнювання гістограми (ВГ) здатне розтягувати висококонтрастні області та стискати низькоконтрастні області гістограми. Таким чином, якщо об'єкт інтересу займає невелику частину зображення, то він не зможе успішно його покращити.

Метод обрізаного ВГ долає цю проблему, контролюючи швидкість посилення і таким чином запобігаючи наявність неприродних і надмірних посилень в обробленому зображенні. Він змінює форму вхідної гістограми на зменшення або збільшення значення в бінах гістограми на основі порогового значення/ліміту відсікання/порогового значення Tc, що дорівнюєсередньому значенню інтенсивності зображення.

Рис. 4(b) ілюструє процес відсікання, в якому бункери з вищими значення, ніж Tc, приймають саме порогове значення.

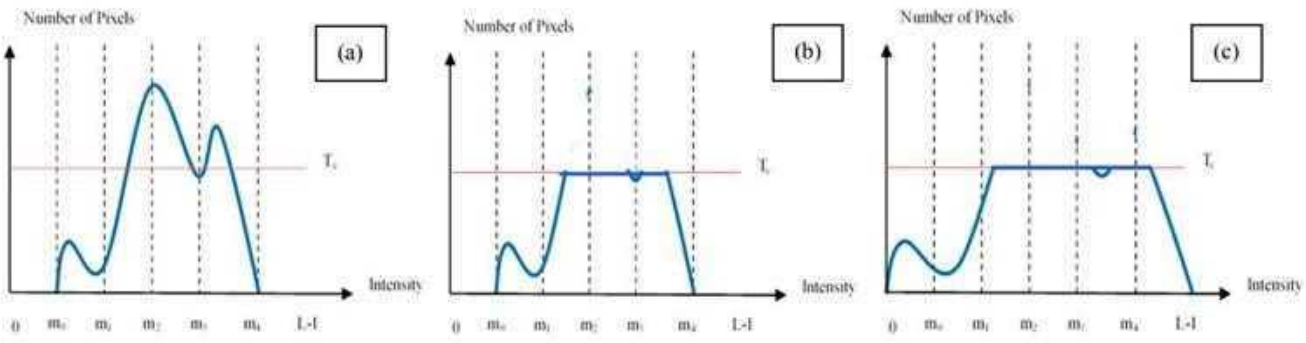


Рис. 7. Процедури процесу відсікання

Крок 3. Новий розподіл діапазону рівнів сірого

Щоб збалансувати простір покращення для кожної підгістограми, набір рівнянь (2) показує нову динаміку рівня сірого розподіл діапазону на основі співвідношення діапазонів рівнів сірого та загальної кількості пікселів у кожній підгістограмі

$$\begin{cases} span_i = m_{i+1} - m_1 \\ range_i = (L-1) * \frac{span_i}{\sum_{k=1}^{4} span_k} \end{cases} \quad (2),$$

де $span_i$ це динамічний рівень сірого i-тої субгістограми, а $range_i$– динамічний діапазон рівнів для i-тоїсубгістограми на вихідному зображенні.

Набір рівнянь (3) представляє новий динамічний діапазон $[i_{start}, i_{end}]$ i-тої субгістограми. Зауважимо, що перший i_{start} має мінімальне значення інтенсивності нового динамічного діапазону. Рис. 7(c) показує цей етап процесу.

$$\begin{cases} i_{start} = (i-1)_{end} + 1 \\ i_{end} = i_{start} + range_i \end{cases} \quad (3).$$

Крок 4. Вирівнювання гістограми

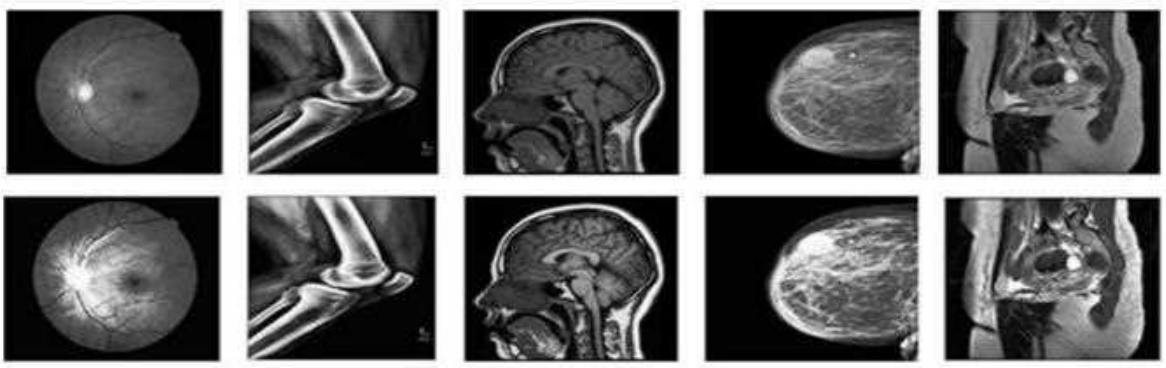
Останнім кроком КДВГ є застосування алгоритму ВГ для кожної субгістограми незалежно. Якщо i-ту гістограму виділено в діапазоні рівнів сірого $[i_{start} - i_{end}]$, тоді результуючий ВГ відповідає рівнянню (4).

$$y(x) = (i_{start} - i_{end}) * cdf(X_k) + i_{start}$$

На рис. 8 представлено приклад обробки медичних зображень методом КДВГ

(a)

(b)



чних зображень, наступний рядок (b) відображає розширені зображення за допомогою техніки КДВГ.

Глобальна порогова сегментація

Перейдемо до п’ятого етапу - сегментація. Розглянемо принцип роботи цього етапу на прикладі глобальної порогової сегментації.

Глобальна порогова сегментація стосується встановлення пікселів, у яких значення сірого більше, ніж порогове значення (thresh) як біле, а пікселі, менші або рівні пороговому значенню, як чорні. Або навпаки, пікселі, більші за порогове значення, встановлюються чорними, а пікселі, менші або дорівнюють пороговому значенню, встановлено білим кольором. Різниця між ними в тому, що вони є різні за формою подання.

1. Ентропійний алгоритм.

Поняття інформаційної ентропії походить від теорії інформації [5].

