

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ
НАЦІОНАЛЬНИЙ УНІВЕРСИТЕТ «ЗАПОРІЗЬКА ПОЛІТЕХНІКА»

Факультет комп'ютерних наук та технологій
Кафедра комп'ютерних систем та мереж

Пояснювальна записка

до дипломного проекту (роботи)

магістра

(ступінь вищої освіти)

на тему КОМП'ЮТЕРНА СИСТЕМА ВИЗНАЧЕННЯ ПРИДАТНОСТІ
КЛІТИН ДЛЯ ЛІКУВАННЯ ОПКІВ

Виконав: студент 2 курсу, групи КНТ-512м
спеціальності _____

123 Комп'ютерна інженерія

(код і найменування спеціальності)

Освітня програма (спеціалізація) _____

Комп'ютерні системи та мережі

ХОДУС Є.К.

(прізвище та ініціали)

Керівник СКРУПСЬКИЙ С.Ю.

(прізвище та ініціали)

Рецензент САМОЙЛИК С.С.

(прізвище та ініціали)

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ
Національний університет «Запорізька політехніка»
(повне найменування вищого навчального закладу)

Факультет комп'ютерних наук і технологій _____
Кафедра _____ Комп'ютерні системи та мережі _____
Ступінь вищої освіти _____ магістерський _____
Спеціальність _____ 123 Комп'ютерна інженерія _____
(код і найменування)
Освітня програма (спеціалізація) _____ Комп'ютерні системи та мережі _____
(назва освітньої програми (спеціалізації))

ЗАТВЕРДЖУЮ
Зав. кафедри Кудерметов Р.К.

“ 24 ” жовтня 2023 року

З А В Д А Н Н Я
НА ДИПЛОМНИЙ ПРОЕКТ (РОБОТУ) СТУДЕНТА

ХОДУСА Євгена Костянтиновича

(прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема проекту (роботи) Комп'ютерна система визначення придатності клітин для лікування опіків

Керівник проекту (роботи) СКРУПСЬКИЙ С.Ю., к. т. н., доцент

(прізвище, ім'я, по батькові, науковий ступінь, вчене звання)

затверджені наказом вищого навчального закладу від 24 жовтня 2023 року № 400

2. Строк подання студентом проекту (роботи) 10 грудня 2023 року

3. Вихідні дані до проекту (роботи) комп'ютерна система на вході отримує зображення матрацу кератиноцитних клітин. Після обробки відповідних зображень, система має класифікувати зображення до класу придатних чи не придатних до лікування опіків. Система має одночасно працювати з кількома зображеннями

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

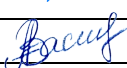
Аналіз засобів культивування клітин

Проектування комп'ютерної системи

Дослідження розробленої системи

5. Перелік графічного матеріалу (з точним зазначенням обов'язкових креслень)

6. Консультанти розділів проекту (роботи)

Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата	
		Завдання видав	прийняв виконане завдання
1-3	СКРУПСЬКИЙ С.Ю., доцент		
Нормоконтроль	ПОЛЬСЬКА О.В., ст. викл.		

7. Дата видачі завдання 29.09.2023 р.

КАЛЕНДАРНИЙ ПЛАН

№ з/п	Назва етапів дипломного проекту (роботи)	Строк виконання етапів проекту (роботи)	Примітка
1	Аналіз засобів культивування клітин	15.10.2023	
2	Аналіз вимог комп'ютерної системи	19.10.2023	
3	Розробка апаратної частини	01.11.2023	
4	Розробка програмного забезпечення системи	20.11.2023	
5	Випробування системи	24.11.2023	
6	Дослідження системи	06.12.2023	
7	Оформлення отриманих результатів у ПЗ	08.12.2023	
8	Оформлення графічного матеріалу	10.12.2023	

Студент  Свген ХОДУС
(підпис) (ім'я, ПРІЗВИЩЕ)

Керівник проекту (роботи)  Степан СКРУПСЬКИЙ
(підпис) (ім'я, ПРІЗВИЩЕ)

РЕФЕРАТ

ПЗ: 71 с., 28 рис., 10 таблиць, 16 джерел, 1 додаток.

ВЕЙВЛЕТ, ДОБЕШІ, КЕРАТИНОЦИТ, ОПІК, ХААР, GPU, MATLAB

Об'єкт дослідження – комп'ютерна система визначення придатності клітин для лікування опіків.

Предмет дослідження – процес класифікації зображення після вейвлет-паquetного перетворення.

Мета дослідження – підвищення ефективності процесу визначення придатності клітин для лікування опіків шляхом розроблення та вивчення комп'ютерної системи для обробки біомедичних зображень кератиноцитів.

Для досягнення поставленої мети було виконано наступні задачі:

- аналіз існуючих підходів до обробки біомедичних зображень кератиноцитів;
- розробка відповідної комп'ютерної системи;
- розробка програмного забезпечення для виконання обробки біомедичних зображень;
- проведення наукового дослідження розробленої системи.

В результаті виконання роботи було розроблено комп'ютерну систему, яка приймає зображення кератиноциту, виконує його підготовку, обробку, вейвлетне перетворення і класифікацію.

ABSTRACT

Explanatory note: 71 pages, 28 figures, 10 tables, 16 references, 1 appendix.

WAVELET, DOBESHI, KERATINOCYTE, BURN, HAAR, GPU, MATLAB

The object of the research is the computer system for determining the suitability of cells for treating burns.

The subject of the research is the process of classifying images after wavelet-packet transformation.

The aim of the research is to enhance the efficiency of the process of determining the suitability of cells for burn treatment by developing and studying a computer system for processing biomedical images of keratinocytes.

To achieve the stated goal, the following tasks were undertaken:

- analysis of existing approaches to the processing of biomedical images of keratinocytes;
- development of the corresponding computer system;
- development of software for processing biomedical images;
- conducting a scientific study of the developed system.

As a result of the research, a computer system has been developed that takes keratinocyte images, performs their preparation, processing, wavelet transformation, and classification.

ЗМІСТ

Вступ.....	7
1 Аналіз засобів культивуації клітин	8
1.1 Огляд методів дослідження клітин.....	9
1.2 Огляд процесу культивування кератиноцитів.....	14
1.3 Трансплантація кератиноцитів на рану.....	16
1.4 Методи обробки зображень кератиноцитів	19
1.5 Висновки по розділу	22
2 Проєктування комп'ютерної системи.....	23
2.1 Розробка структури комп'ютерної системи.....	24
2.2 Проєктування апаратної частини системи.....	27
2.3 Розробка програмної частини системи	31
2.4 Заходи захисту інформації	43
2.5 Висновки по розділу	45
3 Дослідження розробленої системи	46
3.1 Формування еталонних точок класів	47
3.2 Випробування системи	56
3.3 Висновки по розділу	63
Висновки	65
Перелік джерел посилання	67
Додаток А. Код застосунку системи	69

ВСТУП

Основною метою наукового дослідження, здійсненого в рамках даної магістерської роботи, є підвищення ефективності процесу визначення придатності клітин для лікування опіків шляхом розроблення та вивчення комп'ютерної системи для обробки біомедичних зображень кератиноцитів. З метою досягнення цієї науково-дослідної мети передбачено вирішення наступних технічних завдань:

- аналіз існуючих підходів до обробки біомедичних зображень кератиноцитів;
- розробка відповідної комп'ютерної системи;
- розробка програмного забезпечення для виконання обробки біомедичних зображень;
- проведення наукового дослідження розробленої системи.

Пояснювальна записка включає у себе розділи, що охоплюють вступ, аналіз, три основні розділи та висновки. У першому розділі виконано аналіз технічного завдання, розглянуто сучасні методи та підходи до дослідження та культивування клітин, а також оцінено переваги та недоліки існуючих методів обробки біомедичних зображень кератиноцитів.

У другому розділі висвітлено методи отримання біомедичних зображень кератиноцитів, здійснено розробку комп'ютерної системи, обґрунтовано вибір необхідних апаратних компонентів, операційної системи та засобів антивірусного захисту, а також розроблено програмне забезпечення для обробки біомедичних зображень.

У третьому розділі проведено наукове дослідження розробленої системи, запропоновано модель для аналізу часової продуктивності алгоритмів з використанням поліноміальної апроксимації залежності часу від порядку вейвлет-перетворення.

1 АНАЛІЗ ЗАСОБІВ КУЛЬТИВАЦІЇ КЛІТИН

Однією з головних функцій шкіри є захист організму від негативного впливу зовнішнього середовища. Шкіра допомагає захистити організм від механічних пошкоджень (ушибів, порізів, тиску), регулює температуру тіла та відбиває вплив радіаційних факторів (інфрачервоного випромінювання, ультрафіолетового випромінювання та інших). Пігмент, який забарвлює шкіру, нейтралізує шкідливий вплив сонячних променів: засмага захищає шкіру від їхньої інтенсивної дії. Густота епідермісу, пружність шкіри та підшкірної жирової клітковини запобігають можливості механічних пошкоджень та зменшують їх силу.

Шкіра виділяє піт та шкірний жир. Шкірний жир, змащуючи шкіру, запобігає її розмоканню та утворенню тріщин та подряпин, що захищає її від шкідливого впливу води та різних хімічних сполук. Шкіра є найбільшим органом за площею. Площа шкіри у дорослої людини досягає 1,5–2,3 м², а маса становить 4–6% від загальної маси тіла. Загальна кількість клітин шкіри складає 9–12 мільярдів, тобто 6 мільйонів на квадратний сантиметр. Товщина шкіри залежить від віку, кольору шкірного покриву, статі, стану здоров'я та місцезнаходження. На різних ділянках тіла шкіра має різну товщину: від 2,12 до 11,57 мм у чоловіків та від 2,07 до 10,4 мм у жінок [1].

Джерелами ураження шкіри можуть бути: вогонь, рідини, пари, нагріті предмети, горючі речовини, кислоти, луги, солі важких металів, електричний струм тощо. Враховуючи останні події в Україні, лікування шкірного покриву людини стає надзвичайно актуальною та важливою справою. При широкому ураженні виникає важливе питання щодо оперативної заміни ушкоджених ділянок шкіри. Використання сучасних комп'ютерних технологій у процесі вирощування шкірних клітин може значно прискорити процес одужання хворих.

Усі наведені факти підкреслюють актуальність обраної теми магістерської роботи, спрямованої на обробку зображень культивованих шкірних клітин, а саме

кератиноцитів. Завданням є визначити стан дозріваючих кератиноцитів за їхніми зображеннями. Досягнення можливо за умови аналізу існуючих методів дослідження клітин, а також урахування факторів, які впливають на їхній ріст і відновлюючі здатності.

1.1 Огляд методів дослідження клітин

Методи цитологічного дослідження клітин включають аналіз їхньої структури, клітинного складу рідин та тканин. Розрізняють такі методи цитологічних досліджень [2]:

- метод світлової мікроскопії;
- метод електронної мікроскопії;
- метод центрифугування;
- метод маркування атомів;
- метод живого (прижиттєвого) вивчення клітин.

Метод світлової мікроскопії. Світловий мікроскоп - це оптична система, яка складається з конденсатора та об'єктива. Світловий пучок від джерела освітлення збирається в конденсаторі та спрямовується на об'єкт. Пройшовши через об'єкт, промені світла потрапляють в систему об'єктивних лінз, які формують первинне зображення, що збільшується за допомогою окулярних лінз. Головною оптичною частиною мікроскопа, яка визначає його основні можливості, є об'єктив. Сучасні об'єктиви у мікроскопах можуть бути замінюваними, що дозволяє вивчати клітини при різних збільшеннях. Основною характеристикою мікроскопа як оптичної системи є роздільна здатність. Зображення, надане об'єктивом, можна збільшити в декілька разів, застосовуючи сильний окуляр або, наприклад, шляхом проектування на екран (до 105 разів) [3].

Як вказано в [4], роздільна здатність мікроскопа залежить від довжини хвилі - чим вона менше, тим менший розмір деталі ми можемо побачити, та числової

апертури об'єктива - чим вона вища, тим вище роздільна здатність. Зазвичай у світлових мікроскопах використовуються джерела освітлення у видимому спектрі (400–700 нм), тому максимальна роздільна здатність мікроскопа в цьому випадку може бути не більше 200–350 нм (0,2–0,35 мкм).

Проте в світловому мікроскопі можна бачити частки меншого розміру, ніж 0,2 мкм. Це відбувається за методом "темного поля", або, як його раніше називали, методом "ультрамікроскопії". Його суть полягає в тому, що, подібно до пилу в пучку світла, найдрібніші частки (менше 0,2 мкм) у клітині світяться при бічному освітленні, а відбите світло від них потрапляє в об'єктив мікроскопа. Цей метод успішно використовується при вивченні живих клітин.

Якщо неопрацьовані живі або мертві клітини розглядати в прохідному світлі, то в них розрізняються лише великі деталі через те, що вони мають інший коефіцієнт преломлення та поглинання світлових променів, ніж оточуюче середовище. Більша частина клітинних компонентів мало чим відрізняється за цими властивостями як від середовища (води або тканинних розчинів), так і один від одного, тому вони малозамітні і не контрастні. Для їх вивчення доводиться змінювати освітленість (втрачаючи при цьому в чіткості зображення) або використовувати спеціальні методи та прилади [5].

Метод електронної мікроскопії. Розглядаючи характеристики світлового мікроскопа, можна переконатися, що єдиним шляхом підвищення роздільної здатності оптичної системи є використання джерела освітлення, що випромінює хвилі найменшої довжини. Таким джерелом може бути накалена нитка, яка у електричному полі викидає потік електронів, що можна фокусувати, пропускаючи через магнітне поле. Це стало основою для створення електронного мікроскопа, в якому зараз досягнута роздільна здатність у 0,1 нм. За принципом конструкції електронний мікроскоп дуже схожий на оптичний: в ньому є джерело освітлення (катод електронної пушки), конденсаторна система (конденсаторна магнітна лінза), об'єктив (об'єктивна магнітна лінза), окуляр (проекційні магнітні лінзи), тільки замість сіткі глаза електрони потрапляють на люмінісцентний екран або на фотопластинку [3].

Основна частина такого мікроскопа - це порожнистий циліндр (колонка мікроскопа), з якого відкачаний повітря, щоб не було взаємодії електронів з молекулами газів та окисненням вольфрамової нитки нагрівання у катоді електронної пушки. Між катодом та анодом подається високе напруга (від 50 до 200–5000 кВ), що слугує причиною прискорення електронів. У центрі анода є отвір, через який електрони формують пучок, що йде вниз по колонці мікроскопа. Лінзи електронного мікроскопа представляють собою електромагніти, поле яких може змінювати шлях електронів (як скляні лінзи змінюють шлях фотонів). У конденсорній лінзі пучок електронів фіксується та потрапляє на об'єкт, з яким електрони взаємодіють, відхиляються, розсіваються, поглинаються або проходять без змін. Електрони, які пройшли через об'єкт, фокусуються об'єктивною лінзою, яка формує збільшене першинне зображення об'єкта. Так само, як у світловому мікроскопі, об'єктивна лінза визначає його основні параметри. Первинне зображення збільшується проекційною лінзою та проектується на екран, покритий люмінесцентним шаром, який світиться при попаданні на нього електронів. Замість світящогося екрану зображення можна помістити на фотопластинку та отримати знімок [6].

В наш час електронно-мікроскопічне зображення з флуоресцентного екрана за допомогою цифрової телекамери передається безпосередньо на комп'ютер, де на екрані монітора його можна обробляти різними способами (змінювати збільшення, контрастність зображення, застосовувати денситометрію, планіметрію та морфометрію окремих компонентів). Максимальна роздільна здатність електронного мікроскопа реалізується зараз тільки при дослідженні металів чи кристалічних решіток. На біологічних об'єктах такого розрішення отримати поки не вдається через низьку контрастність об'єкта. Біологічні об'єкти для дослідження в електронний мікроскоп поміщаються на мідні сітки, покриті тонкими плівками - підкладками, які складаються в основному з вуглецю. Біологічні об'єкти також в основному містять вуглець і, отже, мало чим відрізнятимуться за густотою від тла [3].

Метод маркування атомів. Метод маркування атомів використовують при дослідженні біохімічних процесів, що відбуваються в живих клітинах. Щоб відстежити перетворення якої-небудь речовини, в її попереднику замінюють один з атомів відповідним радіоактивним ізотопом (3H, 32P, 14C) [7].

Як відомо [8], за хімічними властивостями ізографи одного і того ж елемента не відрізняються один від одного, але радіоактивний ізотоп сигналізує про своє місцезнаходження радіоактивним випромінюванням. Це дозволяє відстежити певний зв'язок, встановити послідовність етапів його хімічних перетворень, тривалість їх у часі, залежність від умов тощо.

Метод центрифугування. Для розкриття складу клітин використовується процес диференційованого центрифугування. Цей метод базується на тому, що окремі компоненти клітини, відомі як органели, мають різну щільність і масу. Під час швидкого обертання в спеціальному пристрої, який називається ультрацентрифугою, компоненти, які походять з розмельчених клітин, відокремлюються від розчину та утворюють різні шари відповідно до їхньої щільності. Компоненти з більшою щільністю осідають за менших швидкостей центрифугування, тоді як менш щільні компоненти осідають за більших швидкостей. Ці різні шари далі розділяють та вивчають окремо [8].

Метод живого вивчення клітин. Світловий мікроскоп надає можливість спостерігати за живими клітинами. Для короткочасного спостереження за клітинами їх поміщають у рідинну середу на предметне скло. У випадках, коли потрібно провести тривале спостереження, використовують спеціальні камери. Це можуть бути плоскі флакони з отворами, які закриваються тонким склом, або розбірні плоскі камери. Об'єктами для дослідження можуть бути одноклітинні простіші, що вільно живуть, а також інші одноклітинні організми, клітини крові чи відокремлені клітини тканин багатоклітинних організмів як тваринного, так і рослинного походження. В усіх цих випадках клітини досліджують у спеціально підібраних середовищах. Вільноживучі одноклітинні організми досліджують у тих же середовищах, де вони живуть природніх умовах або де їх культивують у лабораторіях. Так, для деяких простіших створюють спеціальні середовища, на

яких вони зростають і розмножуються. Це, як правило, збалансовані солеві розчини з додаванням мікроорганізмів або інших простіших, які є для них джерелом їжі [3].

