

Вінницький національний технічний університет

Факультет інформаційних електронних систем

Кафедра біомедичної інженерії та оптико-електронних систем

МАГІСТЕРСЬКА КВАЛІФІКАЦІЙНА РОБОТА

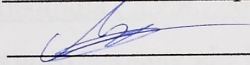
на тему:

«Лазерна система для вимірювання поляризаційних параметрів
зображень біологічних тканин з комп'ютерним аналізом даних»

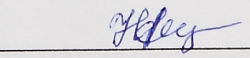
Виконав: студент 2-го курсу, групи

ЛТО-23м спеціальності

175 – Інформаційно-вимірювальні
технології, освітня програма «Лазерна
техніка та оптоінформатика»

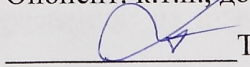
 Марчук Д. В.

Керівник: д.т.н., доцент
професор каф. БМІОЕС

 Заболотна Н.І.

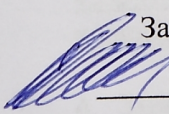
« 12 » 12 2024 р.

Опонент: к.т.н., доцент каф. ОТ

 Тарновський М.Г.

« 12 » 12 2024 р.

Допущено до захисту

 Завідувач кафедри БМІОЕС

к.т.н., доц. Коваль Л.Г.

(прізвище та ініціали)

« 12 » 12 2024 р.

Вінниця ВНТУ - 2024 рік

Вінницький національний технічний університет

Факультет інформаційних електронних систем

Кафедра біомедичної інженерії та оптико-електронних систем

Рівень вищої освіти II-й (магістерський)

Галузь знань – 17 «Електроніка, автоматизація та електронні комунікації»

Спеціальність – 175 «Інформаційно-вимірювальні технології»

Освітньо-професійна програма – «Лазерна техніка та оптоінформатика»

ЗАТВЕРДЖУЮ

Завідувач кафедри БМІОЕС

Л.Г. Коваль

17.09

2024 року

ЗАВДАННЯ

НА МАГІСТЕРСЬКУ КВАЛІФІКАЦІЙНУ РОБОТУ СТУДЕНТУ

Марчуку Данилу Віталійовичу

1. Тема роботи: Лазерна система для вимірювання поляризаційних параметрів зображень біологічних тканин з комп'ютерним аналізом даних

керівник роботи Заболотна Наталія Іванівна, д.т.н., доцент

затверджені наказом вищого навчального закладу від 17.09.2024 р., №310

2. Строк подання студентом магістерської дипломної роботи: 10.12.2024

3. Вихідні дані до роботи:

1 Функціональне призначення системи: селективне вимірювання розподілу інтенсивності автофлуоресцентних поляризаційних зображень біологічних тканин (БТ) із прийняттям рішення на їх основі по діагностиці захворювання.

2. Тип лазера для збудження флуоресценції: на нітриді галію, довжина хвилі 0,405 мкм

3 Максимум спектрального пропускання світлофільтрів: $\lambda_1 = 0,45 \text{ мкм}$; $\lambda_2 = 0,55 \text{ мкм}$; $\lambda_3 = 0,63 \text{ мкм}$

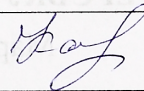
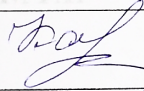
4. Функції аналізу розподілів вимірюваних мап: оцінки статичних моментів та їх класифікація із прийняттям діагностичних рішень.

4. Зміст текстової частини: Вступ 1. Аналіз оптичних методів та систем вимірювання та комп'ютерного аналізу поляризаційних параметрів зображень біологічних тканин. 2. Удосконалення селективного методу та системи автофлуоресцентної зображувальної поляриметрії біологічних тканин та комп'ютерного аналізу даних. 3. Технічна реалізація та апробація розробленої

системи. 4.Економічна частина. Висновки. Список використаних джерел. Додатки.

5. Перелік ілюстративного матеріалу: 1. Схема структурна схема автофлуоресцентної азимутально-інваріантної зображувальної поляриметри. Блок-схема вимірювання розподілів інтенсивностей автофлуоресцентної поляризаційних зображень БШ 3. Блок-схема вимірювань розподілів матричних автофлуоресцентних зображень БШ. 4.Блок-схема статистичного аналізу розподілів елементів масиву 5. Блок-схема роботи методу інтелектуального аналізу в системі 6. Блок-схема діагностики БТ за методом автофлуоресцентної азимутально-інваріантної зображувальної поляриметри

6. Консультанти розділів роботи

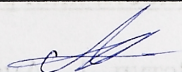
Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата	
		Завдання видав	Завдання прийняв
Спеціальна частина, розділи 1-3	Заболотна Н.І., д.т.н., професор каф. БМІОЕС	17.09.2024 	12.12.2024 
Економічна частина	Кавецький В. В., к.е.н., доцент каф. ЕПВМ		

7. Дата видачі завдання « 17 » 09 2024 р

КАЛЕНДАРНИЙ ПЛАН

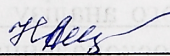
№ з/п	Назва етапів МКР	Строк виконання етапів роботи	Примітка
1	Постановка задачі дослідження	17.09.2024	викона
2	Аналіз методів і засобів вимірювання та комп'ютерного аналізу поляризаційних параметрів зображень біологічних тканин.	09.10.2024	викона
3	Удосконалення селективного методу та розробка архітектури системи автофлуоресцентної зображувальної поляриметрії БТ	09.11.2024	викона
4	Експериментальні дослідження лазерної системи	19.11.2024	викона
5	Економічний розділ	28.11.2024	викона
6	Попередній захист МКР	29.11.2024	викона
7	Нормоконтроль МКР	10.12.2024	викона
8	Рецензування МКР	12.12. 2024	викона
8	Остаточний захист МКР	19.12.2024	викона

Студент



Д.В. Марчук

Керівник роботи



Н.І. Заболотна

АНОТАЦІЯ

УДК 681.7: 616-71

Марчук Д. В. Лазерна система для вимірювання поляризаційних параметрів зображень біологічних тканин з комп'ютерним аналізом даних. Магістерська кваліфікаційна робота зі спеціальності 175 - інформаційно-вимірювальні технології, освітня програма - лазерна техніка та оптоінформатика. Вінниця: ВНТУ, 2024. 134 с.

На укр. мові. Бібліогр. назв. 30; рис. 43; табл. 21.

У магістерській кваліфікаційній роботі удосконалено методи вимірювання та комп'ютерного аналізу поляризаційних параметрів зображень біологічних тканин. Запропоновано метод автофлуоресцентної мікроскопії, що забезпечує підвищення точності діагностики. Розроблена система базується на лазерній технології та включає програмний модуль автоматизованого аналізу отриманих зображень.

У загальному розділі роботи наведено класифікацію сучасних методів вимірювання поляризаційних параметрів, принципи автофлуоресцентної поляризаційної мікроскопії та Мюллер-матричної поляриметрії. У теоретичній частині виконано формалізацію інтегрованого методу діагностики, розроблено архітектуру системи та алгоритми обробки поляризаційних зображень. Практична частина містить опис реалізації системи на основі розробленого програмного забезпечення з використанням мови Python. Наведено результати тестування, оцінено ефективність запропонованого методу.

Ключові слова: лазерна поляриметрія, мюллер-матриця, автофлуоресценція, поляризаційні параметри, діагностика біологічних тканин, автоматизований аналіз.

ABSTRACT

Marchuk D. V. Laser System for Measuring Polarization Parameters of Biological Tissue Images with Computer Data Analysis. Master's Qualification Thesis in Specialty 175 - Information and Measurement Technologies, Educational Program - Laser Technology and Optoinformatics. Vinnytsia: VNTU, 2024. 134 pp. In Ukrainian. Bibliography: 30 titles; Figures: 43; Tables: 21.

The master's qualification thesis improves the methods for measuring and computer analysis of the polarization parameters of biological tissue images. A method of autofluorescent microscopy has been proposed, which ensures an increase in diagnostic accuracy. The developed system is based on laser technology and includes a software module for automated analysis of the obtained images.

The general section of the thesis presents the classification of modern methods for measuring polarization parameters, the principles of autofluorescent polarization microscopy, and Mueller-matrix polarimetry. The theoretical part formalizes the integrated diagnostic method, develops the system architecture, and describes the algorithms for processing polarization images. The practical section contains a description of the system implementation based on the developed software using the Python programming language. The testing results are presented, and the efficiency of the proposed method is evaluated.

Keywords: laser polarimetry, Mueller matrix, autofluorescence, polarization parameters, biological tissue diagnostics, automated analysis.

ЗМІСТ

ВСТУП	6
1 АНАЛІЗ ОПТИЧНИХ МЕТОДІВ ТА СИСТЕМ ВИМІРЮВАННЯ ТА КОМП'ЮТЕРНОГО АНАЛІЗУ ПОЛЯРИЗАЦІЙНИХ ПАРАМЕТРІВ ЗОБРАЖЕНЬ БІОЛОГІЧНИХ ТКАНИН	10
1.1 Методи та системи вимірювання азимутів, еліптичностей та векторів Стокса поляризаційних зображень біологічних шарів	10
1.2 Методи та системи вимірювання мюллер-матричних зображень біологічних шарів	16
1.3 Принципи автофлуоресцентної поляризаційної мікроскопії біологічних тканин	20
1.4 Порівняння систем вимірювання поляризаційних параметрів біологічних тканин з інтелектуальним аналізом даних	25
1.5 Висновки за розділом 1	32
2 МЕТОД ТА КОМП'ЮТЕРИЗОВАНА СИСТЕМА АВТОФЛУОРЕСЦЕНТНОЇ АЗИМУТАЛЬНО ІНВАРІАНТНОЇ ЗОБРАЖУВАЛЬНОЇ ПОЛЯРИМЕТРІЇ БІОЛОГІЧНИХ ШАРІВ	33
2.1 Методика проведення вимірювань інтенсивності автофлуоресценції поляризованих зображень біологічних шарів на трьох довжинах хвиль	33
2.2 Методика проведення азимутально інваріантних вимірювань поляризаційних параметрів біологічних шарів	39
2.3. Метод вимірювань Мюллер-матричних зображень автофлуоресценції біологічних шарів	42
2.4 Статистичний аналіз вимірних даних в розробленій системі та їх подальша класифікація (дерева рішень, нейромережеві класифікатори. Нечітка логіка та інші)	46

2.5 Розроблення архітектури системи та алгоритмів вимірювань та аналізу інтенсивностей та матриці Мюллера автофлуоресценції БШ	51
2.6 Висновки до розділу 2	58
3 ТЕХНІЧНА РЕАЛІЗАЦІЯ ТА АПРОБАЦІЯ.....	61
3.1 Система автофлуоресцентної зображувальної поляриметрії як модифікація лабораторної установки багатопараметричної лазерної поляриметрії БТ	61
3.2 Результати статистичного оцінювання експериментальних вимірювань інтенсивностей автофлуоресценції біологічних зрізів міокарда	65
3.3 Виведення правил підтримки прийняття рішень за методом дерев рішень при вимірюванні інтенсивностей автофлуоресценції БТ міокарда.....	69
3.4 Результати вимірювання та статистичного оцінювання експериментальних вимірювань мюллер-матричних елементів автофлуоресценції БШ міокарда	75
3.5 Оцінка технічних характеристик системи автофлуоресцентної зображувальної поляриметрії біологічних шарів при діагностиці міокарда.	83
3.6 Висновки до розділу 3	86
4 ЕКОНОМІЧНА ЧАСТИНА.....	87
4.1 Проведення комерційного та технологічного аудиту науково-технічної розробки	87
4.2 Розрахунок узагальненого коефіцієнта якості розробки.....	91
4.3 Розрахунок витрат на проведення науково-дослідної роботи	93
4.4 Розрахунок економічної ефективності науково-технічної розробки при її можливій комерціалізації потенційним інвестором	105
4.5 Висновки до розділу 4	109
ВИСНОВКИ.....	110
СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ	112
ДОДАТКИ	116

Додаток А (обов'язковий) ПРОТОКОЛ ПЕРЕВІРКИ НАВЧАЛЬНОЇ (КВАЛІФІКАЦІЙНОЇ) РОБОТИ	117
ДОДАТОК Б (Обов'язковий) ТЕХНІЧНЕ ЗАВДАННЯ	118
Додаток В (обов'язковий) ІЛЮСТРАТИВНА ЧАСТИНА	123
Додаток Г (обов'язковий) ЛІСТИНГ РОЗРОБЛЕНИХ БЛОКІВ ПРОГРАМНОГО ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ	130

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ СКОРОЧЕНЬ

БШ	– біологічний шар
БТ	– біологічна тканина
ІАД	– інтелектуальний аналіз даних
АПМ	– автофлуоресцентна поляризаційна мікроскопія
ГКН	– гостра коронарна недостатність
ІВС	– інформаційно-вимірювальна система
ММП	– мюллер-матрична поляриметрія
ММІ	– мюллер-матричні інваріанти
ММЗ	– мюллер-матричні зображення
ППР	– підтримка прийняття рішень

ВСТУП

Актуальність теми. Перспективи методів та систем для вимірювання поляризаційних параметрів та характеристик оптико-анізотропних біологічних тканин (БТ) [1], [2] пов'язують із їх застосуванням у медичній діагностиці. Це насамперед успішне виявлення за їх допомогою на ранніх стадіях онкологічних захворювань органів людини [3]–[5], діагностика запальних процесів, а також застосування лазерної поляриметрії для судово-медичної експертизи.

Поляриметрична лазерна технологія діагностики проводиться на таких довжинах хвиль, які не є доступними для інших видів діагностики. Це дозволяє виявляти зміни в БТ на довжинах хвиль в мікрометровому діапазоні, коли вони ще не візуалізуються у вигляді структурних змін, тобто на стадіях зародження.

Сучасні інформаційно-вимірювальні системи (ІВС) лазерної поляриметрії в своєму арсеналі базуються на різноманітних методах феноменологічного вимірювання азимутів та еліптичностей поляризаційних зображень БТ, стокс-поляриметрії та мюллер-поляриметрії зображувального типу [5]–[7]. З їх допомогою отримано набори різних двовимірних розподілів вимірних параметрів як оптичного поля, перетвореного досліджуванним об'єктом (азимуті, еліптичності, зсув фази, вектор Стокса), так і двопротинезаломлювальних характеристик самого об'єкта (елементи матриці Мюллера). За допомогою статистичного аналізу вказаних розподілів виявлено ознаки для проведення діагностики БТ [5]–[7].

Для покращення точнісних характеристик таких ІВС було визначено умови та застосовано метод азимутально незалежного отримання вказаних розподілів мап азимутів та еліптичностей поляризації зображення БТ [3], [5].

З іншого боку, було розвинуто групу автофлуоресцентних поляриметричних методів, в яких для окремих типів БТ отримано індивідуальні розподіли спектрів поляризаційно відфільтрованих автофлуоресцентних інтенсивностей зображень БТ на трьох довжинах хвиль: 0,45 мкм, 0,55 мкм, 0,63 мкм [5]. Це підвищило інформативність подальшої діагностики досліджуваних

БТ, враховуючи застосування статистичного аналізу для визначення діагностичних критеріїв.

Проте недоліками таких систем для реалізації вказаних методів із формуванням мікроскопічних поляризаційних зображень є те, що вони не містять автоматизований процес прийняття діагностичного рішення, а також не поєднують вказані функціональні можливості по азимутально незалежній поляриметричній діагностиці та автофлуоресцентній поляриметричній діагностиці.

Слід очікувати, що комплексне застосування азимутально інваріантних поляриметричних методів та автофлуоресцентних поляриметричних методів з комп'ютерним аналізом отриманих поляризаційних зображень БТ та їх орієнтаційно-фазових характеристик при подальшій автоматизованій експертній оцінці дозволить підвищити достовірність діагностики БТ в системах.

Мета і задачі роботи. Мета роботи - розширення функціональних можливостей системи вимірювання та аналізу поляризаційних параметрів зображень БТ із покращенням достовірності методу діагностики БТ за рахунок поєднання азимутально незалежного поляриметричного та спектрально селективного автофлуоресцентного методів вимірювання поляризаційних та анізотропних параметрів біологічних тканин з комп'ютерним аналізом даних та автоматичною підтримкою прийняття рішень.

Для досягнення поставленої мети необхідно вирішити певне коло завдань:

- проаналізувати оптичні методи та системи вимірювання та комп'ютерного аналізу поляризаційних параметрів зображень біологічних тканин;
- удосконалити метод оцінювання поляризаційних параметрів зображень біологічних тканин для їх діагностики на основі поєднання азимутально інваріантного поляризаційного та спектрально селективного автофлуоресцентного поляризаційного підходів до вимірювання з комп'ютерним аналізом даних;
- розробити архітектуру системи вимірювання поляризаційних параметрів

- зображень біологічних тканин з комп'ютерним аналізом даних на основі удосконаленого методу з розширеними функціональними можливостями;
- розробити правила автоматичної підтримки прийняття рішень в розробленій системі для діагностики нормального та патологічних станів біологічного шару міокарду ;
 - визначити достовірність оцінювання нормального та патологічних станів біологічного шару в розробленій системі та порівняти із аналогами, оцінити економічні характеристики розробленої системи.

Об'єкт дослідження – процеси вимірювання та аналізу автофлуоресцентних та інваріантно незалежних поляризаційних параметрів біологічних тканин.

Предмет дослідження – методи та системи вимірювання та аналізу автофлуоресцентних та інваріантно незалежних поляризаційних параметрів біологічних тканин.

Методи досліджень. Було застосовано такі методи досліджень в роботі: методи системного аналізу (оцінювання технічних характеристик аналогів), теорія оптичних вимірювань (поляриметрія та автофлуорометрія); теорія алгоритмів (блок-схеми алгоритмів методів вимірювання); методи теорії нечітких правил (нечіткі моделі прийняття рішень).

Наукова новизна отриманих результатів:

Вдосконалено метод оцінювання поляризаційних параметрів зображень біологічних тканин для їх діагностики на основі статистичного аналізу вимірюваних розподілів інтенсивностей автофлуоресцентних поляриметричних параметрів біологічних тканин, який доповнено вимірюванням та аналізом матриць Мюллера автофлуоресценсії біологічних шарів, інваріантних до повороту збуджуючого лазерного променя, та правилами підтримки прийняття діагностичного рішення, що дозволяє підвищити достовірність поляризаційної діагностики.

Практична значущість отриманих результатів полягає в удосконаленні архітектури системи вимірювання поляризаційних параметрів зображень

біологічних тканин при їх діагностиці, орієнтованої на удосконалений метод діагностики. Це призвело до розширення функціональних можливостей системи та покращення достовірності діагностики біологічних тканин.

Апробація результатів роботи.

Основні наукові та практичні результати магістерської кваліфікаційної роботи пройшли апробацію на Міжнародній мультидисциплінарній інтернет-конференції «Світ наукових досліджень» (м. Тернопіль , 2024) .

Публікації. За результатами роботи опубліковано тези доповіді в матеріалах Міжнародної мультидисциплінарної інтернет-конференції «Світ наукових досліджень» (м. Тернопіль , 2024) [28].

1 АНАЛІЗ ОПТИЧНИХ МЕТОДІВ ТА СИСТЕМ ВИМІРЮВАННЯ ТА КОМП'ЮТЕРНОГО АНАЛІЗУ ПОЛЯРИЗАЦІЙНИХ ПАРАМЕТРІВ ЗОБРАЖЕНЬ БІОЛОГІЧНИХ ТКАНИН

1.1 Методи та системи вимірювання азимутів, еліптичностей та векторів Стокса поляризаційних зображень біологічних шарів

Сучасні системи вимірювання поляризаційних параметрів біологічних тканин (БТ) використовуються для отримання інформації про структуру та оптичні властивості БТ. До них належать лазерні поляриметричні методи, які дозволяють вимірювати такі ключові параметри, як азимут, еліптичності поляризації, а також вектори Стокса. Поляризаційний аналіз зображення БТ дає змогу систематизувати інформацію про БТ у вигляді координатного розподілу інтенсивностей їх оптично активних протеїнових структур. Такий поляризаційний аналіз зображення використовується під час дослідження структур БТ з метою проведення оптичної діагностики їх фізіологічного стану [1] та подальшого контролю властивостей БТ під час лікувальної терапії.

Під час взаємодії поляризованого світла з біологічними тканинами відбуваються зміни в його напрямку і формі, що дозволяє вивчати структуру тканин на клітинному рівні. Воно може проникати на глибину 2-3 мм у тканини, що дозволяє використовувати його для різних терапевтичних і діагностичних цілей. Під впливом поляризованого світла відбуваються структурні зміни мембран еритроцитів, що може впливати на в'язкість крові та її реологічні властивості [2]. Ці зміни фіксуються за допомогою оптичних приладів, що реєструють азимут, еліптичності та вектори Стокса. Кожен з цих параметрів дає важливу інформацію про морфологічні та фізіологічні властивості тканин.

Вимірювання азимутів поляризації відіграє ключову роль у дослідженні поляризаційних властивостей світла, особливо в контексті вивчення біологічних тканин. Азимут поляризації описує кут між площиною поляризації світла та

певною базовою віссю, зазвичай координатною. Завдяки вимірюванню цього параметра можна визначити, в якому напрямку світло поляризоване, і отримати інформацію про властивості середовища, через яке світло проходить або відбивається.

Ось чому методи та системи вимірювання азимутів поляризаційних зображень біологічних шарів є важливими для діагностики та дослідження біологічних тканин.

Одним із ключових аспектів є – азимутально незалежне картографування. Цей метод дозволяє отримувати зображення біологічних шарів без залежності від азимуту поляризації. Це досягається шляхом використання спеціальних алгоритмів та оптичних систем, які забезпечують точне вимірювання азимутів поляризації.

Варто зазначити, що не менш важливою системою для вимірювань є лазерна поляриметрія. Використання лазерів для створення поляризованого світла дозволяє отримувати високоточні зображення біологічних тканин.

Також для аналізу поляризаційних зображень використовуються комп'ютерні моделі, які дозволяють симулювати взаємодію поляризованого світла з біологічними тканинами. Це допомагає для розробки нових підходів до лікування чи діагностики.

Сучасні системи вимірювання азимутів поляризаційних зображень часто є автоматизованими, що підвищує точність та швидкість отримання результатів. Такі системи можуть включати спеціалізоване програмне забезпечення для аналізу даних [3].

Також важливим методом аналізу є вимірювання еліптичностей поляризаційних зображень біологічних шарів, що дозволяє отримати цінні дані про фізичні властивості досліджуваного середовища. Еліптичність поляризації визначає форму траєкторії коливань електромагнітного поля у світловій хвилі, яка може набувати форми еліпса. У цьому випадку вісь еліпса вказує на напрямок коливань, а ступінь його витягнутості або круглість характеризує природу поляризації.

Цей параметр особливо важливий для аналізу біологічних тканин, оскільки дозволяє досліджувати такі властивості, як анізотропія і неоднорідність структури. Вивчаючи еліптичність поляризації світла, що пройшло через тканину або відбилося від неї, можна зрозуміти, як світло взаємодіє з внутрішньою структурою тканин, виявляючи зміни на мікроскопічному рівні[4].

Є різні принципи вимірювання еліптичності поляризації, серед яких можна виділити лазерну поляриметрію та мюллер-матричну поляриметрію.

Використання лазерного випромінювання для створення поляризованого світла дозволяє отримувати високоточні зображення біологічних тканин. Лазерна поляриметрія допомагає визначати еліптичність поляризації, що є важливим параметром для оцінки стану тканин.

Метод мюллер-матричної поляриметрії використовує Мюллерові матриці для аналізу поляризаційних властивостей світла, що проходить через біологічні тканини. Він дозволяє отримувати детальні зображення та визначати еліптичність поляризації з високою точністю [5, 6].

Методи та системи вимірювання векторів Стокса для поляризаційних зображень біологічних шарів є важливим інструментом в оптичній діагностиці, оскільки дозволяють кількісно оцінювати стан поляризації світла, яке проходить через або відбивається від біологічних тканин. Вектор Стокса складається з чотирьох параметрів Стокса, які характеризують поляризаційний стан світла. Ці параметри були введені Джорджем Габріелем Стоксом у 1852 році як зручний математичний підхід для опису поляризації частково поляризованого світла, замінюючи традиційний підхід, що ґрунтується на повній інтенсивності S , ступені поляризації p та параметрах поляризаційного еліпсу — азимуті та еліптичності (рис. 1.1).

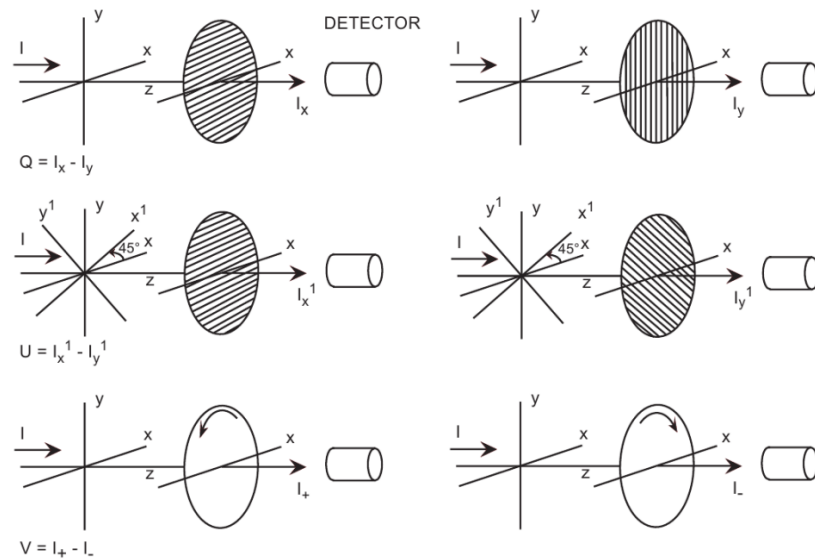


Рисунок 1.1 – Визначення параметрів Стокса

Вектор Стокса визначається як:

$$S = \begin{bmatrix} S_0 \\ S_1 \\ S_2 \\ S_3 \end{bmatrix}, \quad (1.1)$$

де кожен його елемент визначається на основі таких співвідношень:

$$\begin{aligned} S_0 &= I, \\ S_1 &= pI \cos 2\psi \cos 2\chi, \\ S_2 &= pI \sin 2\psi \cos 2\chi, \\ S_3 &= pI \sin 2\chi, \end{aligned} \quad (1.2)$$

де S_0, S_1, S_2, S_3 – елементи вектора Стокса; I – інтенсивність випромінювання; p – ступінь поляризації.