Припускаючи, що вхідне зображення дорівнює I , висота дорівнює H і ширина дорівнює W , і що I(r, c) представляє сіре значення стовпця c і рядка r в зображенні I, де $0 \leq r < H$; $0 \leq c < W$, вихідне зображення після глобальна порогова обробка дорівнює O , O (r,c) представляє значення сірого стовпця c і рядка r в зображенні O, тоді:

$$O(r,c) = \begin{cases} 255, & I(r,c) > tresh \\ 0, & I(r,c) \leq tresh \end{cases} \text{ або } O(r,c) = \begin{cases} 0, & I(r,c) > tresh \\ 255, & I(r,c) \leq tresh \end{cases}$$

Передбачається, що вихідний символ u має N значень, які записуються наступним чином:

$$u_1, u_2, u_3 \ldots u_N.$$

А ймовірність появи кожного вихідного символу записується як:

$$p_1, p_2, p_3 \ldots p_N.$$

Тоді інформаційна ентропія вихідного символу записується як:

$$entropy(u) = -\sum_{i=1}^{N} p_i * \log(p_i).$$

Зображення також можна розглядати як своєрідне джерело інформації [6]. Припускаючи, що вхідне зображення I та $normHist_{\mathrm{I}}$ представляє нормалізовану сіру гістограму зображення, 8-бітове зображення може бути розглянуто як джерело, що складається з 256 сірих символів, і ймовірність появи кожного символу $normHist_{\mathrm{I}}(k)$, з яких $0 \le k \le 255$.

Кроки для обчислення порогу за допомогою ентропії такі.

Крок 1. Обчисліть кумулятивну гістограму ймовірності I, також відому як кумулятивна нульового порядку моментів і запишіть це як:

$$cumuHist(k) = \sum_{i=1}^{k} normHist_{\mathrm{I}}(i),\ k \in [0, 255].$$

Крок 2. Обчисліть ентропію кожного рівня сірого та позначте його як:

$$entropy(t) = -\sum normHist_{\mathrm{I}}(k) \log\left(normHist_{\mathrm{I}}(k)\right),\ t \in [0, 255].$$

Крок 3. Обчисліть значення t, яке максимізує $f(t)=f(t)_1+f(t)_2$, що є пороговим значенням отриманим, як $tresh = arg_t \max(f(t))$, де

$$f(t)_1 = = \frac{entropy(t)}{entropy(255)} * \frac{\log(cumuHist(t))}{\log(\max\{cumuHist(0),\ cumuHist(1),\ \dots cumuHist(t)\})};$$

$$f(t)_2 = (1 - \frac{entropy(t)}{entropy(255)}) * \frac{\log(1-cumuHist(t))}{\log(\max\{cumuHist(t+1),\ cumuHist(t+2),\ \dots cumuHist(255)\})};$$

2. Обробка порога Оцу

Під час встановлення порогів для зображення вибрані пороги мають максимізувати різницю між середній рівень сірого переднього плану, середній рівень сірого фону та середній рівень сірого всього зображення, який виражається дисперсією області.

Оцу пропонує метод максимальної дисперсії, який випливає з принципу дискримінантного аналізу метод найменших квадратів. Процес обчислення простий, і це зазвичай використовується стабільне порогове значення алгоритм сегментації [7] .

Припускаючи, що вхідне зображення – I, висота – H, а ширина – W, гістограма I

являє собою нормалізовану сіру гістограму зображення, а $histogram_I$ (k) являє собою співвідношення кількість пікселів, чиє значення сірого дорівнює k на зображенні, де k ∈ [0, 255], детальні кроки алгоритму є такими:

Крок 1: обчисліть кумулятивні моменти нульового порядку (або кумулятивні гістограми) сірої гістограми:

$$zeroCumuMoment(k) = \sum_{i=1}^{k} histogram_{\mathrm{I}}(i),\ k \in [0, 255].$$

Крок 2: обчисліть кумулятивні моменти сірої гістограми першого порядку:

$$oneCumuMoment(k) = \sum_{i=1}^{k}((i) * histogram_{\mathrm{I}}(i),\ k \in [0, 255].$$

Крок 3: обчисліть середнє значення рівня сірого зображення I, яке є кумулятивною відстанню першого порядку

коли k = 255, як:

$$mean = oneCumuMoment(255).$$

Крок 4. Під час обчислення кожного рівня сірого як порогового значення, середній рівень сірого в області переднього плану, середній рівень сірого фону та дисперсія середнього рівня сірого в цілому зображення обчислюються. Для вимірювання дисперсії використовуються такі заходи:

$$\sigma^2(k) = \frac{(mean * zeroCumuMoment(k) - oneCumuMoment(k))^2}{zeroCumuMoment(k) * (1 - zeroCumuMoment(k))},\ k \in [0, 255].$$

Крок 5: Знайдіть максимальне $\sigma^2(k)$, згадане вище, і відповідне k є порогом автоматичного вибору Оцу, тобто:

$$tresh = arg_{k \in [0,255]} \max(\sigma^2(k)).$$

Для двох алгоритмів глобальної порогової сегментації, ентропійного алгоритму та порогового значення Оцу обробки типові експериментальні результати показані на рис. 9. Де видно, що результати обробки порогового значення Оцу кращі, ніж метод порогового значення ентропії, який може повністю сегментувати передній і задній плани та розрізняти цільові об’єкти на малюнку.