Як показано в [6], вивчення живих клітин передбачає використання методів мікрохірургії, оперативного впливу на клітини. За допомогою пристрою мікроманіпулятора клітини розрізають, вилучають з них фрагменти, вводять в них речовини (мікроін'єкція) та інше. Мікроманіпулятор сполучається зі звичайним мікроскопом, через який спостерігають за процесом. Мікрохірургічні інструменти включають скляні гачки, голки, капіляри, які мають мікроскопічні розміри та виготовляються на спеціальних пристроях - "мікрокузняці". Під час мікроманіпуляцій клітини поміщають у спеціальні камери, в які також вводять інструменти. Завдяки таким мікрохірургічним інструментам можна обертати мітотичні веретена в клітинах, відокремлювати окремі хромосоми, вводити в живу клітину марковані антитіла або різні білкові молекули.

Під час вивчення живих клітин намагаються провести їх окрашування шляхом використання вітальних фарбувальних речовин. Ці речовини можуть бути кислими (такі як трипановий синій та літієвий кармін) або лужними (нейтральний червоний та метиленовий синій) і застосовуються у дуже низьких концентраціях (1:200000). Це дозволяє мінімізувати вплив фарбувальних речовин на життєдіяльність клітин. Під час фарбування живих клітин фарбувальні речовини накопичуються у вигляді гранул в цитоплазмі, тоді як у пошкоджених або мертвих клітинах відбувається дифузійне фарбування цитоплазми та ядра [9].

Під час дослідження живих клітин широко використовують флуоресцентні фарбувальні речовини та метод флуоресцентної мікроскопії. Суть цього методу полягає в тому, що ряд речовин має властивість світитися (флуоресцентувати, люмінесцентувати) після поглинання ними світлової енергії. Спектр флуоресценції завжди зміщений в бік великих довжин хвиль у порівнянні з хвильовою довжиною випромінювання, що його спричинило. Наприклад, хлорофіл, виокремлений під час освітлення ультрафіолетовим світлом, світиться червоним кольором. Цей принцип використовується в флуоресцентній

мікроскопії, де об'єкти з флуоресцентним властивостями розглядаються в області коротких довжин хвиль. Зазвичай в таких мікроскопах застосовуються фільтри, що забезпечують підсвічування в синьо-фіолетовій області. Також існують ультрафіолетові люмінесцентні мікроскопи [3].

В [5] зауважено, що деякі пігменти (такі як хлорофіли, бактеріальні пігменти), вітаміни (А та В2), гормони мають властивість власної флуоресценції. Якщо розглядати клітини рослин у флуоресцентному мікроскопі, на темно-синьому тлі будуть видні яскраво світящіся червоні зерна всередині клітини - це хлоропласти.

До живих клітин можна впроваджувати також мітчики флуоресцентних речовин, з'єднаних з антитілами. Наприклад, антитіла до білка тубуліну, які містять мітчики флуоресцентних речовин, вводяться в клітину та з'єднуються з мікротрубочками. Такі мікротрубочки можна спостерігати в живих клітинах за допомогою флуоресцентного мікроскопа [9]. Для вирішення даної задачі відповідний буде метод світлової мікроскопії, оскільки він не впливає на фізичний стан культури клітин.

1.2 Огляд процесу культивування кератиноцитів

Як зазначено в джерелі [10], ефективність культивування кератиноцитів та утворення багатошарового шару залежить від декількох факторів:

- стану клітин (їх життєздатності та здатності до проліферації);
- складу ростового середовища, використовуваних додатків та факторів росту;
- типу субстрату, на який висіваються клітини;
- конкретної методики культивування (з використанням фідерного шару клітин чи без нього).

Технологія культивування кератиноцитів є дуже складною та може бути реалізована лише у спеціалізованих біотехнологічних центрах. На даний момент відомо чимало варіантів цієї технології, які відрізняються складом середовища, наявністю різних додатків та факторів росту.

Кератиноцити культивують у складному ростовому середовищі (зазвичай у суміші середовищ DMEM та F12 у співвідношенні 1:1 або 1:3) з додаванням 5–10% ембріональної телячої сироватки та антибіотиків (пеніциліну, гентаміцину, стрептоміцину, канаміцину тощо). Для росту клітин у середовище додають додатки, необхідні для проліферації клітин у культурі (фактор росту епідермальних клітин, гідрокортизон, інсулін, L-глутамін, аденін, натрій селеніт, ізопротеренол, холерний токсин, екстракт гіпофіза великої рогатої худоби та інші). Культивування клітин проводять у присутності фідерного шару трансформованих фібробластів лінії 3T3, які перед цим піддавалися обробці мітоміцином C або опромінюванню в сублетальних дозах, щоб зупинити їх проліферацію. У цьому стані ці клітини "кондиціонують" ростове середовище біологічно активними речовинами, які стимулюють ріст кератиноцитів. Культивування кератиноцитів проводять у чашках Петрі або спеціальних флаконах. Інкубацію клітин проводять у термостатах при температурі 37°C в атмосфері, що містить 5% CO₂. У разі правильного висівання клітин базального шару вже через 48 годин спостерігається формування колоній кератиноцитів. Ростове середовище змінюють щодня 3–4 дні. При необхідності проводять пересадку клітинної культури [11].

Після висівання отриманої клітинної суспензії у культурні флакони, кератиноцити прикріплюються та розгортаються на поверхні підкладки, після чого починають активно ділитися та формувати колонії. Ці колонії поступово об'єднуються між собою та утворюють щільний пласт кератиноцитів. Утворення багат шарового пласта кератиноцитів за методом Гріна зазвичай займає 3–4 тижні. Створення клітинного пласта відбувається у такій послідовності: прикріплення та розгортання клітин, активне ділення, формування колоній та їх злиття на поверхні культурного флакона [11].

Як описано у джерелі [11], після прикріплення клітинного агрегату досить швидко утворюється колонія. Одиночні клітини також можуть прикріплюватися до поверхні підкладки. У такому випадку формується досить рівний моношар клітин. Колонії за рахунок поділу клітин збільшуються у розмірах та поступово об'єднуються. Центральна частина колоній завдяки диференціації стає багатошаровою, відбувається стратифікація колонії. Через певний час утворюється щільний багатошаровий (стратифікований) пласт. Утворення міжклітинних зв'язків кератиноцитів залежить від вмісту у ростовому середовищі іонів кальцію. Проліферація клітин у середовищі з низьким вмістом кальцію (0,05–0,1 мМ) відбувається добре, проте при цьому гальмуються процеси диференціації клітин, і багатошаровий пласт не утворюється. Зміна середовища на те, що містить нормальні кількості (1,2–1,8 мМ) кальцію, "запускає" диференціацію, сприяє утворенню дезмосом [10].

1.3 Трансплантація кератиноцитів на рану

Одна із необхідних умов успішної приживленості багатошарового пласта кератиноцитів - це своєчасна пересадка їх на рани. Для цього необхідно визначити ступінь готовності багатошарового пласта кератиноцитів до пересадки [11].

Пласт, який вже "переріс", має менш життєві властивості, а живлення клітин базального шару у ньому порушено. "Молодий" або незрілий пласт (рис. 1.1) є тоншим, має менш міцні міжклітинні зв'язки, і під час ферментативної обробки може розпадатися. По мірі стратифікації клітинного пласта погіршуються умови поглинання базального шару кератиноцитів [10].

З цієї причини не можна "перетримувати" багатошаровий пласт кератиноцитів, слід своєчасно оцінити його ступінь зрілості та виконати трансплантацію. Клітинний пласт, готовий до трансплантації, показаний на рис. 1.2.

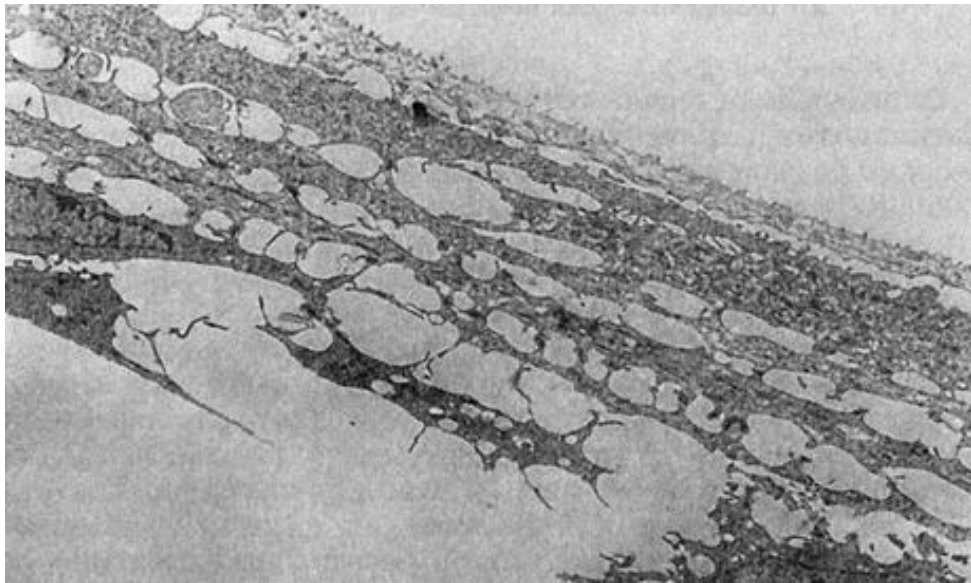


Рисунок 1.1 – "Молодий" пласт кератиноцитів

Культитивування клітин та лікування хворих (загальне та місцеве) входять до єдиної технологічної послідовності. Підготовка ран до пластики та вирощування клітин проводяться одночасно.

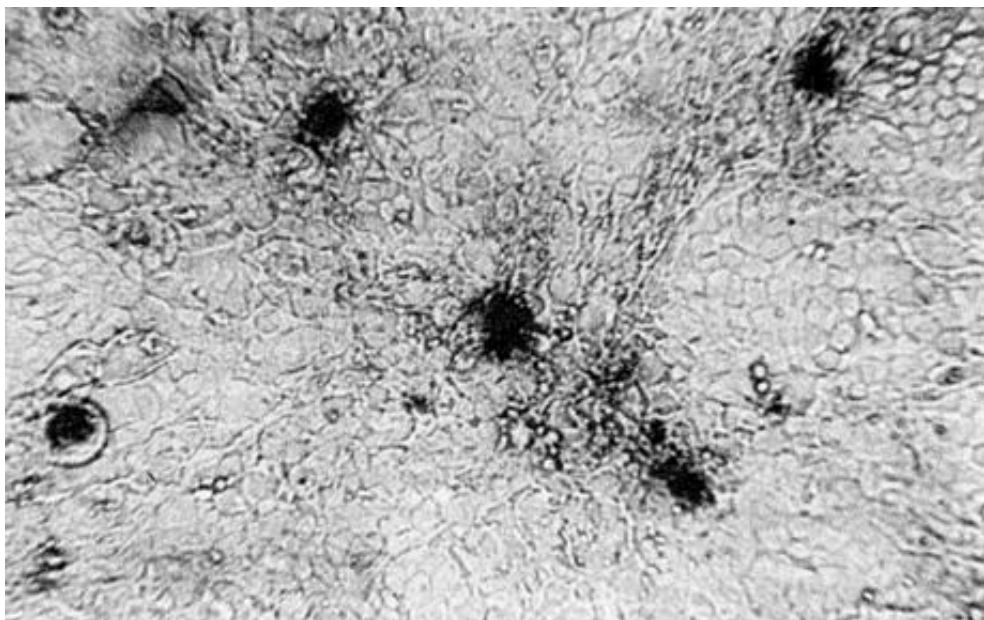


Рисунок 1.2 – Пласт кератиноцитів, готовий до трансплантації

Важливо підтримувати постійний зв'язок між біологами та хірургами та мати інформацію як про стан ран хворого, так і готовність клітинної культури до пересадки. Важливо прагнути до того, щоб обидва етапи - готовність ран до

пластики та готовність клітин до пересадки - співпадали за часом. Вирішення питання щодо проведення трансплантації приймають разом хірург та біолог [10].

Готовність клітинної культури до пересадки визначається в основному за допомогою інвертованого мікроскопа. Клітинні біологи повинні заздалегідь (за 1-2 дні до пересадки) отримати інформацію про те, чи готові рани хворого для трансплантації клітинної культури, а також про плановану дату пересадки. Перев'язки рекомендується проводити якнайчастіше (щоденно). Якщо стан ран хворого погіршується, найкраще здійснити пересадку клітинної культури. Якщо є надія, що найближчим часом буде можливо виконати трансплантацію, допустимо тимчасове зберігання пластів. Для цього здійснюють зміну середовища, а флакони з клітками переносять у термостат, де зберігається понижена температура від +24 до +28 °C. В цьому стані клітки можуть зберігати свою життєздатність протягом відносно тривалого часу (до 12-14 днів). Під час тимчасового зберігання зміну середовища рекомендується проводити не частіше одного разу на тиждень, обов'язково дотримуючи температурний режим. Підготовку вирощених епідермальних пластів розпочинають за добу до планованої трансплантації. Для цього проводять заміну середовища у культуральних флаконах на середовище DMEM: F12 (1:1) з підвищеним вмістом кальцію. Для транспортування епідермальних пластів від лабораторії до клініки рекомендується заповнити весь об'єм культурального судна (флакона) ростовим середовищем. У процесі транспортування можна використовувати більш доступні середовища, зокрема середовища 199 або Ігла з додаванням необхідної кількості глутаміну, сироватки та епідермального фактору росту. Варто розглядати можливість транспортування клітинної культури в термоізованих контейнерах, забезпечуючи температуру не нижче +15 °C [11].

На даний момент відсутність інструментальних методів для контролю однорідності дозрівання вирощуваного пласта призводить до великої похибки визначення якості дозрівання пласта кератиноцитів. Кожне втручання, таке як виймання ростучої культури з інкубатора, негативно впливає на ріст клітин. Розглядається можливість зйомки зображень матрацу клітинної культури під час

зміни середовища *in vitro* з метою мінімізації впливу зовнішніх факторів. Приклад зображення матрацу наведено на рис. 1.3.

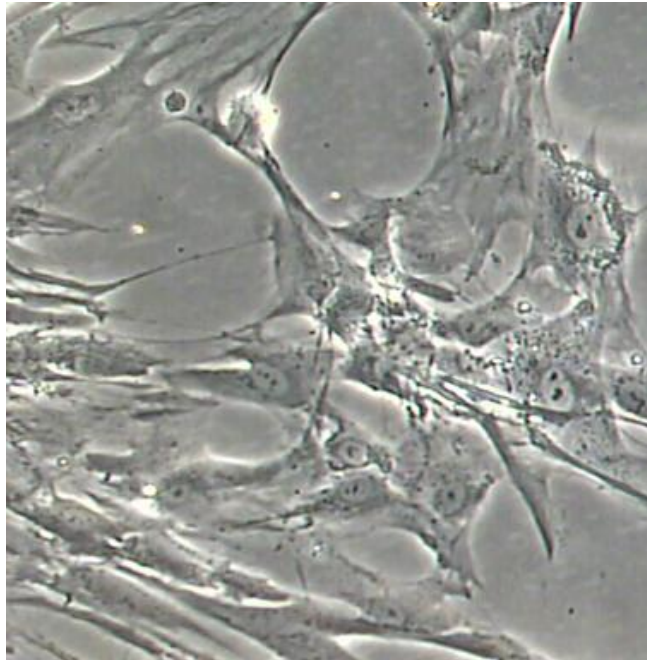


Рисунок 1.3 – Приклад матрацу кератиноцита

1.4 Методи обробки зображень кератиноцитів

Як стверджується у дослідженні [12], зображення багатошарової культури кератиноцитів, які отримані за допомогою інверсійного мікроскопа, важко піддаються аналізу для визначення стану цієї культури. Тому на початковому етапі її культивування постає завдання оцінити її стан на етапі створення моношару. Додатково був розроблений метод, який дозволяє отримати численні інформаційні ознаки зображення, які за допомогою класифікатора можна використовувати для встановлення значення, що відповідає візуальному відсотковому заповненню зображення живими клітинами.

Процес отримання такої ознаки через аналіз гістограм яскравості є непридатним, оскільки яскравість клітини часто співпадає з фоном. У рамках роботи [12] було вивчено низку математичних методів для формування ознаки,

яка вказує на відсоток заповнення зображення живими клітинами, а також для її класифікації. Зазначено, що на загальний підхід слід розглядати аналіз зображення кератиноцитів як аналіз текстури. Важливо відмітити, що поняття текстури не має жорсткого визначення. Узагалі, текстура – це організований фрагмент поверхні, який має характерний колір, яскравість і розмір. Один із плюсів текстурного аналізу зображень матрацу кератиноцитів полягає в здатності отримати інтегральну характеристику для області зображення або самого зображення в цілому. Крім того, у цьому дослідженні був проведений порівняльний аналіз методів, що базуються на аналізі текстури, таких як метод Фур'є, метод Габора та метод вейвлет-перетворення. Ці методи представляють зображення у просторі, де координатна система має інтерпретацію, пов'язану з характеристиками текстури. Недолік методів, які використовують перетворення Фур'є, виявляється у неспроможності точного просторового локалізації ознак на зображенні. Фільтри Габора забезпечують кращу просторову локалізацію, але їхній використовуваний діапазон обмежений на практиці через відсутність типового фільтра, який може точно локалізувати просторову структуру в природній текстурі. Порівняно з фільтрами Габора, ознаки вейвлет-перетворення мають наступні переваги:

- зміна просторового роздільного здатності дає можливість використовувати вейвлет-перетворення для дослідження та подання текстур в найбільш придатному масштабі.

- великий асортимент вейвлет-функцій надає можливість обирати вейвлет, який найкраще відповідає конкретній задачі та відображає характер текстури в певному контексті.

Основна ідея застосування вейвлетів у аналізі полягає в розкладанні сигналу на базис, створений зсувами та масштабованими копіями функції-прототипу. Цей підхід можна розглядати як фрактальний. Базисні функції, які задаються вейвлетами, характеризуються коливаннями навколо осі абсцис та збігаються до нуля при збільшенні аргументу. Згортка сигналу із вейвлетами дозволяє виділити особливості сигналу у визначеній області, при цьому ширший вейвлет впливає на

більшу частину сигналу. Відповідно до принципу невизначеності, краще концентрована у часі функція буде більш розтягнутою у частотній області. Тому вибір материнського вейвлету є ключовим для отримання інформативних ознак.