Варто зазначити, що параметри Стокса підпорядковуються деякій залежності, тому значення квадрату нульового параметра вектора Стокса завжди має перевищувати суму квадратів інших його параметрів, задовільняючи умови нерівності

$$S_0 \geq \sqrt{S_1^2 + S_2^2 + S_3^2}. \quad (1.3)$$

S_0 – це параметр, який характеризує інтенсивність світла, тоді як інші параметри описують поляризаційний стан електромагнітної хвилі. Ступінь поляризації обчислюється наступним чином:

$$p = \frac{\sqrt{S_1^2 + S_2^2 + S_3^2}}{S_0} \quad (1.4)$$

Сфера Пуанкаре є зручним і наочним способом представлення стану поляризації світла через параметри Стокса (рис. 1.2).

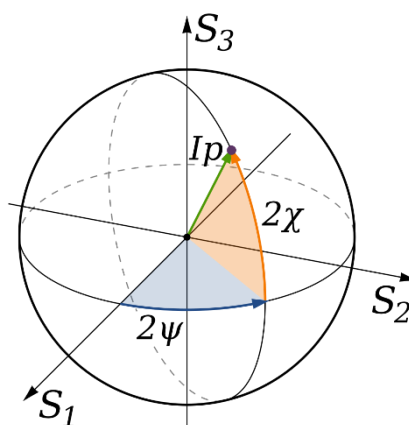


Рисунок 1.2 – Сфера Пуанкаре

Окрім вже вищезазначених методів варто виокремити Фур'є-Стокс поляриметрію. Цей метод використовує Фур'є-перетворення для аналізу поляризаційних зображень. Він дозволяє отримувати координатні розподіли

азимутів і еліптичностей поляризаційно-неоднорідних зображень БТ, що допомагає визначати вектори Стокса. Цей підхід ґрунтується на просторово-частотній фільтрації поляризаційних зображень в мережах біологічних кристалів, що мають різні механізми анізотропії [7].

Сьогодні лазерна поляриметрия широко застосовується як в Україні, так і в інших країнах. Системи на її основі активно досліджуються та розвиваються. Зокрема, важливі дослідження в цьому напрямку проводяться в Чернівецькому національному університеті імені Юрія Федьковича за керівництвом проф., д.ф.-м.н. Ушенка О.Г. та проф., д. т. н Сахновського Ю. М (рис.1.3).

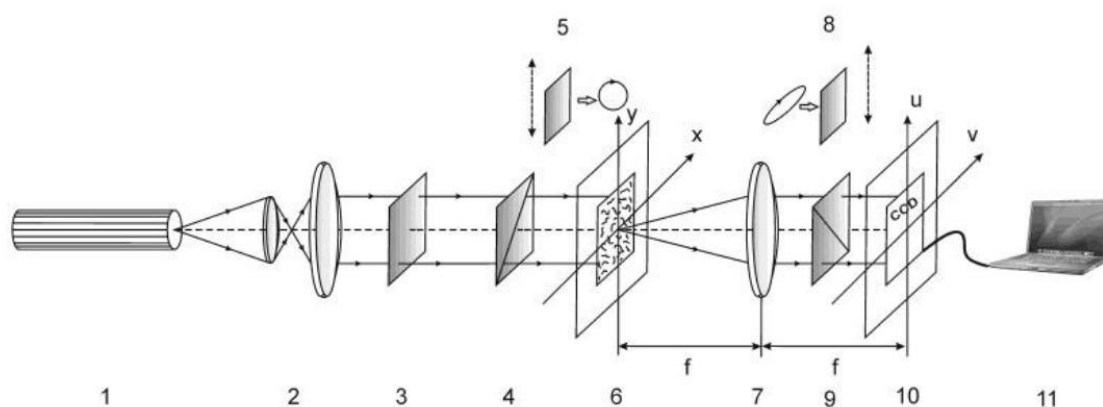


Рисунок 1.3 – Оптична схема стокс-поляриметра з використанням прямого Фур'є-перетворення [7]

Експериментальні дослідження показали наявність поляризаційно неоднорідної структури реальних полікристалічних мереж біологічних шарів і підтвердили достовірність запропонованої моделі їх оптико-анізотропних властивостей.

Окрім цього, було виявлено взаємозв'язок між статистичними параметрами, які описують двовимірні розподіли азимутів та еліптичність Фур'є-спектрів для поляризаційно неоднорідних зображень БТ із параметрами які характеризують оптичну анізотропію їх полікристалічних структур. [7].

1.2 Методи та системи вимірювання мюллер-матричних зображень біологічних шарів

Мюллер-матрична поляриметрія (ММП) виступає як надзвичайно потужний метод для дослідження оптичних властивостей біологічних тканин. Цей підхід надає вченим важливу інформацію про структуру тканин, їх складові елементи та функціональні характеристики. За допомогою ММП можна отримати детальні дані про анізотропні властивості тканин, що суттєво підвищує можливості діагностики в сучасній медицині.

Завдяки своїй здатності виявляти навіть незначні зміни в поляризаційних характеристиках біологічних структур, ММП знайшла широке застосування в біомедицині, особливо у діагностиці та моніторингу різноманітних захворювань. Це включає, зокрема, онкологічні патології, де точне виявлення змін у тканинах є критично важливим для своєчасного лікування. Метод дозволяє не тільки діагностувати захворювання, але й контролювати ефективність лікування, що є важливим для покращення якості життя пацієнтів.

Мюллер-матриця описує, як змінюється поляризаційний стан світла при його проходженні через матеріал досліджуваного біологічного зразка або після взаємодії зі зразком. Ця матриця складається з 16 елементів, кожен з яких відображає певні оптичні властивості тканин, зокрема деполаризацію, анізотропію, двопроменезаломлення тощо. В основі ММП лежить вимірювання змін у поляризації світла, що відбуваються при його взаємодії з досліджуваним зразком. Результатом вимірювань є розподіл елементів Мюллер-матриці для кожної точки тканини, що дозволяє візуалізувати її структурні та оптичні особливості.

До кожного оптичного компонента існує матриця Мюллера. В залежності від області вона може змінюватись. Для порожньої області або ізотропної та непоглинаючої вона буде мати вигляд:

$$M = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}.$$

Для ізотропної області з коефіцієнтом пропускання T ($0 < T < 1$):

$$M = \begin{bmatrix} T & 0 & 0 & 0 \\ 0 & T & 0 & 0 \\ 0 & 0 & T & 0 \\ 0 & 0 & 0 & T \end{bmatrix}.$$

Для лінійного поляризатора з частотою пропускання α можна записати вираз для обчислення матриці Мюллера з азимутом поляризації α [8]:

$$M = \begin{pmatrix} 1 & \cos(2\alpha) & \sin(2\alpha) & 0 \\ \cos(2\alpha) & \cos^2(2\alpha) & \cos(2\alpha)\sin(2\alpha) & 0 \\ \sin(2\alpha) & \cos(2\alpha)\sin(2\alpha) & \sin^2(2\alpha) & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \end{pmatrix}.$$

Світло з відомим поляризаційним станом спрямовується на досліджувану тканину, а зміни, що відбуваються при його проходженні, фіксуються за допомогою поляризаційних аналізаторів. Це дозволяє побудувати Мюллер-матрицю, яка візуалізує поляризаційні характеристики тканини та відображає її структурні зміни, важливі для діагностики [9, 10].

Сучасні методи ММП розвиваються у двох основних напрямках. Перший підхід полягає у вивченні поляризаційних властивостей товстих біологічних тканин, таких як шкіра або м'язи, за допомогою аналізу кутових характеристик світла, наприклад, індикатрис. Індикатрис дозволяють досліджувати зміни в поляризації світла під різними кутами, що є важливим для виявлення складних структур, таких як колагенові волокна, які можуть змінювати поляризаційний стан світла. Цей підхід ефективний для аналізу деполаризаційних властивостей тканин, що є важливим для діагностики патологічних змін [10].

Другий підхід орієнтований на оптично тонкі тканини, які характеризуються мінімальною деполаризацією, наприклад, мембрани або епітелії. ММП дозволяє вивчати фазову та амплітудну анізотропію таких тканин, що є ключовим для розуміння їхньої структури. Особливо важливою є здатність цього методу виявляти мікроскопічні зміни у тканинах, що дозволяє діагностувати захворювання на ранніх стадіях [11].

Для більш точного аналізу поляризаційних властивостей тканин використовуються мюллер-матричні інваріанти (ММІ) — комбінації елементів Мюллер-матриці, які не залежать від азимутальної орієнтації тканини. Ці інваріанти дозволяють отримати більш точну інформацію про тканини, незалежно від їх орієнтації в полі зору дослідника. Це робить ММП особливо корисною для автоматизації процесів аналізу поляризаційних зображень, оскільки ММІ забезпечують стабільність результатів навіть при змінах орієнтації зразка [12].

Для проведення вимірювань використовуються складні оптичні системи, які включають джерела світла, поляризаційні фільтри, аналізатори та детектори. Джерела світла можуть бути лазерними або світлодіодними, залежно від вимог до точності вимірювань та типу тканин. Світло з відомим поляризаційним станом направляється на тканину, а зміни у поляризації фіксуються за допомогою аналізаторів. Далі представлена оптична схема системи зображувальної ММП фазово-неоднорідних біологічних об'єктів (рис. 1.4).

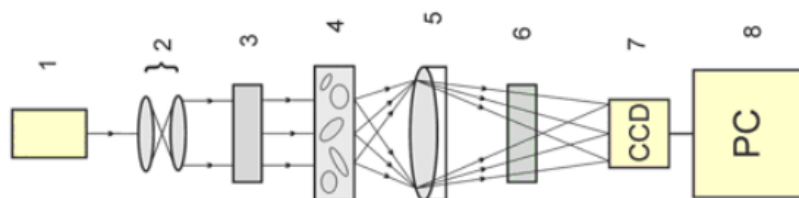


Рисунок 1.4 – Оптична схема системи поляризаційної Мюллер-матричної поляриметрії біологічних шарів

Сучасні поляриметричні системи оснащені високороздільними цифровими камерами, що дозволяє отримувати зображення з високою деталізацією. Крім того, такі системи можуть працювати в режимі реального часу, що значно пришвидшує діагностику і дозволяє отримати результати відразу під час процедури. Важливою частиною процесу є також обробка даних, яка здійснюється за допомогою спеціалізованого програмного забезпечення для аналізу елементів Мюллер-матриці та побудови розподілів анізотропії, деполяризації та інших параметрів. Автоматизація процесу виявлення патологічних змін у тканинах робить цей метод швидким і ефективним [9, 11].

ММП має широкий спектр застосувань у біомедицині. Вона використовується для діагностики таких захворювань, як рак, фіброз, запальні процеси та інші патологічні стани. Метод дозволяє виявляти зміни у поляризаційних властивостях тканин на ранніх стадіях, а це суттєво збільшує ймовірність успішного лікування. Окрім цього, ММП використовується для моніторингу ефективності лікування, наприклад, лазерної або хіміотерапії, оскільки зміни в поляризаційних характеристиках тканин можуть відображати динаміку процесу лікування.

Важливою перевагою цього методу є його чутливість до змін у структурі тканин. Це дозволяє діагностам та лікарям отримувати більш точні дані про стан пацієнта, що є критично важливим для вибору ефективної стратегії лікування. ММП також може використовуватися для дослідження впливу різних терапевтичних методів на тканини, що робить її універсальним інструментом для біомедичних досліджень [3, 5].

Загалом ММП є важливим інструментом у сучасній оптичній діагностиці. Вона забезпечує детальний аналіз поляризаційних властивостей біологічних тканин, що дозволяє виявляти патологічні зміни на ранніх стадіях, а також контролювати ефективність терапії. Завдяки застосуванню сучасних систем та програмних засобів, цей метод стає незамінним для діагностики та моніторингу захворювань у реальному часі.

1.3 Принципи автофлуоресцентної поляризаційної мікроскопії біологічних тканин

Автофлуоресцентна поляризаційна мікроскопія (АПМ) є сучасним і потужним методом дослідження БТ, який дозволяє отримувати важливу інформацію про їх структурні та функціональні характеристики без необхідності використання зовнішніх флуоресцентних маркерів. Основною перевагою цього методу є можливість вивчення природних флуорофорів, що містяться в тканинах, таких як колаген, еластин, нікотинамідаденіндинуклеотид (NADH), флавопротеїни та ліпофусцин. Ці флуорофори випромінюють світло після поглинання фотонів певної енергії, що робить можливим дослідження без додаткових втручань. Поглинання світла флуорофорами підкоряється закону Ламберта-Бера, який описує залежність між інтенсивністю поглинання та концентрацією речовини:

$$A = \varepsilon \cdot C \cdot l,$$

де A – оптична густина, ε – молярний коефіцієнт поглинання, C – концентрація флуорофорів, l – товщина зразка.

Методи флуоресцентної поляризації вже тривалий час використовуються для аналізу орієнтаційних розподілів і обертальної дифузії молекул у розчинах або суспензіях. У таких дослідженнях зазвичай застосовують комерційні спектрофлуориметри. Використання поляризації флуоресценції в мікроскопії дозволяє проводити аналогічні дослідження на поверхні або всередині дуже маленьких клітинних часток.

Автофлуоресценція є природним фізичним процесом, коли молекули поглинають світло збуджуючого випромінювання і випромінюють його на більш довгій довжині хвилі. Наприклад, нікотинамідаденіндинуклеотид NADH, один із ключових флуорофорів, має значну автофлуоресценцію, коли його збуджують ультрафіолетовим світлом. Цей процес пояснюється формулою інтенсивності флуоресценції:

$$I_F = C \cdot Q \cdot I_0 \cdot \varepsilon,$$

де C – концентрація флуорофорів, Q – квантовий вихід, I_0 – інтенсивність збуджувального світла, ε – молярний коефіцієнт поглинання.

Проте експериментальне застосування поляризації флуоресценції за допомогою мікроскопа спричиняє деякі специфічні можливості, які зазвичай відсутні у спектрофлуориметрах.

Основною експериментальною проблемою є те, що об'єктив мікроскопа часто має високу апертуру, що дозволяє йому відображати зразок і, відповідно, інтегрувати флуоресценцію в широкому діапазоні тілесних кутів випромінювання. Додатковою складністю є те, що ідеально поляризоване збуджувальне світло може піддаватися деполаризації через концентрацію, яку здійснює об'єктив.

Інша проблема пов'язана з тим, що сусідня підкладка може впливати на поляризацію випромінюваних променів, особливо під великими кутами падіння, хоча вони все ще можуть бути захоплені об'єктивом. Ці фактори потрібно враховувати для точного аналізу даних, отриманих за допомогою флуоресцентної поляризаційної мікроскопії[13].

В біологічних тканинах автофлуоресценція зазвичай спостерігається завдяки присутності внутрішніх флуорофорів.

Так, нікотинамідаденіндинуклеотид, як кофермент, відіграє важливу роль у метаболічних процесах клітини і демонструє значну автофлуоресценцію, коли його збуджують ультрафіолетовим світлом. Він служить важливим індикатором метаболічної активності клітини.

Ферменти, що також можуть випромінювати флуоресценцію внаслідок поглинання світла називаються флавопротеїни. Вони слугують біомаркерами для визначення функціонального стану тканин, зокрема вивчення їх метаболічної активності.

Структурні білки сполучної тканини колаген та еластин забезпечують механічні властивості тканин і володіють автофлуоресценцією у видимій частині спектру. Їхня організація в тканині може вказувати на різні патологічні зміни.

Ліпофусцин – це пігмент, що накопичується у клітинах з віком, виступає маркером старіння тканин. Його накопичення вказує на окислювальний стрес та інші негативні процеси.

Ці флуорофори мають унікальні спектральні властивості, що дозволяє досліджувати їх за допомогою мікроскопії на різних довжинах хвиль. Автофлуоресценція є особливо корисною в медичних дослідженнях, оскільки не потребує додаткових барвників, що робить метод неінвазивним і придатним для тривалого спостереження за живими тканинами [14].

Поєднання автофлуоресценції з поляризаційною мікроскопією дозволяє отримувати інформацію про хімічний склад тканин (через їх автофлуоресцентні властивості) та їх структурну організацію (через поляризацію світла). Це робить метод АПМ особливо цінним для дослідження біологічних тканин, які мають складну анізотропну структуру, наприклад, сполучну тканину або м'язові волокна[15].

Метод автофлуоресцентної поляризаційної мікроскопії (АПМ) базується на принципі збудження тканин короткохвильовим світлом, яке стимулює внутрішні флуорофори, як-от NADH (нікотинамід аденін динуклеотид), колаген і флавопротеїни, до випромінювання флуоресцентного світла. Коли ці молекули поглинають світло, вони випромінюють його на довших довжинах хвиль, що дозволяє отримувати детальну інформацію про біологічні зразки. Важливо зазначити, що цей метод не потребує використання зовнішніх флуоресцентних барвників, що робить його безпечним і неінвазивним для живих тканин. Ця характеристика АПМ дозволяє проводити дослідження без пошкодження зразків, що є особливо важливим у медичних і біологічних дослідженнях.

Після збудження флуоресцентного світла, це випромінювання проходить через поляризаційні фільтри, які аналізують його поляризаційні властивості. Цей процес дозволяє виявляти анізотропні характеристики і структурні особливості тканин. Досліджуються не лише інтенсивність і спектр флуоресценції, але й зміни в поляризаційному стані світла. Такий детальний аналіз має велике значення для вивчення складних біологічних структур, оскільки відкриває нові

можливості для дослідження клітинної організації, взаємодії між компонентами тканини та їх функціональних характеристик. Завдяки цим можливостям, АПМ стає важливим інструментом у сучасній медичній діагностиці та наукових дослідженнях, надаючи лікарям і дослідникам потужні засоби для глибшого розуміння біологічних процесів.

При вимірюванні за допомогою АПМ можна оцінити кілька ключових параметрів. Перший — азимут поляризації, який характеризує орієнтацію поляризації світла щодо певної осі. Цей параметр може надавати цінну інформацію про напрямок структурних елементів у тканині, що є важливим для розуміння їх функцій. Для зображень, отриманих методом автофлуоресцентної поляризаційної мікроскопії, азимут поляризації θ може бути визначений через компоненти електричного поля випромінювання E_x та E_y :

$$\theta = \frac{1}{2} \arctan \left(\frac{2E_x E_y}{E_x^2 - E_y^2} \right)$$

де E_x та E_y — амплітуди електричного поля світлової хвилі у відповідних площинах.

За методом АПМ визначають еліптичність поляризації, яка описує форму поляризаційного еліпса. Цей показник є важливим для аналізу неоднорідності в розподілі флуорофорів, оскільки він може відображати зміни в структурі тканини.

Також за методом АПМ визначають інтенсивність флуоресценції, яка залежить від концентрації флуорофорів у тканині та їх здатності випромінювати світло після збудження. Вимірювання інтенсивності флуоресценції може бути корисним для оцінки кількісних змін у тканині, що може допомогти в діагностиці різних захворювань, зокрема раку або запалення [13, 14].

Таким чином, АПМ представляє собою потужний інструмент для детального вивчення структурних і функціональних характеристик біологічних

тканин, відкриваючи нові способи розвитку для медичних досліджень та діагностики.

Автофлуоресцентна поляризаційна мікроскопія знайшла широке застосування у біомедичних дослідженнях. Одним із ключових напрямків є діагностика патологічних змін у тканинах. Наприклад, цей метод використовується для виявлення фіброзних утворень, що можуть пов'язуватись із різноманітними хворобами, наприклад цироз печінки або хронічні запалення. АПМ дозволяє виявити зміни в організації колагенових волокон, що є важливим для діагностики пухлин і ряду інших патологій.

За допомогою АПМ можливо проводити дослідження процесів старіння БТ. Використання АПМ дозволяє оцінювати зміни в структурі тканин, які виникають з віком. Наприклад, з віком змінюється організація колагенових і еластинових волокон, що впливає на механічні властивості тканин. Застосування цього методу може сприяти створенню нових методів профілактики, а також лікування хвороб, які є наслідками старіння.

Для проведення автофлуоресцентної поляризаційної мікроскопії необхідно використовувати спеціалізовані оптичні системи, які поєднують лазери або світлодіоди для збудження флуоресценції, поляризаційні фільтри та детектори для реєстрації поляризованого світла.

Сучасні мікроскопи оснащені цифровими камерами, що дозволяє отримувати високоякісні зображення та проводити кількісний аналіз даних [15].

Важливою складовою є програмне забезпечення для обробки даних. Застосування цифрових методів обробки дозволяє підвищити точність вимірювань та створювати тривимірні зображення тканин, що є важливим для комплексного аналізу.

На рисунку 1.5 подано структурну схему системи АПМ, яка використовується для досліджень науковою школою професора Ушенка О.Г. із Чернівецького національного університету [16].

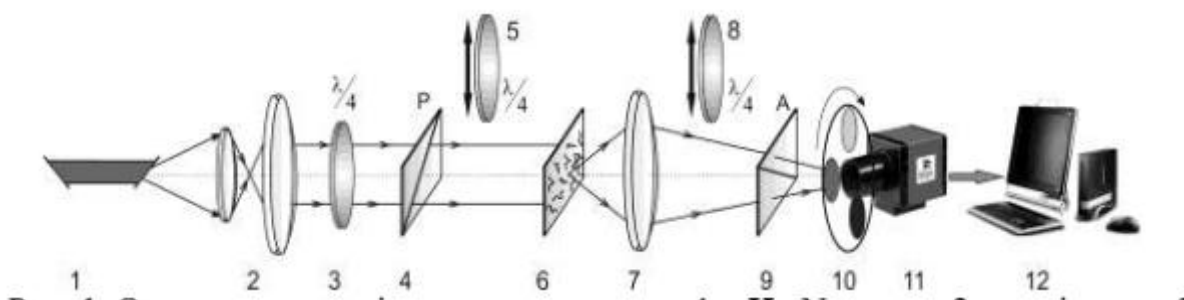


Рисунок 1.5 – Схема для автофлуоресцентної мікроскопії [17]

Схема містить оптичні елементи, властиві класичним мюллер-поляриметрам: лазер 1, коліматор 2, фазові пластинки 3, 5, 8 та поляризаційні платівки 4 і 9 в якості поляризатора та аналізатора.

Відмінним структурним елементом системи АПМ, наведеної на рисунку 1.5, від системи лазерної мюллер-поляриметрії, наведеної на рисунку 1.5 є блок 10 так званих «відсікаючих» інтерференційних світлофільтрів. За його допомогою здійснюється поляризаційна фільтрація інтенсивностей поляризаційних зображень біологічної тканини на трьох різних довжинах хвиль. Камера 11 реєструє на певній довжині хвилі поляризаційні розподіли інтенсивностей зображень БШ, які надходять до комп'ютера 12.

Основний недолік зазначеної схеми системи у відсутності автоматизації процесу вимірювань та відсутність автоматичного рішення про результати діагностики в системі.

Проте дана система може бути використана як прототип для системи, яка розробляється в даній магістерській кваліфікаційній роботі.

1.4 Порівняння систем вимірювання поляризаційних параметрів біологічних тканин з інтелектуальним аналізом даних

Застосування традиційних методів, заснованих на фізичних принципах вимірювання поляризації, дозволяє вивчати анізотропію тканин та їх структуру

на молекулярному рівні. Але ці методи, як правило, обмежені в можливості аналізувати величезні масиви даних, що з'являються в сучасній медицині.

Інтелектуальний аналіз даних (ІАД) займає важливе місце у сучасній медицині, значно підвищуючи можливості автоматизованого розпізнавання та класифікації медичних зображень. Цей напрямок охоплює різноманітні методи, зокрема нейронні мережі, машинне та глибоке навчання, які спеціально адаптовані щоб аналізувати поляризаційні зображення БТ. Завдяки впровадженню ІАД у медичну практику, можна не лише автоматизувати аналіз, але й виявляти тонкі деталі та патерни, які залишаються непоміченими людським оком.

Завдяки машинному навчанню можна створювати моделі, здатні розпізнавати структури та патерни у даних без явного програмування для кожного етапу. Однією з основних технік є метод опорних векторів (SVM), який використовується для класифікації зображень тканин на основі їх поляризаційних характеристик. Інші методи, такі як деревоподібні моделі (Random Forests), дозволяють аналізувати багатовимірні дані для прогнозування захворювань.

Глибоке навчання – це розширення машинного навчання з використанням багатошарових нейронних мереж. Варто зазначити, що згорткові нейронні мережі (CNN) широко застосовуються для автоматичної сегментації та класифікації зображень. Наприклад, CNN здатні розпізнавати окремі структури тканин та ідентифікувати аномалії у структурі біологічних зразків. CNN дозволяє виявляти навіть найдрібніші зміни у тканинах, що особливо важливо для ранньої діагностики онкологічних захворювань.

Штучні нейронні мережі створюють багаторівневі системи, які здатні «навчатися» на нових даних. Наприклад, за їх допомогою можна отримати детальну інформацію про патерни в тканинах при обробці наступної формули:

$$h = \sigma(w \cdot x + b),$$

де w – вага фільтрів, x – вхідні дані, b – зміщення, σ – функція активації.

Нейронні мережі з довготривалою пам'яттю корисні для аналізу динамічних змін у зображеннях тканин, що важливо для моніторингу прогресу лікування або рецидиву захворювання.

Методи комп'ютерного зору використовуються для автоматизованого аналізу медичних зображень, включаючи розпізнавання форм, кольорів та текстур.