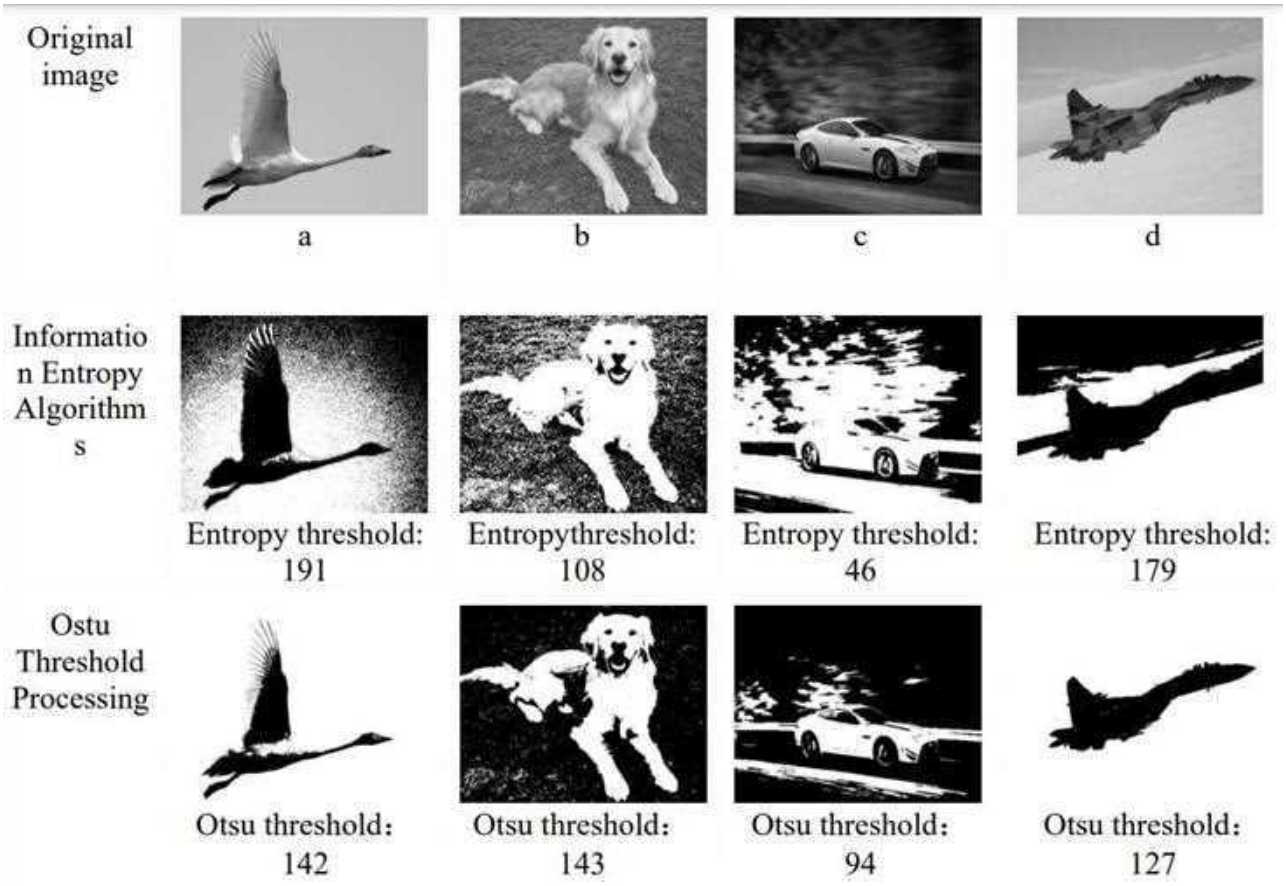


Рис. 9. Контрастний графік алгоритмів сегментації глобального порогу.

1.4 Ультразвуковий кольоровий доплер.

Ультразвуковий кольоровий доплер — це метод візуалізації, який поєднує анатомічну інформацію, отриману за допомогою методів ультразвукової імпульсної луни, з інформацією про швидкість, отриманою за допомогою методів ультразвукового доплера, для створення кольорових карт швидкості тканини, накладених на сірі зображення анатомії тканини.

Стандартна візуалізація ультразвукового імпульсного exo (PE) генерує

анатомічні зображення поперечного перерізу тіла (рис. 10).

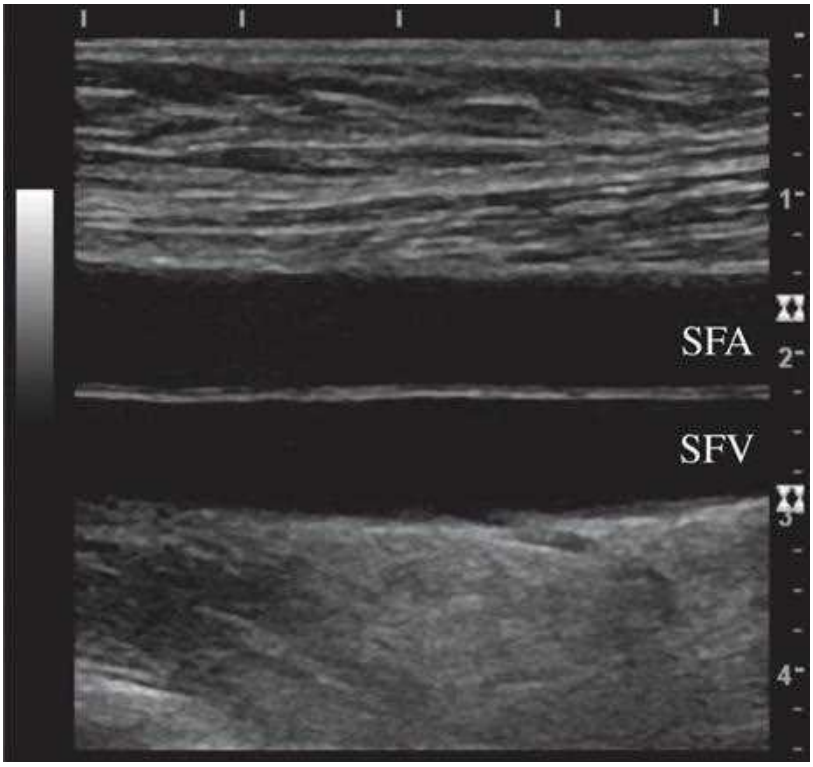


Рис. 10. Пульс-ехо зображення поверхневої стегнової артерії (SFA) і поверхневої стегнової вени (SFV) на тегні здорового суб'єкта. Напрямок сканування вертикальний, щоб отримати найкращий огляд артеріальних стінок. Шкала праворуч і вгорі зображення відкалібрована в сантиметрах.

У разі ультразвукового зображення кольорового потоку (CFI)(також відомого як кольорове доплерівське зображення) колірна карта, що відображає рух, накладається на РЕ зображення (рис. 11).

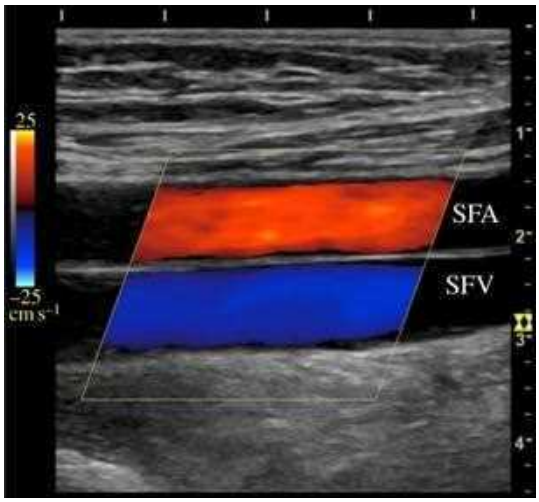


Рис. 11. Зображення кольорового потоку, отримане шляхом накладання доплерівської інформації на зображення імпульсно-ехо.

Голова суб’єкта знаходиться ліворуч від сканування, тому артеріальний потік відбувається зліва направо, а венозний – справа наліво. Шкала кольорів у лівій частині зображення відкалібрована в см с $^{-1}$ і показує, що потік у напрямку до зонда забарвлений у червоно-оранжево-жовтий колір, тоді як потік від зонда забарвлений у відтінки синього. Зверніть увагу, що область кольорового поля, що вказує на область, з якої витягується інформація про швидкість, займає лише частину зображення. Зауважте також, що кут кольорової рамки нахилений під кутом до вертикалі, щоб гарантувати, що кут Доплера відрізняється від 90°.

Техніка має багато застосувань, але в основному використовується для зображення кровотоку та, меншою мірою, руху серцевого м’яза. В принципі, методи CFI подібні до методів PE, у яких інформація щодо розташування кожної цілі в тілі, що відповідає кожному пікселю зображення, виводиться таким же чином, тобто зі знання напрямку ультразвукового променя та імпульсу навколо час проходження відключення, але луна, що повертається, аналізується з точки зору доплерівського зсуву, а не амплітуди.