Недолік вейвлет-методів зазвичай полягає у відсутності інваріантності до зсуву та обертання, яку можна досягти за допомогою попереднього оброблення. Для досягнення інваріантності до обертання пропонується використовувати логарифмічно-полярне перетворення. Алгоритм логарифмічно-полярного перетворення зображень кератиноцитів має два основних етапи. На першому етапі внутрішній радіус найбільшого кола (r) у зображенні використовується як лінія вибірки, яка сканується S разів від 0° до 360° для отримання еквівалентної полярної форми розміром $S \times [N/2]$ [13].

Таким чином, формально полярну форму $p(a, r)$ зображення $f(x, y)$ розміром $N \times N$ можна обчислити наступним чином:

$$p(a, r) = f\left(\left\lfloor \frac{N}{2} + r * \cos\left(\frac{2\pi a}{s}\right) \right\rfloor, \left\lfloor \frac{N}{2} - r * \sin\left(\frac{2\pi a}{s}\right) \right\rfloor\right), \quad (1.1)$$

де $a = 0, \dots, S - 1$, і $r = 0, \dots, [N/2] - 1$.

На другому етапі використовується логарифмічна функція для обробки всіх значень радіусу у полярному зображенні, після чого ці значення квантується до R рівнів. Це призводить до отримання логарифмічно-полярного зображення розміром $S \times R$ для вихідного зображення розміром $N \times N$.

$$lp(i, j) = p\left(i, \left\lfloor \frac{\log_2(j+2)}{\log_2(R+2)} * \left\lfloor \frac{N}{2} \right\rfloor \right\rfloor\right), \quad (1.2)$$

де $i = 0, \dots, S - 1$, а $j = 0, \dots, R - 1$.

Потім логарифмічно-полярне зображення піддається вейвлет-декомпозиції і використовується як вхідне зображення на нульовому рівні розкладу $q=0$. На кожному наступному рівні розкладу $q+1$ отримуємо чотири зображення:

$$\begin{aligned}
 C_{4k}^{q+1} &= \sum_m \sum_n h(m)h(n) C_{k,(m+2i,n+2j)}^q, \\
 C_{4k+1}^{q+1} &= \sum_m \sum_n h(m)g(n) C_{k,(m+2i,n+2j)}^q, \\
 C_{4k+2}^{q+1} &= \sum_m \sum_n g(m)h(n) C_{k,(m+2i,n+2j)}^q, \\
 C_{4k+3}^{q+1} &= \sum_m \sum_n g(m)g(n) C_{k,(m+2i,n+2j)}^q,
 \end{aligned} \tag{1.3}$$

де k – порядковий номер зображення у розкладі,

$g(n)$ та $h(n)$ – дзеркальні фільтри високих та низьких частот відповідно, що визначаються типом материнського вейвлету.

1.5 Висновки по розділу

Після аналізу методів та засобів дослідження та культивуації клітин можна зробити наступні висновки:

- існує широкий спектр цитологічних методів дослідження клітин, однак, для даного дослідження буде доцільним використання методу світлової мікроскопії, оскільки цей метод не має фізичного впливу на клітини;

- успішна культивація кератиноцитів може бути здійснена лише в спеціалізованих біотехнологічних центрах. Результативність цієї культивації залежить від різних факторів, таких як стан клітин, склад рісткового середовища та характер підкладки, на яку висіваються клітини, а також конкретний варіант технології культивації;

- утворення багатошарового шару кератиноцитів відбувається за період від 3 до 4 тижнів. Цей процес має послідовний характер: спочатку клітини прикріплюються та розгортаються, потім активно діляться, формуючи колонії, які після цього зливаються на поверхні культуральних посудин;

- отриманий вирощений шар кератиноцитів може втратити життєздатність через "переріст". Недозрілий шар також не піддається пересадці через неможливість рівномірно зняти його з підкладки та областей без клітинного шару, що загалом неприйнятно для пересадки на людину;

- для взаємодії хірургів та лабораторій, які вирощують кератиноцити, важливо визначати стан шару ще на етапі його росту, коли сформувався моношар клітин. Це можна зробити за допомогою обробки зображень;

- серед методів обробки зображень кератиноцитів, перевагу варто віддати методу вейвлет-перетворень, хоча в існуючих роботах недостатньо уваги приділяється вибору материнського вейвлету.

2 ПРОЄКТУВАННЯ КОМП'ЮТЕРНОЇ СИСТЕМИ

Система, яка розробляється в магістерській роботі, повинна здійснювати контроль за рівномірністю дозрівання культивованого шару, що передбачає проведення аналізу зображень культурного матрацу. Процес зйомки виконується за допомогою цифрової фотокамери, яка встановлена на інверсійний мікроскоп зі збільшенням $\times 100$ і обладнана оптичним фільтром для фазового контрасту. Формат файлу зображення – jpg. Роздільна здатність зображення складає 512×512 пікселів. Кератиноцитовий матрац подається в інверсійний мікроскоп, де за допомогою камери проводиться зйомка. Файл із зображенням передається на персональний комп'ютер за допомогою USB-дроту, де в подальшому планується провести обробку даних.

Визначення придатності клітин для лікування опіків зводиться до задачі класифікації. Якщо матрац кератиноцитів відноситься до класу придатних, тоді робимо висновок, що його можна використовувати для лікування опіків. Якщо – до класу непридатних, тоді культура має бути перезасіяна.

2.1 Розробка структури комп'ютерної системи

Структурна схема комп'ютерної системи визначення придатності клітин для лікування опіків (рис. 2.1) складається з трьох основних модулів: модуль попередньої обробки зображення, модуль отримання інформативних ознак, інваріантних до зміни масштабу та обертання, модуль класифікації.

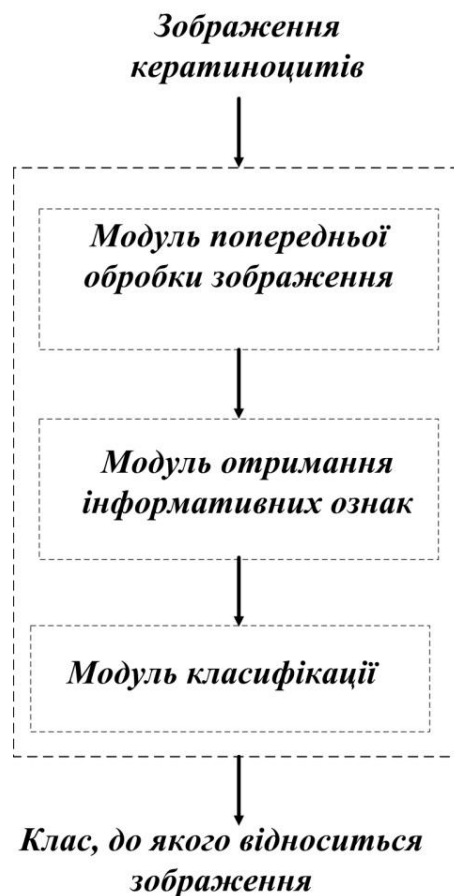


Рисунок 2.1 – Структурна схема комп'ютерної системи визначення придатності клітин для лікування опіків

Зображення кератиноцитів у форматі jpg надсилається на вхід системи та потрапляє до модуля попередньої обробки зображення. Зазначений модуль, структурна схема якого проілюстрована на рис. 2.2, виконує завдання конвертації зображення у відтінки сірого, отримання його полярної форми, і далі – логарифмічно-полярної форми. Після цього отриманий результат передається до модуля отримання інформативних ознак, які залишаються незмінними відносно зміни масштабу та обертання (рис. 2.3). В цьому модулі відбувається вейвлет-пакетне перетворення отриманого зображення та видобуток інформативних ознак, що описують дане зображення. Отриманий вектор ознак передається на вхід модуля класифікації (рис. 2.4). В цьому модулі відбувається класифікація за допомогою відстаней Евкліда та формується висновок щодо належності клітинної культури до певного класу.

Зображення кератиноцитів

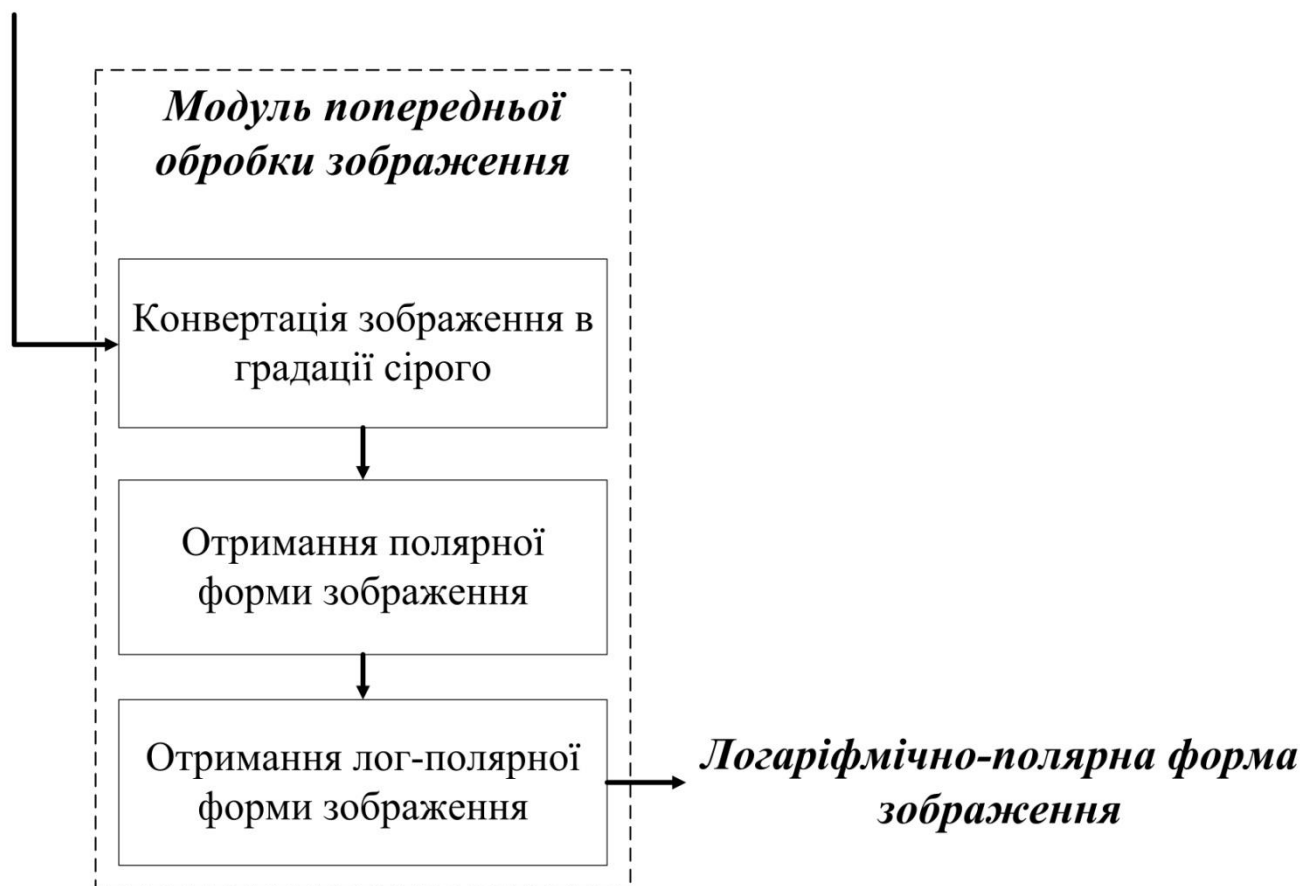


Рисунок 2.2 – Структурна схема модуля попередньої обробки зображення

*Логарифмічно-
полярна форма
зображення*



Рисунок 2.3 – Структурна схема модуля отримання інформативних ознак, інваріантних до повороту та зміни масштабу

*Вектор інформативних
ознак зображення*

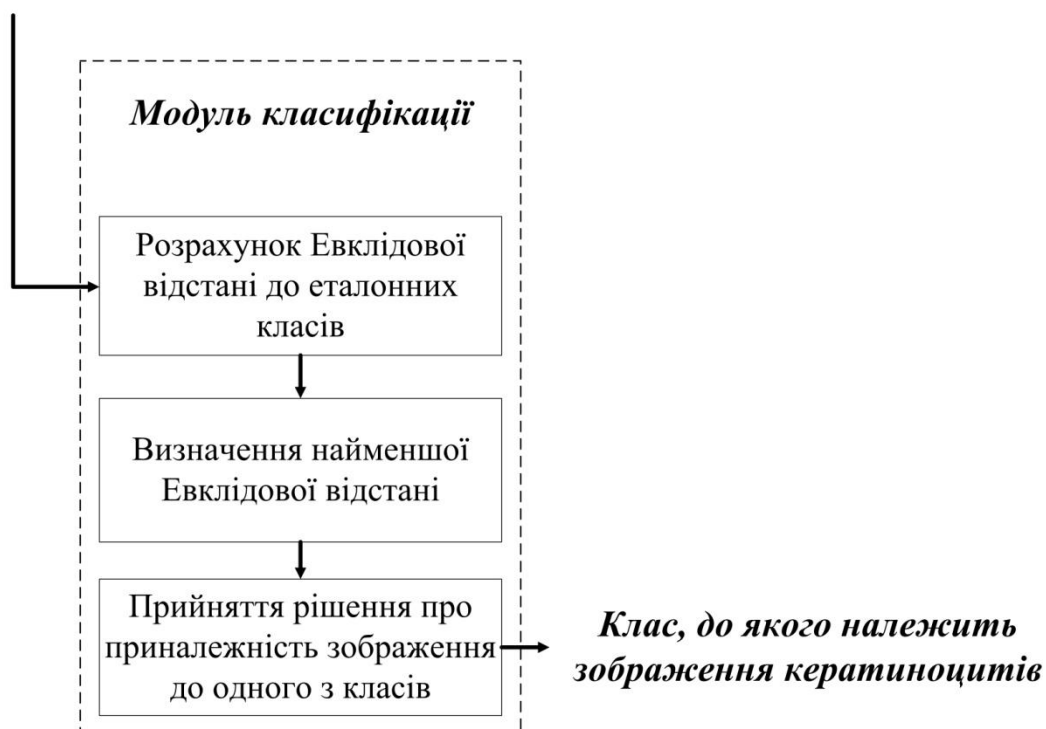


Рисунок 2.4 – Структурна схема модуля класифікації

Структурна схема запропонованої системи наведена на рис. 2.5. Таким чином, у випадку коли кератиноцитовий матрац відноситься до категорії придатних – його можна використовувати для терапії опіків. У випадку, коли він відноситься до категорії непридатних, це вказує на необхідність перезасіювання культури.

*Зображення
кератиноцитів*

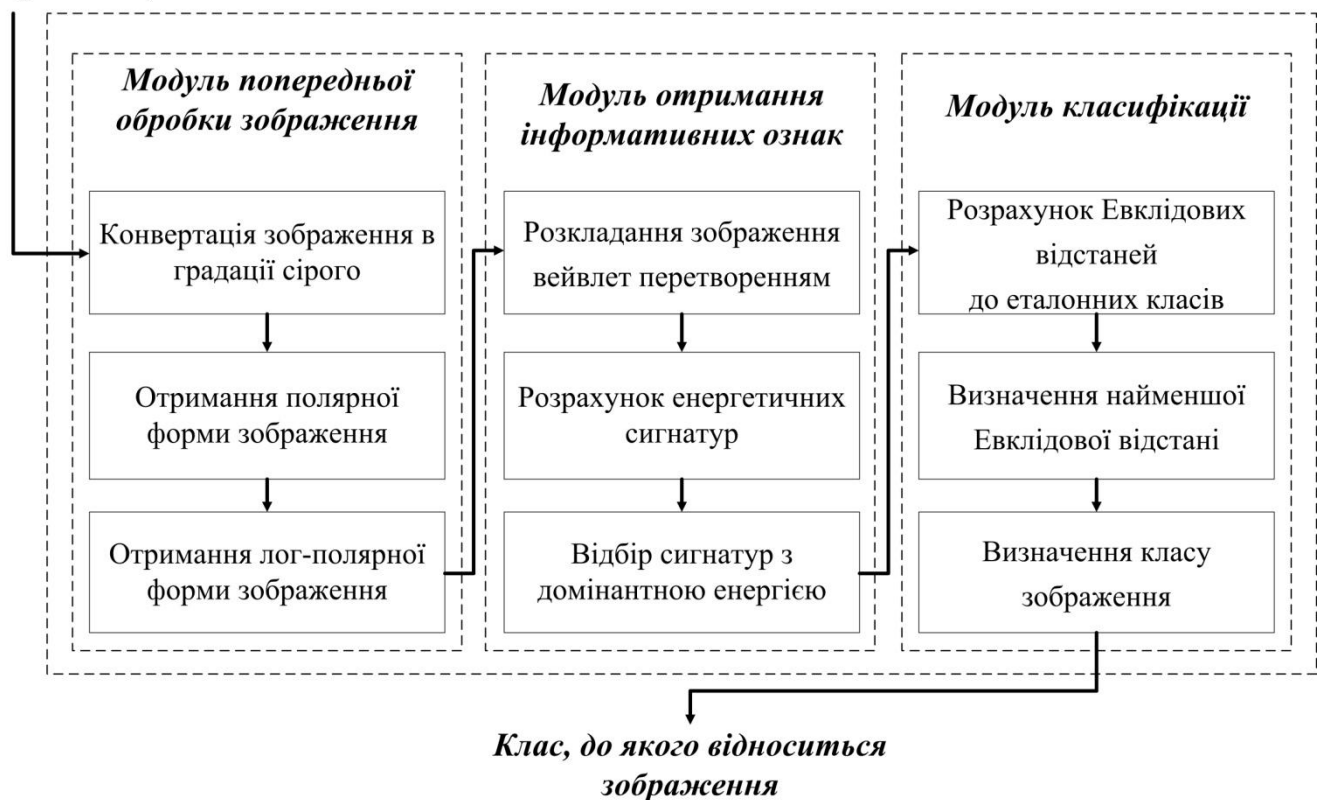


Рисунок 2.5 – Структурна схема системи визначення придатності клітин для лікування опіків

2.2 Проектування апаратної частини системи

Виконаємо порівняння архітектур CPU та GPU для того, щоб визначитися на основі чого будемо будувати систему.