Для забезпечення якісного аналізу зображень у медичній діагностиці розроблені інтелектуальні системи, які використовують різноманітні методи фільтрації. Наприклад, системи MATLAB Engine дозволяють виконувати 2D і 3D-візуалізацію, відображення графічних об'єктів із високою роздільною здатністю, зберігання та обробку даних у різних форматах. Фільтрація зображень, як у випадку із застосуванням НЧ-фільтра Гауса, забезпечує усунення високочастотного шуму з мінімальним розмиттям. Фільтри Лапласа та Лапласіан-гаусіан, навпаки, підвищують різкість зображення, виділяючи перепади в інтенсивності. Ці фільтри допомагають виявляти межі пухлин або інших аномалій у зображеннях тканин.

Фільтри Собеля і Превіта дозволяють виділяти горизонтальні та вертикальні межі структур, що корисно для структурного аналізу тканин, а усереднюючий НЧ-фільтр допомагає очищувати зображення від шумів. Такі методи є особливо важливими для складних випадків, коли потрібне очищення або покращення яскравості та контрастності зображень для більш детального аналізу[18].

Зважаючи на постійний розвиток ІАД ці системи стають дедалі точнішими та ефективнішими, що забезпечує високий рівень медичного обслуговування та підвищує якість життя пацієнтів.

Інтелектуальні системи, на відміну від традиційних методів аналізу, мають здатність постійно вдосконалюватися. Це відбувається завдяки навчальним моделям, які "вчаться" на нових даних і можуть застосовувати набуті знання для покращення результатів у майбутньому. Наприклад, нейронні мережі можуть проводити класифікацію тканин із точністю, яка перевершує людський аналіз.

Крім того, такі системи здатні обробляти багатошарові зображення, що дозволяє враховувати не лише поверхневі, а й глибинні шари тканин. Це може бути корисно для виявлення складних взаємозв'язків між різними типами тканин і їх патологіями.

Для оцінки точності навчання нейронної мережі використовується функція втрат:

$$L(\theta) = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \mathcal{L}(y_i, f(x_i, \theta)),$$

де $L(\theta)$ – функція втрат, $\mathcal{L}$ – помилка між прогнозованим і справжнім значенням.

Традиційні системи для аналізу зображень використовують прості алгоритми, що ґрунтуються на ручному введенні даних та аналізі результатів людиною. Хоча такі методи можуть бути корисними в певних випадках, вони мають суттєві недоліки, особливо у великих обсягах інформації, де ручний аналіз займає багато часу і є ризик людських помилок [16, 17].

Навпаки, інтелектуальні системи автоматично обробляють зображення з використанням складних алгоритмів, що значно підвищує точність діагностики. Наприклад, CNN здатні швидко й точно ідентифікувати патологічні зміни в тканинах, знижуючи кількість хибних результатів [19].

Ще одним важливим фактором є здатність інтелектуальних систем адаптуватися до нових типів даних і покращувати свої результати на основі постійного навчання. Це означає, що системи можуть стати більш точними з часом, завдяки постійному вдосконаленню моделей і накопиченню даних.

Інтеграція поляризаційних методів із інтелектуальними алгоритмами дозволяє значно покращити ефективність діагностики. Наприклад, сучасні системи здатні не лише аналізувати зображення тканин, але й інтегрувати дані з різних джерел, таких як генетичні дані та результати інших методів візуалізації. Це дозволяє створити більш повну картину про стан тканин і покращити діагностичний процес.

Інтелектуальні системи також можуть аналізувати не лише окремі зображення, а й динамічні зміни в тканинах, що дає змогу ефективно відстежувати процес лікування та своєчасно виявляти патології на ранніх етапах їх розвитку. Це є надзвичайно важливим для ранньої діагностики онкологічних захворювань, оскільки дозволяє виявляти навіть найдрібніші зміни та відхилення в структурі тканин.

Використання інтелектуального аналізу даних в медицині не позбавлене викликів. Одним із основних є необхідність великих навчальних вибірок для підвищення точності алгоритмів. Наприклад, для якісного аналізу необхідно мати достатню кількість зображень різних типів тканин, що інколи буває важко досягти через обмежений доступ до даних [19]. Іншим викликом є стандартизація даних із різних джерел. Медичні зображення можуть мати різні формати, і об'єднання цих даних в одну систему для аналізу вимагає великих обчислювальних ресурсів та складних алгоритмів.

Попри ці виклики, перспективи використання інтелектуальних систем у поєднанні з поляризаційними методами надзвичайно обнадійливі. Інтеграція ІАД із поляризаційними методами забезпечує автоматизацію і покращення якості діагностики. Поєднання CNN з іншими алгоритмами ІАД дозволяє отримати більш точні результати, роблячи медичну діагностику швидшою та точнішою.

В таблиці 1.1 наведемо порівняння різних поляризаційних систем з ІАД для діагностики біологічних шарів .

В таблиці 1 за аналог1 взято метод та систему [22], в якій проводиться вимірювання мап азимутів та еліптичностей зображення БШ, що мають незалежний характер від напряму розповсюдження вхідного пучка, яким опромінюють БШ. Для такої системи характерною є наявність статистичного оброблення виміряних мап.

В результаті експериментальних досліджень цієї системи були взяті зразки тканини міокарду із двома захворюваннями. Це хронічна ішемія та гостра коронарна недостатність (ГКН). Маючи верифіковане діагностичне рішення по

Таблиця 1.1 - Характеристики систем для вимірювання поляризаційних параметрів зображень з комп'ютерним аналізом даних

Назва системи	Вимірюваний параметр	Методи ІАД вимірюваних параметрів	Точність вимірювань	Достовірність діагностики БТ
Метод азимутально-інваріантного картографування азимутів поляризації БШ із ІАД [22]	Мапа азимутів поляризації зображення БШ	Статистичний та кореляційний аналіз. Нечітка логіка для прийняття діагностичних рішень	Немає залежності від кута повороту БШ відносно напрямку опромінюючого пучка	92,8% (диференціальна діагностика БШ міокарда при ГКН та хронічній ішемії)
Метод азимутально-інваріантного картографування еліптичностей поляризації БШ із ІАД [22]	Мапа еліполярності зображення БШ	Статистичний та кореляційний аналіз. Нечітка логіка для прийняття діагностичних рішень	Немає залежності від кута повороту БШ відносно напрямку опромінюючого пучка	92,8% (диференціальна діагностика БШ міокарда при ГКН та хронічній ішемії)
Система автофлуоресцентної поляриметрії [17], розроблена в ЧНТУ, прототип	На трьох довжинах хвиль 0,45 мкм; 0,55 мкм; 0,63 мкм виміряно : -інтенсивність автофлуоресценції; -мапи елементів матриці Мюллера	Статистичний аналіз. Відсутні методи прийняття діагностичних рішень	Немає залежності від кута повороту БШ відносно напрямку опромінюючого пучка	При диференціальній діагностиці БШ міокарда при ГКН та хронічній ішемії 76%-80% 90%

кожному зразку вибірки та результати експериментів, в системі застосовано нечітку логіку для синтезу підсистеми підтримки прийняття рішення (ППР). Отже, в системі, взятій за аналог [22], застосовано вид ІАД на основі нечіких моделей ППР. Це дозволило отримати високі показники достовірності діагностики тканин міокарду в системі, що становлять 92,8%

Аналогом 2 до розроблюваної системи є система автофлуоресцентної поляриметрії [17]. Вона теж має властивість незалежності точності роботи від кута відхилення лазерного пучка відносно напрямку опромінення БШ. Але її принцип дії інший та враховує збуджену опромінюючим променем автофлуоресценцію на трьох довжинах хвиль 0,45 мкм, 0,55 мкм, 0,63 мкм та її внесок у інтенсивність отриманого поляризаційного зображення біологічного шару. В системі теж застосовується статистичний аналіз при обчисленні статистичних характеристик отриманих розподілів інтенсивностей поляризаційних автофлуоресцентних зображень. На ньому будується класифікація зразків, проте системи автоматизованої ППР немає. Це є одним із недоліків даної системи, поряд із відсутністю автоматизованого керування системою, що і впливає не нижчу достовірність діагностики, наприклад, тих же захворювань міокарда, що розглянуті вище: від 76%-80% при вимірюванні мап інтенсивностей автофлуоресценції до 90% при вимірюванні матриць Мюллера біологічних зразків.

Отже, поєднання обох розглянутих методів вимірювання поляризаційних характеристик, доповнене інтелектуальним аналізом даних у вигляді автоматичної ППР, дозволить підвищити достовірність діагностики в системі, яка розробляється в даній роботі.

Загалом, інтелектуальні системи аналізу біологічних тканин дають змогу значно підвищити точність і ефективність діагностики біологічних тканин. Зі швидким розвитком технологій, таких як машинне навчання та глибокі нейронні мережі, ці методи мають значні перспективи для подальшого вдосконалення. Автоматизований аналіз зображень і даних сприяє виявленню тонких змін у тканинах, що є ключовим фактором для ранньої діагностики та лікування ряду

захворювань. Впровадження таких систем в медичну практику дозволить не лише підвищити якість діагностики, але й зробити медичні послуги більш доступними та точними для значного кола пацієнтів [20–22].

Висновки за розділом 1

Проведено аналіз оптичних методів та систем, що використовуються для вимірювання та комп'ютерного аналізу поляризаційних параметрів зображень біологічних тканин. Розглянуто основні методи вимірювання азимутів, еліптичностей і векторів Стокса, а також мюллер-матричних зображень.

Показано, що автофлуоресцентна поляризаційна мікроскопія є перспективним методом для дослідження та вивчення біологічних тканин. Було проведено порівняння традиційних систем вимірювання з інтелектуальними методами аналізу даних. Визначено напрям подальшого удосконалення системи, що розробляється, шляхом розширення функціональних можливостей за рахунок поєднання перспективних азимутально незалежних методів вимірювання параметрів поляризації БШ із методами ІАД.

2 МЕТОД ТА КОМП'ЮТЕРИЗОВАНА СИСТЕМА АВТОФЛУОРЕСЦЕНТНОЇ АЗИМУТАЛЬНО ІНВАРІАНТНОЇ ЗОБРАЖУВАЛЬНОЇ ПОЛЯРИМЕТРІЇ БІОЛОГІЧНИХ ШАРІВ

2.1 Методика проведення вимірювань інтенсивності автофлуоресценції поляризованих зображень біологічних шарів на трьох довжинах хвиль

Відомо, що біологічні тканини різних органів людини, як наприклад, тканина міокарда, володіють певною немалою кількістю природних флуорофорів. Можна назвати такі основні серед них, як нікотинамід, флавоноїди та білки, багаті на ароматичні амінокислоти. Для кожного флуорофору є свій характерний спектр абсорбції та емісії. Саме завдяки цьому інформативним буде сигнал оптичного випромінювання, в якому зареєстрована інформація про внутрішню структуру біологічної тканини.

Деякі флуорофори (нікотинаміддинуклеотиду та флавоноїдів, як приклад) в залежності від певних умов (стану молекули у редокс парі) можуть змінювати спектри флуоресценції. Це призводить до того, що можна визначити стан біохімічних процесів з їх участю, якщо дослідити флуоресценцію в спектрі емісії названих вище речовин.

Як було визначено в роботі [23], при дослідженні тканин міокарда, що відповідають стану гострої коронарної недостатності (ГКН), фіксувалась зміна спектру емісії електронів цитохромів дихального ланцюга при застосуванні лазерної автофлуоресценції поляризованого світла. Методика поляриметричних вимірювань, яка тут проводилась, дозволяла також керувати формою цього спектру.

Відомо, що сумарна автофлуоресценція в кожній області діапазону спектру є результатом суперпозиції спектрів випромінювання самих різних флуорофорів, що характеризуються різними локальними екстремумами [17], [23].

Отже використовуючи збудження тканин короткохвильовим світлом, яке стимулює внутрішні флуорофори в структурі БТ. Коли відповідні молекули в БТ поглинають світло, вони випромінюють його на довших довжинах хвиль, що дозволяє отримувати детальну інформацію про біологічні зразки.

Тому в сумарній флуоресценції будемо виділяти для оптичного видимого діапазону три основні області:

Виділяють три області у видимому оптичному діапазоні: при λ мкм буде короткохвильова область; при λ мкм буде середньохвильова область; при λ мкм буде довгохвильова область.

Відповідно до оптичного діапазону найбільш ефективними флуорофорами є такі [17], [23]:

- в короткохвильовій області це – лінійно двопротенезаломлюючі сітки типу міозин, колаген та еластин, а також нікотинамідаденинуклоетид;
- в середньохвильовій області це – оптично активні флавіни та лінійно двопротенезаломлюючі фібрили;
- в довгохвильовій області це – порфірини, що є оптично активними.

В той же час, необхідно зважати на вимоги до досліджуваного зразка БТ, які стосуються її оптичної густини. Відомо, що існують різні моделі розрахунку оптичних характеристик поляризаційного світла після його взаємодії із речовиною. Але в рамках даної роботи будемо виходити з того, що може відбутись тільки однократна взаємодія збуджуючого фотона із молекулою зразка БТ. Тільки в такому разі можна точно проводити діагностику автофлуоресцентним методом.

Отже, коефіцієнт екстинції зразка БТ має бути менше за 0,1.

Геометрична товщина може бути в межах від 5 мкм до 40 мкм, головне, щоб коефіцієнт екстинції залишався в межах 0,1.

Врахування цих фактів дозволило отримати методику проведення автофлуоресцентної мікроскопії, яку виконують в класичній системі стокс-поляриметра, наприклад, як зображено на рисунку 1.5 [17], що є аналогом до даної розробки.

Суть методики проведення вимірювань інтенсивності автофлуоресценції поляризованих зображень біологічних шарів на трьох довжинах хвиль така.

1. За допомогою «синього» лазера формується оптичний пучок на довжині хвилі $\lambda = 0,405 \text{ мкм}$.
2. Створюємо різні стани поляризації (лінійні чи циркулярні) опромінюючого лазерного пучка в схемі на рисунку 1.5 за допомогою поляризатора 4 та фазової пластинки 5 зі зсувом на 45° .
3. Лазерним пучком з певним типом створеної поляризації опромінюють зразок БТ 6, в якому збуджують автофлуоресценцію з максимальними значеннями інтенсивностей на трьох довжинах хвиль:

$$\lambda_{\text{max}}^1 = 0,45 \text{ мкм}; \lambda_{\text{max}}^2 = 0,55 \text{ мкм}; \lambda_{\text{max}}^3 = 0,63 \text{ мкм};$$

4. Створюємо тип поляризаційної фільтрації лазерного поляризованого пучка, що пройшов через біологічну тканину, за допомогою фазової пластинки 8 та аналізатора 9.
5. Проектують оптичним об'єктивом 7 автофлуоресцентні зображення біологічного шару, які утворились після його поляризаційної фільтрації та спектральний фільтр 10, на оптичний вхід камери 11.
6. З камери 11 записують зображення в комп'ютер як розподіли інтенсивностей автофлуоресценції на трьох вказаних довжинах хвиль.

$I_{\zeta}^{\gamma}(\lambda_{\text{max}}^1), I_{\zeta}^{\gamma}(\lambda_{\text{max}}^2), I_{\zeta}^{\gamma}(\lambda_{\text{max}}^3)$, де γ – тип поляризації поляризатора, а ζ – тип поляризації аналізатора.

Таким чином, маючи можливість отримати три різні набори інтенсивностей $I_{\zeta}^{\gamma}(\lambda_{\text{max}}^1), I_{\zeta}^{\gamma}(\lambda_{\text{max}}^2), I_{\zeta}^{\gamma}(\lambda_{\text{max}}^3)$ при визначених значеннях γ та ζ , можемо отримати будь-який розподіл елементів масиву інтенсивності автофлуоресценції, необхідний для подальших обрахунків.

Маючи в наявності макет системи багатофункціональної лазерної поляриметрії на кафедрі БМІОЕС, в який можемо додати селективний спектральний фільтр на три діапазони довжин хвиль для організації методики

автофлуоресцентної поляриметрії, проведемо експеримент для підтвердження дієздатності зазначеної методики.

За об'єкт дослідження було взято гістологічні зрізи міокарду з різними станами: здорової людини (Зд), людини із хворобою серця ішемією (Іш), людини із хворобою коронарна недостатність в хронічній формі (КорНед). Зразки були надані патологоанатомічним бюро м. Вінниці. Вони були нефарбовані, непарафінізовані, підготовлені лікарем, а потім заморожені в холодильнику при мінімальній температурі 3° .

При застосуванні методики були отримані зображення вказаних зразків в системі, показані на рис. 2.1- рис. 2.3.

Так, на рисунку 2.1 показано для 0,45 мкм зображення автофлуоресцентної інтенсивності поляриметричних розподілів БТ міокарда для груп (Іш) і (КорНед).

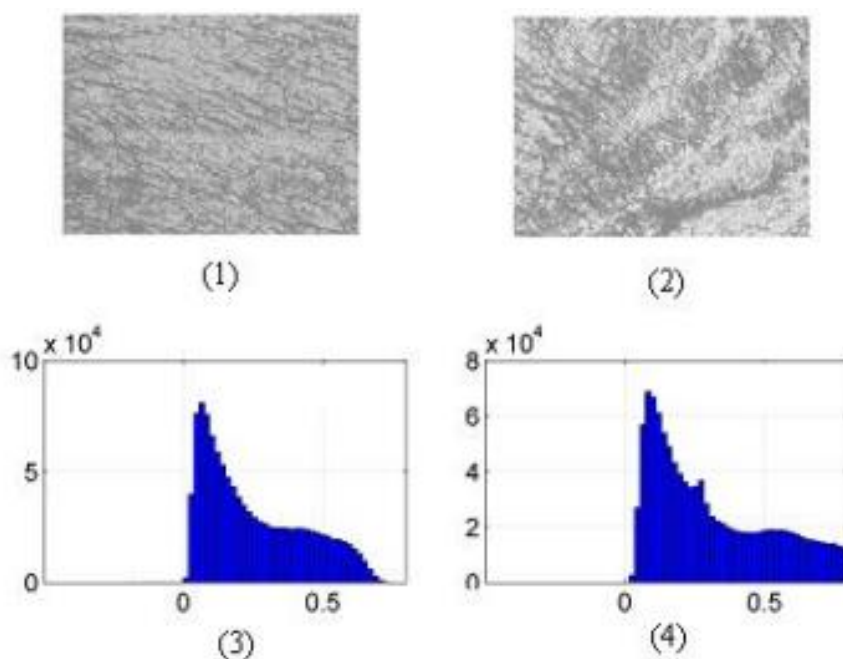


Рисунок 2.1 –Автофлуоресцентні поляризаційні зображення, отримані на довжині хвилі $\lambda_{\max}^1 = 0,45\text{мкм}$, для БШ міокарду : (1), (3)- зображення та гістограма для людини з ішемією; (2),(4)- зображення та гістограма для людини з коронарною недостатністю

Бачимо на рисунку 2.1, що на короткій довжині хвилі 0,45 мкм інтенсивність автофлуоресцентних зображень для обох зразків з обома діагнозами зростає на початкових масштабах, а на наступних – спадає досить значно, переходить у плато. Для представника БШ з групи ішемія відбувається при 0,7 мкм спадання інтенсивності до нуля, а для представника іншої групи (КорНед) немає такого ефекту.

Такі вигляди зображень та їх гістограм, як на рисунку 2.1, обумовлено локалізацією максимумів автофлуоресценції протеїнів БШ, утворених активними молекулами еластину, колагену, в «короткохвильовій» області.

Так, на рисунку 2.2 показано при довжині хвилі 0,55 мкм зображення автофлуоресцентної інтенсивності поляриметричних розподілів БТ міокарда для груп (Іш) і (КорНед).

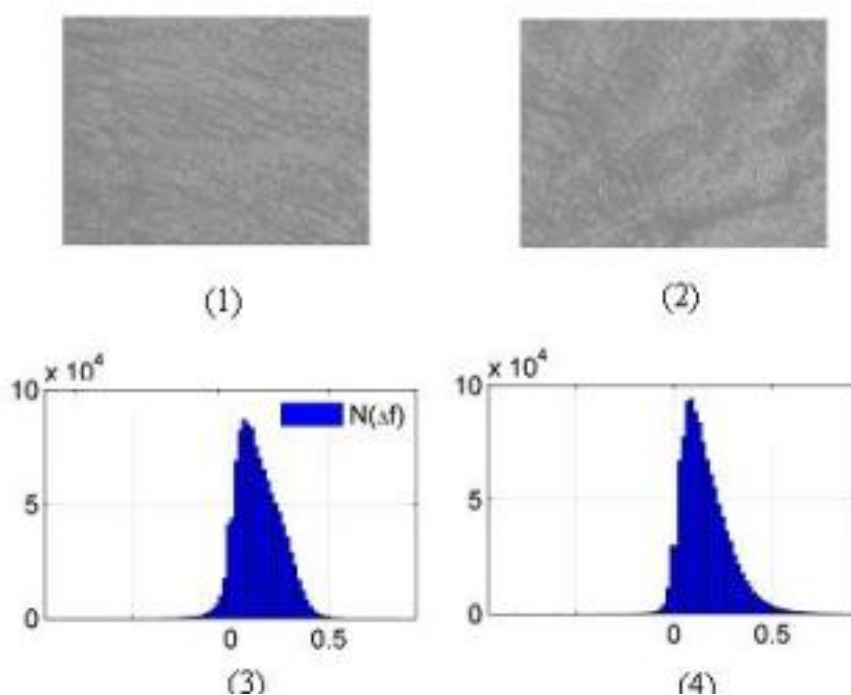


Рисунок 2.2 –Автофлуоресцентні поляризаційні зображення, отримані на довжині хвилі $\lambda_{\max}^2 = 0,55$ мкм, для БШ міокарду : (1), (3)- зображення та гістограма для людини з ішемією; (2),(4)- зображення та гістограма для людини з коронарною недостатністю

Бачимо на рисунку 2.2, що на середній довжині хвилі 0,55 мкм інтенсивність автофлуоресцентних зображень для обох зразків з обома діагнозами зростає на початкових масштабах, а на наступних – спадає після досягнення піку досить значно, але у плато не переходить.

Для обох представників БШ з групи (Іш) та групи (КорНед) відбувається при 0,5 мкм спадання інтенсивності до нуля.

Крім того, не бачимо суттєвих відмінностей в отриманих зображеннях та їх гістограмах на рисунку 2.2 при середній довжині хвилі 0,55 мкм.

Так, на рисунку 2.3 показано при довжині хвилі 0,63 мкм зображення автофлуоресцентної інтенсивності поляриметричних розподілів БТ міокарда для груп (Іш) і (КорНед).

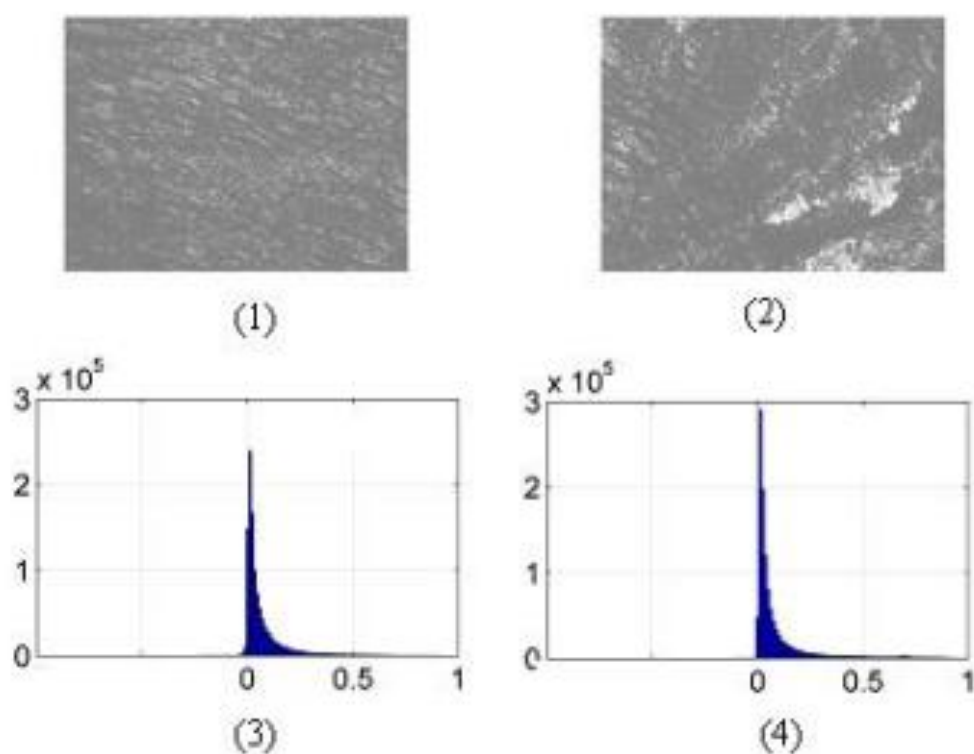


Рисунок 2.3 –Автофлуоресцентні поляризаційні зображення, отримані на довжині хвилі $\lambda_{\max}^3 = 0,63$ мкм, для БШ міокарду : (1), (3)- зображення та гістограма для людини з ішемією; (2),(4)- зображення та гістограма для людини з коронарною недостатністю

Бачимо на рисунку 2.3, що на довгій довжині хвилі 0,63 мкм інтенсивність автофлуоресцентних зображень для обох зразків з обома діагнозами зростає на початкових масштабах, є пік значення.

Після цього йде різке спадання функції.

Для обох представників БШ з групи (Іш) та групи (КорНед) відбувається при 0,25 мкм спадання інтенсивності близько до нуля, але залишається ніби невеликий «хвіст» випромінювання флуоресценції з низькою інтенсивністю.

Порівнюючи всі три гістограми, що на рисунках 2.1- 2.3, бачимо суттєві відмінності. Так, на гістограмі на рис.2.2, що для коротких хвиль, відсутні візуальні істотні розбіжності для міокарда групи (Іш) та (КорНед). А на гістограмах для середніх та довгих частотах є суттєва відмінність напівширини гістограми, при меншому розкиді значень для області з довжиною хвилі 0,63 мкм.