Хоча цей метод часто описують як доплерівський, він не використовує доплерівський зсув кожного переданого імпульсу, а скоріше генерує оцінки швидкості на основі фазових зрушень або часових затримок між відлуннями від того самого об’єму вибірки під час наступних імпульсів.

Швидкість зміни фази можна інтерпретувати як зсув частоти, а швидкість цілі можна розрахувати на основі цього зсуву частоти за допомогою того самого рівняння, яке використовується для інтерпретації справжнього доплерівського зсуву, виявленого в ультразвукових приладах безперервної хвилі, тобто

$$f_d = \frac{2f_t\,|v|\cos\theta}{c},$$

деде f_d – частота доплерівського зсуву, θ – кут між ультразвуковим променем і вектором потоку, $|v|\cos\Theta$ є компонентом швидкості мішені до перетворювача, f_t є частотою переданого ультразвуку та c є швидкістю ультразвуку в тканині. Тому зауважте, що в стандартних додатках CFI вимірюється компонент швидкості мішені до перетворювача, і тому необхідна додаткова інформація про напрямок потоку, якщо вектор швидкості потрібно кількісно визначити за величиною та напрямком.

2. КОЛЬОРОВА ОБРОБКА МЕДИЧНИХ ЗОБРАЖЕНЬ

Кольорова обробка медичних зображень є важливою технікою для різноманітних додатків, таких як медична діагностика, косметологія, текстильна промисловість та багато іншого. Важливість кольорової обробки зображень

полягає у покращенні якості зображення та використанні цих зображень для аналізу, класифікації та розпізнавання об'єктів.

Кольорова обробка медичних зображень дозволяє збільшити контрастність та яскравість зображення, знизити шум та інші артефакти, що можуть виникнути під час збору зображень. Крім того, вона може допомогти у візуальному аналізі деталей та візуалізації даних у зображеннях.

Наприклад, у медичній діагностиці кольорова обробка допомагає виявляти патології на рентгенівських знімках, комп'ютерних томографіях, магнітно-резонансній томографії та інших типах медичних зображень. Кольорова обробка дозволяє збільшити контрастність, роздільну здатність та зробити патології більш помітними на зображеннях.

2.2. Використання таблиць перегляду (LUT) в обробці медичних зображень.

Пошукові таблиці або *LUT* є фундаментальними для багатьох аспектів обробки зображень. LUT — це просто таблиця перехресних посилань, що зв’язує номери індексів із вихідними значеннями . Найпоширенішим використанням є визначення кольорів і значень інтенсивності, з якими відображатиметься конкретне зображення, і в цьому контексті LUT часто називають просто кольоровою картою .

Ідея, що лежить в основі карти кольорів, полягає в тому, що замість збереження певного кольору для кожного пікселя в зображенні, наприклад,

у 24-бітному форматі RGB , значення кожного пікселя натомість розглядається як номер індексу в карті кольорів. Коли зображення має бути відображено або оброблено іншим чином, колірна карта використовується для пошуку фактичних кольорів, що відповідають кожному номеру індексу. Як правило, вихідні значення, що зберігаються в LUT, будуть значеннями кольорів RGB .

У такому способі є дві головні переваги. По-перше, число індексу може використовувати менше бітів, ніж вихідне значення, щоб заощадити місце для зберігання. Наприклад, 8-бітове число індексу можна використовувати для пошуку 24-бітного значення кольору RGB у LUT. Оскільки для кожного пікселя необхідно зберігати лише 8-бітове число індексу, такі 8-бітні кольорові зображення займають менше місця, ніж повне 24-бітне зображення того самого розміру.

Звичайно, зображення може містити лише 256 значень основних кольорів (кількість записів у 8-бітному LUT), але цього достатньо для багатьох застосувань, і зазвичай спостережуване погіршення якості зображення невелике.

По-друге, використання таблиці кольорів дозволяє користувачеві легко експериментувати з різними схемами позначення кольорів для зображення.

Одним із недоліків використання кольорової карти є додаткова складність формату зображення. Зазвичай необхідно, щоб кожне зображення містило власну кольорову карту, і цей LUT потрібно постійно перевіряти, коли зображення відображається або обробляється.

Інша проблема полягає в тому, що для того, щоб перетворити повнокольорове зображення на (скажімо) 8-бітне кольорове зображення за допомогою кольорового зображення, зазвичай необхідно викинути багато вихідних кольорів, процес, відомий як квантування кольорів . Цей процес є втраченим, і, отже, якість зображення погіршується під час процесу квантування. Крім того, при виконанні подальшої обробки зображень на таких зображеннях часто необхідно створити нову карту кольорів для нових зображень, що передбачає подальше квантування кольорів і, отже, подальше погіршення зображення.

Окрім використання в картах кольорів, LUT часто використовуються для переналаштування значень пікселів у зображенні. Це основа багатьох поширених точкових операцій обробки зображень , таких як порогове значення, корекція гами та розтягування контрасту. Процес часто називають *анаморфозом* .

Розглянемо як виглядає обробка 8-бітових медичних зображень з використанням Look-up Table в програмному забезпеченні Imagej.

На рис. 12 представлено 8-бітове УЗД зображення щитоподібної залози без патологій в градаціях сірого.

До початку обробки всі три канали цього зображення (R-червоний, G – зелений, B – синій) мають однакові значення, які при накладанні дають LUT в градаціях сірого в діапазоні від 0 о 255 кольорів. Схематично таблиця LUT представлена на рис. 13.

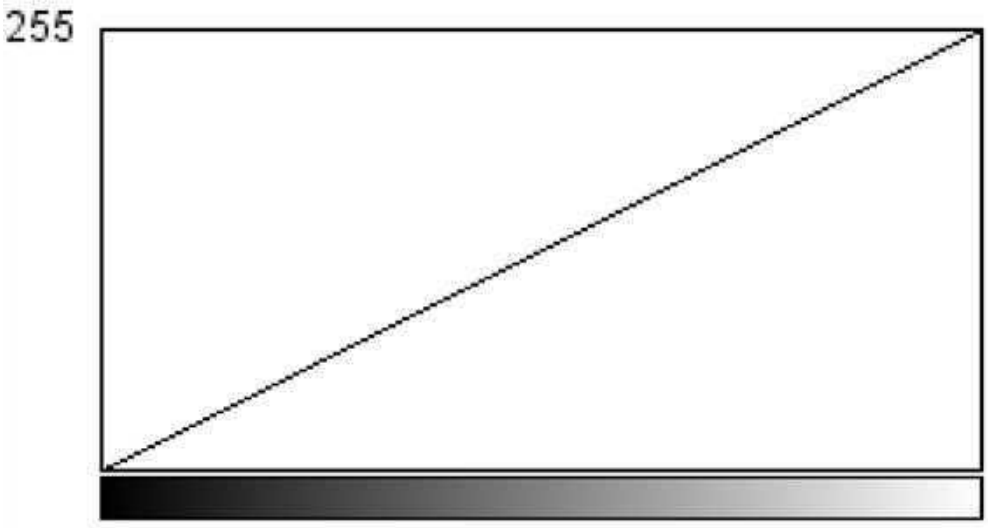


Рис. 13. Схема LUT для зображення щитовидої залози в градаціях сірого.