Загальне застосування. Центральний процесор відіграє важливу роль в загальному управлінні комп'ютером та виконанні різноманітних завдань, таких як обробка тексту, операції з базами даних, мультимедійні операції та багато інших. Він підходить для послідовних обчислень, які потребують глибокої оптимізації та точного управління пам'яттю.

Графічний процесор спеціалізується на обробці графічних даних, таких як відео, фотографії, 3D-моделі та ігрова графіка. Однак через свою паралельну архітектуру, він також виявився корисним для обчислень загального призначення, таких як наукові обчислення, машинне навчання та криптографія.

Кількість ядер. Традиційно CPU мають обмежену кількість ядер (зазвичай від 2 до 64), і ці ядра можуть бути використані для виконання послідовних операцій та оптимізації обробки важливих завдань.

GPU має значно більшу кількість ядер (сотні або навіть тисячі), що дозволяє виконувати багато операцій паралельно. Це робить його особливо ефективним для завдань, які можуть бути легко розділені на менші операції, такі як матричні операції у машинному навчанні.

Паралельні обчислення. Архітектура CPU більш підходить для послідовних обчислень та складних алгоритмів, які вимагають високого рівня оптимізації та управління пам'яттю. Він здатний ефективно виконувати широкий спектр завдань, включаючи операції, які важко розділити на паралельні частини.

Головна сила GPU - у масових паралельних обчисленнях. Він підходить для завдань, де можна одночасно виконувати велику кількість операцій, таких як обробка зображень, симуляції, обчислення фізики та інші. GPU виявляється дуже корисним для задач штучного інтелекту, де можливо розділити великі обчислювальні завдання на багато менших.

Оптимізація пам'яті. Архітектура CPU має високий рівень оптимізації для операцій з пам'яттю та управління даними. Це дозволяє йому ефективно оперувати з різними типами даних та виконувати складні алгоритми, які вимагають точного контролю над доступом до пам'яті.

GPU також має пам'ять біля кожного ядра (кеш) та загальну пам'ять. Однак, оптимізація для роботи з пам'яттю менш висока, і це може призвести до затримок при виконанні деяких загальних завдань.

Енергоефективність. CPU ефективно використовується для завдань, які вимагають високої обчислювальної потужності при обмеженому споживанні енергії. Він добре підходить для ноутбуків, серверів та мобільних пристроїв.

GPU споживає більше енергії через велику кількість ядер і паралельний характер роботи. Він ефективний для задач, де обчислювальні потреби переважають над споживанням енергії, наприклад, у великих обчислювальних серверах та високопродуктивних робочих станціях.

Програмування. Програмування для CPU відбувається за допомогою загальнопризначених мов програмування, таких як C, C++, Java, Python тощо. Він дозволяє використовувати багато функцій та бібліотек для розробки програм.

Для програмування GPU використовуються спеціалізовані мови програмування, такі як CUDA (для NVIDIA) та OpenCL (для AMD). Програмування GPU вимагає розуміння паралельної обробки даних та специфічних можливостей архітектури.

У підсумку, якщо розглядати велику кількість аспектів, CPU і GPU мають відмінні архітектурні особливості, які роблять їх підходящими для різних завдань. Обидва типи процесорів можуть взаємодіяти в комп'ютерних системах для досягнення найкращої продуктивності та ефективності залежно від специфікацій завдань та вимог користувачів. Для нашої системи використаємо і CPU і GPU. В третьому розділі порівняємо їх ефективність в вирішенні поставленої задачі

Апаратна конфігурація системи наведена в таблиці 2.1. Вибір компонентів комп'ютера для виконання наукових завдань є критичним кроком, оскільки він повинен забезпечити потужність, продуктивність та стабільність для обчислювальних вимог наукових досліджень. Розглянемо обрані компоненти та обґрунтуємо їхність:

Вибір материнської плати впливає на сумісність і розширюваність системи. Модель Asus TUF Z790 забезпечує надійну роботу, підтримку останніх технологій та достатню кількість роз'ємів для підключення додаткових пристроїв.

Процесор Intel Core i7-13700k. Для наукових обчислень важлива висока продуктивність процесора. Intel Core i7-12700k з 16-ма ядрами та 24-ма потоками забезпечить швидкість обчислень та здатність впоратися з багатьма завданнями одночасно.

Система охолодження Noctua NH-U12A. Ефективне охолодження важливе для збереження стабільної роботи компонентів. Noctua NH-U12A є високоефективним кулером, який забезпечує надійне охолодження процесора під високою навантаженням.

Відеокарта ASUS RTX 4070. Відеокарта має значний вплив на обчислювальну продуктивність. ASUS RTX 4070 забезпечує потужні обчислювальні можливості та підтримку технологій, які можуть бути корисними для наукових завдань, таких як GPU-прискорення обчислень.

Пам'ять G.Skill 32 Гб DDR5-6000. Для наукових обчислень важлива швидкість та об'єм оперативної пам'яті. 32 Гб оперативної пам'яті G.Skill з високою швидкістю DDR5-6000 забезпечить достатній обсяг пам'яті та швидкість доступу до неї.

Накопичувач SSD 2 Tb Samsung 980 PRO. Для швидкого доступу до даних та швидкої роботи системи важливий накопичувач. SSD Samsung 980 PRO з великим обсягом пам'яті та високою швидкістю читання/запису забезпечить ефективну роботу з даними.

Блок живлення Seasonic Gold 650 Вт. Блок живлення повинен забезпечити стабільну та надійну подачу енергії для всіх компонентів. Блок живлення Seasonic Gold 650 Вт забезпечить достатній резерв енергії для компонентів та підтримує високий стандарт енергоефективності.

Для захисту комп'ютера та даних від відключень електроживлення важливе наявність джерела безперебійного живлення (UPS). Ritar PT-3KS-LCD 3000 VA забезпечить надійний захист від можливих перебоїв в електропостачанні.

В цілому, обрані компоненти є добре збалансованими для виконання наукових завдань. Вони забезпечать високу продуктивність, швидкість та стабільність, необхідні для ефективної роботи з обчисленнями та даними.

Таблиця 2.1 – Апаратна конфігурація системи

Материнська плата	Asus TUF Z790-PLUS
CPU	Intel Core i7-13700k, 16 ядер, 24 потоки, 3,4 ГГц
Система охолодження CPU	Noctua NH-U12A
GPU	ASUS RTX 4070 12GB GDDR6X (192bit) (2520/21000)
ОЗП	G.Skill 32 Гб DDR5-6000
Накопичувач	SSD 2 Tb Samsung 980 PRO
Блок живлення	Seasonic Gold 650 Вт
Система безперебійного живлення	Ritar PT-3KS-LCD 3000 VA / 2700 W

2.3 Розробка програмної частини системи

В якості платформи для розробки було обрано MATLAB. MATLAB – це комплекс програм для вирішення завдань технічних обчислень, який використовує однойменну мову програмування. Він працює на більшості сучасних операційних систем [14]. Мова MATLAB є високорівневою інтерпретованою мовою програмування, яка включає структури даних на основі матриць, широкий спектр функцій, інтегроване середовище розробки, можливості об'єктно-орієнтованого програмування та інтерфейси до програм, написаних на

інших мовах програмування. Основною рисою мови MATLAB є її великі можливості для роботи з матрицями.

Основні переваги MATLAB, які роблять її вигідною серед наявних математичних систем і пакетів (MathCad, Mathematica тощо), полягають у наступному [14]:

- система MATLAB спеціально створена для проведення інженерних розрахунків: математичний апарат, яким вона користується, надзвичайно близький до сучасного математичного апарату інженера та вченого і ґрунтується на обчисленнях з матрицями, векторами та комплексними числами; графічне подання функціональних залежностей тут організоване у формі, необхідній саме для інженерної документації;

- мова програмування системи MATLAB дуже проста, наближена до мови Basic, зрозуміла навіть початківцям; вона включає всього декілька десятків операторів; невелика кількість операторів тут компенсується великою кількістю процедур та функцій, суть яких зрозуміла користувачеві з відповідною математичною та інженерною підготовкою;

- на відміну від більшості математичних систем, MATLAB є відкритою системою; це означає, що практично всі процедури та функції MATLAB доступні не лише для використання, але і для корекції та модифікації; MATLAB - система, яку користувач може розширювати на свій розсуд створеними ним програмами та процедурами (підпрограмами); її легко пристосувати до розв'язання потрібних класів завдань;

- дуже зручною є можливість як створювати власні окремі програми з метою багаторазового їх використання для досліджень, так і застосовувати практично всі обчислювальні можливості системи в режимі надзвичайно потужного наукового калькулятора; це робить MATLAB незамінним засобом для проведення наукових та інженерних розрахункових досліджень;

- підтримка прискорення обчислень за рахунок використання GPU від Nvidia. Таким чином, виконавши відповідні налаштування, можна на одному і тому самому коді отримати додаткове прискорення від використання GPU.

Для отримання відображення кератиноцитів із файлу було використано функцію *imread*. За допомогою функції *img=imread(filename)* зчитувалося бінарне, відтінкове або повнокольорове зображення із файлу під назвою *filename*, яке потім заносилося до масиву *img*. Зразок оригінального зображення можна знайти на рис. 2.6.

Далі, для перетворення зображення на відтінки сірого, була використана функція *rgb2gray*. Шляхом використання функції *gray=rgb2gray(img)* створювалося відтінкове зображення *I*, під час чого *R*-, *G*-, *B*- компоненти пікселів повнокольорового зображення перетворювалися на відповідні значення яскравості.

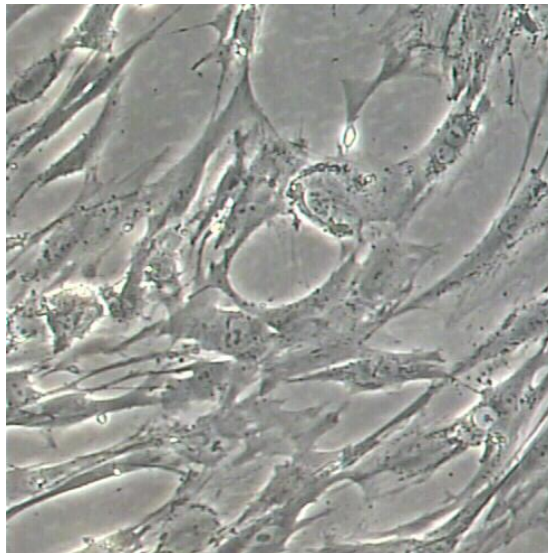


Рисунок 2.6 – Приклад вихідного зображення

Для того щоб перетворити значення пікселів в діапазон від 0 до 255, використовувалася функція *im2uint8*. Завдяки функції *gray=im2uint8(gray)* відбувалося перетворення бінарного, відтінкового або повнокольорового зображення *gray* у формат *uint8*, після чого результат зберігався в матриці *gray*.

Для реалізації логарифмічно-полярного перетворення був використаний алгоритм, описаний у розділі 1. Результатом цієї реалізації стала функція *polarConvert*, код якої можна знайти у лістингу 2.1. З метою впровадження даного

алгоритму була розроблена функція *logPolarConvert*, код якої представлено у лістингу 2.2.

Отриманим результатом застосування логарифмічно-полярного перетворення до зображення кератиноцитів є зображення у логарифмічно-полярних координатах (рис. 2.7). Це тип зображення у логарифмічно-полярних координатах залишається стійким до змін повороту та майже не реагує на зміни масштабу, оскільки зображення однакового розміру в різних масштабах мають відмінний рівень візуальної інтенсивності.

Лістинг 2.1 – Реалізація алгоритму полярного перетворення

```
function polar = polarConvert( grayImage )
    polar = zeros(512,512);
    for i=0:511
        for j=0:255
            x = fix(256 +(j*cos(2*pi*i/512)) )+1;
            y = fix(256 -(j*sin(2*pi*i/512)) )+1;
            polar(i+1,j+1) = grayImage(x,y);
        end
    end
end
```

Лістинг 2.2 – Реалізація алгоритму лог-полярного перетворення

```
function logPolar = logPolarConvert( polar,grayImage )
    logPolar = grayImage;
    for i=0:511
        for j=0:511
            x = i+1;
            y = fix(log2(j+2)/log2(512+2)*256)+1;
            logPolar(i+1,j+1) = polar(x,y);
        end
    end
end
```

Після отримання логарифмічно-полярної форми зображення з модуля попередньої обробки виконується вейвлет-паketне перетворення. Класичне двовимірне вейвлет-паketне перетворення є розширенням двовимірного дискретного вейвлет-перетворення, що відкриває більше можливостей для аналізу зображень.

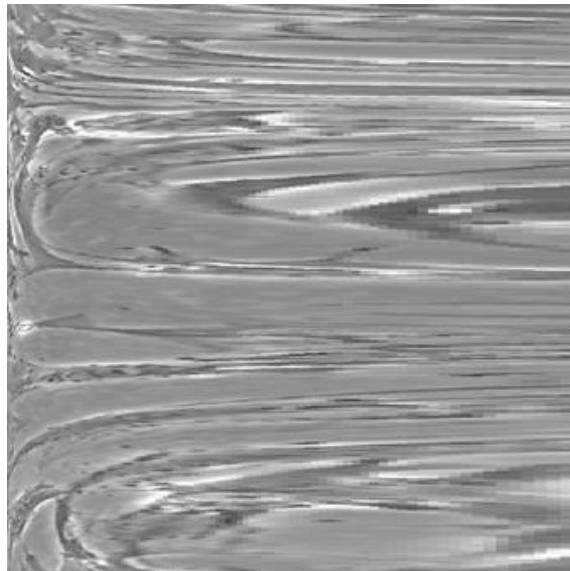


Рисунок 2.7 – Лог-полярна форма зображення кератиноцитів

В цьому методі зображення ділиться на загальну компоненту та три деталізовані компоненти. Загальна компонента також розбивається на більш дрібні загальні та деталізовані компоненти другого порядку. Цей процес відбувається рекурсивно. Це дозволяє здійснити $(n+1)$ можливих способів розкладу зображення на n рівнів деталізації. У вейвлет-пакетному перетворенні кожна з трьох деталізованих компонент, так само як і загальна, може бути розділена. Загалом, є $4n$ різних можливостей кодування зображення, що сприяє більш ефективному аналізу.

Для створення дерева аналізу потрібно виконати такі дії для кожного вузла. Починаючи з кореня та опускаючись рівень за рівнем до досягнення листя, для кожного вузла необхідно:

- обчислити значення функціоналу "EP" для даного вузла як батьківського вузла та значення функціоналу для чотирьох його дітей: "EA", "EN", "EV" та "ED". У вейвлет-пакетному розкладі батьківському вузлу відповідає двовимірний масив загальної компоненти або деталізації, а дітям - результати фільтрації цього масиву: двовимірна загальна компонента, горизонтальна, вертикальна та діагональна деталізація [15];

- якщо сума функціоналів для дітей менша за функціонал батька, тобто $"EA" + "EN" + "EV" + "ED" < "EP"$, тоді додати дітей до формуючогося дерева аналізу.

Якщо сума функціоналів для дітей більша або дорівнює функціоналу батька, тоді відсікти дітей та залишити лише батька; цей вузол стане листом в оптимальному дереві аналізу [15].

Для виконання розкладу зображення вейвлет-пакетним перетворенням використовується функція *wpdec2*. Функція $t = wpdec2(x, N, 'wname', entropy, udf)$ здійснює пакетний розклад зображень, які представлені матрицею x , застосовуючи вейвлет *wname*, і повертає дерево t , що відображає розклад на рівні N .

У списку вхідних параметрів функції також присутня рядкова змінна *entropy*, яка визначає критерій оцінки ентропії розкладу. У цьому контексті значення *entropy* може бути одним з наступних: *shannon*, *threshold*, *norm*, *log energy*, *sure*, *user*. Параметр *udf* не є обов'язковим, так як він призначений для деталізації параметра *entropy*. В залежності від значення *entropy*, параметр *udf* може представляти порог для критеріїв *threshold* або *sure*, чи показник для *norm*. Очевидно, що при використанні оцінок ентропії *shannon* та *logenergy*, параметр *udf* не вказується. Якщо для розрахунку ентропії використовується користувацький критерій (значення *user*), параметр *udf* вказує ім'я файлу (скрипту), де міститься користувацький критерій.

Під час роботи були використані такі вейвлети: Добеші 10-го порядку та Хаара. Для обчислення ентропії було вибрано ентропію Шеннона:

$$E(s) = -\sum_i s_i^2 \log(s_i^2), \quad (2.1)$$

де s є аналізованим сигналом, а s_i є значеннями сигналу s . Зауважимо, що $0 * \log(0) = 0$.

Приклад розкладу зображення на першому рівні вейвлетом Добеші 10-го порядку наведено на рис. 2.8.

Для отримання оптимального дерева була використана функція *besttree*. Функція $bestDb10 = besttree(db10)$ повертає оптимальне дерево *bestDb10*, побудоване на базі одного з критеріїв ентропії. У залежності від цього

новостворене дерево може мати відмінну кількість рівнів та кількість вузлів на рівнях.

Функція розрахунку енергетичних вейвлет-сигнатур представлена у лістингу 2.3.