В цілому наведені на рис. 2.1- рис.2.3 зображення та гістограми демонструють наявність лазерної автофлуоресценції на всіх діапазонах спектру від 0,45 мкм до 0,63 мкм.

Найвища інтенсивність автофлуоресцентних зображень характерна для короткохвильової області при довжині хвилі 0,45 мкм. Для області спектру довгохвильової виявлено найменші значення інтенсивностей автофлуоресцентних зображень.

Але однакові тенденції у спаданні інтенсивності автофлуоресценції були для БТ міокарда при обох захворюваннях при певних областях реєстрації, що може призвести до труднощів при постановці діагнозу на їх основі.

2.2 Методика проведення азимутально інваріантних вимірювань поляризаційних параметрів біологічних шарів

Як відомо з аналітичного огляду літератури в розділі 1, досягти підвищення достовірності діагностики поляриметричними методами можна, використовуючи методику проведення вимірювань поляризаційних параметрів біологічних шарів,

яка дає незалежність точності вимірювань від повороту зразку БШ по відношення до опромінюючого променя.

Так на рисунку 2.4, (а), (в), (г), (е) [23] показано розподіли азимутів та еліптичностей поляризації БШ міокарда, отримані в схемі класичного лазерного стокс-поляриметра при різних азимутах опромінюючого пучка. Видно, що є різниця в отриманих азимутах та еліптичностях $\alpha(x,y)$; $\beta(x,y)$ при азимуті вхідного опромінюючого променя в 0° (рисунок 2.1, (а), (в)) та при його значенні в 45° (рисунок 2.1, (г), (е)).

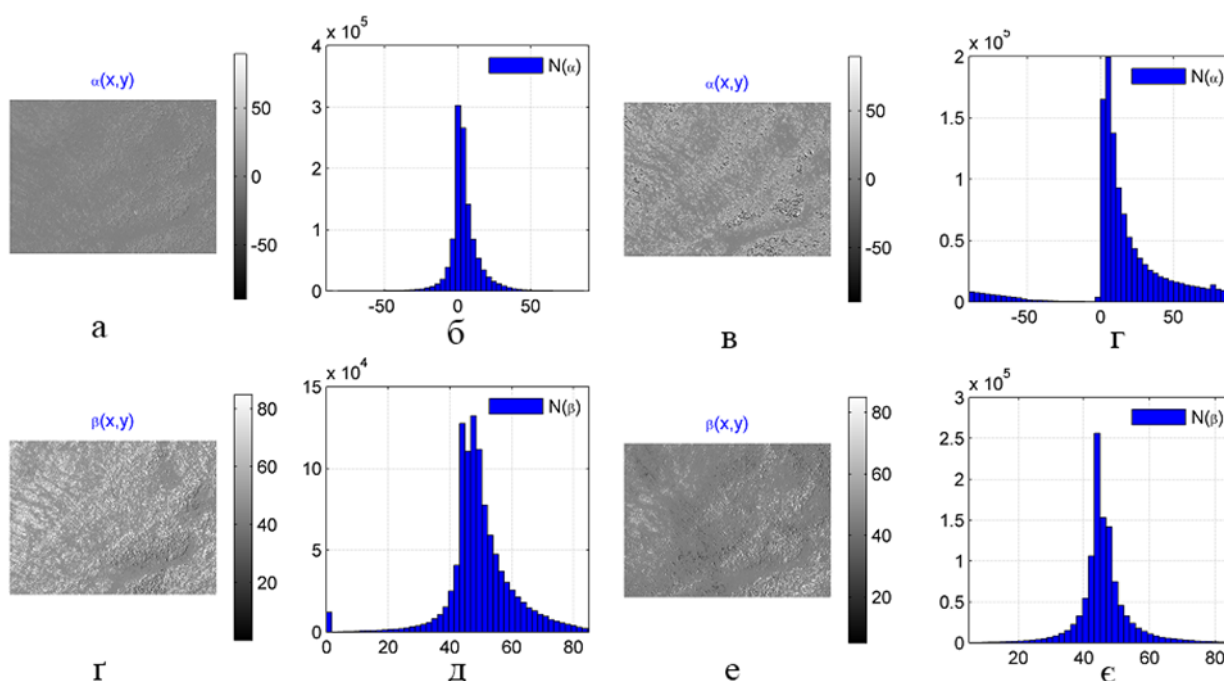


Рисунок 2.1 – Азимути та еліптичності поляризаційних зображень біотканини міокарда, виміряні при азимуті опромінюючого пучка 0° (а), (г) та 45° (в), (е)

Було доведено в роботі [24], що якщо вхідний опромінюючий лазерний пучок має циркулярний тип поляризації, то після його перетворення біологічним шаром можемо отримати азимутально інваріантні значення азимутів та еліптичностей поляризації вихідного пучка.

Тоді методика вимірювань азимутально інваріантних $\alpha(x,y)$, $\beta(x,y)$ є така.

1. Необхідно створити для лазерного пучка напівпровідникового лазера тип поляризації «циркулярна» ($\otimes, \oplus$)
2. Пропустити циркулярну поляризацію через зразок оптично тонкого БШ.
3. Розсіяне біологічним шаром випромінювання із трансформованим видом поляризації пропустити по черговому через шість типів поляризаційної фільтрації:
 - лінійної фільтрації з азимутами $0^\circ; 90^\circ; +45^\circ; -45^\circ (+135^\circ)$;
 - циркулярної фільтрації « $\otimes$ – циркуль правий», « $\oplus$ – циркуль лівий».
4. Утворені шість розподілів інтенсивностей $I(\alpha_{\text{вх.}} = \otimes, \zeta = 0; 90; 45; 135; \oplus; \otimes)$, які утворились в результаті фільтрації поляризації вхідної $\alpha_{\text{вх}}$ поляризатора та поляризації певного типу ζ аналізатора, потрібно записати камерою і передати в комп'ютер.
5. На $(\otimes; 0)$ основі цих інтенсивностей в комп'ютері проводяться необхідні обчислення параметрів вектора Стокса $S_{l=1;2;3;4}(x, y)$, що в свою чергу використовують задля обчислення розподілів азимутів $\alpha(x, y)$ та еліптичностей $\beta(x, y)$ у вигляді

$$\begin{aligned}
 S_1 &= I + I_{90}, \\
 S_2 &= I_0 - I_{90}, \\
 S_3 &= I_{45^\circ} - I_{135^\circ}, \\
 S_4 &= I_{\otimes} - I_{\oplus},
 \end{aligned}
 \tag{2.1}$$

$$\alpha = 0,5 \arctg \left(\frac{S_3}{S_2} \right),
 \tag{2.2}$$

$$\beta = 0,5 \arcsin \left(\frac{S_4}{S_1} \right).
 \tag{2.3}$$

Отже, ця методика може бути застосована до автофлуоресцентних вимірювань, описаних в п. 2.1, розширюючи можливості системи.

2.3. Метод вимірювань Мюллер-матричних зображень автофлуоресценції біологічних шарів

Щоб описати взаємодію лазерного поляризованого випромінювання з шаром БТ використовують матрицю Мюллера, яка має вигляд [5]:

$$[M] = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & m_{22} & m_{23} & m_{24} \\ 0 & m_{32} & m_{33} & m_{34} \\ 0 & m_{42} & m_{43} & m_{44} \end{bmatrix}, \quad (2.4)$$

де m_{ij} – елементи матриці.

Матриця Мюллера є матрицею, елементи якої дозволяють вказати на орієнтаційні та фазові характеристики оптико-анізотропної БТ, зразок якої досліджується в мюллер-поляриметрах, наприклад, як на рисунку 1.4.

Для математичного визначення елементів матриці Мюллера потрібно знати напрям ρ орієнтації тканинної фібрили та її фазовий зсув δ в кожній точці перерізу зразка, який досліджують [5]

$$\begin{aligned} m_{22} &= \cos^2 2\rho + \sin^2 2\rho \cdot \cos \delta; m_{23} = m_{32} = \cos 2\rho \sin 2\rho (1 - \cos \delta); \\ m_{24} &= -m_{42} = -\sin 2\rho \sin \delta; m_{33} = \sin^2 2\rho + \cos^2 2\rho \cos \delta; \\ m_{34} &= -m_{43} = \cos 2\rho \sin \delta; m_{44} = \cos \delta, \end{aligned} \quad (2.5)$$

Проте реально застосовують практичні методи вимірювання матриць Мюллера, причому якщо групують в окрему матрицю відповідні елементи для всіх точок площини перерізу тканинного шару, то отримують мюллер-матричні зображення (ММЗ). Всього можемо виміряти 16 ММЗ для кожного тканинного біологічного шару.

Методика вимірювань ММЗ на основі природнього підходу відома. То ж

розглянемо її детально, використовуючи напівпровідниковий «синій» лазер на довжині хвилі $\lambda = 0,405 \text{ мкм}$, який збуджує процеси флуоресценсії в досліджуваному шарі БТ з максимальними значеннями інтенсивностей на трьох довжинах хвиль: $\lambda_{\text{max}}^1 = 0,45 \text{ мкм}$; $\lambda_{\text{max}}^2 = 0,55 \text{ мкм}$; $\lambda_{\text{max}}^3 = 0,63 \text{ мкм}$.

1. Пропускаючи лазерне випромінювання через поляризатор та фазову пластину формуємо послідовно чотири розподіли інтенсивностей зображень із станами поляризації $I(\alpha_{\text{ex.}} = 0; 90; 45; \otimes)$.

2. Почергово кожним типом стану поляризації опромінюємо тканинний біологічний шар, викликаючи флуоресценсію при цьому.

3. Після проходження через тканинний БШ пропускаємо перетворене випромінювання через аналізатор та при необхідності через другу фазову пластинку, які виконують по суті функцію поляризаційної фільтрації типу лінійної та циркулярної $\Theta = (0^0; 90^0; 45^0; 135^0; \otimes; \oplus)$.

4. Утворюємо множину із 24 автофлуоресцентних зображень з відфільтрованими поляризаційними інтенсивностями $I(\alpha_{\text{ex.}} = 0; 90; 45; \otimes, \varsigma = 0; 90; 45; 135; \oplus; \otimes)$.

5. Кожне із 24 автофлуоресцентних поляризаційний зображень пропускаємо через спектральний фільтр, виділяючи по черзі його складові на трьох довжинах хвиль $\lambda_{\text{max}}^1 = 0,45 \text{ мкм}$; $\lambda_{\text{max}}^2 = 0,55 \text{ мкм}$; $\lambda_{\text{max}}^3 = 0,63 \text{ мкм}$.

3. Реєструємо камерою три множини із 24 поляризаційно відфільтрованих зображень на трьох довжинах хвиль $\lambda_{\text{max}}^1 = 0,45 \text{ мкм}$; $\lambda_{\text{max}}^2 = 0,55 \text{ мкм}$; $\lambda_{\text{max}}^3 = 0,63 \text{ мкм}$, записавши їх в комп'ютер.

4. На кожній із трьох довжині хвилі обчислюємо відповідні вектори Стокса та матриці Мюллера на основі відомих залежностей між ними [5]

$$\begin{aligned}
 M_{11} &= 0,5(S_1^0 + S_1^{90}); & M_{21} &= 0,5(S_2^0 + S_2^{90}); \\
 M_{12} &= 0,5(S_1^0 - S_1^{90}); & M_{22} &= 0,5(S_2^0 - S_2^{90}); \\
 M_{13} &= S_1^{45} - M_{11}; & M_{23} &= S_2^{45} - M_{21}; \\
 M_{14} &= S_1^{\otimes} - M_{11}; & M_{24} &= S_2^{\otimes} - M_{21};
 \end{aligned} \tag{2.6}$$

$$\begin{aligned}
M_{31} &= 0,5(S_3^0 + S_3^{90}); & M_{41} &= 0,5(S_4^0 + S_4^{90}); \\
M_{32} &= 0,5(S_3^0 - S_3^{90}); & M_{42} &= 0,5(S_4^0 - S_4^{90}); \\
M_{33} &= S_3^{45} - M_{31}; & M_{43} &= S_4^{45} - M_{41}; \\
M_{34} &= S_3^{\otimes} - M_{31}; & M_{44} &= S_4^{\otimes} - M_{41}.
\end{aligned}
\tag{2.7}$$

Отже, вище описано метод визначення ММЗ, який було удосконалено з урахуванням спектрально-селективного автофлуоресцентного підходу.

Для підтвердження можливості використання ММЗ автофлуоресцентних зображень для діагностики БТ було отримано експериментально розподіли ММЗ біологічного шару міокарда.

Їх наведено на рисунку 2.2- рисунку 2.5 для двох різних захворювань міокарда: ішемії та коронарній недостатності з максимальними піками на довжинах хвиль $\lambda_{\max}^1 = 0,45 \text{ мкм}$; $\lambda_{\max}^2 = 0,55 \text{ мкм}$. Видно візуально різницю між отриманими ММЗ та гістограмами розподілу їх елементів при різних фізіологічних станах.

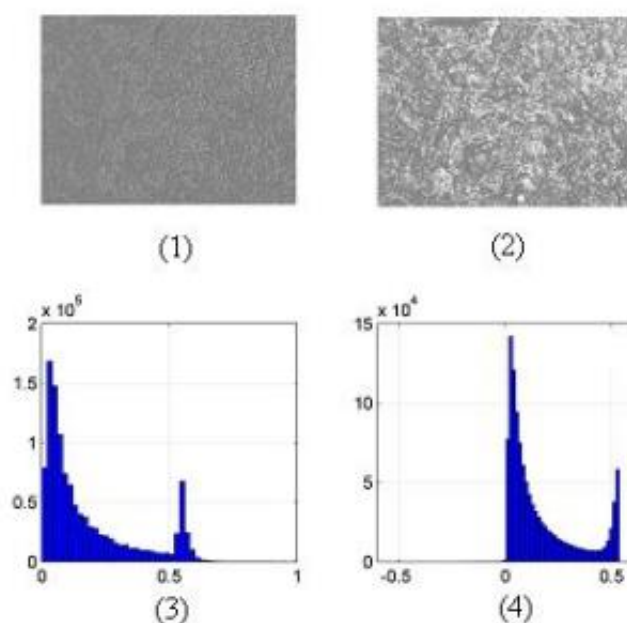


Рисунок 2.2 – Матричні елементи типу M_{14} автофлуоресцентних поляризаційних зображень, отримані на довжині хвилі $\lambda_{\max}^1 = 0,45 \text{ мкм}$, для БШ міокарду : (1), (3)- ММЗ та гістограма для людини з ішемією; (2),(4)- ММЗ та гістограма для людини з коронарною недостатністю

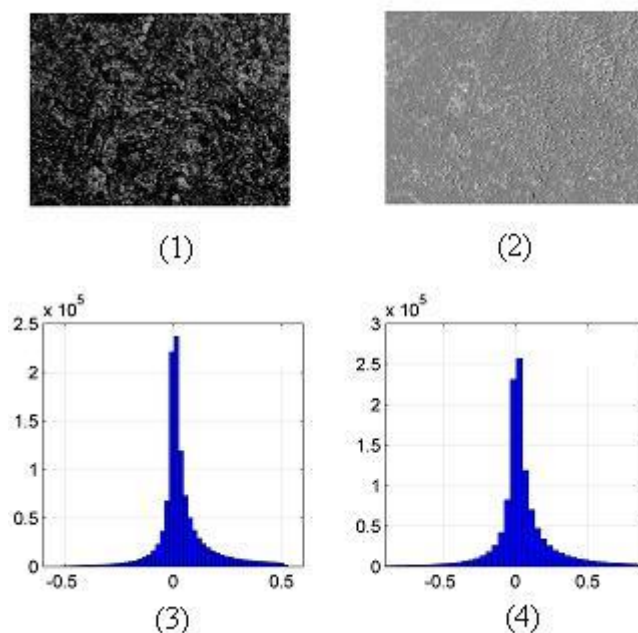


Рисунок 2.3 – Матричні елементи типу M_{41} автофлуоресцентних поляризаційних зображень, отримані на довжині хвилі $\lambda_{\max}^1 = 0,45$ мкм, для БШ міокарду : (1), (3)- ММЗ та гістограма для людини з ішемією; (2),(4)- ММЗ та гістограма для людини з коронарною недостатністю

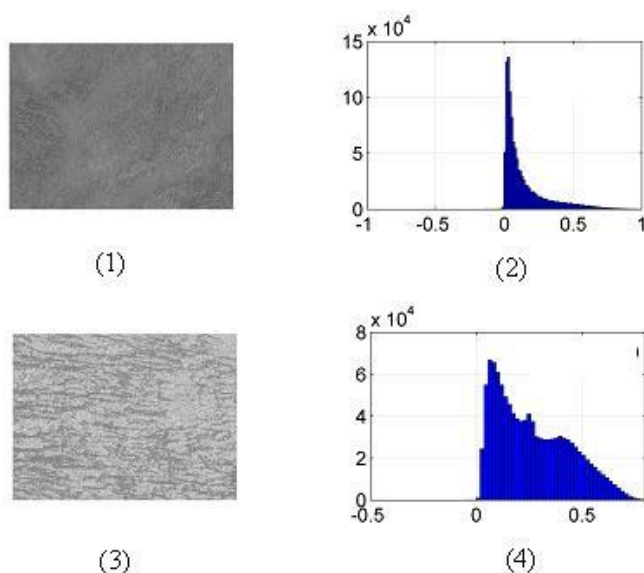


Рисунок 2.4 – Матричні елементи типу M_{14} автофлуоресцентних поляризаційних зображень, отримані на довжині хвилі $\lambda_{\max}^2 = 0,55$ мкм, для БШ міокарду : (1), (3)- ММЗ та гістограма для людини з ішемією; (2),(4)- ММЗ та гістограма для людини з коронарною недостатністю

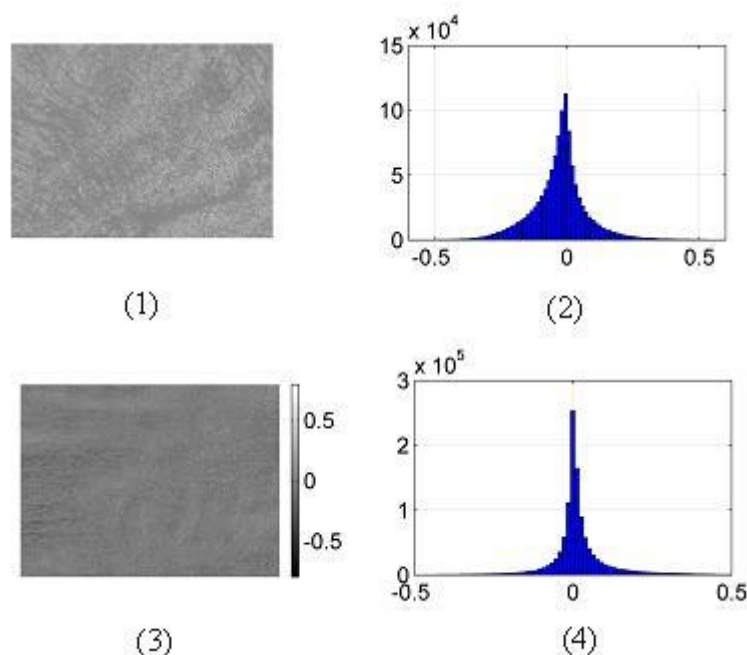


Рисунок 2.5 – Матричні елементи типу M_{41} автофлуоресцентних поляризаційних зображень, отримані на довжині хвилі $\lambda_{\max}^2 = 0,55 \text{ мкм}$, для БШ міокарду : (1), (3)- ММЗ та гістограма для людини з ішемією; (2),(4)- ММЗ та гістограма для людини з коронарною недостатністю

Візуальний аналіз отриманих зображень , а також побудовані гістограми розподілу елементів виміряних ММЗ флуоресцентних зображень типу $M_{41}; M_{14}$ міокарда показує наявність суттєвої різниці при діагнозах ішемії та гострої коронарної недостатності тканин міокарда.

Для отримання кількісних оцінок отриманих гістограм доцільно буде використати статистичний аналіз.

2.4 Статистичний аналіз виміряних даних в розробленій системі та їх подальша класифікація (дерева рішень, нейромережеві класифікатори. Нечітка логіка та інші)

Статистичний аналіз виміряних параметрів автофлуоресцентних поляризаційних зображень біологічних тканин дозволяє виділити ключові

характеристики, які є основою для класифікації діагностичних даних.

Основою аналізу є використання напівтонових зображень, які містять інформацію про інтенсивність поляризованого світла в кожній точці досліджуваного біологічного шару.

Маючи гістограми зображень де врахована загальна кількість пікселів зображення $N = m \times x$, можна перейти до розрахунку набору числових характеристик, які описують розподіл елементів зображення.

А саме до так званих статистичних моментів чотирьох порядків (ST), які відповідно характеризують середнє значення ST_1 , середнє квадратичне відхилення ST_2 , асиметрію ST_3 , ексцес ST_4 . Щоб обчислити ці моменти необхідно використати відомі формули [3], [5]

$$\begin{aligned} ST_1 &= \frac{1}{n} \sum_{j=1}^N (|m_{lk}|)_j \\ ST_2 &= \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{j=1}^N (m_{lk}^2)_j}, \\ ST_3 &= \frac{1}{ST_2^3 \cdot N} \sum_{j=1}^N (m_{lk}^3)_j, \\ ST_4 &= \frac{1}{ST_2^4 \cdot N} \sum_{j=1}^N (m_{lk}^4)_j, \end{aligned} \quad (2.8)$$

де m_{lk} – елемент досліджуваного зображення вектора N – загальна кількість пікселів.

Для зразків біологічних тканин із різними діагнозами (здорові, ішемія, коронарна недостатність) спостерігаються характерні відмінності в статистичних параметрах, зокрема у значеннях дисперсії та асиметрії. Ці параметри дозволяють кількісно описати відмінності між зразками, що є ключовим для подальшої класифікації.

Ці характеристики описують розподіл інтенсивностей у зображеннях і дозволяють формувати вектори ознак для класифікації.

$$v = [ST_1, ST_2, ST_3, ST_4] \quad (2.9)$$

де v – вектор ознак для одного зображення.

Ці вектори застосовуються як вхідні дані для класифікаторів. Наприклад, для зображень із деякою роздільною здатністю обчислення параметрів виконується для кожного сегмента зображення (наприклад, розбиття на блоки з меншою кількістю пікселів), що дозволяє аналізувати локальні особливості тканин.

Для класифікації цих даних можна використати дерева рішень. Адже, ця система однією із найефективніших методів класифікації, особливо для задач із невеликою кількістю ознак. Цей метод базується на ієрархічному поділі простору ознак на основі порогових значень, що дозволяє будувати зрозумілі та інтерпретовані моделі.

Ця структура складається з вузлів (питань) і гілок (відповідей). У кореневому вузлі оцінюється найінформативніша ознака, а дані діляться на дві або більше груп залежно від її значення. На кожному наступному рівні дерева процес повторюється для підгруп, поки не буде досягнуто умов завершення (наприклад, усі дані у вузлі належать одному класу, або подальше поділення незначно покращує точність моделі).

Процес створення дерева рішень починається з верхнього рівня і поступово спускається вниз. На кожному кроці алгоритм шукає оптимальний спосіб поділу даних (критерій розбиття), щоб розділити множину на підмножини, пов'язані з певним вузлом перевірки. У кожному вузлі обирається конкретний атрибут, за яким виконується цей поділ.

Вибір атрибута підпорядковується важливому правилу: він має розділити дані так, щоб об'єкти кожної з підмножин були переважно представниками одного класу. Іншими словами, після поділу в кожній групі має залишатися якомога менше "домішків" — об'єктів, які належать до інших класів. Мета алгоритму — мінімізувати такі домішки, створюючи підмножини, що якнайкраще відповідають одному класу.

Існує кілька критеріїв, які використовуються для поділу даних у дереві рішень. Найпоширенішими є міра ентропії та індекс Джині.

Ентропія — це поняття, що широко застосовується в природничих і точних науках. У загальному сенсі ентропія відображає ступінь неупорядкованості системи: чим більше хаосу і менше структурованості, тим вище її ентропія. У контексті дерев рішень цей показник використовується для оцінки, наскільки змішані дані в кожному вузлі.

Індекс Gini, що реалізується в алгоритмі CART, є ще одним критерієм поділу. Він працює на основі оцінки розподілу класів і обчислює, наскільки добре дані можна розділити. Цей індекс дозволяє вибрати атрибут, який найкраще зменшує змішаність класів у підмножинах. У його основі лежить поняття відстані між розподілами класів.

Ці критерії використовуються для вибору найкращої ознаки на кожному етапі.

Приріст інформації (ΔI), який базується на зменшенні ентропії показаний у формулі

$$\Delta I = I_{parent} - \sum_{k=1}^K \frac{|D_k|}{|D|} I_k, \quad (2.10)$$

де I_{parent} — ентропія початкового вузла, I_k — ентропія дочірніх вузлів, D_k — кількість даних у дочірньому вузлі.

Індекс Gini (G), який мінімізує «змішаність» класів у дочірніх вузлах представлений формулою

$$G = 1 - \sum_{i=1}^C p_i^2, \quad (2.11)$$

де p_i — частка елементів i -го класу в вузлі.

Дерева рішень зручно застосовувати для класифікації біологічних зображень для розпізнавання станів здорових і хворих тканин. Після формування

векторів ознак для навчальної вибірки будується дерево рішень. Алгоритм послідовно визначає, які ознаки (атрибути) найкраще розділяють класи. У кожному вузлі дерева перевіряється одна з ознак та чи відповідає значення певному пороговому критерію.

На основі навчальної вибірки векторів ознак v , що представляють зразки різних класів (здорові тканини, ішемія, коронарна недостатність), будується дерево. Далі визначаються оптимальні порогові значення для кожної ознаки, щоб мінімізувати змішаність класів у вузлах.