Застосуємо для цього зображення готову LUT, що має назву Fire, в програмі Imagej (рис. 14).

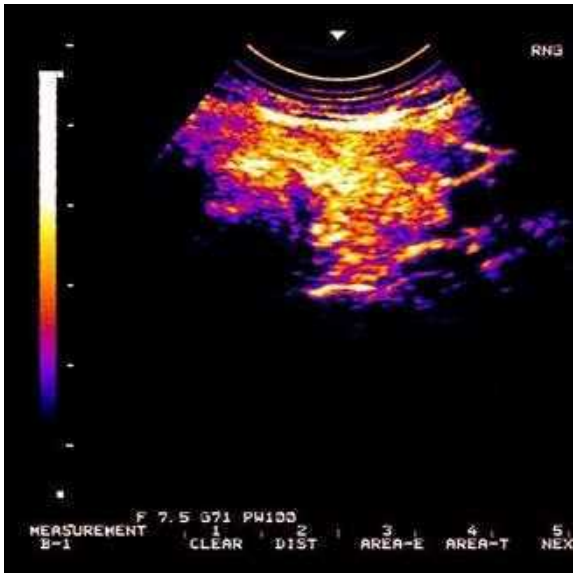


Рис. 14. УЗД-зображення щитоподібної залози з використанням LUT (Fire).

В результаті обробки зображення значення кожного пікселя було змінено в результаті чого схема LUT має тепер вигляд зображений на рис. 15.

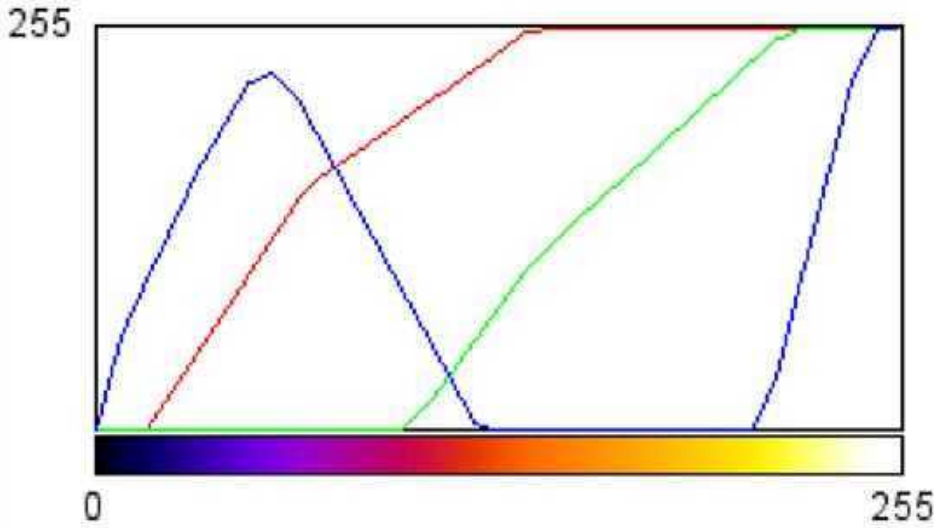


Рис. 15. Представлена кольорова схема LUT (Fire) для зображення щитоподібної залози.

Створення подібних «фальшивих» кольорових зображень іноді можуть підвищити видимість тонких діагностичних ознак, наявних у медичних зображення. Адже око людини набагато краще сприймає кольори ніж яскравість відтінків сірого.

2.1. Огляд програми Imagej

ImageJ – програма для аналізу та обробки графічних файлів. Програма здатна ефективно проаналізувати зображення та отримати докладні технічні дані.

ImageJ підтримує більшість графічних форматів і набір інструментів для редагування. Програма дозволяє здійснювати різноманітні геометричні перетворення, створювати гістограмму густини, проводити 3D візуалізацію, виконувати логічні та арифметичні операції між зображеннями і тому подібне.

ImageJ здатна одночасно працювати з безліччю зображень, застосовувати різні фільтри та проводити пакетну обробку файлів. ImageJ містить плагіни, які значно розширюють можливості програми.

Основні особливості:

1. Перегляд, аналіз, обробка та редагування зображень.
2. Швидка і об'ємна обробка файлів.
3. Підтримка стеків.
4. Масштабування і прокрутка зображень.
5. Геометричні операції.

На рис. 16. Зображено інтерфейс програми ImageJ. Ми відразу можемо побачити панель інструментів, які можемо додавати/видаляти самостійно. А також весь функціогнал програми що включає, процеси, аналіз та плагіни.

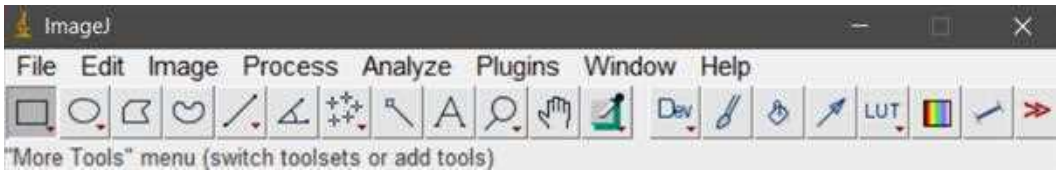


Рис. 16. Інтерфейс програми ImageJ

Так як нас цікавить саме робота з кольором в даній програмі то розклянемо більш детально можливості кольорової візуалізації в ImageJ.

ImageJ працює з кольором в основному трьома способами: псевдокольорові зображення, зображення RGB, RGB/HSB стеки та складені зображення.

Псевдокольорові зображення

Псевдокольорове (або індексоване кольорове) зображення – це одноканальне сіре зображення (8, 16 або 32–біт), яке має колір, призначений йому через таблицю пошуку або LUT. LUT – це буквально попередньо визначена таблиця значення сірого з відповідними значеннями червоного, зеленого та синього, щоб відображалися тіні сірого як розфарбовані пікселі. Таким чином, відмінності в кольорі на псевдокольоровому зображенні відображають відмінності в інтенсивність об'єкта, а не відмінності в кольорі зразка, який був зображений.8-бітні індексовані кольорові зображення (такі як GIF) є окремим випадком псевдокольорових зображень для їх пошуку таблиця зберігається у файлі із зображенням. Ці зображення обмежені 256 кольорами (24–bit RGB зображення допускають 16,7 мільйонів кольорів, див. Типи та формати зображень) і, відповідно, менші розміри файлів. Зведення справжніх значень кольорів до палітри з 256 кольорів виконується за допомогою квантування кольорів алгоритми.