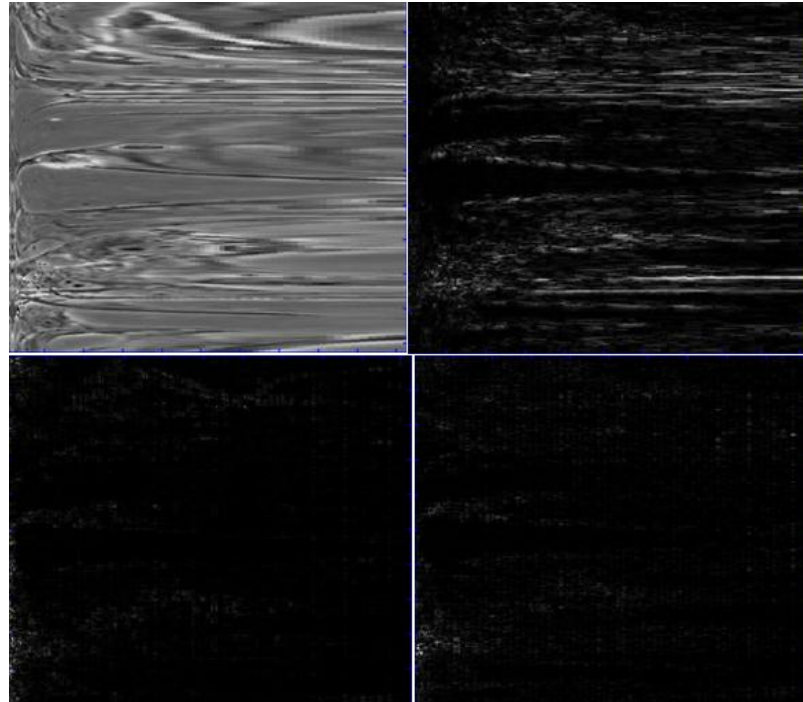


Рисунок 2.8 – Приклад першого рівня розкладання зображення вейвлетом Добеші 10 порядку

Лістинг 2.3 – Функція розрахунку енергетичних вейвлет-сигнатур

```
function energySort = energyWaveletSignature( besttree )
    numbersNodes = wtreemgr ('allnodes', besttree);
    energy = zeros( (length(numbersNodes)-1)/4 );
    k=1;
    for i=1:4:length(numbersNodes)-1
        s1 = mean(mean(wpccoef(besttree,numbersNodes(i)))) ;
        s2 = mean(mean(wpccoef(besttree,numbersNodes(i+1)))) ;
        s3 = mean(mean(wpccoef(besttree,numbersNodes(i+2)))) ;
        s4 = mean(mean(wpccoef(besttree,numbersNodes(i+3)))) ;
        sr = (s1+s2+s3+s4)/4;
        energy(k) = sr;
        k = k + 1;
    end
    energySort = sort(energy,'descend');
end
```

Для отримання номерів всіх вузлів дерева була використана функція *wtreemgr*. Функція *numbersNodes = wtreemgr('allnodes', besttree)* повертає номери всіх вузлів розкладу *besttree* (задається вхідним параметром *allnodes*).

В якості енергії сигнатур використовується середнє значення [15]:

$$e = \frac{1}{4N^2} \sum_{i=1}^{2N} \sum_{j=1}^{2N} a(i, j), \quad (2.2)$$

де N – розмір матриці апроксимуючих вейвлет-коефіцієнтів цього рівня розкладу;

$a(i, j)$ - вейвлет-коефіцієнт вузла дерева розкладу.

Для характеристики даного зображення використовується вектор енергій розміром 5. Реалізація вибору енергетичних сигнатур з найбільш домінуючою енергією подана в лістингу 2.4.

Лістинг 2.4 – Функція відбору енергетичних сигнатур з найбільш домінуючою енергією

```
function dominantEnergy = dominantEnergy( energySort )
    dominantEnergy = zeros(5);
    k=1;
    for i=1:length(energySort)
        if energySort(i)>50
            dominantEnergy(k) = energySort(i);
            k=k+1;
        end
    end
end
```

Після отримання вектору інформативних ознак, що характеризують зображення, необхідно вирішити задачу класифікації. Для досягнення цього використовується метод порівняння Евклідових відстаней [14]. Подібність чи відмінність між об'єктами класифікації встановлюється залежно від вибраної метричної відстані між ними. Якщо кожний об'єкт описується i -ми властивостями (ознаками), то його можна представити як точку у i -вимірному просторі, а подібність до інших об'єктів буде визначатися відповідною відстанню.

Евклідова відстань, можливо, найчастіше використовувана міра відстані. З геометричної точки зору, Евклідова відстань може бути неінформативною, якщо ознаки вимірюються в різних одиницях. Щоб виправити цю ситуацію, застосовується нормування кожної ознаки. Використання Евклідової відстані має сенс у наступних випадках:

- властивості (ознаки) об'єкта є однорідними за фізичним змістом і однаково важливі для класифікації;
- простір ознак збігається з геометричним простором.

Обчислення Евклідової відстані здійснюється за наступною формулою:

$$P = \sum_{i=1}^N (A_i - B_i)^2, \quad (2.3)$$

де P – відстань між векторами A і B ;

A – класифікований вектор;

B – вектор середніх для еталонного класу.

Для обчислення Евклідової відстані між класифікованим вектором та еталонним була створена функція *euclideanDistance* (лістинг 2.5).

Лістинг 2.5 – Функція визначення Евклідової відстані до еталонного класу

```
function euclidDistance = euclidianDistance( A, B )
    euclidDistance = 0;
    for i=1:5
        euclidDistance = euclidDistance + (A(i)-B(i))^2;
    end
end
```

Для визначення класу, до якого належить текстура, була розроблена функція *classifier*, подана у лістингу 2.6.

Лістинг 2.6 – Функція визначення класу, до якого належить зображення

```
function class = classifier( p1, p2 )
    if p1<p2
        class = 'good';
```

```

else
    class = 'bad';
end
end

```

Блок-схема алгоритму роботи системи наведена на рис. 2.9.



Рисунок 2.9 – Блок-схема алгоритму роботи системи

Код застосунку системи наведено в додатку А 1. Даний MATLAB-код відображає структуру графічного інтерфейсу (GUI), що має вікно для обробки зображень з використанням різних операцій, таких як лог-полярне перетворення та вейвлет-розклад. Основна функціональність програми включає наступні кроки:

- ініціалізація вікна та функцій: код починається з ініціалізації параметрів вікна та функцій, таких як *mainwindow_OpeningFcn*, *mainwindow_OutputFcn* та інші;
- функція *mainwindow_OpeningFcn*: Ця функція викликається при відкритті вікна і встановлює початкові параметри;
- функція *mainwindow_OutputFcn*: Ця функція повертає вихідні параметри вікна;
- функція *Menu_Callback* та *OpenMenu_Callback*: Ці функції відповідають за відкриття файлів зображень, їх відображення та налаштування доступності інших опцій, таких як лог-полярне перетворення та вейвлет-розклад;
- функція *logpolar_Callback*: Ця функція виконує лог-полярне перетворення та відображає результат на інтерфейсі;
- функція *waveletsmenu_Callback*: Ця функція обробляє вибір типу вейвлету та активує інші опції, такі як класифікація;
- функція *classify_Callback*: Ця функція здійснює класифікацію на основі попередньо обчислених значень та виводить результат класифікації на інтерфейс.

Загалом, цей код визначає і управляє вікном графічного інтерфейсу для обробки та класифікації зображень за допомогою різних методів, таких як лог-полярне перетворення та вейвлет-розклад, а також надає можливість класифікувати оброблені зображення на основі попередньо обчислених характеристик.

Після запуску програми на екрані з'являється головна форма *mainwindow* (рис. 2.10). Ця форма має три основних панелі: панель управління, панель початкового зображення та панель логарифмічно-полярної форми зображення. Крім того, на головній формі програми є меню "File". Панель управління включає кнопку для отримання логарифмічно-полярної форми зображення, список вейвлетів (Добеші 10 (*db10*), Хаар (*haar*)) і кнопку для класифікації. Щоб завантажити початкове зображення, користувач повинен перейти в меню "File" - "Open...", після чого відкриється можливість обрати файл з відповідної директорії.

У випадку, якщо користувач обере файл з іншим розширенням, ніж .jpg, або його розмір не відповідає розміру 512x512 пікселів, завантаження не буде виконано.

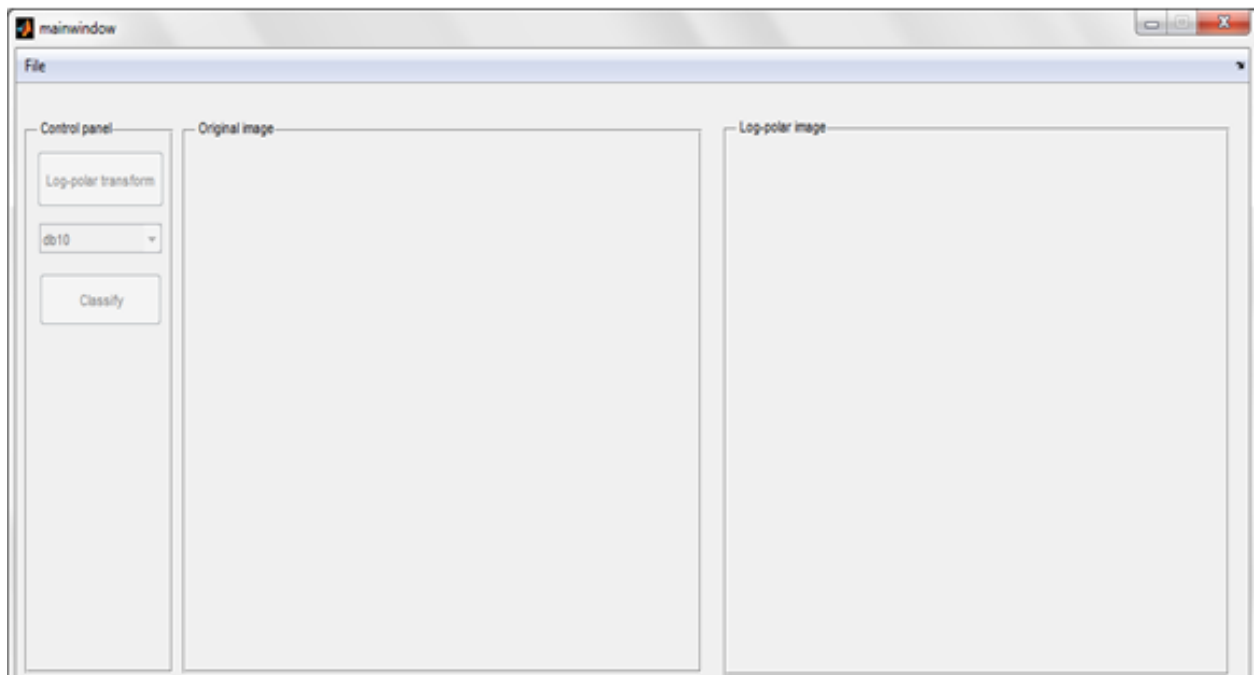


Рисунок 2.10 – Головна форма застосунку системи

Після завантаження вихідного зображення воно відображається на відповідній панелі, і стає доступною кнопка для отримання його логарифмічно-полярної форми. Після того, як ця кнопка буде натиснута, зображення піддаватиметься трансформації і відобразиться на панелі для логарифмічно-полярної форми (рис. 2.11).

Подальше відображення включає список вейвлетів. Шляхом вибору одного з варіантів із цього списку можна здійснити вейвлет-паketне перетворення зображення з визначенням оптимального дерева розкладу. Після вейвлет-паketного розкладу стане доступною кнопка для класифікації. Після натискання на цю кнопку на екрані з'явиться діалогове вікно, в якому користувачу буде надана інформація про клас, до якого належить вихідне зображення кератиноцитів, а саме чи цей кератиноцит придатний для лікування опіку чи не придатний. Процедура класифікації можна повторити з новим зображенням, перезавантаживши його через меню "File".

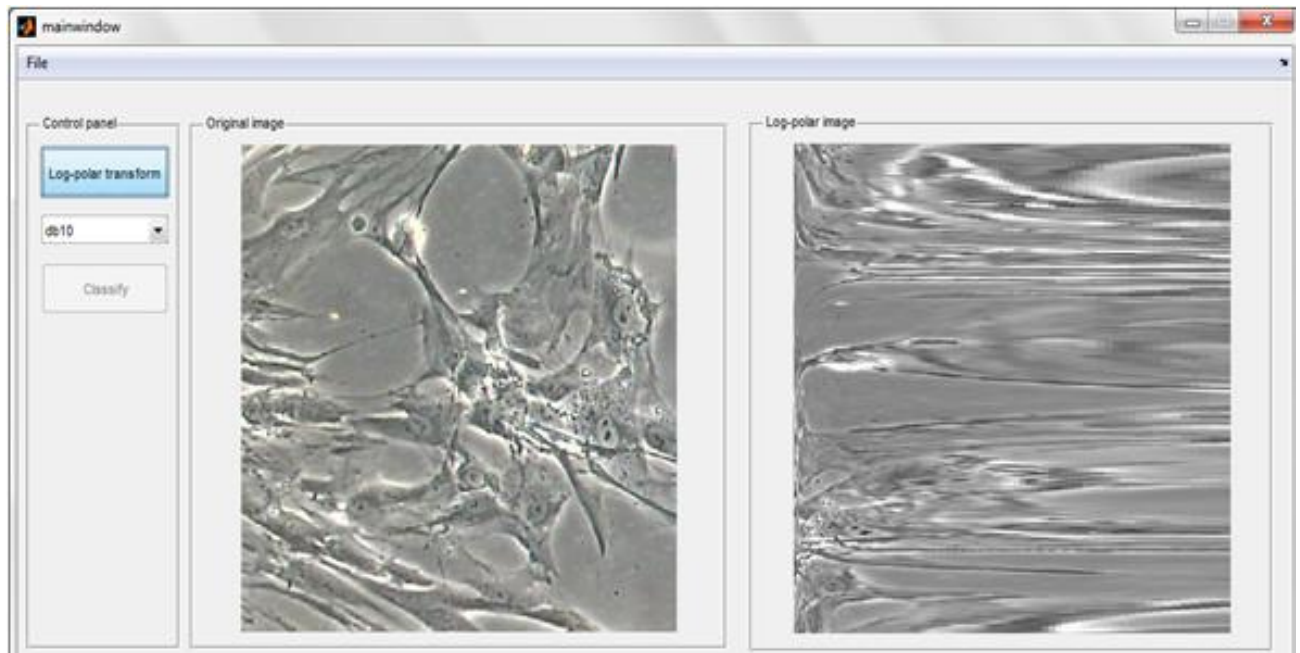


Рисунок 2.11 – Отримання лог-полярної форми зображення

2.4 Заходи захисту інформації

Для забезпечення високого рівня захисту інформації в рамках нашої системи, необхідно вжити цілісний підхід до кібербезпеки. Далі описується детальний перелік дій, які можуть бути виконані для забезпечення високого рівня безпеки даної системи.

Фізична безпека комп'ютера включає розташування його в безпечному фізичному середовищі з обмеженим доступом для незаконних осіб. Також важливе використання фізичних засобів захисту, таких як замки та кабельні застібки, для запобігання фізичному доступу до комп'ютера.

Захист мережі та з'єднань передбачає використання надійних мережевих засобів з шифруванням даних, таких як протокол HTTPS для безпечної передачі даних через Інтернет. Також рекомендується використання мережевого брандмауера для заборони неповноваженим особам отримувати доступ до системи.

Аутентифікація та авторизація включає встановлення сильних паролів для користувачів, застосування багаторівневої аутентифікації та точного визначення прав доступу в залежності від ролей користувачів у системі.

Антивірусний та антишпигунський захист передбачає регулярне оновлення антивірусного програмного забезпечення для виявлення та видалення потенційних загроз. Також рекомендується використання антишпінських програм для блокування спроб незаконного доступу до конфіденційної інформації.

Шифрування даних є важливим заходом безпеки, і рекомендується використання шифрування для захисту конфіденційних даних. Обмін ключами асиметричними алгоритмами шифрування також варто застосовувати під час передачі даних через мережу.

Резервне копіювання системи та даних є необхідним для відновлення інформації в разі втрати або пошкодження. Оновлення програмного забезпечення, моніторинг та аудит допомагають у забезпеченні безпеки системи.

Оновлення програмного забезпечення включає регулярне оновлення операційної системи, драйверів та програм для забезпечення захисту від вразливостей.

Соціальний інжиніринг передбачає навчання користувачів системи впізнавати спроби соціального інжинірингу та фішингу. Також важливо забороняти розголошення конфіденційної інформації та реагувати на підозрілі запити.

Фізичний доступ до обладнання забезпечує обмежений доступ до комп'ютера та інших пристроїв, що входять до системи.

Моніторинг та аудит реалізуються через ведення журналів подій для відстеження дій користувачів і виявлення підозрілих активностей.

Постійне навчання та оновлення знань включає забезпечення користувачів системи актуальною інформацією щодо кібербезпеки та практик захисту.

	Norton	Bitdefender	McAfee	ESET	Webroot
Money back	60 days	30 days	30 days	30 days	70 days
Trial	14 days	30 days	30 days	30 days	14 days
VPN	✓	✓	✓	✗	✓
Parental control	✓	✓	✓	✓	✗
Password manager	✓	✓	✓	✓	✓
System optimizer	✓	✓	✓	✗	✓
Cloud backup	✓	✗	✗	✗	✗
Data encryption	✗	✗	✗	✓	✗
Identity protection	✓	✓	✓	✓	✓
Identity monitoring	✓	✓	✓	✗	✗
credit monitoring	✓	✓	✓	✗	✗

Рисунок 2.12 – Порівняння сучасних антивірусних комплексів

В роботі ми намагалися систематизувати всі відомі нам засоби захисту інформації. Комбінування цих заходів допоможе створити надійний і захищений середовище для обробки і передачі зображень.

2.5 Висновки по розділу

Висновки, що можна зробити на основі розробки комп'ютерної системи визначення придатності клітин для лікування опіків, такі:

- в рамках розробки була створена структурна схема системи, яка включає три основні модулі: модуль попередньої обробки зображення, модуль отримання інформативних ознак та модуль класифікації;

- було запропоновано низку відповідних апаратних рішень для системи. Використано як CPU так і GPU;

- було розроблено програмну складову системи, яка втілена в середовищі MATLAB. Вибрані та реалізовані математичні методи для вирішення поставленої задачі;

- в якості ентропійної характеристики вейвлет-розкладу було вибрано ентропію Шеннона, а як міра енергії сигнатури обрана енергія середнього значення (Евклідова відстань);

- розроблено інтуїтивно зрозумілий макет користувацького інтерфейсу програми, який не потребує спеціально підготовленого користувача.