Для нового зразка (вектора ознак) обчислюються значення (ST_1, ST_2, ST_3, ST_4) . Зразок "спускається" по дереву, проходячи через вузли відповідно до значень своїх ознак, поки не досягне листового вузла, який відповідає одному з класів.

На рисунку 2.6 (додаток В.5) показано блок-схему інтелектуального аналізу вимірних параметрів біологічних шарів на основі дерева рішень.

Система має ряд переваг. Дерево рішень є зрозумілим навіть для користувачів без глибоких знань у машинному навчанні. Навчання і класифікація виконуються швидко навіть для великих наборів даних. Також дерева рішень демонструють високу точність для задач із малими та середніми обсягами даних.

Поєднання статистичного аналізу з використанням дерев рішень є ефективним підходом для аналізу автофлуоресцентних зображень. Ця методика дозволяє точно виділяти ключові особливості тканин та класифікувати їх із високою надійністю. Завдяки зрозумілості та інтерпретованості результатів, дерева рішень є особливо корисними для практичного застосування в медицині. У перспективі цей підхід можна вдосконалити, інтегрувавши ансамблеві методи або нейронні мережі для ще більшої точності аналізу.

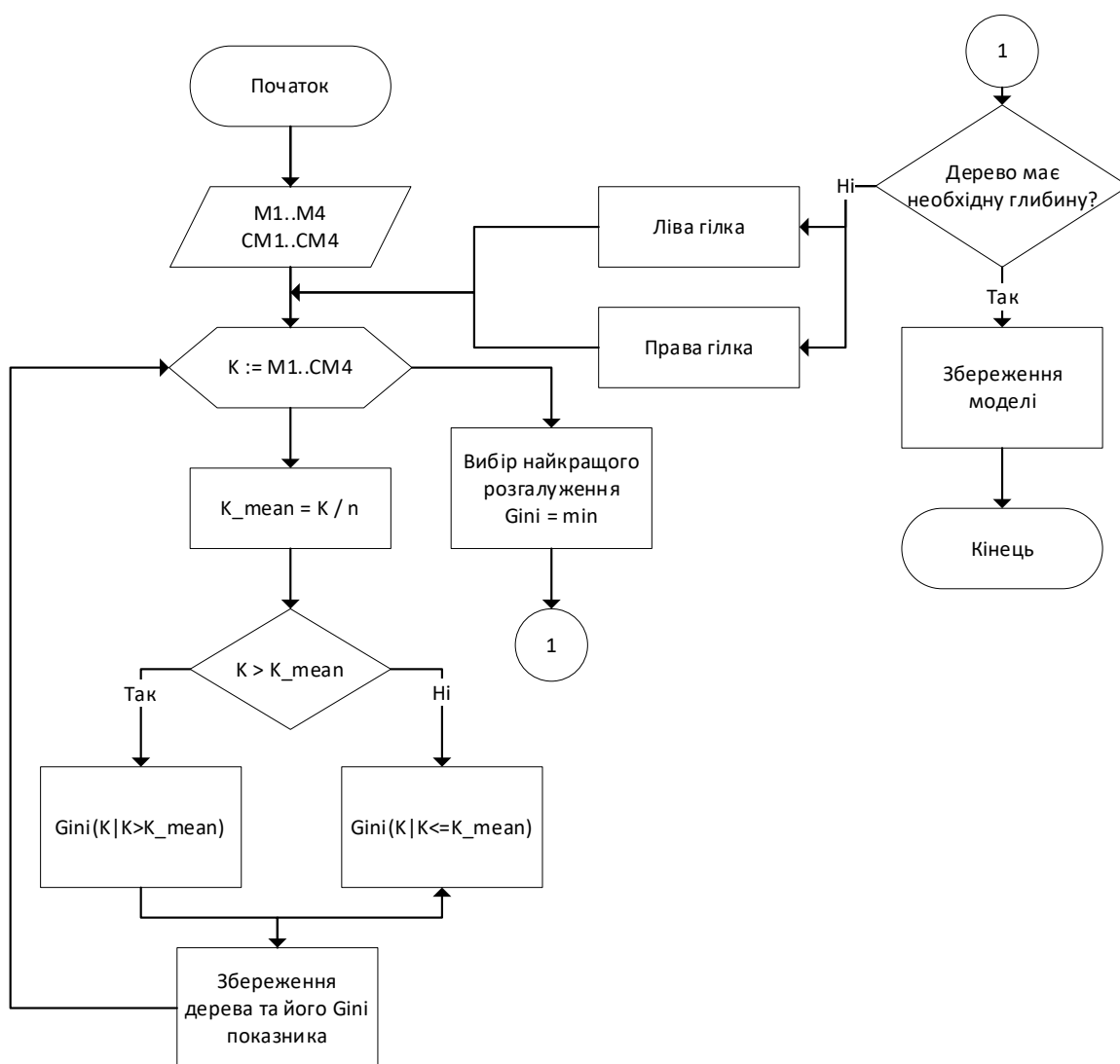


Рисунок 2.6 - Блок-схема роботи модуля інтелектуального аналізу в системі на основі методу дерева рішень

2.5 Розроблення архітектури системи та алгоритмів вимірювань та аналізу інтенсивностей та матриці Мюллера автофлуоресценції БШ

Для реалізації вищерозглянутих методів була розроблена схема системи, наведена на рисунку 2.7.

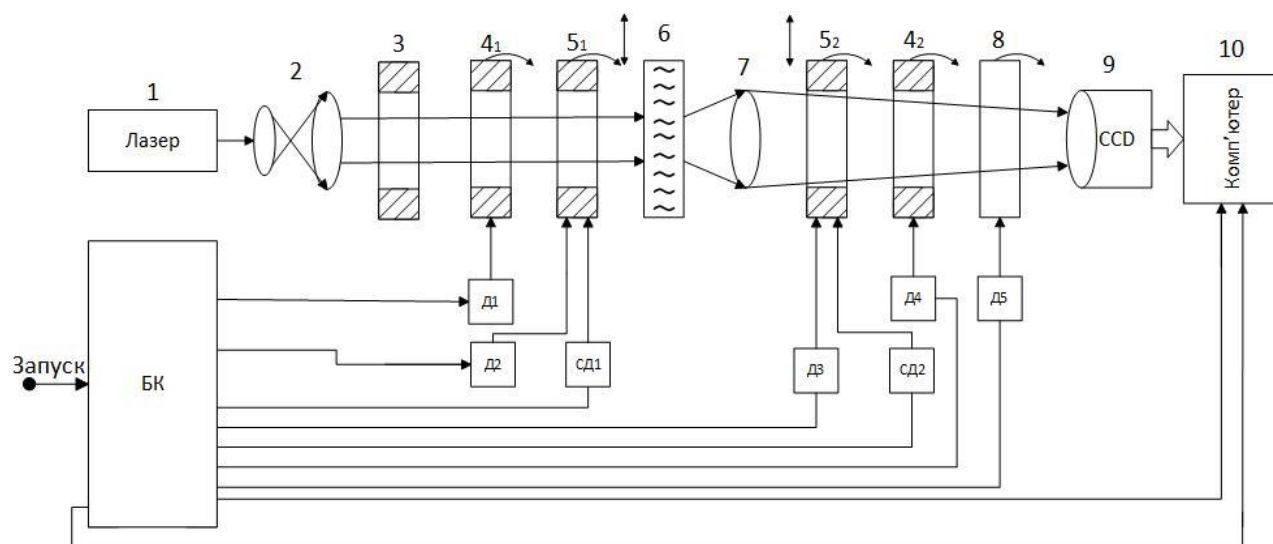


Рисунок 2.7 - Схема структурна системи автофлуоресцентної азимутально інваріантної зображувальної поляриметрії БШ

До структурної схеми входить лазер 1, який на довжині хвилі 0,405 мкм формує при ввімкненні пучок з невизначеним типом поляризації. Далі схема містить коліматор 2 та фазову 3 нерухому пластинку, які формують певний тип поляризації пучка певного діаметра, який прийшов від лазера 1.

Вихід оптичний нерухомої фазової пластинки 3 зв'язано оптично зі входом поляризатора 4_1 , чий оптичний вихід зв'язано з оптичним входом фазової рухомої чвертьхвильової пластинки 5_1 . Їх вихід оптично зв'язано з оптичним входом опромінення дослідного зразка 6, що знаходиться на предметному столі. Оптичний вихід перетвореного зразком 6 випромінювання через об'єктив 7 з'єднаний з оптичним входом фазової рухомої чвертьхвильової пластинки 5_2 . Її оптичний вихід з'єднано з оптичним входом аналізатора 4_2 , чий вихід зв'язаний із входом селективного світлофільтра 8, який відсікає максимуми оптичних сигналів на довжинах хвиль $\lambda_{\max}^1 = 0,45 \text{ мкм}$; $\lambda_{\max}^2 = 0,55 \text{ мкм}$; $\lambda_{\max}^3 = 0,63 \text{ мкм}$.

Вихід оптичний світлофільтра зв'язаний з оптичним входом камери 9 для реєстрації оптичних сигналів, яка зв'язана електрично з комп'ютером 10.

Важливим елементом структурної схеми системи є блок керування БК, вхід

якого зв'язано із входом запуску роботи системи. Також в системі чотири є двигуни Д1-Д4, які зв'язано із виходами сигналів блоку керування системи, а їх виходи зв'язано із входами керування оптичних оправ елементів $4_1, 4_2, 5_1, 5_2$ для керування їх обертанням.

Серводвигуни $СД_1 - СД_2$ також зв'язані із відповідними виходами блоку керування, а виходи зв'язані із входами переміщення оправ елементів $5_1, 5_2$.

Також є зворотній зв'язок комп'ютера 10 з блоком керування системою.

Для реалізації режиму роботи системи, де вимірюють розподіли інтенсивності автофлуоресценсії біологічного шару на трьох довжинах хвиль застосовують описаний вище метод.

Пояснення наведено в блок-схемі, наведеній на рисунку 2.8 (додаток В.2).

Важливо відмітити, що на початку роботи системи здійснюється ввімкнення лазера та запуск блоку керування, який налаштує всі оправи всіх елементів у відповідності з алгоритмом вимірювань. В результаті відпрацювання алгоритму роботи блоку керування та всіх структурних елементів системи в пам'яті комп'ютера буде збережено три розподіли інтенсивностей $I_{\zeta}^{\gamma}(\lambda_{\max}^1), I_{\zeta}^{\gamma}(\lambda_{\max}^2), I_{\zeta}^{\gamma}(\lambda_{\max}^3)$ поляризаційної автофлуоресценсії біологічного шару, які були збуджені на довжинах хвиль $\lambda_{\max}^1 = 0,45 \text{ мкм}; \lambda_{\max}^2 = 0,55 \text{ мкм}; \lambda_{\max}^3 = 0,63 \text{ мкм}$.

Інший режим роботи схеми, при якому здійснюють вимірювання мюллер-матричних зображень на довжині хвилі збуджуючого автофлуоресценсію лазера, показано на рисунку 2.9 (додаток В.3). Проте необхідно здійснювати такі дії тричі з урахуванням налаштування селективного світлофільтру 8 по чергово на довжини хвиль $\lambda_{\max}^1 = 0,45 \text{ мкм}; \lambda_{\max}^2 = 0,55 \text{ мкм}; \lambda_{\max}^3 = 0,63 \text{ мкм}$. Крім того, системою на рисунку 2.6 можна виміряти всі мюллер-матричні зображення, але нас цікавлять тільки отримання азимутально інваріантних елементів M_{14}, M_{41} до кутів поворотів зразка відносно осі падаючого лазерного пучка.

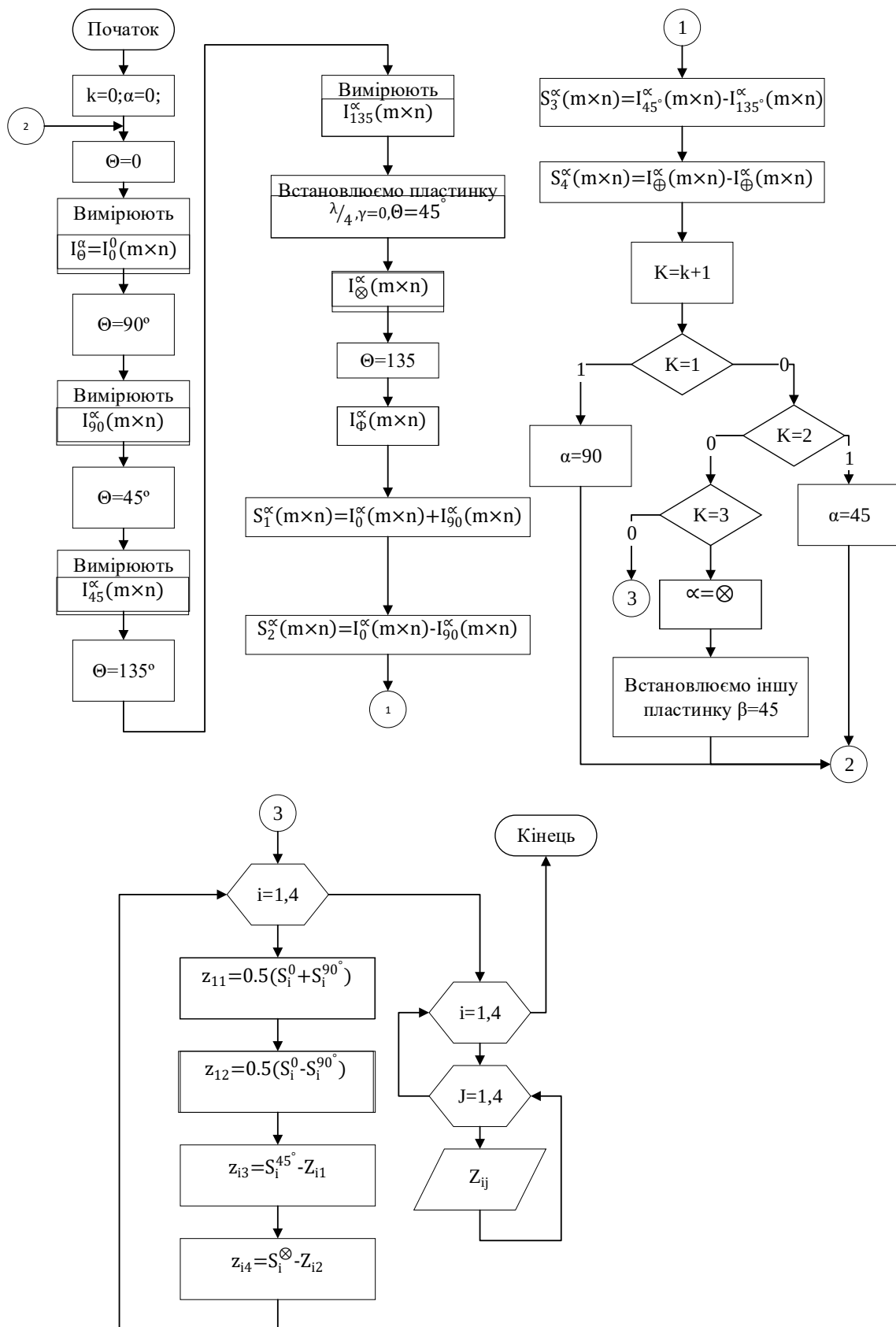


Рисунок 2. 9 – Блок-схема вимірювань елементів матриці Мюллера БШ в системі

Для проведення статистичного аналізу вимірних розподілів за формулами (2.8) було розроблено відповідну блок-схему, представлену на рисунку 2.10 (додаток В.4).

Правила класифікації вимірних параметрів далі будемо виводити в розділі 3 у відповідності до особливостей тих класів, які будуть розглянуті. Ці класи визначаються відповідно до медичних діагнозів, що приймаються при участі медичних експертів.

Блок-схема прийняття рішення за методом дерев рішень наведена на рисунку 2.11 (додаток В.5)

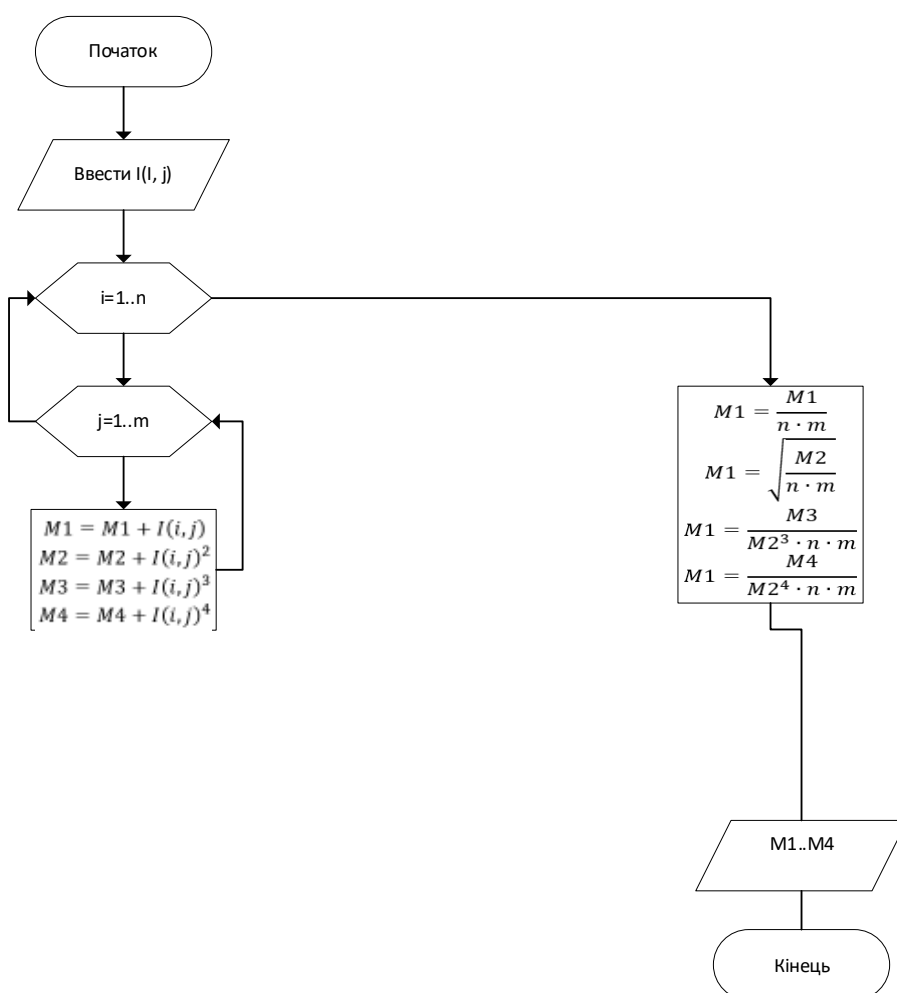


Рисунок 2.10 – Блок-схема статистичного аналізу розподілів елементів масиву

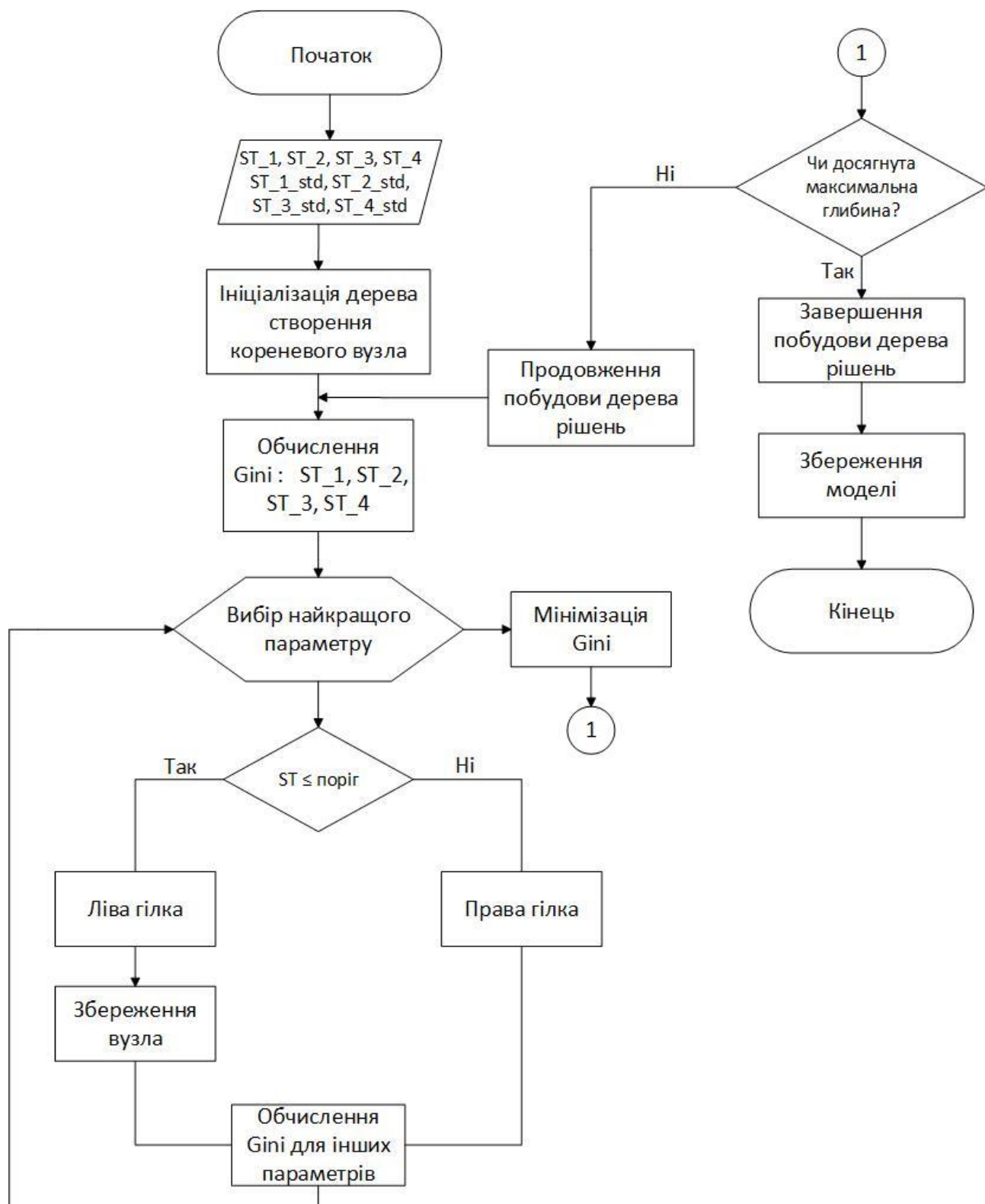


Рисунок 2.11 – Блок схема прийняття рішення в системі на основі методу дерев рішення

Отже, метод медичної діагностики БШ, реалізований на структурі комп'ютеризованої системи автофлуоресцентної азимутально інваріантної зображувальної поляриметрії біологічних шарів, подано на рисунку 2.12 та в додатку В.6.

Удосконалений метод діагностики, поданий на рисунку 2.12, включає в себе розширені можливості по вимірюванню таких параметрів, як :

- інтенсивності $I_{\zeta}^{\gamma}(\lambda_{\max}^1), I_{\zeta}^{\gamma}(\lambda_{\max}^2), I_{\zeta}^{\gamma}(\lambda_{\max}^3)$ автофлуоресценсії поляризаційних зображень БШ на трьох довжинах хвиль;
- азимутально незалежні мюллер -матричні зображення БШ $M_{14}(\lambda_{\max}^1), M_{14}(\lambda_{\max}^2), M_{14}(\lambda_{\max}^3)$ та $M_{41}(\lambda_{\max}^1), M_{41}(\lambda_{\max}^2), M_{41}(\lambda_{\max}^3)$ на трьох довжинах хвиль.

Для кожного вимірюного розподілу $K(x, y)$ необхідно визначити статистичні характеристики у вигляді середнього, середньоквадратичного відхилення , дисперсії та асиметрії $ST_1 - ST_4$, які утворюють вектор ознак v .

За вектором ознак, обчисленим для кожного вимірюваного параметра із дев'яти можливих окремо можна сформуванати рекомендоване для лікаря рішення за методом дерев.

2.6 Висновки до розділу 2

Розглянуто методику проведення вимірювань інтенсивності автофлуоресценції поляризованих зображень біологічних шарів на трьох довжинах хвиль $\lambda_{\max}^1 = 0,45 \text{ мкм}; \lambda_{\max}^2 = 0,55 \text{ мкм}; \lambda_{\max}^3 = 0,63 \text{ мкм}$ в системі.

Адаптовано методику проведення азимутально інваріантних вимірювань мюллер-матричних зображень M_{14}, M_{41} біологічних шарів до особливостей комбінованих автофлуоресцентних вимірювань.