ImageJ використовує алгоритм квантування кольорів із серединним зрізом Хекберта (див. Image > Type >Menu), що в більшості випадків дозволяє проіндексованим кольоровим зображенням виглядати майже ідентично своїм 24-розрядні оригінали.

24-бітні зображення RGB

Кольори в зображеннях RGB (24 біти з 8 бітами для кожного з червоного, зеленого та синього каналів) використовуються для показу багатоканальних зображень. Кольори призначені для відображення справжніх кольорів (тобто

зелений колір у зображенні RGB відображає зелений колір зразка). На Фіджі є кілька функцій RGB.

Власні функції можна знайти в *Image › Color* .

Кольорові складені зображення

Кольорове складене зображення подібне до кольорових зображень, які можна знайти в програмі для обробки зображень Photoshop. У Photoshop ці зображення складаються з «шарів», а на Фіджі вони складаються з «каналів». І «шари», і «канали» — одна і та ж ідея. Переваги використання цього типу зображень замість зображень RGB включають:

1. Кожен канал зберігається окремо від інших, і його можна вмикати або вимикати за допомогою «Інструмента каналів» (*Image › Color › Chanel Tool*). Ви можете переглядати зображення як сукупність усіх або деяких різних каналів, як окремі канали або як окремі канали у відтінках сірого. У нижній частині вікна є кнопка з позначкою «More », за допомогою якої можна створювати композицію, перетворювати зображення на RGB, об’єднувати чи розділяти канали, редагувати LUT зображення або вибирати нові кольори каналів зі списку.
2. Кожен оригінальний канал можна зберегти як 16-бітний.
3. Більше 3 каналів можна об'єднати та зберігати окремо. Кожен канал можна вибрати за допомогою смуги прокрутки внизу вікна.
4. Контраст і яскравість окремих каналів можна регулювати після об'єднання.

Кольорові складені зображення можна перетворити на 24-бітний RGB за допомогою діалогового вікна «Інструмент каналів»[8].

Недоліком типу Composite image є те, що ця відносно недавня розробка Фіджі підтримується не всіма існуючими плагінами. Іноді композит може повернутися до багатошарового стека. Щоб перетворити його назад на композитний, ви можете скористатися командою меню *Image › Color › Make composite*.

Об’єднання зображень у кольорову композицію

Команда меню *Image › Color › Merge Channels ...* відкриває діалогове вікно для об’єднання сірого, червоного, зеленого, синього, блакитного, пурпурового та жовтого каналів у нове складене зображення (рис. 17).

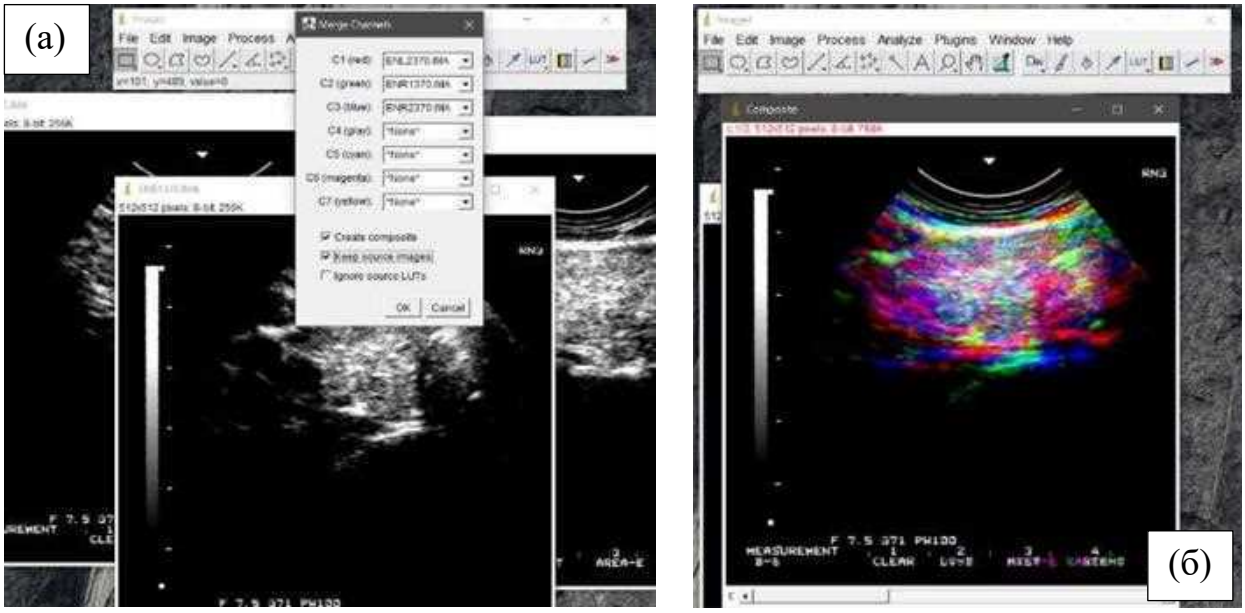


Рис. 17. На рис (а) представлено 3 УЗД-зображення щитоподібної залози, і з кожногозображення ми обираємо кольоровий канал, які об’єднуючись дають нам зображення (б).

Також об’єднане зображення можна розділити на різні зображення кольорових каналів натиснувши *Image › Color › Split Channels.*

Завдяки відкритому коду програми, користувачі можуть створювати власні плагіни та розширення для програми, що дозволяє розширювати функціональність програми відповідно до власних потреб [9, 10].

3. ПРАКТИЧНІ РЕЗУЛЬТАТИ

3.1 Постановка задачі

Основна задача постає в тому, що ми маємо обробити ряд УЗД-зображень, та створити псевдокольорову LUT таку, щоб в залежності від типу захворюваня на зображенні виникали підсвічення тим чи іншим кольором.

В роботі розглядаємо зображення щитоподібної залози в нормі та при двох патологіях: гіпотиреоз та хронічний тиреоїдит.

Тож розберемось чим відрізняються ці патології та характерні зміни в залозі.

Щитоподібна залоза (рис. 18(а)) — це невелика залоза у формі метелика в передній частині шиї. Гормони щитоподібної залози контролюють те, як ваше тіло використовує енергію, тому вони впливають майже на кожен орган у вашому тілі, навіть на те, як б’ється ваше серце. Без достатньої кількості гормонів щитоподібної залози багато функцій організму сповільнюються.

Гіпотиреоз, який також називають недостатньою функцією щитоподібної залоза, - це коли щитоподібною залозою виділяється недостатня кількість тиреоїдних гормонів для забезпення організму.