3 ДОСЛІДЖЕННЯ РОЗРОБЛЕНОЇ СИСТЕМИ

Припустимо, що ми маємо зображення кератиноцитів у форматі jpg з розміром 512×512 пікселів. Ці зображення надходять на вхід до системи. Завдання системи полягає у перетворенні зображення в відтінки сірого кольору та отриманні його логарифмічно-полярної форми (відповідно до формул 1.1 і 1.2). Після цього необхідно здійснити вейвлет-паquetний розклад (згідно з формулою 1.3) і отримати оптимальне дерево розкладу (за критерієм ентропії Шеннона). Після отримання вейвлет-коефіцієнтів необхідно створити вектор ознак, які характеризують зображення кератиноцитів. Для визначення енергії сигнатури використовується середнє значення (згідно з формулою 2.2). Далі відбувається сортування отриманого вектора ознак та його впорядкування за спаданням. Вибираються елементи вектора, що відповідають найбільш домінантним значенням енергії. Далі обчислюється Евклідова відстань до вектора ознак двох

еталонних класів (згідно з формулою 2.3). На основі порівняння Евклідових відстаней до еталонних класів приймаються рішення щодо віднесення вхідного зображення кератиноцитів до одного з класів («хороші» або «погані» і відповідно робиться висновок чи придатні кератиноцити до лікування опіків чи ні).

3.1 Формування еталонних точок класів

Для визначення найбільш підходящого типу вейвлета для вирішення задачі класифікації необхідно визначити еталонні точки для кожного з них. Для формування еталонних точок класів були використані зображення розміром 512×512 пікселів. Для кожного класу було використано 10 зображень, які експерти віднесли до класів "хороші" та "погані". Статистична обробка результатів була здійснена у програмі MS Excel.

Для всіх десяти зображень, які відносяться до класу "хороші", був обчислений характеризуючий їх вектор. Для отримання вектора, який характеризує даний клас, було поелементно обчислено енергію середнього значення за формулою:

$$C(j) = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N a(i, j), \quad (3.1)$$

де C – вектор, що характеризує клас;

a – матриця ознак, кожен рядок якої відповідає вектору j -го зображення навчального набору;

$j = 0 \dots 5$;

N - кількість зображень у навчальному наборі.

Приклад еталонних зображень, які експерти віднесли до класів "хороші" та "погані", представлені на рис. 3.1 та 3.2 відповідно.

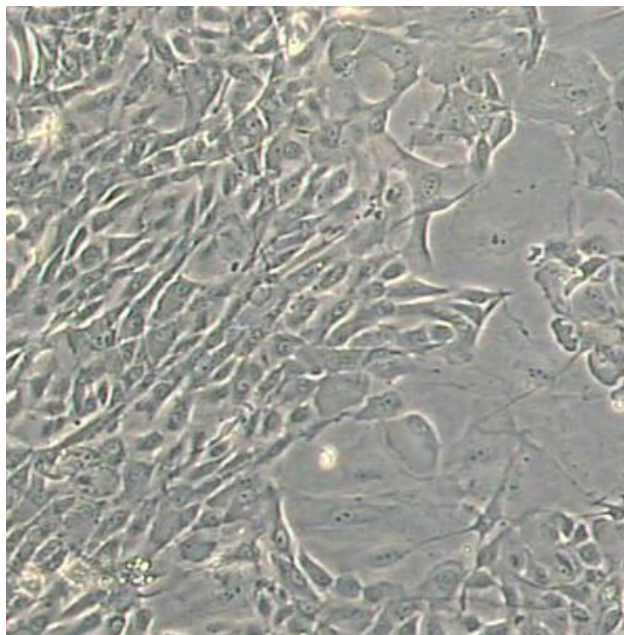


Рисунок 3.1 – Приклад еталонного класу "хороші"

Для визначення еталонних точок для вейвлету Добеші 10-го порядку необхідно сформувати вектори ознак для кожного з десяти еталонних зображень.

Усі значення, отримані в результаті обробки еталонних зображень класу "хороші" з використанням вейвлету Добеші, наведені у таблиці 3.1. Для визначення еталонного вектора була використана формула 3.1. Графік розподілу вектора еталонних ознак класу "хороші" для вейвлету Добеші 10-го порядку показаний на рис. 3.3.

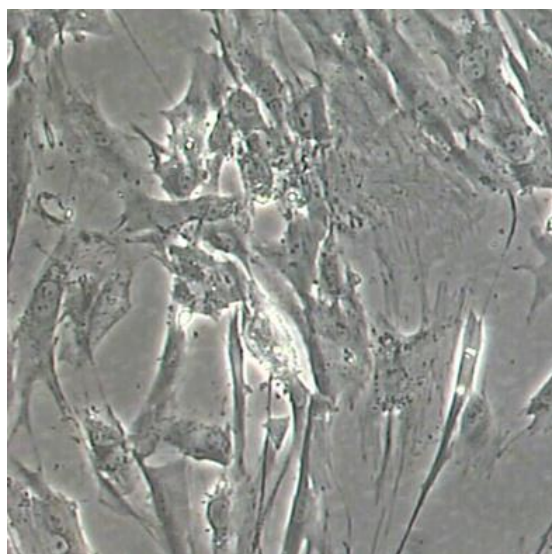


Рисунок 3.2 – Приклад еталонного класу "погані"

Таблиця 3.1 – Значення векторів ознак еталонних зображень класу "хороші" вейвлету Добеші 10 порядку

Номер зображення	Номер ознаки в векторі				
	1	2	3	4	5
1	1233,1	618,84	310,81	155,91	117,12
2	1268,4	621,02	314,74	150,56	112,22
3	1242,3	615,12	313,78	154,54	113,42
4	1218,2	616,45	315,34	154,23	111,15
5	1205,3	628,24	313,37	152,74	116,64
6	1235,4	603,52	315,81	156,66	113,22
7	1246,5	629,63	312,38	150,97	114,87
8	1263,6	623,24	317,84	154,55	114,22
9	1238,6	610,68	313,34	156,21	116,55
10	1239,7	614,35	312,55	152,12	117,73

На підставі високого рівня достовірності апроксимації ($R^2 = 0.9996$), ми можемо стверджувати, що значення розподілені за поліноміальним законом. Вигляд формули розподілу такий:

$$y = -15.41 * n^3 + 237.12 * n^2 - 1412 * n + 3109.2, \quad (3.2)$$

де n - порядковий номер ознаки у векторі;

y - її значення (енергія).

Аналогічним чином визначаються еталонні точки класу "погані". Значення, отримані в результаті обробки еталонних зображень для класу "погані" вейвлетом Добеші 10-го порядку, наведені в таблиці 3.2. На рис. 3.4 наведено графік розподілу еталонних ознак класу "погані" для вейвлета Добеші 10-го порядку. Ознаки класу "погані" також демонструють розподіл, що відповідає поліноміальному закону ($R^2 = 0.9998$). Вигляд формули розподілу наступний:

$$y = -21.215 * n^3 + 247.48 * n^2 - 1244.2 * n + 1312.4 \quad (3.3)$$



Рисунок 3.3 – Розподіл вектора ознак еталонного класу "хороші" для вейвлету Добеші 10-го порядку

Таблиця 3.2 – Значення векторів ознак еталонних зображень класу "погані" вейвлету Добеші 10 порядку

Номер зображення	Номер ознаки в векторі				
	1	2	3	4	5
1	1113	594,71	290,31	142,94	105,89
2	1112,1	517,23	214,74	143,05	103,34
3	1112,3	515,43	213,78	143,52	107,57
4	1110,7	510,14	215,34	142,12	103,45
5	1111,2	511,47	213,37	145,30	106,23
6	1110,4	511,43	215,81	141,01	104,01
7	1111,9	512,57	212,38	141,92	104,06
8	1113,4	516,24	217,45	145,27	105,95
9	1112,6	518,33	213,87	141,32	105,15
10	1108,3	511,45	212,35	140,54	105,29



Рисунок 3.4 – Розподіл вектора ознак еталонного класу "погані" для вейвлету Добеші 10-го порядку

Об'єднавши дві графіки (рис. 3.3 та рис. 3.4), можна чітко виявити відмінності між двома класами, що продемонстровані на рис. 3.5.

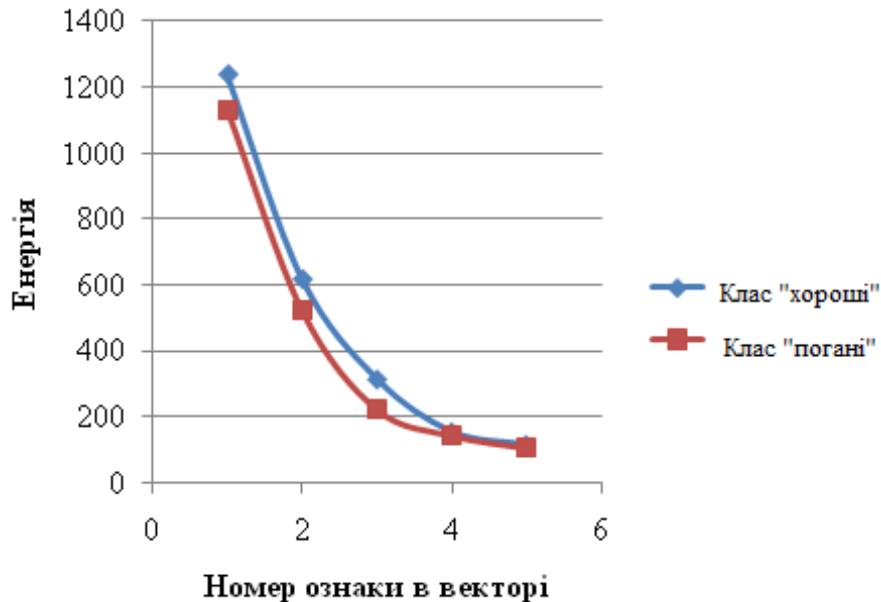


Рисунок 3.5 – Розподіл векторів ознак еталонного класу "погані" та класу "хороші" для вейвлету Добеші 10-го порядку

Для визначення еталонних точок для вейвлету Хаара потрібно виконати аналогічну процедуру але з використанням вейвлету Хаара. Значення, отримані

під час обробки еталонних зображень для класу "хороші" з використанням вейвлета Хаара, наведені у таблиці 3.3.

Графік розподілу вектора еталонних ознак класу "хороші" для вейвлету Хаара зображено на рис. 3.6. Формула розподілу має такий вигляд ($R^2 = 0.9997$):

$$y = -14.12 * n^3 + 274.21 * n^2 - 1649.1 * n + 2488.1 \quad (3.4)$$

Значення, отримані в результаті обробки еталонних зображень для класу "погані" з використанням вейвлета Хаара, наведені у таблиці 3.4.

На рисунку 3.7 представлено розподілення вектора еталонних ознак класу "погані" для вейвлету Хаара. Формула розподілу має такий вигляд ($R^2 = 0.9997$):

$$y = -12.746 * n^3 + 186.12 * n^2 - 984 * n + 1293.1 \quad (3.5)$$

Таблиця 3.3 – Значення векторів ознак еталонних зображень класу "хороші" вейвлету Хаара

Номер зображення	Номер ознаки в векторі				
	1	2	3	4	5
1	1244,5	624,58	312,18	156,02	117,16
2	1245,1	622,45	314,47	150,01	112,35
3	1241,8	619,54	313,25	154,06	113,73
4	1241,5	621,21	315,62	154,15	111,24
5	1239,1	623,94	313,14	152,44	116,37
6	1240,2	620,83	315,64	156,23	113,26
7	1242,2	620,35	312,16	150,35	114,64
8	1242,6	620,11	317,86	154,35	114,03
9	1241,4	621,18	313,54	156,21	116,25
10	1239,5	622,26	312,91	152,11	117,37

Загальний графік розподілів ознак двох класів для вейвлету Хаара представлений на рисунку 3.8. Видно, що відстань між двома еталонними класами менше, ніж у випадку використання вейвлету Добеші 10-го порядку.

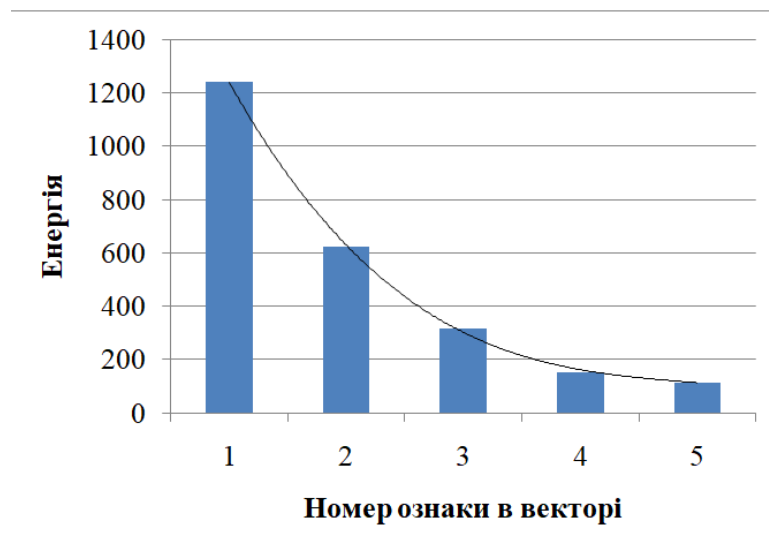


Рисунок 3.6 – Розподіл вектора ознак еталонного класу "хороші" для вейвлету Хаара

Таблиця 3.4 – Значення векторів ознак еталонних зображень класу "погані" вейвлету Хаара

Номер зображення	Номер ознаки в векторі				
	1	2	3	4	5
1	1129,7	562,09	282,33	140,84	105,57
2	1123,2	564,24	295,36	143,46	101,67
3	1125,1	565,91	293,43	143,76	102,23
4	1118,5	563,29	297,06	142,23	107,73
5	1118,3	567,34	289,01	145,78	102,90
6	1119,5	569,75	293,34	141,23	105,05
7	1118,4	571,28	296,97	141,45	109,43
8	1118,2	561,01	293,06	145,98	102,05
9	1119,5	579,09	281,09	141,13	104,95
10	1121,1	579,11	289,01	140,87	104,07

Очевидно, що чим більше різниця між векторами ознак двох класів, тим точніше вони будуть класифіковані.

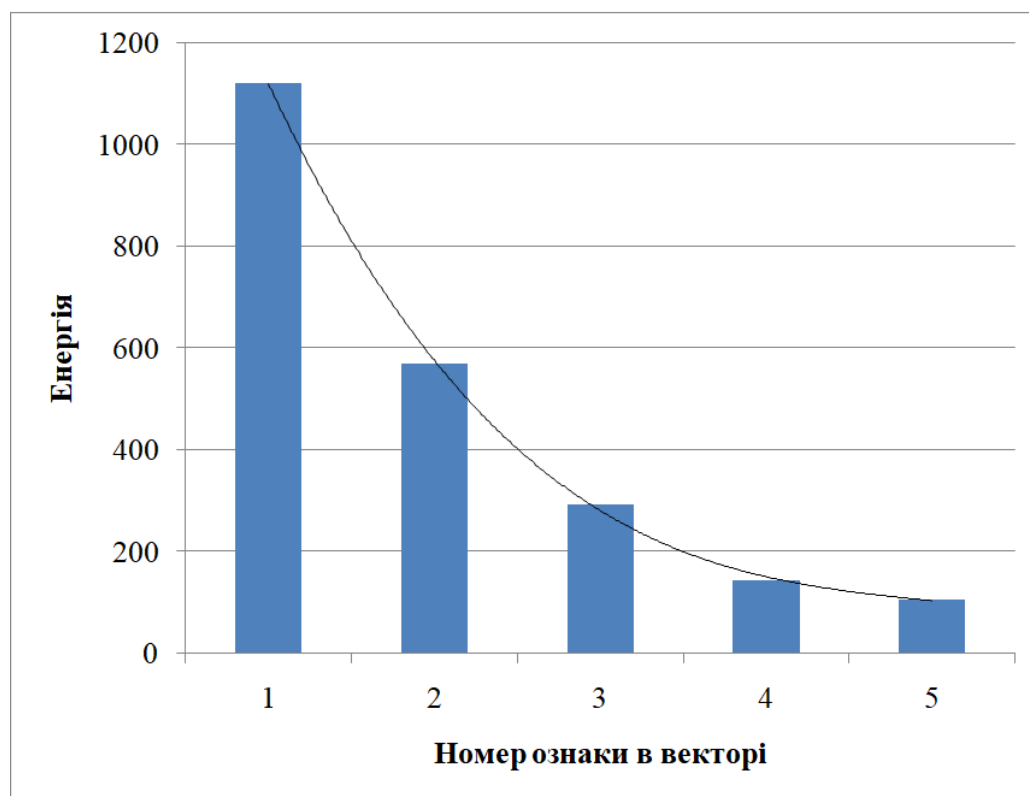


Рисунок 3.7 – Розподіл вектора ознак еталонного класу "погані" для вейвлету Хаара

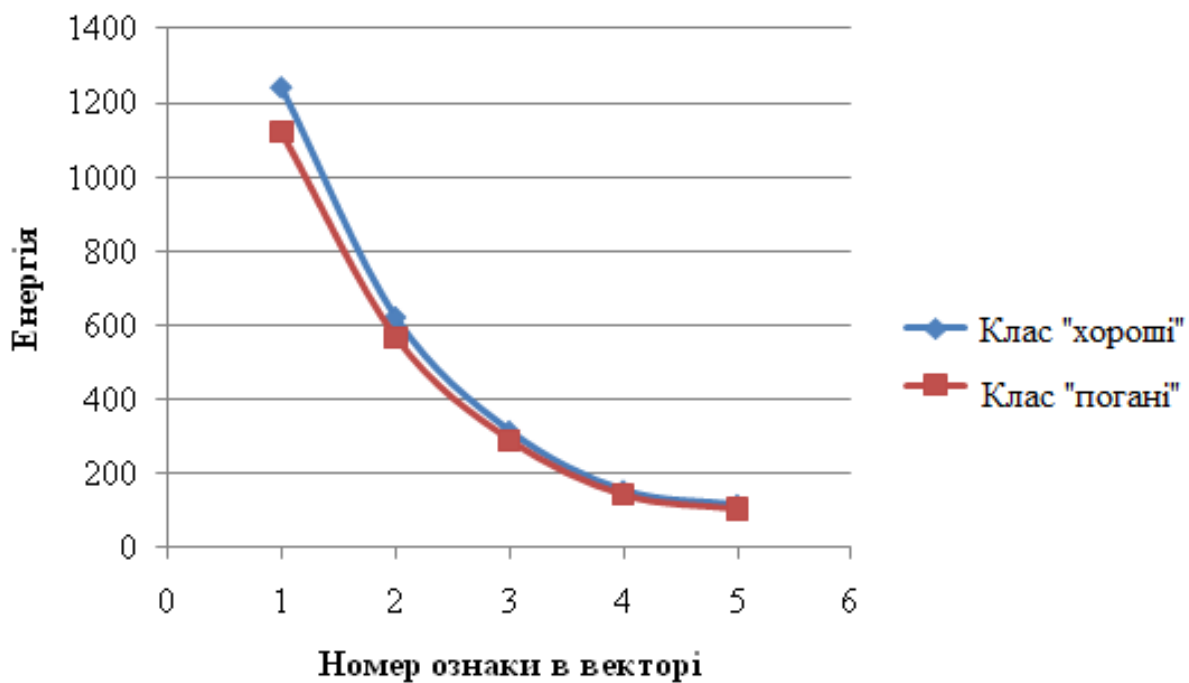


Рисунок 3.8 – Розподіл векторів ознак еталонного класу "погані" та класу "хороші" для вейвлету Хаара

З графіків розподілу векторів ознак еталонних класів за обома вейвлетами можна відзначити, що найбільша різниця між ними спостерігається на відрізку енергії від 200 до 600. Графіки розподілу ознак еталонних класів за двома вейвлетами на цьому відрізку наведені на рисунку 3.9. Штрихові лінії на рисунку 3.9 ілюструють різницю в енергії в векторі вейвлетів. З рисунку наочно видно, що вейвлет Добеші дозволяє класифікувати зображення точніше, адже різниця в енергії між "хорошими" та "поганими" класами істотніша, ніж у вейвлета Хаара.