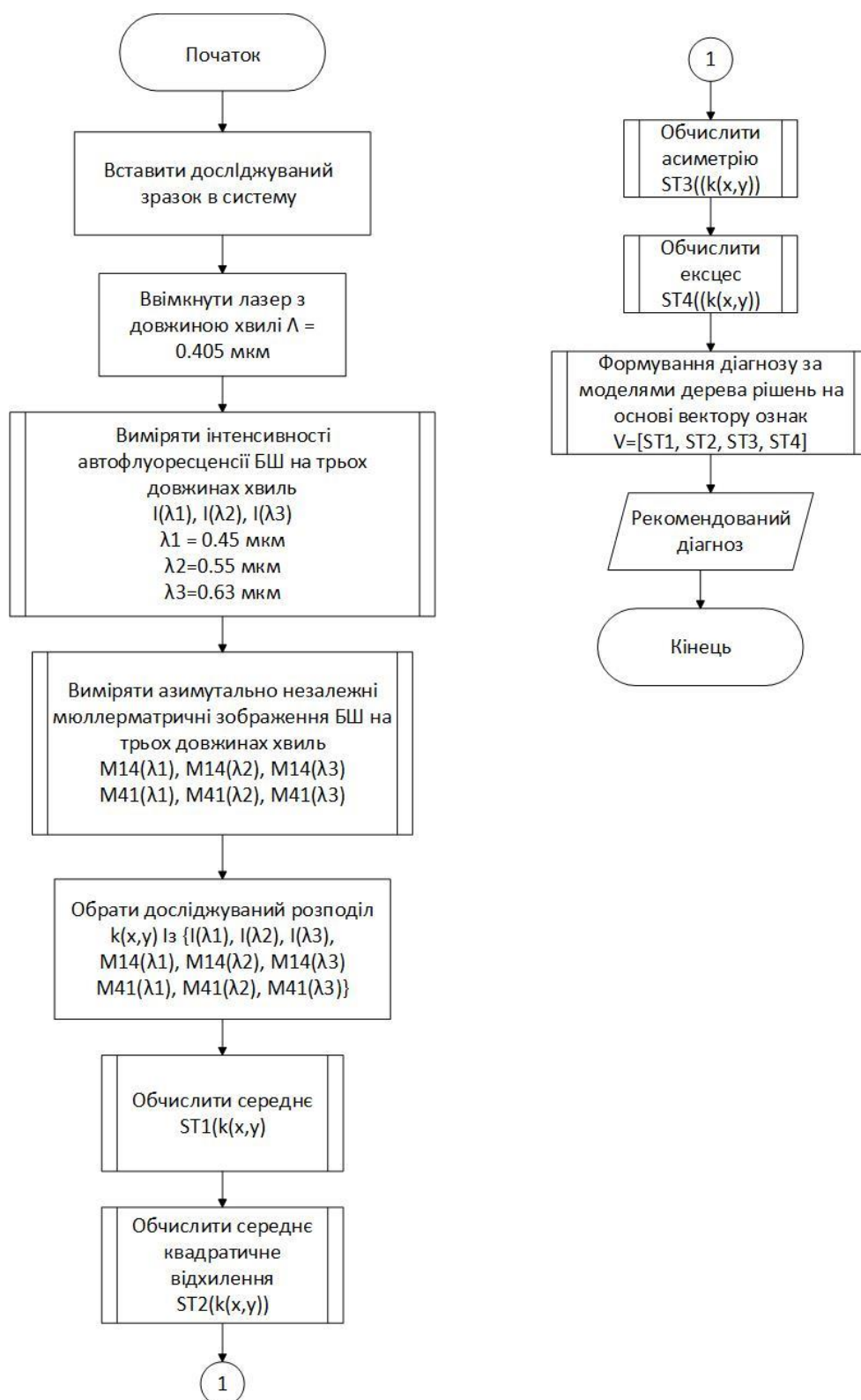


Рисунок 2.12 - Блок-схема діагностики БТ за методом автофлуоресцентної азимутально-інваріантної зображувальної поляриметрії

Розглянуто можливості статистичного аналізу виміряних автофлуоресцентних поляризаційних розподілів виміряних параметрів БШ з їх подальшою класифікацією.

Розроблено архітектуру комп'ютеризованої системи автофлуоресцентної азимутально інваріантної зображувальної поляриметрії біологічних шарів.

3 ТЕХНІЧНА РЕАЛІЗАЦІЯ ТА АПРОБАЦІЯ РОЗРОБЛЕНОЇ СИСТЕМИ

3.1 Система автофлуоресцентної зображувальної поляриметрії як модифікація лабораторної установки багатопараметричної лазерної поляриметрії БТ

Лазерна система для вимірювання поляризаційних параметрів зображень біологічних тканин з комп'ютерним аналізом даних, архітектура якої була розроблена в даній роботі (рисунок 2.7), була реалізована при виконанні модифікації діючої лабораторної установки багатопараметричної лазерної поляриметрії БТ.

Установка зображена на рисунку 3.1 [25] і знаходиться на кафедрі БМІОЕС ВНТУ. Вона була створена при виконанні кафедрою наукових державних проектів і додатково доповнювалась блоками, розширюючи її можливості, при виконанні різних студентських та наукових робіт, в тому числі й в ході даної МКР. Реалізацію базових вузлів установки наведено на рисунку 3.2.



Рисунок 3.1 - Лабораторна установка багатопараметричної лазерної поляриметрії БТ [25]

 Лазер 405ML-LSR_PS_II nm: 405 нм – робоча λ; 5 мВт - $U_{вих.}$; -потужність P=100 мВт	 Пластинки фазові $\lambda/4$ чвертьхвильові
 Поляризатор та аналізатор CIR-PL UV – HOYA 52 мм	 DigitalCameraforMicroscopeScience LabDCM13 1.3MPix - камера
 Блок поляризаційного опромінення з кроковим двигуном	 Блок управління кроковими двигунами на мікроконтролері

Рисунок 3.2 - Реалізацію базових вузлів установки багатопараметричної лазерної поляриметрії БТ [25]

Як джерело випромінювання в схемі на рисунку 3.1 використано лазер на нітридах галію типу LSR 405ML-LRS-PS-II, що працює на довжині хвилі 0,405 мкм, який збуджує автофлуоресценцію.

Його випромінювання поступає на коліматор, який складається із більшої та меншої лінзи для формування паралельного лазерного пучка діаметром 10^4 мкм. Поляризатор $4_1, 4_2$ та аналізатор в схемі на рисунку 2.7 виконано у вигляді поляризаційних плівок в оправі CIR-PL UV – HOYA 52 мм. В макеті системи їх діаметр складає 52 мм з характерною високою лінійністю 98,5%. Ці елементи створюють лінійний тип поляризації з похибкою до 2%.

Фазові пластинки типу ARAW [25] використано як приклад реалізації чвертьхвильових пластинок $3, 5_1, 5_2$ в схемі системи. Фазова пластинка 3 встановлена під кутом 45° до осі OX, не є рухомою. В такому положенні знаходиться протягом роботи системи. Фазові пластинки $5_1, 5_2$ є рухомими. Всі фазові пластинки знаходяться в спеціально виготовленій конструкції оправ, механічними переміщеннями та обертанням яких керують сигналами з блоку керування системи.

Спеціально підготовлений біологічний шар у вигляді гістологічних зрізів, що були заморожені попередньо, розташовується на предметному столику спеціальної конструкції.

Об'єктив 7 реалізовано як мікрооб'єктив Nikon CFI 60 Achromat (4x) N.A. 0.1, W.D. 30 mm (має кратність збільшення в 4 рази).

Особливістю схеми системи комп'ютеризованої системи автофлуоресцентної зображувальної поляриметрії біологічних шарів, яка розроблена в даній роботі, є введення до установки селективного світлофільтру 8, який є рухомим. Він має три канали. Кожен із каналів пропускає свій діапазон частот: при $\Delta\lambda = 0,45 \div 0,46$ мкм буде короткохвильова область; при $\Delta\lambda = 0,5 \div 0,55$ мкм буде середньохвильова область; при $\Delta\lambda = 0,63 \div 0,65$ мкм буде довгохвильова область. По одному із цих каналів в залежності від функціонального режиму, який підібрано для типу досліджуваного БШ, передається відфільтроване

автофлуоресцентне випромінювання, яке фіксуємо камерою. В макеті використано камеру чорно-білу DigitalCameraforMicroscopeSienceLabDCM13 1.3MPix – камера з роздільною здатністю 1280x960 з чутливістю 0.05 lx; при динамічному діапазоні – 8 bit.

Для блоку керування використано мікроконтролер, наприклад, ATMega 16 фірми Atmel при частоті його роботи 16 МГц.

Рухомі автоматизовані оправи поляризаторів та фазових пластинок оснащено окремими позиційними датчиками (оптопарами). Через них реалізовано зворотний зв'язок після фіксації місця положення оправи після обертання . як показано на рисунку 3.3. В схемі позначення такі: мікроконтролер – МК; перетворювач електричних рівнів ПР; драйвер двигуна ДР; двигун кроковий КД; ОД – оптодатчик; ЕЗ – затвор електронний.

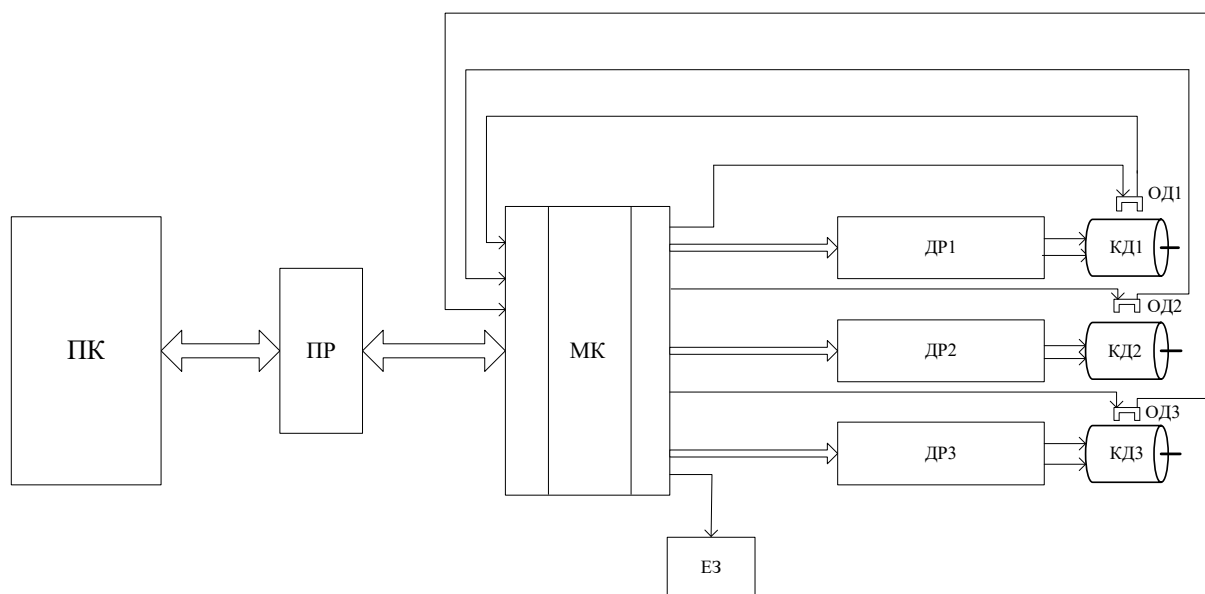


Рисунок 3.3 - Структурна схема блока керування

Зазначимо, що основної модернізації зазнало програмне забезпечення для реалізації додаткових функціональних можливостей системи. А саме було введено блок підтримки прийняття рішень для інтелектуального аналізу отриманого вектора ознак на основі вирішальних діагностичних правил, отриманих за методом дерев рішень.

3.2 Результати статистичного оцінювання експериментальних вимірювань інтенсивностей автофлуоресценції біологічних зрізів міокарда

В експериментальній системі автофлуоресцентної азимутально інваріантної зображувальної поляриметрії БШ було проведено вимірювання та оцінка статистичних моментів для трьох груп зразків. Як і в попередніх роботах, вимірювання проводилось на наявних заморожених зразках БШ серцевого м'язу міокарда загальним обсягом 63 зразки. Серед них було три види зразків із 21 зразком кожного виду:

- контрольна група (21 шт.);
- група з ішемічною хворобою серця (21 шт.);
- група з коронарною недостатністю (21 шт.).

В межах кожної групи було виміряно за допомогою вимірювального каналу розробленої системи розподіли інтенсивностей автофлуоресценції кожного зразка БШ міокарда, а потім усереднено значення їх статистичних оцінок при $\lambda_1 = 0,450$ мкм (таблиця 3.1), при $\lambda_2 = 0,550$ (таблиця 3.2), при $\lambda_3 = 0,630$ (таблиця 3.3).

Таблиця 3.1 – Середнє і стандартне відхилення статистичних моментів розподілів інтенсивностей автофлуоресценції БШ міокарда при $\lambda_1 = 0,450$ мкм при різних діагнозах

Пара-метр	Інтенсивності автофлуоресценції			
	Контрольна група	Ішемічна хвороба серця	Коронарна недостатність	Діапазон змінювання параметрів
$ST_1(I_{\max}^{\lambda_1})$	$0,36 \pm 0,025$	$0,51 \pm 0,036$	$0,67 \pm 0,052$	
$ST_2(I_{\max}^{\lambda_1})$	$0,12 \pm 0,009$	$0,19 \pm 0,017$	$0,27 \pm 0,022$	
$ST_3(I_{\max}^{\lambda_1})$	$0,44 \pm 0,033$	$0,36 \pm 0,032$	$0,41 \pm 0,032$	
$ST_4(I_{\max}^{\lambda_1})$	$0,41 \pm 0,03$	$0,39 \pm 0,033$	$0,35 \pm 0,028$	

Таблиця 3.2– Середнє і стандартне відхилення статистичних моментів розподілів інтенсивностей автофлуоресценції БШ міокарда при $\lambda_2 = 0,550$ мкм при різних діагнозах

Пара-метр	Інтенсивності автофлуоресценції			
	Контрольна група	Ішемічна хвороба серця	Коронарна недостатність	Діапазон змінювання параметрів
$ST_1(I_{\max}^{\lambda_2})$	$0,56 \pm 0,044$	$0,33 \pm 0,025$	$0,42 \pm 0,037$	
$ST_2(I_{\max}^{\lambda_2})$	$0,21 \pm 0,015$	$0,12 \pm 0,011$	$0,16 \pm 0,014$	
$ST_3(I_{\max}^{\lambda_2})$	$0,25 \pm 0,22$	$0,21 \pm 0,017$	$0,24 \pm 0,021$	
$ST_4(I_{\max}^{\lambda_2})$	$0,21 \pm 0,019$	$0,25 \pm 0,019$	$0,22 \pm 0,017$	

Таблиця 3.3 – Середнє і стандартне відхилення статистичних моментів розподілів інтенсивностей автофлуоресценції БШ міокарда при $\lambda_3 = 0,630$ мкм при різних діагнозах

Пара-метр	Інтенсивності автофлуоресценції			
	Контрольна група	Ішемічна хвороба серця	Коронарна недостатність	Діапазон змінювання параметрів
$ST_1(I_{\max}^{\lambda_3})$	$0,43 \pm 0,037$	$0,21 \pm 0,016$	$0,31 \pm 0,025$	
$ST_2(I_{\max}^{\lambda_3})$	$0,25 \pm 0,019$	$0,13 \pm 0,012$	$0,19 \pm 0,014$	
$ST_3(I_{\max}^{\lambda_3})$	$0,88 \pm 0,074$	$0,72 \pm 0,061$	$0,84 \pm 0,073$	
$ST_4(I_{\max}^{\lambda_3})$	$0,51 \pm 0,043$	$0,39 \pm 0,024$	$0,45 \pm 0,039$	

У процесі аналізу параметрів, що характеризують інтенсивності автофлуоресценції біологічних тканин, важливим є етап вибору найбільш інформативних параметрів для подальшого використання в класифікації. Адже врахування параметрів із високими зонами перекриття між різними

діагностичними групами може призвести до погіршення якості класифікації.

Для виділення інформативних параметрів було реалізовано програму, яка враховує середні значення та стандартні відхилення параметрів кожної групи. Вона перевіряє наявність зон перекриття між діапазонами параметрів, що визначені для контрольної групи, групи з ішемічною хворобою серця та групи з коронарною недостатністю.

У програмі для кожного параметра було обчислено діапазон його значень.

Для прикладу, діапазони для параметру ST_1 таблиці 3.1 виглядатимуть наступним чином:

- контрольна група від 0,335 до 0,385;
- ішемічна хвороба серця від 0,474 до 0,546;
- коронарна недостатність від 0,618 до 0,722.

Програма перевіряє, чи перекриваються ці діапазони між групами. Якщо хоча б один діапазон перекривається між ними, то параметр не вважається інформативним. Код, що реалізує цю перевірку, наведено на рисунку 3.4.

```
def check_overlap(mean1, std1, mean2, std2):
    range1 = (mean1 - std1, mean1 + std1)
    range2 = (mean2 - std2, mean2 + std2)
    return max(range1[0], range2[0]) <= min(range1[1], range2[1])
```

Рисунок 3.4 – Код для перевірки перекриття діапазонів

За результатами перевірки було визначено, що параметри ST_1 та ST_2 є інформативними, оскільки їх діапазони не перекриваються між жодними групами. У той же час параметри ST_3 та ST_4 мали суттєві зони перекриття між діагностичними групами. На рисунку 3.5 зображений результат роботи програми.

```
Інформативні параметри для діагностики:
- ST_1
- ST_2
```

Рисунок 3.5 – Вивід результату обчислення інформативних параметрів для таблиці 3.1

Для перевірки правильності визначення інформативних параметрів намалюємо графіки перекриття діапазонів в яких кожне коло буде відповідати за діапазон значень параметра для кожного діагнозу. Кожне коло буде лежати на одній прямій з центром у значенні параметра, а радіус буде дорівнювати стандартному відхиленню. Так для таблиці 3.1 наведені графіки параметрів ST_1 , ST_2 , ST_3 та ST_4 на рисунках 3.6 – 3.9.

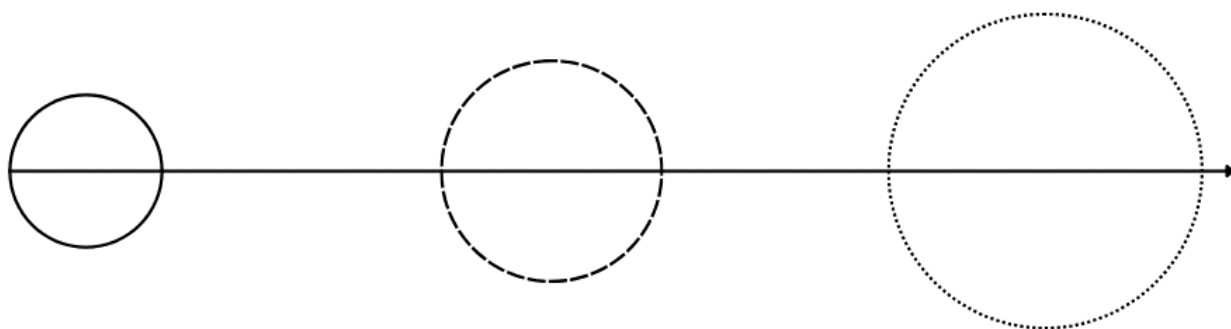


Рисунок 3.6 – Графік параметру ST_1 , в якому суцільна лінія – контрольна група, пунктирна лінія – ішемічна хвороба серця, крапка-лінія – коронарна недостатність.

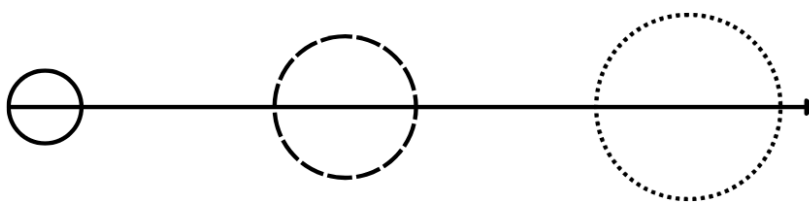


Рисунок 3.7 – Графік параметру ST_2 , в якому суцільна лінія – контрольна група, пунктирна лінія – ішемічна хвороба серця, крапка-лінія – коронарна недостатність.

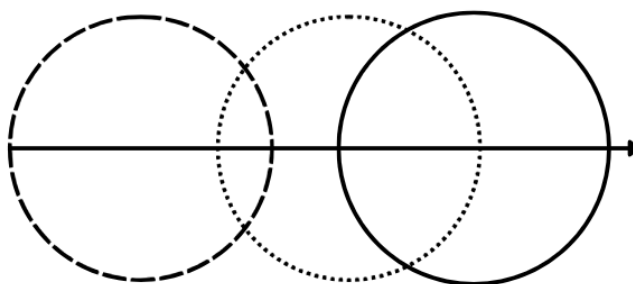


Рисунок 3.8 – Графік параметру ST_3 , в якому суцільна лінія – контрольна група, пунктирна лінія – ішемічна хвороба серця, крапка-лінія – коронарна недостатність.

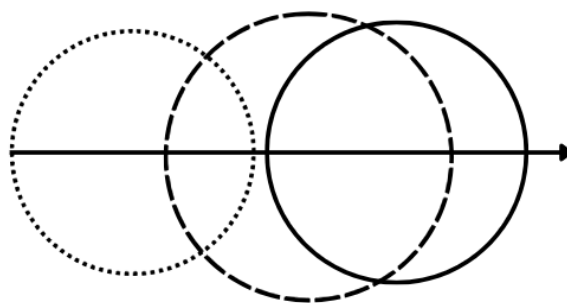


Рисунок 3.9 – Графік параметру ST_4 , в якому суцільна лінія – контрольна група, пунктирна лінія – ішемічна хвороба серця, крапка-лінія – коронарна недостатність

Отже, за наведеними графіками ми бачимо, що програма працює коректно і інформативними параметрами для таблиці 3.1, можна вважати параметри ST_1 та ST_2 . Аналогічно визначивши інформативність параметрів для таблиць 3.2 – 3.3, маємо, що інформативними для цих таблиць вважатимуться параметри ST_1 та ST_2 .

3.3 Виведення правил підтримки прийняття рішень за методом дерев рішень при вимірюванні інтенсивностей автофлуоресценції БТ міокарда

Тепер на основі виділених інформативних параметрів можна виконати побудову моделі класифікації з використанням методу дерева рішень [26]. Вибір тільки інформативних параметрів дозволить покращити точність моделі та

спростити інтерпретацію отриманих результатів.

Метод дерева рішень є ефективним інструментом для побудови класифікаційних моделей на основі даних, що містять числові параметри статистичних моментів. Для розрізнення трьох різних діагнозів: контрольної групи, ішемічної хвороби серця та коронарної недостатності.

Для побудови моделі дерева рішень використовуємо бібліотеки `pandas` та `sklearn`. Спочатку створюється таблиця даних, що містить значення параметрів для кожної з груп, а також цільову змінну, що позначає клас (контрольна група, ішемічна хвороба серця чи коронарна недостатність). Задача полягає у побудові моделі дерева рішень, яка буде класифікувати нові дані на основі наданих характеристик.

Спочатку дані збираються у форматі `DataFrame`, що містить параметри для кожної групи, а також цільову змінну. Визначаються параметри, які будуть використані для класифікації: `ST_1`, `ST_2`, `ST_3`, `ST_4`.

Модель дерева рішень навчається на цих даних за допомогою класу `DecisionTreeClassifier` з бібліотеки `sklearn`. Встановлюється максимальна глибина дерева (`max_depth=3`), що обмежує кількість рівнів, що забезпечує більш інтерпретовані правила.

Після навчання моделі програма виводить текстову інтерпретацію правил дерева рішень. Це дозволяє зрозуміти, які порогові значення параметрів використовуються для класифікації кожного з трьох станів.

Використовуючи параметри з таблиці 3.1, які відповідають характеристикам розподілу інтенсивностей автофлуоресценції біологічних тканин міокарда при хвилі $\lambda_1 = 0,450$ мкм, можна розробити правила для визначення діагнозу на даній довжині хвилі. На рисунку 3.7 зображена текстова інтерпретація правил дерева рішень.

Значення для параметрів `ST_1 = 0.44` та `ST_2 = 0.23` є вибраними так, щоб вони поділяли діапазони значень для кожної з груп на основі дерева рішень.

Варто зазначити, що ці значення є рівновіддаленими від центрів діапазонів

значень параметрів з таблиці 3.1, тобто вони є порогами, що відокремлюють різні класи в даному наборі даних.

```
Правила дерева рішень:
|--- ST_1 <= 0.44
|   |--- class: 0
|--- ST_1 > 0.44
|   |--- ST_2 <= 0.23
|       |--- class: 1
|       |--- ST_2 > 0.23
|           |--- class: 2
```

Рисунок 3.10 – Вивід текстової інтерпретації правил дерева рішень для визначення діагнозу при хвилі $\lambda_1 = 0,450$ мкм

Ось чому значення ST_1 визначає, де дерево рішень розділяє контрольну групу від інших груп. Якщо значення ST_1 менше або рівне 0,44, то діагноз належить до контрольної групи.

Значення ST_2 являється пороговим для групи ішемічної хвороби серця і коронарної недостатності. Якщо ST_1 більше 0.44, але ST_2 менше або рівне 0,23, то це ішемічна хвороба серця, а якщо ST_1 більше 0.44, а ST_2 більше 0.23, то це коронарна недостатність.

Для кращого розуміння прийняття рішень у програмі використовується графічне представлення дерева рішень. Це дозволяє наочно побачити, як параметри використовуються для класифікації кожного з класів.

Графічне дерево рішень, що відображає всі рівні та порогові значення, які застосовуються для прийняття рішення, зображене на рисунку 3.11.

Щоб вивести правила для визначення діагнозу при довжині хвилі $\lambda_2 = 0,550$ мкм, використаємо значення параметрів з таблиці 3.2.

На рисунку 3.12 зображена текстова інтерпретація правил дерева рішень для визначення діагнозу на даній довжині хвилі.