Хронічний тиреоїдит, викликається реакцією імунної системи проти щитоподібної залози. Це часто призводить до зниження функції щитоподібної залози (гіпотиреоз).Розлад також називають хворобою Хашимото.

Найбільш частою причиною гіпотиреозу є тиреоїдит Ха шимото . «Тиреоїдит» - це запалення щитоподібної залози (рис. 18 (б)). Тиреоїдит Хашимото є аутоімунним захворюванням. При Хашимото ваше тіло виробляє антитіла, які атакують і руйнують щитоподібну залозу. Тиреоїдит також може бути викликаний вірусною інфекцією.

При цих захворюваннях щитоподібна залоза може зазнавати фізичних змін, наприклад:

1. Зменшення розміру: щитоподібна залоза може зменшуватися в розмірі, якщо не отримує достатньо йоду для виробництва гормонів.
2. Збільшення розміру: у деяких випадках, щитоподібна залоза може збільшуватися в розмірі, намагаючись компенсувати недостатнє виробництво гормонів.

3. Зміна структури: щитоподібна залоза може стати менш щільною, змінити свою текстуру, або втратити свою нормальну структуру.
4. Виникнення вузлів: у деяких випадках, при гіпотиреозі можуть виникати вузли на щитоподібній залозі. Однак, для остаточної діагностики необхідно провести додаткові тести на рівень гормонів щитоподібної залози в крові.

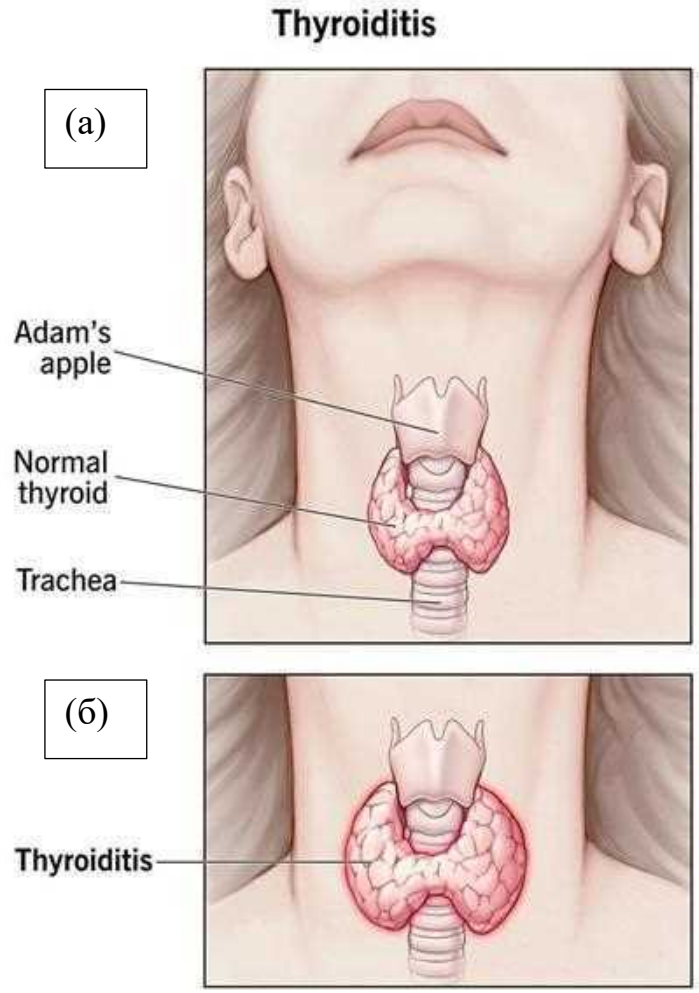


Рис. 18. Зображення щитоподібної залози в нормі (а), та при тиреоїдиті (б).

УЗД щитоподібної залози використовується для оцінки розмірів залози, виявлення вогнищевих змін та їх характеристик, таких як ехогенність, внутрішня структура, межі, кальцифікати, кровопостачання та жорсткість. Це дослідження здатне виявити патологічні зміни, такі як пухлини, і встановити їх характер (доброякісний або злоякісний) з деяною мірою достовірності.

УЗД-картина не завжди дозволяє однозначно розрізнити доброякісні та злоякісні зміни. Однак, на підставі результатів УЗД можна виявити вогнищеві зміни, які мають підвищений ризик злоякісності. Крім того, під час пальпації можна перевірити, чи відчутні ці зміни, які були виявлені при УЗД. Для остаточної діагностики необхідно провести додаткові тести на рівень гормонів щитоподібної залози в крові [11].

3.2. Алгоритм дії та реалізація в програмі Imagej

Алгоритм дії:

1. Беремо три різні зображення: перше - зображення без патології, друге - патологія 1 (гіпотиреоз), третє – патологія 2 (хронічний тиреоїдит).
2. Розділяємо ці зображення на канали RGB.

3. Обробляємо зображення каналів з патологіями деякими функціями.

4. Формуємо нове зображення з трьох незалежних каналів таким чином:

- перший канал – зображення без патологій (R – канал);
- другий канал – зображення з патологією 1 (G – канал);
- третій канал - зображення з патологією 2 (B – канал).

5. На основі отриманого зображення формуємо таблицю псевдокольору LUT, в результаті дії якою у нас будуть з'являтись чи зникати в залежності від захворюватись.

Спробуємо реалізувати цей алгоритм в парограмі Imagej.

Крок 1. Імпортуємо дані в програму: *File › Import › Raw.*

На рис. 19 представлено 3 УЗД-зображення щитоподібної залози в нормі(N) та з двома патологіями: гіпотиреоз (G) та хронічний тиреоїдит (X).

Рис. 19. Представлено зображення щитоподібної залози при гіпотиреозі (а), при хронічному тиреоїдиті (б) та в нормі (с).

Крок 2. Подіємо на зображення G та X функціями що вбудовані в програму Imagej.

Для обробки зображення G використаємо функцію Subtract – віднімає встановлену константу від значення кожного пікселя. Якщо значення менше 0, то воно встановлюється як 0 (рис. 20 (а)). *Process › Math › Subtract.*

Встановимо константу зі значенням 40. В результаті обробки ми отримаємо зображення, на якому залишаться добре видно тільки найяскравіші ділянки.

Для обробки зображення X використаємо функцію Max – яка встановлює всі значеннння вищі встановленої константи на значення константи (рис. 20 (б)). *Process › Math › Max.*

Встановимо константу 200 в результаті, на новому зображенні ми нівелюємо всі значення більші за 200 і отримаємо більш однорідне зображення.