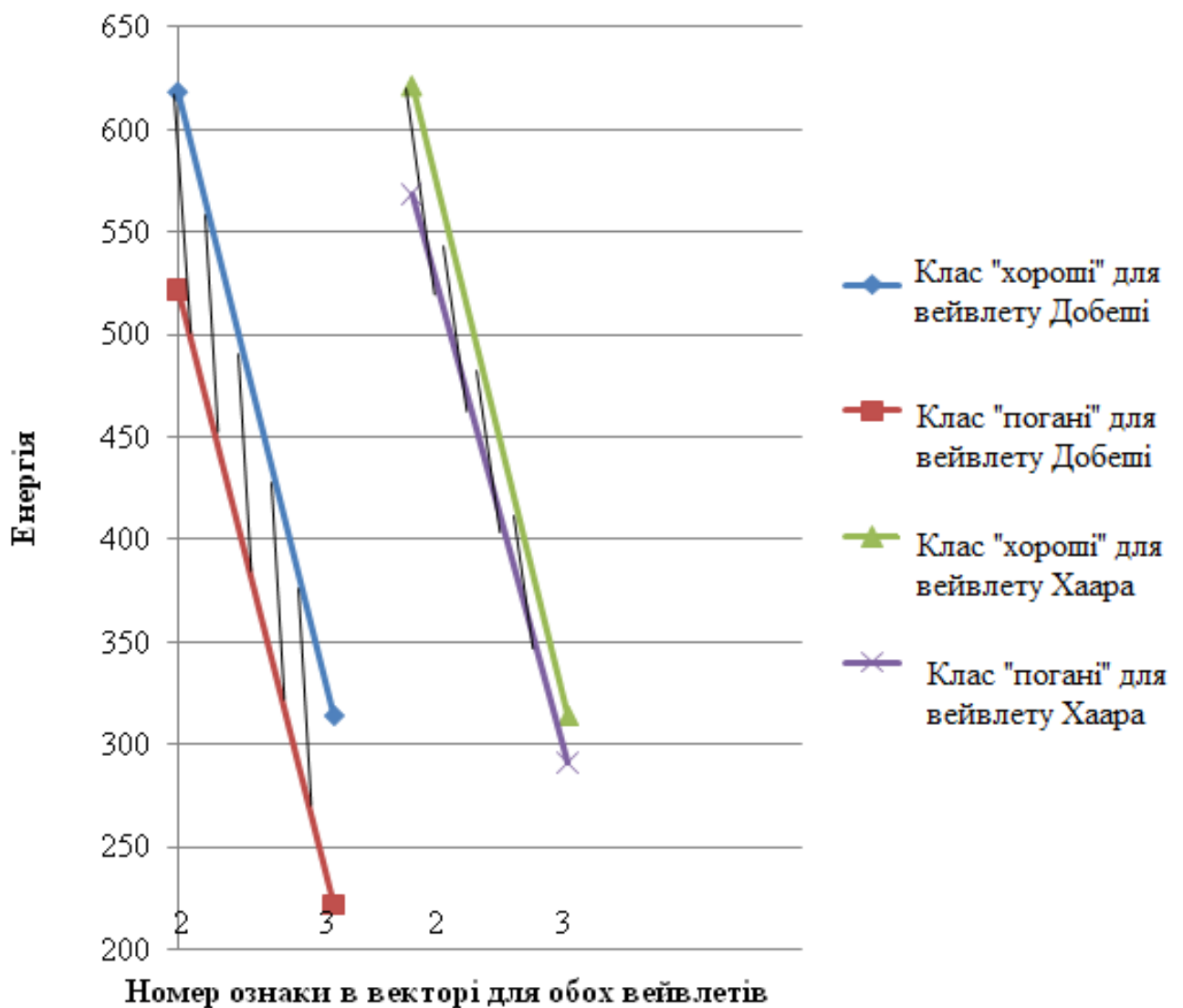


Рисунок 3.9 – Значення енергії векторів для вейвлетів обох типів

3.2 Випробування системи

Для перевірки роботи комп'ютерної системи визначення придатності клітин для лікування опіків необхідно здійснити наступні кроки:

- для кожного тестованого зображення розрахувати вектор ознак, що характеризує його;
- перевірити Евклідову відстань до кожного з еталонних класів;
- призначити тестоване зображення класу, для якого Евклідова відстань є найменшою, тобто виконати класифікацію.

Загалом була проведена класифікація 10 зображень. Визначення характеризуючих векторів ознак для тестованих зображень здійснюється за тим же алгоритмом, що й для еталонних класів. Результати, отримані за допомогою вейвлету Добеші 10-го порядку, представлені в таблиці 3.5.

У таблиці 3.6 наведено результати класифікації тестованих зображень. З результатів тестування видно, що з 10 зображень правильно було класифіковано 7. Відносна похибка становить:

$$p = \frac{|i_{теор} - i_{екс}|}{i_{теор}} \cdot 100\% = \frac{3}{10} \cdot 100\% = 30\% , \quad (3.6)$$

Таким чином, в 7 випадках з 10 система виконала правильну класифікацію. Нажаль в 3 випадках з 10 система дала хибне тлумачення кератиноцитів як хороших, а насправді вони за визначенням експертів були поганими.

Значення векторів ознак тестованих зображень, визначених за допомогою вейвлету Хаара, наведені в таблиці 3.7. Результати роботи системи з вейвлетом Хаара, наведені в таблиці 3.8. Таким чином, з вейвлетом Хаара система змогла коректно класифікувати 6 зображень з 10. І знову хибні висновки системи були в стилі класифікації поганих кератиноцитів як хороших.

Таблиця 3.5 – Значення векторів ознак зображень вейвлету Добеші

Номер зображення	Номер ознаки в векторі				
	1	2	3	4	5
1	1232,1	619,54	308,81	155,34	117,21
2	1349,5	675,9	338,06	168,96	126,76
3	1169,1	591,29	297,22	149,30	112,39
4	1218,8	605,40	304,85	151,93	114,28
5	1102,9	556,60	281,84	140,90	106,32
6	1268,0	594,71	290,31	142,94	105,89
7	1190,1	599,71	302,78	151,74	114,76
8	1185,7	593,24	299,49	149,70	112,73
9	1227,1	615,73	310,44	151,17	111,16
10	1108,2	521,47	219,26	141,36	104,66

Таблиця 3.6 – Порівняння результатів роботи системи з вейвлетом Добеші з роботою експертів

Номер зображення	Клас, який визначила система	Клас, який визначили експерти
1	«хороші»	«хороші»
2	«хороші»	«погані»
3	«хороші»	«хороші»
4	«хороші»	«погані»
5	«погані»	«погані»
6	«погані»	«погані»
7	«хороші»	«хороші»
8	«хороші»	«погані»
9	«хороші»	«хороші»
10	«погані»	«погані»

Таблиця 3.7 – Значення векторів ознак зображень вейвлету Хаара

Номер зображення	Номер ознаки в векторі				
	1	2	3	4	5
1	1244,5	624,58	312,18	156,38	117,16
2	1353,1	676,14	337,97	169,08	126,72
3	1195,6	601,05	298,27	149,71	112,47
4	1233,4	609,64	307,27	152,96	114,89
5	1136,9	567,37	284,34	141,71	106,45
6	1129,7	562,03	282,78	140,84	105,57
7	1219,9	605,44	305,53	152,40	114,31
8	1207,4	601,19	301,17	150,35	112,84
9	1221,1	613,12	310,55	151,65	111,25
10	1118,3	523,53	223,25	140,79	104,11

Таблиця 3.8 – Порівняння результатів роботи системи з вейвлетом Хаара з роботою експертів

Номер зображення	Клас, який визначила система	Клас, який визначили експерти
1	«хороші»	«хороші»
2	«хороші»	«погані»
3	«хороші»	«хороші»
4	«погані»	«погані»
5	«хороші»	«погані»
6	«погані»	«погані»
7	«хороші»	«хороші»
8	«хороші»	«погані»
9	«хороші»	«хороші»
10	«хороші»	«погані»

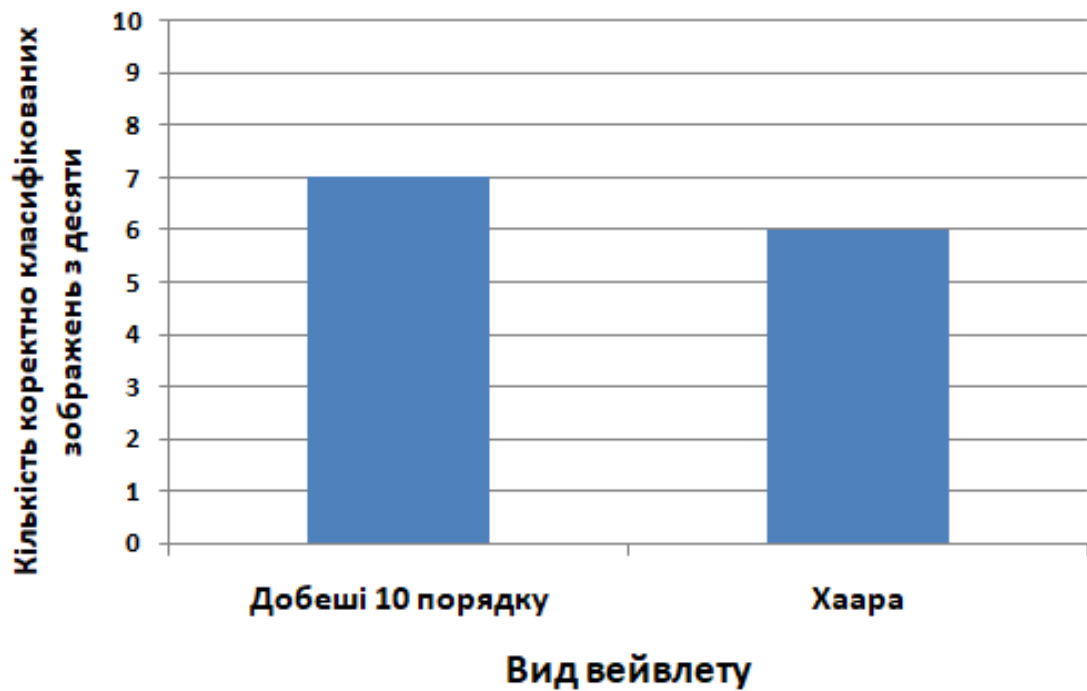


Рисунок 3.10 – Порівняння результатів роботи системи на двох вейвлетах

Під час випробування комп'ютерної системи було встановлено, що за допомогою вейвлету Добеші 10-го порядку вдалося вірно класифікувати 7 з 10 зображень, а за допомогою вейвлету Хаара - 6 з 10. Графік залежності типу вейвлету від кількості правильно класифікованих зображень наведено на рис. 3.10. Як показано на графіку, ефективнішим для застосування у задачах класифікації зображень кератиноцитів буде використання вейвлету Добеші 10-го порядку.

Далі дослідимо вплив порядку вейвлету Добеші на отримуваний результат. Для відповіді на це питання в задачі класифікації зображень кератиноцитів також були використані вейвлети Добеші від шостого до десятого порядку. Для класифікації було використано алгоритм, описаний вище. Експерименти були проведені на комп'ютері з наступною конфігурацією:

- процесор Intel Core i5 (4 фізичних ядра, 4 потоки) з тактовою частотою 3.4 ГГц, Кеш 6 МБ;
- 16 ГБ оперативної пам'яті DDR4-2400 МГц, таймінги 16-16-16-32;
- GPU NVIDIA CUDA GTX 1060: 1280 CUDA ядер, 1500 МГц;
- 64-бітна операційна система Windows 10.

Для визначення часу роботи алгоритму вейвлет-розкладу було виконано по три запуски для кожного порядку вейвлета Добеші (від 6 до 10). Після цього час для трьох запусків було усереднено. Результати для часу роботи алгоритму з використанням вейвлета Добеші на опрядка від 6 до 10 наведено на рис. 3.11.

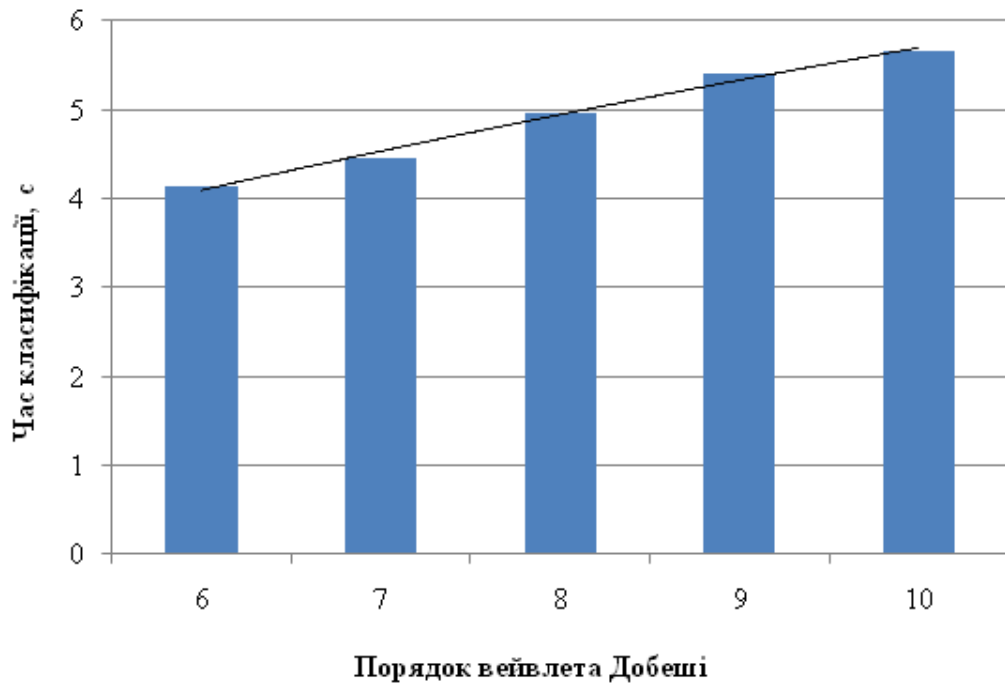


Рисунок 3.11 – Час виконання алгоритму з вейвлетом Добеші від 6 до 10

З рисунку 3.10 видно, що зниження порядку вейвлета призводить до незначного зменшення часу роботи алгоритму вейвлет-розкладу. За величиною достовірності апроксимації ($R^2 = 0.9921$) можна стверджувати, що значення розподілені за поліноміальним законом:

$$t = -0.0132 * p^2 + 0.4226 * p + 3.6445, \quad (3.9)$$

де t - час роботи алгоритму;

p - порядок вейвлета Добеші.

Результати класифікації зображень кератиноцитів з використання вейвлета Добеші порядків з 6 по 10 представлені в таблиці 3.9. Як видно з таблиці 3.9, точність класифікації з використанням вейвлета Добеші від 6-го до 9-го порядку

становить 60%. Отже, зниження порядку вейвлета веде до зниження точності і не є обґрунтованим.

Таблиця 3.9 – Результати класифікації зображень кератиноцитів з використанням вейвлета Добеші порядків з 6 по 10

Зображення	Клас, визначений системою					Клас, визначений експертами
	Добеші 6-го порядку	Добеші 7-го порядку	Добеші 8-го порядку	Добеші 9-го порядку	Добеші 10-го порядку	
1	«хороші»	«хороші»	«хороші»	«хороші»	«хороші»	«хороші»
2	«хороші»	«хороші»	«хороші»	«хороші»	«хороші»	«хороші»
3	«хороші»	«хороші»	«хороші»	«хороші»	«хороші»	«хороші»
4	«хороші»	«хороші»	«хороші»	«хороші»	«хороші»	«хороші»
5	«погані»	«погані»	«погані»	«погані»	«погані»	«погані»
6	«хороші»	«хороші»	«хороші»	«хороші»	«погані»	«погані»
7	«хороші»	«хороші»	«хороші»	«хороші»	«хороші»	«погані»
8	«хороші»	«хороші»	«хороші»	«хороші»	«хороші»	«погані»
9	«погані»	«погані»	«погані»	«погані»	«погані»	«хороші»
10	«погані»	«погані»	«погані»	«погані»	«погані»	«погані»

В таблиці 3.9 жирним шрифтом показаний випадок коли вейвлет Добеші 10 порядку показав себе ефективніше, ніж вейвлети менших порядків.

Графік результатів класифікації зображень кератиноцитів з використанням вейвлета Добеші п'яти порядків (від 6 до 10) показано на рис. 3.12.