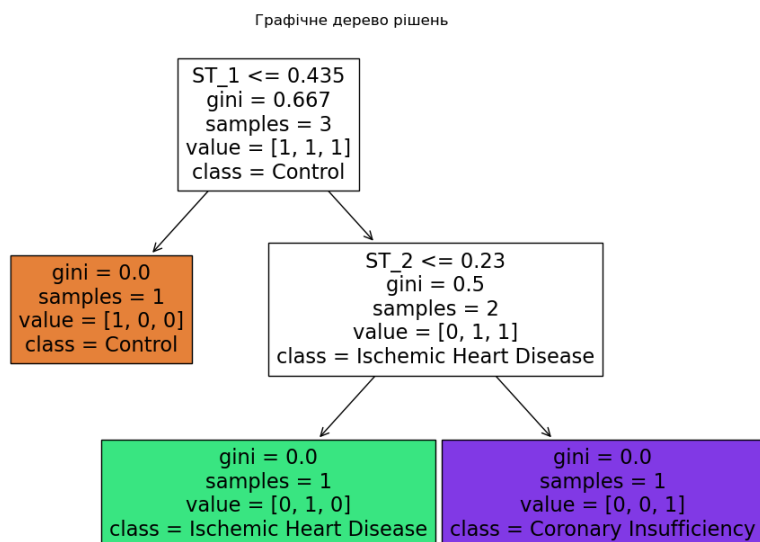


Рисунок 3.11 – Графічне представлення дерева рішень для визначення діагнозу при хвилі $\lambda_1 = 0,450$ мкм

Правила дерева рішень:

```

|--- ST_1 <= 0.38
|   |--- class: 1
|--- ST_1 > 0.38
|   |--- ST_2 <= 0.18
|   |   |--- class: 2
|   |--- ST_2 > 0.18
|   |   |--- class: 0
  
```

Рисунок 3.12 – Вивід текстової інтерпретації правил дерева рішень для визначення діагнозу при хвилі $\lambda_2 = 0,550$ мкм

Отже, значення для параметрів $ST_1 = 0.38$ та $ST_2 = 0.18$ були вибрані таким чином, щоб поділити діапазони значень для кожної з груп на основі дерева рішень. Ці значення являються рівновіддаленими від центрів діапазонів значень параметрів з таблиці 3.2, тобто вони є порогами, що відокремлюють різні класи в даному наборі даних.

Тому значення $ST_1 = 0.38$ визначає, де дерево рішень розділяє ішемічну хворобу серця від інших груп. Якщо значення ST_1 менше або рівне 0.38, то діагноз буде ішемічна хвороба серця.

Значення $ST_2 = 0.18$ є пороговим для групи коронарної недостатності та контрольної групи. Якщо ST_1 більше 0.38, але ST_2 менше або рівне 0.18, то

діагноз буде коронарна недостатність, а якщо ST_1 більше 0.38 та ST_2 більше 0.18, то це буде контрольна група.

Графічне дерево рішень, що відображає всі рівні та порогові значення, які застосовуються для визначення діагнозу, при довжині хвилі $\lambda_2 = 0,550$ мкм, зображене на рисунку 3.13.

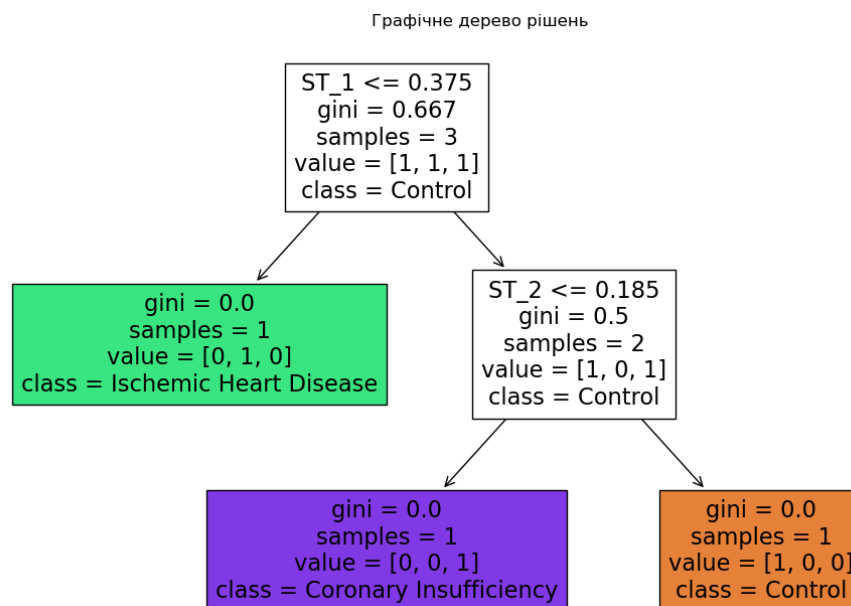


Рисунок 3.13 – Графічне представлення дерева рішень для визначення діагнозу при хвилі $\lambda_2 = 0,550$ мкм.

Далі необхідно вивести правила для визначення діагнозу при довжині хвилі $\lambda_3 = 0,630$ мкм, для цього використаємо параметри з таблиці 3.3. На рисунку 3.14 зображена текстова інтерпретація правил дерева рішень для визначення діагнозу на даній довжині хвилі.

Правила дерева рішень:

```

|--- ST_1 <= 0.26
|   |--- class: 1
|--- ST_1 > 0.26
|   |--- ST_2 <= 0.22
|   |   |--- class: 2
|   |--- ST_2 > 0.22
|   |   |--- class: 0
  
```

Рисунок 3.14 – Вивід текстової інтерпретації правил дерева рішень для визначення діагнозу при хвилі $\lambda_3 = 0,630$ мкм.

Параметри $ST_1 = 0.26$ та $ST_2 = 0.22$ були обрані таким чином, щоб ефективно поділити діапазони значень для кожної з груп на основі дерева рішень. Ці значення є рівновіддаленими від центрів діапазонів параметрів таблиці 3.3, тобто вони слугують порогами, що розмежовують різні класи у цьому наборі даних.

Отже, значення $ST_1 = 0.26$ визначає точку, де дерево рішень розмежовує ішемічну хворобу серця від інших груп. Якщо ST_1 менше або дорівнює 0.26, то діагноз буде ішемічна хвороба серця.

Значення $ST_2 = 0.22$ є пороговим для групи коронарної недостатності та контрольної групи. Якщо ST_1 більше 0.26, але ST_2 менше або дорівнює 0.22, діагноз буде коронарна недостатність, а якщо ST_1 більше 0.26 і ST_2 більше 0.22, то це контрольна група.

Графічне дерево рішень, що відображає всі рівні та порогові значення, які застосовуються для визначення діагнозу, при довжині хвилі $\lambda_3 = 0,630$ мкм, зображене на рисунку 3.15.

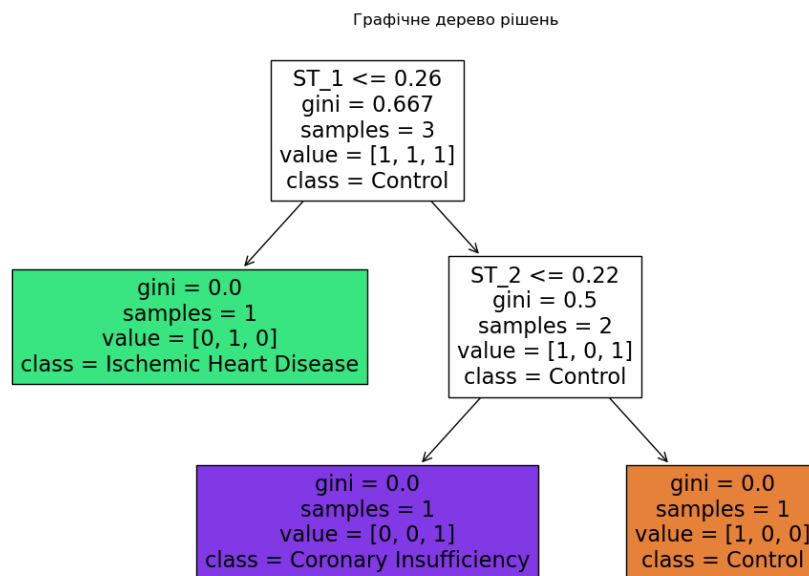


Рисунок 3.15 – Графічне представлення дерева рішень для визначення діагнозу при хвилі $\lambda_3 = 0,630$ мкм.

В результаті, модель дерева рішень дозволяє на основі даних про параметри інтенсивностей автофлуоресценції точно класифікувати стан пацієнта, розрізняючи контрольну групу, ішемічну хворобу серця та коронарну недостатність. Це забезпечує високу точність і прозорість у прийнятті медичних рішень, що є важливим для автоматизації процесів діагностики.

3.4 Результати вимірювання та статистичного оцінювання експериментальних вимірювань мюллер-матричних елементів автофлуоресценції БШ міокарда

В межах кожної групи було виміряно за допомогою вимірювального каналу розробленої системи розподіли матриць Мюллера M_{14} та M_{41} автофлуоресценсій кожного зразка БШ міокарда.

Було усереднено значення їх статистичних оцінок в межах кожної групи при $\lambda_1 = 0,450$ мкм (таблиця 3.4 – для M_{14} , таблиця 3.6 – для M_{41}), при $\lambda_2 = 0,550$ (таблиця 3.5 – для M_{14} , таблиця 3. 7 – для M_{41}),

Таблиця 3.4 – Середнє і стандартне відхилення статистичних моментів розподілів ММЗ M_{14} БШ міокарда при $\lambda_1 = 0,450$ мкм при різних діагнозах

Пара- метр	Інтенсивності автофлуоресценції		
	Контрольна група	Ішемічна хвороба серця	Коронарна недостатність
$ST_1(I_{\max}^{\lambda_1})$	$0,69 \pm 0,061$	$0,78 \pm 0,073$	$0,73 \pm 0,071$
$ST_2(I_{\max}^{\lambda_1})$	$0,23 \pm 0,019$	$0,21 \pm 0,014$	$0,24 \pm 0,021$
$ST_3(I_{\max}^{\lambda_1})$	$1,04 \pm 0,009$	$1,32 \pm 0,11$	$1,17 \pm 0,09$
$ST_4(I_{\max}^{\lambda_1})$	$2,43 \pm 0,19$	$2,02 \pm 0,08$	$2,26 \pm 0,13$

Таблиця 3.5– Середнє і стандартне відхилення статистичних моментів розподілів M_{14} БШ міокарда при $\lambda_2 = 0,550$ мкм при різних діагнозах

Пара-метр	Інтенсивності автофлуоресценції		
	Контрольна група	Ішемічна хвороба серця	Коронарна недостатність
$ST_1(I_{\max}^{\lambda_2})$	$0,13 \pm 0,011$	$0,14 \pm 0,011$	$0,11 \pm 0,0097$
$ST_2(I_{\max}^{\lambda_2})$	$0,23 \pm 0,019$	$0,24 \pm 0,013$	$0,28 \pm 0,023$
$ST_3(I_{\max}^{\lambda_2})$	$1,84 \pm 0,12$	$0,91 \pm 0,083$	$1,43 \pm 0,12$
$ST_4(I_{\max}^{\lambda_2})$	$0,21 \pm 0,019$	$0,59 \pm 0,041$	$0,31 \pm 0,025$

Таблиця 3.6 – Середнє і стандартне відхилення статистичних моментів розподілів ММЗ M_{41} БШ міокарда при $\lambda_1 = 0,450$ мкм при різних діагнозах

Пара-метр	Інтенсивності автофлуоресценції		
	Контрольна група	Ішемічна хвороба серця	Коронарна недостатність
$ST_1(I_{\max}^{\lambda_1})$	$0,13 \pm 0,01$	$0,095 \pm 0,008$	$0,12 \pm 0,011$
$ST_2(I_{\max}^{\lambda_1})$	$0,11 \pm 0,024$	$0,08 \pm 0,002$	$0,06 \pm 0,008$
$ST_3(I_{\max}^{\lambda_1})$	$1,38 \pm 0,11$	$1,12 \pm 0,011$	$1,68 \pm 0,14$
$ST_4(I_{\max}^{\lambda_1})$	$1,08 \pm 0,11$	$2,13 \pm 0,36$	$1,44 \pm 0,21$

Таблиця 3.7– Середнє і стандартне відхилення статистичних моментів розподілів M_{41} БШ міокарда при $\lambda_2 = 0,550$ мкм при різних діагнозах

Пара-метр	Інтенсивності автофлуоресценції		
	Контрольна група	Ішемічна хвороба серця	Коронарна недостатність
$ST_1(I_{\max}^{\lambda_2})$	$0,06 \pm 0,004$	$0,05 \pm 0,004$	$0,07 \pm 0,004$
$ST_2(I_{\max}^{\lambda_2})$	$0,21 \pm 0,014$	$0,31 \pm 0,024$	$0,35 \pm 0,033$
$ST_3(I_{\max}^{\lambda_2})$	$0,31 \pm 0,022$	$0,11 \pm 0,011$	$1,14 \pm 0,12$
$ST_4(I_{\max}^{\lambda_2})$	$0,94 \pm 0,087$	$0,67 \pm 0,065$	$0,61 \pm 0,054$

За результатами перевірки було визначено, що усі параметри в табл. 3.4-табл. 3.7 не є цілком інформативними, оскільки їх діапазони перекриваються. Отже, було прийнято рішення модернізувати програму, щоб вона обраховувала відсоток інформативності кожного параметру. На рисунку 3.16 зображений результат роботи програми.

```
Інформативність параметрів для діагностики:
ST_1: 59.47% інформативності
ST_2: 69.26% інформативності
ST_3: 95.24% інформативності
ST_4: 89.80% інформативності
```

Рисунок 3.16 – Вивід результату обчислення відсотку інформативності для параметрів з таблиці 3.4

Отже, отримавши вивід програми, ми бачимо, що найбільш інформативними є параметри ST_3 та ST_4 . Враховуючи це, програма має створювати правила, використовуючи ці параметри як основні, а ST_1 та ST_2 , як допоміжні в разі потреби для забезпечення максимальної точності.

Аналогічно визначимо відсоток інформативності параметрів для табл. 3.5-табл.3.7. Результат роботи програми для цих таблиць зображений на рисунку 3.17- рисунку 3.18.

```
Інформативність параметрів для діагностики:
ST_1: 86.93% інформативності
ST_2: 82.54% інформативності
ST_3: 100.00% інформативності
ST_4: 100.00% інформативності
```

Рисунок 3.17 – Вивід результату обчислення відсотку інформативності для параметрів з таблиці 3.5

```
Інформативність параметрів для діагностики:
ST_1: 88.17% інформативності
ST_2: 100.00% інформативності
ST_3: 100.00% інформативності
ST_4: 100.00% інформативності
```

Рисунок 3.18 – Вивід результату обчислення відсотку інформативності для параметрів з таблиці 3.6

```

Інформативність параметрів для діагностики:
ST_1: 100.00% інформативності
ST_2: 94.16% інформативності
ST_3: 100.00% інформативності
ST_4: 89.01% інформативності

```

Рисунок 3.19 – Вивід результату обчислення відсотку інформативності для параметрів з таблиці 3.7

Далі на основі цих даних можна виконати побудову моделі класифікації з використанням методу дерева рішень. Вибір найбільш інформативних параметрів дозволить покращити точність моделі та спростити інтерпретацію отриманих результатів.

Використовуючи параметри з таблиці 3.4, які відповідають характеристикам середнього та стандартного відхилення статистичних моментів розподілів ММЗ M_{14} БШ міокарда при хвилі $\lambda_1 = 0,450$ мкм, можна розробити правила для визначення діагнозу на даній довжині хвилі. На рисунку 3.20 зображена текстова інтерпретація правил дерева рішень.

```

Правила для всіх класів:
|--- ST_4 <= 2.12
|   |--- class: 1
|--- ST_4 > 2.12
|   |--- ST_3 <= 1.06
|   |   |--- class: 0
|   |--- ST_3 > 1.06
|   |   |--- class: 2

```

Рисунок 3.20 – Вивід текстової інтерпретації правил дерева рішень для визначення діагнозу на основі характеристик таблиці 3.4

Значення для параметрів $ST_4 = 2.12$ та $ST_3 = 1.06$ були вибрані таким чином, щоб вони поділяли діапазони значень для кожної з груп відповідно до дерева рішень. Ці значення є пороговими, які визначають межі між різними класами в даному наборі даних.

Тепер можна описати правила, що використовуються для класифікації діагнозу.

Якщо значення ST_4 менше або рівне 2.12, то діагноз належить до класу 1 ішемічна хвороба серця.

Якщо значення ST_4 більше 2.12, то подальше розгалуження залежить від значення ST_3. Якщо ST_3 менше або рівне 1.06, то це клас 0 контрольна група.

Якщо ST_3 більше 1.06, то це клас 2 коронарна недостатність.

Графічне дерево рішень, що відображає всі рівні та порогові значення, які застосовуються для визначення діагнозу на основі характеристик таблиці 3.4, зображене на рисунку 3.21.

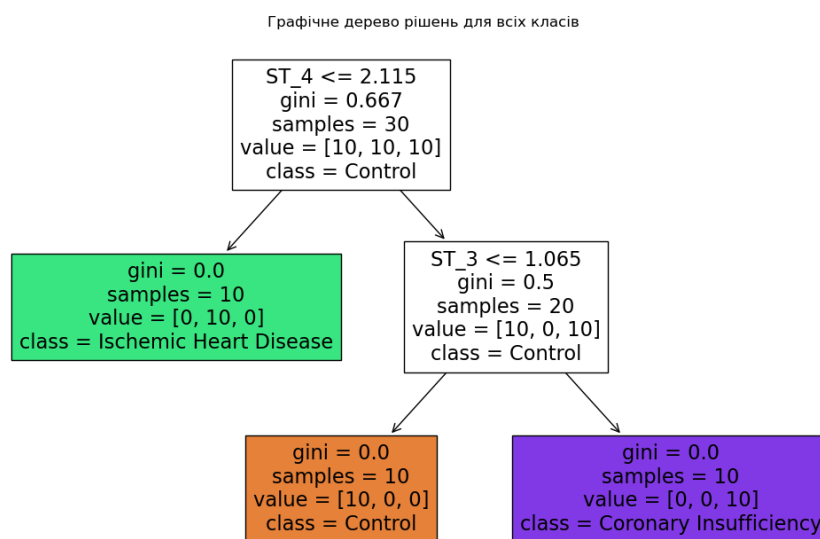


Рисунок 3.21– Графічне представлення дерева рішень для визначення діагнозу на основі параметрів таблиці 3.4.

Далі виведемо правила для визначення діагнозу використовуючи параметри з таблиці 3.5. На рисунку 3.22 зображена текстова інтерпретація правил дерева рішень для визначення діагнозу на даній довжині хвилі.

```

Правила для всіх класів:
|--- ST_4 <= 0.26
|   |--- class: 0
|--- ST_4 > 0.26
|   |--- ST_2 <= 0.25
|       |--- class: 1
|       |--- ST_2 > 0.25
|           |--- class: 2
  
```

Рисунок 3.22 – Вивід текстової інтерпретації правил дерева рішень для визначення діагнозу на основі характеристик таблиці 3.5

Параметри $ST_4 = 0.26$ та $ST_2 = 0.22$ були обрані таким чином, щоб ефективно поділити діапазони значень для кожної з груп на основі дерева рішень. Ці значення є пороговими, що розмежовують різні класи у цьому наборі даних.

Отже, значення $ST_4 = 0.26$ визначає точку, де дерево рішень розмежовує контрольну групу від інших груп. Якщо ST_4 менше або дорівнює 0.26, то діагноз буде контрольна група.

Значення $ST_2 = 0.22$ є пороговим для групи ішемічної хвороби серця і коронарної недостатності. Якщо ST_4 більше 0.26, а ST_2 менше або дорівнює 0.22, то це буде ішемічна хвороба серця. Якщо ж ST_4 більше 0.26, а ST_2 більше 0.22, то це буде коронарна недостатність.

Графічне дерево рішень, що відображає всі рівні та порогові значення, які застосовуються для визначення діагнозу на основі характеристик таблиці 3.4, зображене на рисунку 3.23.

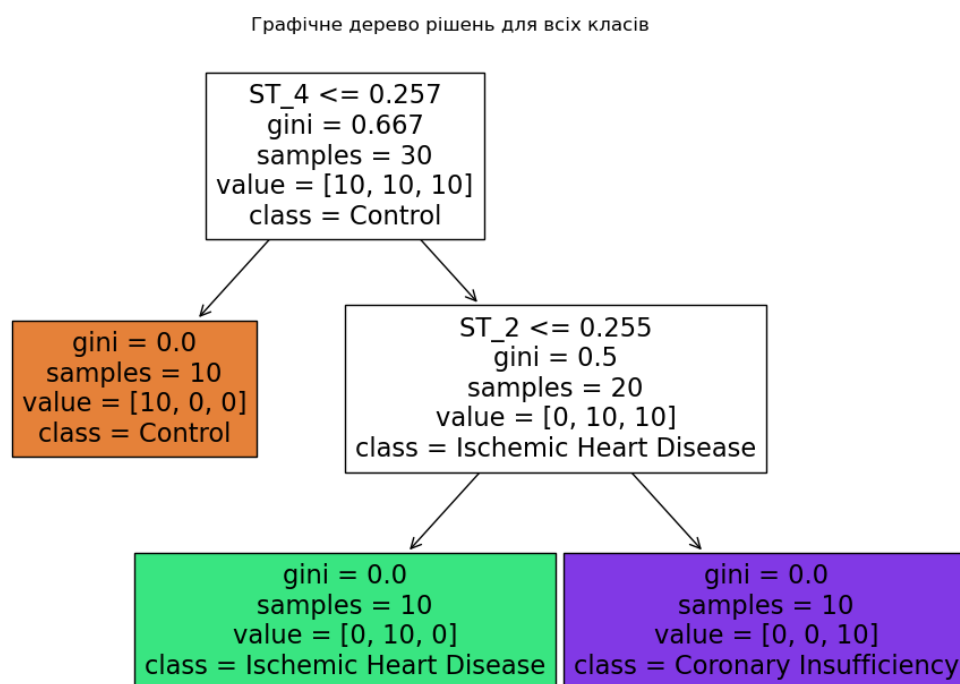


Рисунок 3.23 – Графічне представлення дерева рішень для визначення діагнозу на основі параметрів таблиці 3.5

Далі необхідно вивести правила для визначення діагнозу використовуючи параметри з таблиці 3.6. На рисунку 3.24 зображений текстовий вигляд правил дерева рішень для визначення діагнозу на даній довжині хвилі.

```
Правила для всіх класів:
|--- ST_1 <= 0.106000
|   |--- class: 1
|--- ST_1 > 0.106000
|   |--- ST_2 <= 0.077000
|   |   |--- class: 2
|   |--- ST_2 > 0.077000
|   |   |--- class: 0
```

Рисунок 3.24 – Вивід текстової інтерпретації правил дерева рішень для визначення діагнозу на основі характеристик таблиці 3.6

Параметри $ST_1 = 0.106$ та $ST_2 = 0.077$ були обрані таким чином, щоб ефективно поділити діапазони значень для кожної з груп на основі дерева рішень. Ці значення є пороговими, що розмежовують різні класи в цьому наборі даних.

Отже, значення $ST_1 = 0.106$ визначає точку, де дерево рішень розмежовує ішемічну хворобу серця від інших груп. Якщо ST_1 менше або дорівнює 0.106, то діагноз буде належати класу 1.

Значення $ST_2 = 0.077$ є пороговим для групи коронарної недостатності і контрольної групи. Якщо ST_1 більше 0.106, а ST_2 менше або дорівнює 0.077, то це буде коронарна недостатність. Якщо ж ST_1 більше 0.106, а ST_2 більше 0.077, то це буде контрольна група.

Графічне дерево рішень, що відображає всі рівні та порогові значення, які застосовуються для визначення діагнозу на основі характеристик таблиці 3.4, зображене на рисунку 3.25.

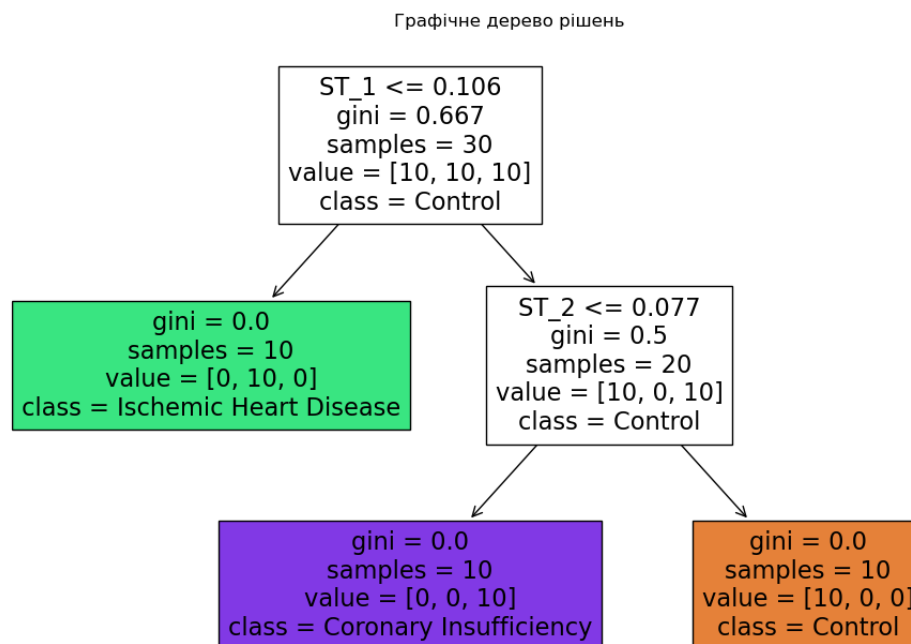


Рисунок 3.25 – Графічне представлення дерева рішень для визначення діагнозу на основі параметрів таблиці 3.6

Тепер треба вивести правила для визначення діагнозу використовуючи параметри з таблиці 3.7. На рисунку 3.26 зображений текстовий вигляд правил дерева рішень для визначення діагнозу на даній довжині хвилі.

```

Правила для всіх класів:
|--- ST_1 <= 0.055000
|   |--- class: 1
|--- ST_1 > 0.055000
|   |--- ST_2 <= 0.270500
|   |   |--- class: 0
|   |--- ST_2 > 0.270500
|   |   |--- class: 2
  
```

Рисунок 3.26 – Вивід текстової інтерпретації правил дерева рішень для визначення діагнозу на основі характеристик таблиці 3.7

Параметри $ST_1 = 0.055$ та $ST_2 = 0.2705$ були обрані таким чином, щоб ефективно поділити діапазони значень для кожної з груп на основі дерева рішень. Ці значення є пороговими, що розмежовують різні класи у цьому наборі даних.