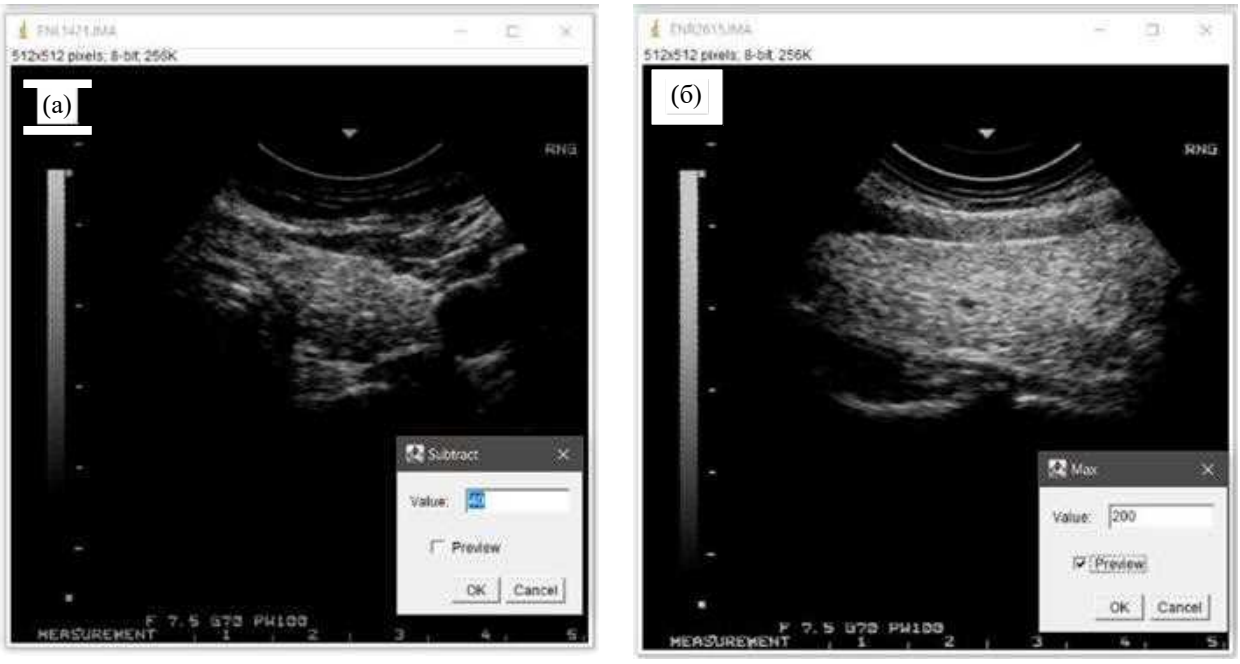


Рис. 20. Представлені зображення після обробки функціями Subtract (а), та Max (б) відповідно.

Крок 3. Формуємо зображення з трьох каналів: *Image › Color › Merge Channels.*

- 1 канал (червоний) - зображення без патологій;
- 2 канал (зелений) – зображення з гіпотиреозом;
- 3 канал (синій) – зображення з хронічним тиреоїдитом.

В результаті ми отримуємо трьохканальний стек зображень.

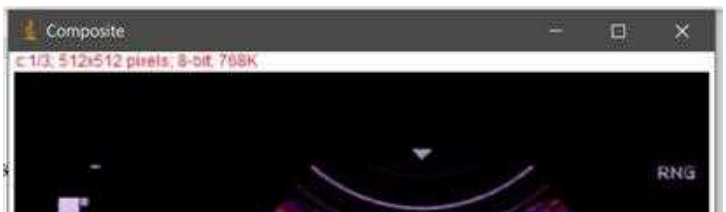


Рис. 21 Зображення отримане в результаті поєднання трьох каналів при різних станах.

Крок 4. За допомогою *Edit LUT* створити таблицю.

Вирішення цього етапу викликало проблеми, так як при роботі з каналами вдається створити тільки для конкретного каналу, а не для всього зображення в цілому.

ВИСНОВОК

У даній дипломній роботі були досліджено методи обробки зображень. Більш детально методи виділення об’єктів (глобальна сегментація), видалення шуму (медіанна фільтрація), налаштування контрасності (вирівнювання гістограми). Розглянуто актуальність використання таблиці LUT для аналізу

інтроскопічних ультразвукових зображень. Була запропонована методика обробки інтроскопічних ультразвукових зображень.

Створено таблицю псевдокольорів, що надає інформацію про патологічні зміни в щитоподібній залозі. Проте, не зважаючи на зусилля та дослідження, реалізація запланованої методики не була досягнута повною мірою.

Брак знань та обмежений досвід роботи з ImageJ стали перешкодою в обробці кольору та створенні псевдокольорової таблиці. Я розуміємо, що це є суттєвим обмеженням у моїй роботі, оскільки програма ImageJ є потужним інструментом для обробки зображень у медицині.

З метою поліпшення результатів та реалізації запланованої методики в майбутньому, рекомендується зосередитись на поглибленому вивченні програми ImageJ, зокрема її функцій кольорової обробки та створення псевдокольорових таблиць. Подолання цього обмеження стане важливим кроком для успішного впровадження запропонованої методики та отримання бажаних результатів у подальших дослідженнях.

Незважаючи на те, що виникли труднощі у реалізації методики, проведені дослідження відкрили перспективи для подальшого розвитку гібридних методів обробки інтроскопічних УЗД зображень.

СПИСОК ЛІТЕРАТУРИ

1. Форсайт Д. Комп'ютерний зір. Сучасний підхід/Д. Форсайт, Ж. Понс. - К.: Вільямс, 2004. - 928 с.
2. Савіних В. П. Аерокосмічна фотозйомка / В. П. Савіних, О. С. Кучко, О. Ф. Стеценко. - К.: КартоГеоЦентр Геоздат, 1997. - 378 с.

3. Lizhe Tan and Jean Jiang (2019), Digital Signal Processing (Third Edition)Fundamentals and Applications,13: 655-720.
4. Chen Hee Ooi and Nor Ashidi Mat Isa (2010), “Quadrants Dynamic Histogram Equalization for Contrast Enhancement”, IEEE Transactions on Consumer Electronics, Vol. 56, No. 4
5. Shterenberg, M.I. (2013) Basic concepts of entropy, order, organization, information, knowledge, and meaning. Sci. Tech. Inf. Process., 40: 130-134.
6. Pun, T. (1980) A new method for grey-level picture thresholding using the entropy of the histogram. Signal Process., 2: 223-235.
7. Otsu, N. (1979) A threshold selection method from grey-level histograms. IEEE Trans. Syst. Man Cybern., 9: 380-390.
8. R. W. G. Hunt, The Reproduction of Colour, 6th ed. John Wiley & Sons, Ltd., 2004.
9. Robert B Fisher Simon Perkins Ashley Walker Erik Wolfart (2003)Hypermedia Image Processing Reference, 3: 235
10. Ferreira T and Rasband WS.(2010-2012) “ImageJ User Guide — IJ 1.46” 9: 14.
11. Сидоренко С.О., Волков О.В. УЗ-діагностика онкологічних захворювань: навч. посібник. К.: Книга плюс, 2008.