За величиною достовірності апроксимації ($R^2 = 1$) можна засвідчити, що значення розподілені згідно з поліноміальним законом:

$$c = 0.1214 * p^4 - 0.2313 * p^3 + 2.4581 * p^2 - 1.0797 * p + 1, \quad (3.10)$$

де c – кількість правильно класифікованих зображень;

p – порядок вейвлета Добеші.

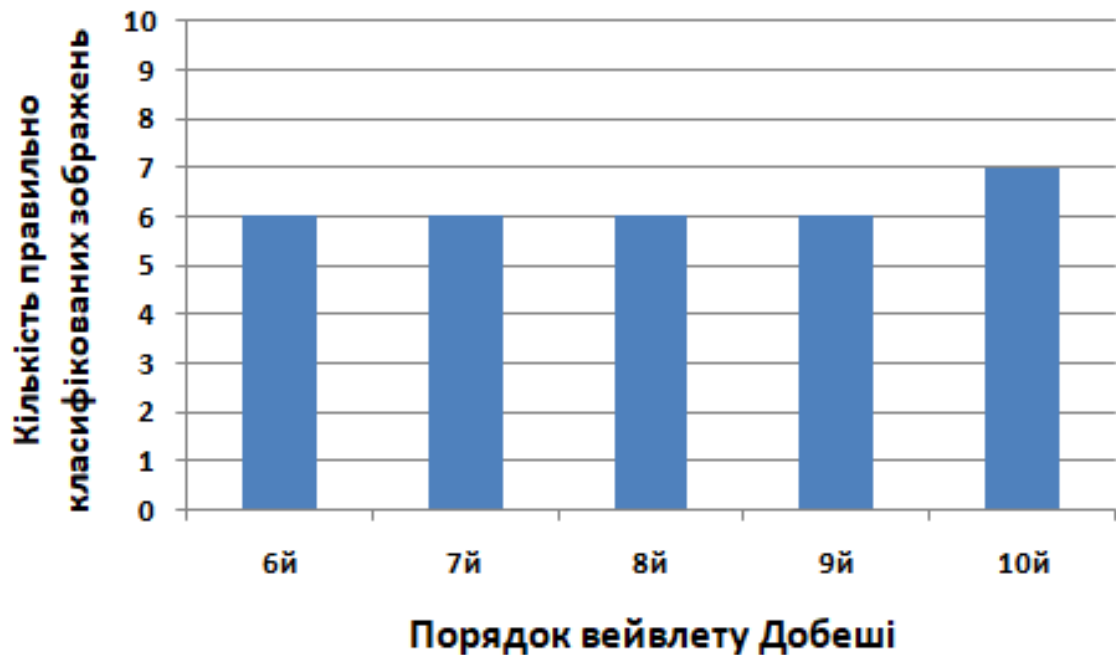


Рисунок 3.12 – Результати класифікації зображень кератиноцитів з використання вейвлета Добеші порядків з 6 по 10

Отже, зниження порядку вейвлета веде до незначного скорочення часу роботи алгоритму вейвлет-розкладу та погіршення результатів. Тому, кращим вибором вейвлета для завдань класифікації зображень кератиноцитів є вейвлет Добеші 10-го порядку.

Для використання ядер CPU, а також ядер CUDA GPU, організуємо одночасну класифікацію кількох зображень на CPU та на GPU і порівняємо їх продуктивність з точки зору часу, необхідного для класифікації кількох зображень одночасно. Цей варіант ще більше наближений до практики, адже розроблена система має використовуватися для класифікації. Будемо використовувати вейвлет Добеші 10 порядку для одночасної класифікації десяти зображень. Результати такого експерименту наведено на рис 3.12. Для CPU використано 1, 2 та 4 ядра. Для GPU – 10, 20 та 40 CUDA ядер відповідно.

Як видно з рис. 3.13, задача класифікації зображень кератиноцитів добре масштабується на ядрах як CPU так і GPU. Прискорення обчислювального процесу можна вирахувати по наступній формулі:

$$S = \frac{T_1}{T_N}, \quad (3.11)$$

де S – прискорення обчислювального процесу (у скільки разів обчислення виконується швидше на кількох ядрах в порівнянні з одним ядром);

T_1 – час виконання задачі на одному ядрі;

T_N – час виконання задачі на N ядрах.

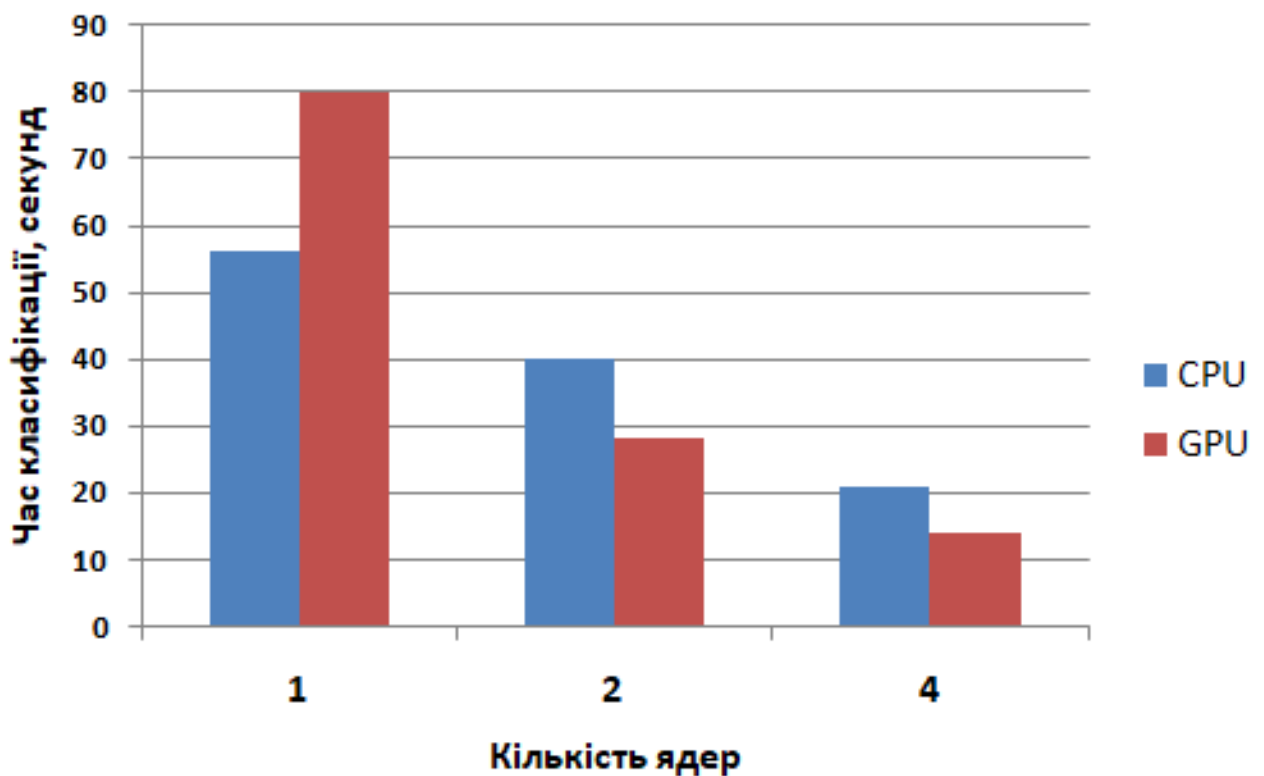


Рисунок 3.13 – Час класифікації зображень для вейвлету Добеші 10 порядку на CPU та GPU

3.3 Висновки по розділу

Виходячи з результатів дослідження роботи комп'ютерної системи визначення придатності клітин для лікування опіків, можна зробити наступні висновки:

- ефективним (за критерієм точності класифікації) вибором для завдань класифікації зображень кератиноцитів є використання вейвлета Добеші 10-го порядку. Точність класифікації з використанням цього вейвлета складає 70%.

- зниження порядку вейвлета призводить до незначного зменшення часу роботи алгоритму вейвлет-розкладу та погіршення результатів, тому такий підхід не є цілеспрямованим;

- використання вейвлета Хаара не є обґрунтованим з точки зору точності класифікації;

- використання ядер CPU та GPU для одночасної класифікації зображень з вейвлетом Добеші 10 порядку показує, що ця задача добре масштабується і її варто виконувати з використанням багатьох ядер CPU та GPU.

ВИСНОВКИ

У магістерській роботі було підвищено ефективність процесу визначення придатності клітин для лікування опіків шляхом розроблення та вивчення комп'ютерної системи для обробки біомедичних зображень кератиноцитів. Під час розробки та дослідження були вирішені наступні завдання:

- проаналізовані методи та засоби дослідження. Найбільш доцільним є метод світлової мікроскопії, оскільки він не впливає на клітини фізично та культивує клітин. При тому ефективність культивує залежить від стану клітин, складу середовища для росту, виду підстрату, на який сіються клітини, конкретної технології культивує;

- проаналізовані існуючі методи обробки зображень кератиноцитів (метод Фур'є, метод Габора та метод вейвлет-перетворення);

- розроблено структуру системи, яка складається з 3 модулів: модуля попередньої обробки зображення, модуля виділення інформативних ознак та модуля класифікації;

- запропоновані апаратні рішення щодо реалізації системи: Материнська плата Asus TUF Z790-PLUS, CPU Intel Core i7-13700k, 16 ядер, 24 потоки, 3,4 ГГц, Система охолодження CPU Noctua NH-U12A, GPU ASUS RTX 4070 12GB GDDR6X (192bit) (2520/21000), ОЗП G.Skill 32 Гб DDR5-6000, Накопичувач SSD 2 Tb Samsung 980 PRO, Блок живлення Seasonic Gold 650 Вт, Система безперебійного живлення Ritar PT-3KS-LCD 3000 VA / 2700 W;

- запропоновано рішення щодо забезпечення захисту даних в системі: цілий комплекс заходів на всіх рівнях;

- розроблено програмне забезпечення (в системі MATLAB), яке реалізує математичні методи вирішення поставленої задач. При цьому прийняті такі рішення: ентропійна характеристика вейвлет-розкладу – ентропія Шеннона; енергія сигнатури – енергія середнього значення;

- дослідження системи дало можливість прийти до наступних висновків: найбільш обґрунтованим є використання вейвлету Добеші 10-го порядку у завданнях класифікації зображень кератиноцитів. Точність класифікації з використанням цього вейвлету досягає 70%;

- розроблено регресійну модель, що передбачає збільшення часу роботи алгоритму від порядку вейвлету;

- використання ядер CPU та GPU для одночасної класифікації зображень з вейвлетом Добеші 10 порядку показує, що ця задача добре масштабується і її варто виконувати з використанням багатьох ядер CPU та GPU.

ПЕРЕЛІК ДЖЕРЕЛ ПОСИЛАННЯ

1. Бігуняк В., Повстяной М. Термічні ураження. Тернопіль : Укрмедкнига, 2004. 196 с.
2. Братусь В. Термические ожоги. Киев: Госмедиздат УССР, 1956. 131 с.
3. Заруцький Я., Білий В. Воєнно-польова хірургія. Київ: Фенікс, 2018. 552 с.
4. Волков Р. Інноваційні технології в хірургії опікової травми та її наслідків [автореферат]. Тернопіль: Терноп. нац. мед. ун-т ім. І.Я. Горбачевського, 2021. 20 с.
5. Вонс Б., Чубка М., Грошовий Т. Проблема лікування опікових травм і характеристика лікарських засобів для місцевого лікування опіків. Актуальні питання фармацевтичної і медичної науки та практики, 2018.
6. Гуда Н. Антимікробна спроможність консервованої шкіри. Шпитальна хірургія. 2005. № 4. С. 127.
7. Дем'яненко В., П'ятницький Ю., Волков Р. Ідентифікація електретних властивостей полімерних матеріалів біомедичного призначення. Шпитальна хірургія, 2007. №2. С. 61.
8. Коваленко А. Удосконалення хірургічного лікування хворих з дермальними опіками шляхом застосування ранових покриттів [дисертація]. Київ: Інститут гематології та трансфузіології НАМН України, 2018. 178 с.
9. Коваленко О., Козинець Г., Коваленко А. Вибір ранових покриттів при лікуванні поверхневих опіків. Клінічна хірургія, 2015. № 11.2. С. 58.
10. Koul A., Patil R., Philip V. Early use of microvascular free tissue transfer in the management of electrical injuries. Burns, 2008. №34 (5). P. 681.
11. Lara H., Ayala-Nuñez N., Ixtapan-Turrent L., Rodriguez-Padilla C. Bactericidal effect of silver nanoparticles against multidrug-resistant bacteria. World Journal of Microbiology and Biotechnology, 2010 №1. P. 615.

12. Auger C., Samadi O., Jeschke M. The biochemical alterations underlying post-burn hypermetabolism. *Biochim. Biophys*, 2017. №10. P. 2633.
13. Sarvaiya J., Patnaik S., Bombaywala S. Image registration using log-polar transform and phase correlation. *TENCON 2009 IEEE Region 10 Conference*, 2009, P. 1-5.
14. The Far-Reaching Impact of MATLAB and Simulink. URL: <https://www.mathworks.com/> (дата звернення: 07.10.2023).
15. Daubechies I. *Ten Lectures on Wavelets*. SIAM, 1992. 194 p.
16. Compare Best Antivirus Security Suites 2023. URL: <https://www.techsupportall.com/antivirus-software-comparison-review/> (дата звернення: 11.11.2023)

ДОДАТОК А

Код застосунку системи

Лістинг А.1 – Код застосунку системи

```
function varargout = mainwindow(varargin)
% Begin initialization code
gui_Singleton = 1;
gui_State = struct('gui_Name',       mfilename, ...
                  'gui_Singleton',   gui_Singleton, ...
                  'gui_OpeningFcn', @mainwindow_OpeningFcn, ...
                  'gui_OutputFcn',  @mainwindow_OutputFcn, ...
                  'gui_LayoutFcn',  [] , ...
                  'gui_Callback',    []);a
if nargin && ischar(varargin{1})
    gui_State.gui_Callback = str2func(varargin{1});
end

if nargout
    [varargout{1:nargout}] = gui_mainfcn(gui_State, varargin{:});
else
    gui_mainfcn(gui_State, varargin{:});
end

function mainwindow_OpeningFcn(hObject, eventdata, handles, varargin)
handles.output = hObject;
guidata(hObject, handles);

function varargout = mainwindow_OutputFcn(hObject, eventdata, handles)
varargout{1} = handles.output;

function Menu_Callback(hObject, eventdata, handles)
function OpenMenu_Callback(hObject, eventdata, handles)
FileName,PathName] = uigetfile('*.jpg','Select the image file');
str='.jpg';
[m n l] = size(imread(fullfile(PathName,FileName)));
if isequal(FileName,0)
    set(handles.logpolar,'Enable','off');
    set(handles.classify,'Enable','off');
    set(handles.waveletsmenu,'Enable','off');
elseif ~isempty(strfind(FileName,str)) && (n==512 && m==512)
    set(handles.logpolar,'Enable','on');
    set(handles.classify,'Enable','off');
    set(handles.waveletsmenu,'Enable','off');
    img = imread(fullfile(PathName,FileName));
    axes(handles.axes6);
```

```

    imshow(img);
    handles.img = img;
    guidata(gcbo, handles);
end
function logpolar_Callback(hObject, eventdata, handles )
gray = rgb2gray(handles.img);
grayImage = im2uint8(gray);
polar = polarConvert(gray);
logPolar = logPolarConvert(polar,grayImage);
    handles.logPolar = logPolar;
    guidata(gcbo, handles);
axes(handles.axes7);
imshow(logPolar);
set(handles.waveletsmenu,'Enable','on');

function waveletsmenu_Callback(hObject, eventdata, handles)
wavelet = get(hObject,'Value');
set(handles.logpolar,'Enable','off');
set(handles.classify,'Enable','on');

if wavelet==1
    tic();
    db10 = wpdec2(handles.logPolar,5,'db6','shannon');
    bestDb10 = besttree(db10);
    plot(bestDb10);
    t = toc();
    disp(t);

    energySort = energyWaveletSignature(bestDb10);
    energySignature = dominantEnergy(energySort);
    for i=1:5
        disp(energySignature(i));
    end
    handles.energy = energySignature;
    guidata(gcbo, handles);
    handles.wavelet = 1;
    guidata(gcbo, handles);
elseif wavelet==2
    haar = wpdec2(handles.logPolar,5,'haar','shannon');
    bestHaar = besttree(haar);
    plot(bestHaar);
    energySort = energyWaveletSignature(bestHaar);
    energySignature = dominantEnergy(energySort);
    for i=1:5
        disp(energySignature(i));
    end
    handles.energy = energySignature;

```

```

    guidata(gcbo, handles);
    handles.wavelet = 2;
    guidata(gcbo, handles);
else
    sym10 = wpdec2(handles.logPolar,5,'sym10','shannon');
    bestSym10 = besttree(sym10);
    plot(bestSym10);
    energySort = energyWaveletSignature(bestSym10);
    energySignature = dominantEnergy(energySort);
    for i=1:5
        disp(energySignature(i));
    end
    handles.energy = energySignature;
    guidata(gcbo, handles);
    handles.wavelet = 3;
    guidata(gcbo, handles);
end

function waveletsmenu_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)
if ispc && isequal(get(hObject,'BackgroundColor'),
get(0,'defaultUicontrolBackgroundColor'))
    set(hObject,'BackgroundColor','white');
end

function classify_Callback(hObject, eventdata, handles)
if handles.wavelet ==1
    G = [1237.77,617.297,313.945,153.81,114.714];
    B = [1109.59,520.9,221.746,142.644,105.09];
elseif handles.wavelet ==2
    G = [1241.79,621.645,314.077,153.593,114.64];
    B = [1121.15,568.311,291.066,142.673,104.565];
else
    G = [1206.6,612.618,308.574,155.163,117.312];
    B = [1207.79,591.231,292.939,142.533,105.482];
end
A1 = euclidianDistance(handles.energy,G);
A2 = euclidianDistance(handles.energy,B);
C = classifier(A1,A2);
a = 'This image belongs to the class of ';
b = C;
c = [a b '!'];
helpdlg(c,'Information');

```