Отже, значення $ST_1 = 0.055$ визначає точку, де дерево рішень розмежовує групу ішемічної хвороби серця від інших груп. Якщо ST_1 менше або дорівнює

0.055, то діагноз буде ішемічна хвороба серця. Значення $ST_2 = 0.2705$ є пороговим для контрольної групи та групи коронарної недостатності. Якщо ST_1 більше 0.055, а ST_2 менше або дорівнює 0.2705, то це буде контрольна група. Якщо ж ST_1 більше 0.055, а ST_2 більше 0.2705, то це буде коронарна недостатність.

Графічне дерево рішень, що відображає всі рівні та порогові значення, які застосовуються для визначення діагнозу на основі характеристик таблиці 3.4, зображене на рисунку 3.26.

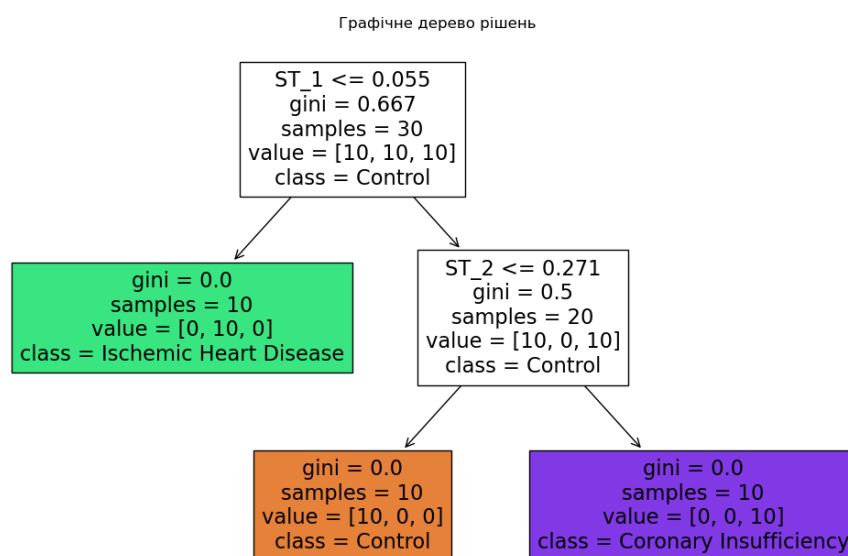


Рисунок 3.26 – Графічне представлення дерева рішень для визначення діагнозу на основі параметрів таблиці 3.7

Лістинг розробленого програмного забезпечення для статистичного оцінювання інформативності параметрів автофлуоресцентної діагностики БТ та підтримки прийняття рішень на її основі наведено в Додатку Г.

3.5 Оцінка технічних характеристик системи автофлуоресцентної зображувальної поляриметрії біологічних шарів при діагностиці міокарда

Похибки визначення мап інтенсивності автофлуоресценції в схемі системи автофлуоресцентної зображувальної поляриметрії біологічних шарів визначалась за виразом [27] :

$$\Delta I^{\text{вимір}} = \sqrt{\left(\frac{\partial \alpha}{\partial \delta} \Delta \delta\right)^2 + \sum_{i=1}^N \left(\frac{\partial \alpha}{\partial \alpha_i} \Delta \alpha\right)^2 + \left(\frac{\partial \alpha}{\partial \alpha_0} \Delta \alpha_0\right)^2 + \left(\frac{\partial \alpha}{\partial I_0} \Delta I\right)^2}, \quad (3.1)$$

де $\Delta \alpha_0$ — похибка налаштування початкового азимуту поляризатора (аналізатора);

$\Delta \delta$ — похибка налаштування фазового зсуву чвертьхвильової фазової пластинки;

$\Delta \alpha$ — випадкова похибка налаштування кута обертання поляризатора (аналізатора) при вимірюванні інтенсивності;

N — роздільна здатність фотоприймальної камери за період обертання поляризатора;

ΔI — випадковий шум лазерного випромінювання для збудження автофлуоресценції

Щоб обчислити значення похибок вимірювання інтенсивності автофлуоресценції БТ, скористаємось значеннями складових в формулі (3.1), які мають типовий характер, враховуючи що роздільну здатність камери [27]

$$\Delta \alpha = 0.2^\circ, \quad \Delta \delta = 0.5^\circ, \quad \Delta \alpha = 0.2^\circ, \quad \Delta I = 0.001 I_0. \quad (3.2)$$

Тоді маємо середнє значення похибок визначення інтенсивності автофлуоресценції в схемі поляриметра $\Delta I^{\text{вимір}} = 0,0025$.

Також оцінимо достовірності методу диференціації хронічної ішемії та гострої серцевої недостатності на основі автофлуоресцентної поляризаційної мікроскопії в розробленій системі.

З цією метою визначимо результати діагностики для групи 2 та групи 3 відібраних тестових зразків БШ міокарду відповідно з хронічною ішемією та з ГКН. Тобто всього маємо 42 зразки для «сліпого» тестування.

В таблиці 3.8 покажемо результати перехресної перевірки представників

груп зразків та отримані програмно рекомендовані рішення.

Для цього фіксуємо так звану матрицю плутання, яка для двійкової класифікації має 4 елементи: TP (true positive) – правильно діагностовано ішемію; TN (true negative) – правильно діагностовано ГКН; FP (false positive) – неправильно діагностовано ішемію; FN (false positive) - неправильно діагностовано ГКН.

Тоді достовірність D отримано за співвідношенням правильних діагнозів до загального обсягу тестованих зразків (42 зразки БШ):

$$D = \frac{TP + TN}{TP + TN + FP + FN} \quad (3.3)$$

Таблиця 3.8 – Результати достовірності діагностики за методами автофлуоресцентної поляризаційної мікроскопії в розробленій системі

Вимірюваний параметр	Результати тестування , зразків				Достовірність, %
	TP	FN	TN	FP	
Інтенсивність автофлуоресценції $I_{\zeta}^{\gamma}(\lambda_{\max}^1 = 0,45\text{мкм})$	19	2	19	2	90,47
Інтенсивність автофлуоресценції $I_{\zeta}^{\gamma}(\lambda_{\max}^2 = 0,55\text{мкм})$	18	3	19	2	88,09
Інтенсивність автофлуоресценції $I_{\zeta}^{\gamma}(\lambda_{\max}^3 = 0,63\text{мкм})$	19	2	19	2	90,47
ММЗ автофлу-оресценції $M_{14}(\lambda_{\max}^1 = 0,45\text{мкм})$	20	1	19	2	92,85
ММЗ автофлу-оресценції $M_{14}(\lambda_{\max}^2 = 0,55\text{мкм})$	19	2	20	1	92,85
ММЗ автофлуоресценції $M_{41}(\lambda_{\max}^1 = 0,45\text{мкм})$	20	1	19	2	92,85
ММЗ автофлуоресценції $M_{41}(\lambda_{\max}^2 = 0,55\text{мкм})$	19	2	19	2	90,47
Метод автофлуоресцентної поляриметрії [17], розроблений в ЧНТУ, прототип					80%- для інтенсивності, 90,4%- для ММЗ

При порівнянні отриманої достовірності для удосконаленого в роботі методу діагностики на основі автофлуоресценції БШ та його прототипу видно, що на кожній із трьох можливих довжин хвиль, де була збуджена автофлуоресценція, в удосконаленому методі є підвищення достовірності діагностики.

При вимірюванні інтенсивності флуоресценції за рахунок методів інтелектуального аналізу та автоматизації системи збільшилась достовірність діагностики БТ міокарду від 8% до 10%. При вимірюванні елементів мюллер-матричних зображень достовірність діагностики міокарду зросла до 2,45% за рахунок методів інтелектуального аналізу та автоматизації системи.

Отже, поставлена мета роботи була досягнута.

3.6 Висновки до розділу 3

Показана реалізація системи автофлуоресцентної зображувальної поляриметрії біологічних шарів як модифікація макету багатопараметричної лазерної поляриметрії зі статистичним аналізом даних.

Проведено експериментальні вимірювання інтенсивностей та елементів матриці Мюллера автофлуоресценції БШ міокарда з трьома спектрами фільтрації та їх статистичне оцінювання для тканини міокарда. Побудовано вирішальні правила підтримки прийняття рішення та їх програмну реалізацію за методом дерев рішення при ішемічній хворобі та гострій серцевій недостатності.

Оцінено технічні характеристики системи автофлуоресцентної зображувальної поляриметрії біологічних шарів при діагностиці.

4 ЕКОНОМІЧНА ЧАСТИНА

Науково-технічна розробка має право на існування та впровадження, якщо вона відповідає вимогам часу, як в напрямку науково-технічного прогресу та і в плані економіки. Тому для науково-дослідної роботи необхідно оцінювати економічну ефективність результатів виконаної роботи.

Магістерська кваліфікаційна робота з розробки та дослідження «Лазерна система для вимірювання поляризаційних параметрів зображень біологічних тканин з комп'ютерним аналізом даних» відноситься до науково-технічних робіт, які орієнтовані на виведення на ринок (або рішення про виведення науково-технічної розробки на ринок може бути прийнято у процесі проведення самої роботи), тобто коли відбувається так звана комерціалізація науково-технічної розробки. Цей напрямок є пріоритетним, оскільки результатами розробки можуть користуватися інші споживачі, отримуючи при цьому певний економічний ефект. Але для цього потрібно знайти потенційного інвестора, який би взявся за реалізацію цього проекту і переконати його в економічній доцільності такого кроку.

Для наведеного випадку нами мають бути виконані такі етапи робіт:

- 1) проведено комерційний аудит науково-технічної розробки, тобто встановлення її науково-технічного рівня та комерційного потенціалу;
- 2) розраховано витрати на здійснення науково-технічної розробки;
- 3) розрахована економічна ефективність науково-технічної розробки у випадку її впровадження і комерціалізації потенційним інвестором і проведено обґрунтування економічної доцільності комерціалізації потенційним інвестором.

4.1 Проведення комерційного та технологічного аудиту науково-технічної розробки

Метою проведення комерційного і технологічного аудиту дослідження за темою «Лазерна система для вимірювання поляризаційних параметрів зображень біологічних тканин з комп'ютерним аналізом даних» є оцінювання науково-

технічного рівня та рівня комерційного потенціалу розробки, створеної в результаті науково-технічної діяльності.

Оцінювання науково-технічного рівня розробки та її комерційного потенціалу рекомендується здійснювати із застосуванням 5-ти бальної системи оцінювання за 12-ма критеріями, наведеними в табл. 4.1 [29].

Таблиця 4.1 – Рекомендовані критерії оцінювання науково-технічного рівня і комерційного потенціалу розробки та бальна оцінка

Бали (за 5-ти бальною шкалою)					
	0	1	2	3	4
Технічна здійсненність концепції					
1	Достовірність концепції не підтверджена	Концепція підтверджена експертними	Концепція підтверджена розрахунками	Концепція перевірена на практиці	Перевірено працездатність продукту в
Ринкові переваги (недоліки)					
2	Багато аналогів на малому ринку	Мало аналогів на малому ринку	Кілька аналогів на великому ринку	Один аналог на великому ринку	Продукт не має аналогів на
3	Ціна продукту значно вища за ціни аналогів	Ціна продукту дещо вища за ціни аналогів	Ціна продукту приблизно дорівнює цінам	Ціна продукту дещо нижче за ціни аналогів	Ціна продукту значно нижче за ціни аналогів
4	Технічні та споживчі властивості продукту значно	Технічні та споживчі властивості продукту трохи гірші, ніж	Технічні та споживчі властивості продукту на рівні	Технічні та споживчі властивості продукту трохи	Технічні та споживчі властивості продукту значно
5	Експлуатаційні витрати значно вищі, ніж в	Експлуатаційні витрати дещо вищі, ніж в	Експлуатаційні витрати на рівні експлуатаційних	Експлуатаційні витрати трохи нижчі, ніж в	Експлуатаційні витрати значно нижчі, ніж в
Ринкові перспективи					
6	Ринок малий і не має позитивної	Ринок малий, але має позитивну	Середній ринок з позитивною	Великий стабільний ринок	Великий ринок з позитивною
7	Активна конкуренція великих компаній	Активна конкуренція	Помірна конкуренція	Незначна конкуренція	Конкурентів немає
Практична здійсненність					

8	Відсутні фахівці як з технічної, так і з комерційної реалізації ідеї	Необхідно наймати фахівців або витратити значні кошти та час на навчання	Необхідне незначне навчання фахівців та збільшення їх штату	Необхідне незначне навчання фахівців	Є фахівці з питань як з технічної, так і з комерційної реалізації ідеї
9	Потрібні значні фінансові ресурси, які відсутні. Джерела фінансування ідеї	Потрібні незначні фінансові ресурси. Джерела фінансування	Потрібні значні фінансові ресурси. Джерела фінансування є	Потрібні незначні фінансові ресурси. Джерела фінансування є	Не потребує додаткового фінансування
10	Необхідна розробка нових матеріалів	Потрібні матеріали, що використовуються у військово	Потрібні дорогі матеріали	Потрібні досяжні та дешеві матеріали	Всі матеріали для реалізації ідеї відомі та давно використовуютьс
11	Термін реалізації ідеї більший за 10 років	Термін реалізації ідеї більший за 5 років. Термін окупності інвестицій	Термін реалізації ідеї від 3-х до 5-ти років. Термін окупності інвестицій більше	Термін реалізації ідеї менше 3-х років. Термін окупності інвестицій від 3-х	Термін реалізації ідеї менше 3-х років. Термін окупності інвестицій менше
12	Необхідна розробка регламентних документів та отримання великої кількості дозвільних документів на	Необхідно отримання великої кількості дозвільних документів на виробництво та реалізацію продукту, що	Процедура отримання дозвільних документів для виробництва та реалізації продукту вимагає незначних коштів	Необхідно тільки повідомлення відповідним органам про виробництво та реалізацію продукту	Відсутні будь-які регламентні обмеження на виробництво та реалізацію продукту

Результати оцінювання науково-технічного рівня та комерційного потенціалу науково-технічної розробки потрібно звести до таблиці.

Таблиця 4.2 – Результати оцінювання науково-технічного рівня і комерційного потенціалу розробки експертами

Критерії	Експерт (ПІБ, посада)		
	1	2	3
	Бали:		
1. Технічна здійсненність концепції	4	4	4
2. Ринкові переваги (наявність аналогів)	3	2	2
3. Ринкові переваги (ціна продукту)	2	1	2
4. Ринкові переваги (технічні властивості)	3	3	4
5. Ринкові переваги (експлуатаційні витрати)	3	3	2
6. Ринкові перспективи (розмір ринку)	3	3	3
7. Ринкові перспективи (конкуренція)	2	2	2
8. Практична здійсненність (наявність фахівців)	4	4	3
9. Практична здійсненність (наявність фінансів)	2	3	2
10. Практична здійсненність (необхідність нових матеріалів)	3	4	4
11. Практична здійсненність (термін реалізації)	3	4	4
12. Практична здійсненність (розробка документів)	4	4	3
Сума балів	36	37	35
Середньоарифметична сума балів $СБ_c$	36,0		

За результатами розрахунків, наведених в таблиці 4.2, зробимо висновок щодо науково-технічного рівня і рівня комерційного потенціалу розробки. При цьому використаємо рекомендації, наведені в табл. 4.3 [1].

Таблиця 4.3 – Науково-технічні рівні та комерційні потенціали розробки

Середньоарифметична сума балів $СБ_c$, розрахована на основі висновків експертів	Науково-технічний рівень та комерційний потенціал розробки
41...48	Високий
31...40	Вище середнього
21...30	Середній
11...20	Нижче середнього
0...10	Низький

Згідно проведених досліджень рівень комерційного потенціалу розробки за темою «Лазерна система для вимірювання поляризаційних параметрів зображень біологічних тканин з комп'ютерним аналізом даних» становить 36,0 бали, що, відповідно до таблиці 4.3, свідчить про комерційну важливість проведення даних досліджень (рівень комерційного потенціалу розробки вище середнього).

4.2 Розрахунок узагальненого коефіцієнта якості розробки

Окрім комерційного аудиту розробки доцільно також розглянути технічний рівень якості розробки, розглянувши її основні технічні показники. Ці показники по-різному впливають на загальну якість проектної розробки.

Узагальнений коефіцієнт якості (B_n) для нового технічного рішення розрахуємо за формулою [29]:

$$B_n = \sum_{i=1}^k \alpha_i \beta_i, \quad (4.1)$$

де k – кількість найбільш важливих технічних показників, які впливають на якість нового технічного рішення;

α_i – коефіцієнт, який враховує питому вагу i -го технічного показника в загальній якості розробки. Коефіцієнт α_i визначається експертним шляхом і при цьому має виконуватись умова $\sum_{i=1}^k \alpha_i = 1$;

β_i – відносне значення i -го технічного показника якості нової розробки.

Відносні значення β_i для різних випадків розраховуємо за такими формулами:

1. Для показників, зростання яких вказує на підвищення в лінійній залежності якості нової розробки:

$$\beta_i = \frac{I_{ni}}{I_{ai}}, \quad (4.2)$$

де I_{ni} та I_{ai} – чисельні значення конкретного i -го технічного показника якості відповідно для нової розробки та аналога;

1. Для показників, зростання яких вказує на погіршення в лінійній залежності якості нової розробки:

$$\beta_i = \frac{I_{\alpha i}}{I_{\text{нi}}}; \quad (4.3)$$

Використовуючи вище наведені залежності можемо проаналізувати та порівняти техніко-економічні характеристики аналогу та розробки на основі отриманих наявних та проектних показників, а результати порівняння запишемо до таблиці 4.4.

Таблиця 4.4 – Порівняння основних параметрів розробки та аналога.

Показники (параметри)	Одиниця вимірю- вання	Аналог	Проектований пристрій	Відношення параметрів нової розробки до аналога	Питома вага показника
1. Кількість методів вимірювання	Од.	2	3	1,5	0,3
2. Кількість базових компонентів системи	Од.	9	19	2,1	0,1
3. Чутливість системи	бал	8	9	1,125	0,15
4. Напрацювання на збій	год	10	15	1,5	0,2
5. Достовірність діагностики	%	88	96	1,1	0,25

Узагальнений коефіцієнт якості (B_n) для нового технічного рішення складе:

$$B_n = \sum_{i=1}^k \alpha_i \beta_i = 1,5 \cdot 0,3 + 2,1 \cdot 0,1 + 1,125 \cdot 0,15 + 1,5 \cdot 0,2 + 1,1 \cdot 0,25 = 1,4.$$

Отже за технічними параметрами, згідно узагальненого коефіцієнту якості розробки, науково-технічна розробка переважає існуючі аналоги приблизно в 1,4 рази.

4.3 Розрахунок витрат на проведення науково-дослідної роботи

Витрати, пов'язані з проведенням науково-дослідної роботи на тему «Лазерна система для вимірювання поляризаційних параметрів зображень біологічних тканин з комп'ютерним аналізом даних», під час планування, обліку і калькулювання собівартості науково-дослідної роботи групуємо за відповідними статтями.

4.3.1 Витрати на оплату праці

До статті «Витрати на оплату праці» належать витрати на виплату основної та додаткової заробітної плати керівникам відділів, лабораторій, секторів і груп, науковим, інженерно-технічним працівникам, конструкторам, технологам, креслярам, копіювальникам, лаборантам, робітникам, студентам, аспірантам та іншим працівникам, безпосередньо зайнятим виконанням конкретної теми, обчисленої за посадовими окладами, відрядними розцінками, тарифними ставками згідно з чинними в організаціях системами оплати праці.

Основна заробітна плата дослідників

Витрати на основну заробітну плату дослідників ($З_o$) розраховуємо у відповідності до посадових окладів працівників, за формулою [1]:

$$З_o = \sum_{i=1}^k \frac{M_{ni} t_i}{T_p}, \quad (4.4)$$

де k – кількість посад дослідників залучених до процесу досліджень;

M_{ni} – місячний посадовий оклад конкретного дослідника, грн;

t_i – число днів роботи конкретного дослідника, дн.;

T_p – середнє число робочих днів в місяці, $T_p=22$ дні.

$$З_o = \frac{18400,00 \cdot 24}{22} = 20072,72 \text{ грн.}$$

Проведені розрахунки зведемо до таблиці.

Таблиця 4.5 – Витрати на заробітну плату дослідників

Найменування посади	Місячний посадовий оклад, грн	Оплата за робочий день, грн	Число днів роботи	Витрати на заробітну плату, грн
Науковий керівник дослідної роботи	18400,00	772,73	24	20072,72
Інженер-розробник систем автоматизованого контролю	17600,00	750,00	26	20800,00
Всього				40872,72

Основна заробітна плата робітників

Витрати на основну заробітну плату робітників ($З_p$) за відповідними найменуваннями робіт НДР на тему «Лазерна система для вимірювання поляризаційних параметрів зображень біологічних тканин з комп'ютерним аналізом даних» розраховуємо за формулою:

$$З_p = \sum_{i=1}^n C_i t_i, \quad (4.5)$$

де C_i – погодинна тарифна ставка робітника відповідного розряду, за виконану відповідну роботу, грн/год;

t_i – час роботи робітника при виконанні визначеної роботи, год.

Погодинну тарифну ставку робітника відповідного розряду C_i можна визначити за формулою:

$$C_i = \frac{M_M \cdot K_i \cdot K_c}{T_p \cdot t_{3M}}, \quad (4.6)$$

де M_M – розмір прожиткового мінімуму працездатної особи, або мінімальної місячної заробітної плати (в залежності від діючого законодавства), прийmemo $M_M=8000,00$ грн;

K_i – коефіцієнт міжкваліфікаційного співвідношення для встановлення тарифної ставки робітнику відповідного розряду (табл. Б.2, додаток Б) [1];

K_c – мінімальний коефіцієнт співвідношень місячних тарифних ставок робітників першого розряду з нормальними умовами праці виробничих об'єднань і підприємств до законодавчо встановленого розміру мінімальної заробітної плати.

T_p – середнє число робочих днів в місяці, приблизно $T_p = 22$ дн;

$t_{зм}$ – тривалість зміни, год.

$$C_i = \frac{8000,00 \cdot 1,10 \cdot 1,15}{(22 \cdot 8)} = 57,50 \text{ грн.}$$

$$3_{p1} = 57,50 \cdot 4,00 = 230,00 \text{ грн.}$$

Таблиця 4.6 – Величина витрат на основну заробітну плату робітників

Найменування робіт	Тривалість роботи, год	Розряд роботи	Тарифний коефіцієнт	Погодинна тарифна ставка, грн	Величина оплати на робітника грн
Монтаж обладнання	4,00	2	1,10	57,50	230,00
Інсталяція програмних модулів	5,00	4	1,50	78,41	392,05
Макетування дослідницьких блоків	4,00	5	1,70	88,86	355,45
Підготовка приміщення	6,00	2	1,10	57,50	345,00
Налаштування обладнання	3,00	4	1,50	78,41	235,23
Демонтаж обладнання	4,00	2	1,10	57,50	230,00
Всього					1787,73

Додаткова заробітна плата дослідників та робітників

Додаткову заробітну плату розраховуємо як 10 ... 12% від суми основної заробітної плати дослідників та робітників за формулою:

$$З_{\text{дод}} = (З_o + З_p) \frac{H_{\text{дод}}}{100\%} \quad (4.7)$$

де $H_{\text{дод}}$ – норма нарахування додаткової заробітної плати. Прийmemo 11%.

$$З_{\text{дод}} = (40872,72 + 1787,73) \frac{11\%}{100\%} = 4692,65 \text{ грн.}$$

4.3.2 Відрахування на соціальні заходи

Нарахування на заробітну плату дослідників та робітників розраховуємо як 22% від суми основної та додаткової заробітної плати дослідників і робітників за формулою:

$$З_{\text{н}} = (З_o + З_p + З_{\text{дод}}) \frac{H_{\text{зн}}}{100\%}, \quad (4.8)$$

де $H_{\text{зн}}$ – норма нарахування на заробітну плату. Приймаємо 22%.

$$З_{\text{н}} = (40872,72 + 1787,73 + 4692,65) \frac{22\%}{100\%} = 10417,68 \text{ грн.}$$

4.3.3 Сировина та матеріали

До статті «Сировина та матеріали» належать витрати на сировину, основні та допоміжні матеріали, інструменти, пристрої та інші засоби і предмети праці, які придбані у сторонніх підприємств, установ і організацій та витрачені на проведення досліджень за темою «Лазерна система для вимірювання поляризаційних параметрів зображень біологічних тканин з комп'ютерним аналізом даних».

Витрати на матеріали (M), у вартісному вираженні розраховуються окремо по кожному виду матеріалів за формулою:

$$M = \sum_{j=1}^n H_j \Pi_j K_j - \sum_{j=1}^n B_j \Pi_{\text{в}j}, \quad (4.9)$$

де H_j – норма витрат матеріалу j -го найменування, кг;

n – кількість видів матеріалів;

Π_j – вартість матеріалу j -го найменування, грн/кг;

K_j – коефіцієнт транспортних витрат, ($K_j = 1,1 \dots 1,15$);

B_j – маса відходів j -го найменування, кг;

C_{vj} – вартість відходів j -го найменування, грн/кг.

$$M_1 = 2,0 \cdot 202,00 \cdot 1,05 - 0 \cdot 0 = 424,20 \text{ грн.}$$

Проведені розрахунки зведемо до таблиці.

Таблиця 4.7 – Витрати на матеріали

Найменування матеріалу, марка, тип, сорт	Ціна за 1 кг, грн	Норма витрат, кг	Величина відходів, кг	Ціна відходів, грн/кг	Вартість витраченого матеріалу, грн
Папір для записів	202,00	2,0	0	0	424,20
Органайзер офісний	185,00	4,0	0	0	777,00
Канцелярські товари	200,00	4,0	0	0	840,00
Тонер А21-С420	4890,00	0,02	0	0	102,69
Презентаційні гістологічні зрізи	1800,00	1,0	0	0	1890,00
FLASH-пам'ять	174,00	1,0	0	0	194,88
Всього					4228,77

4.3.4 Розрахунок витрат на комплектуючі

Витрати на комплектуючі (K_v), які використовують при проведенні НДР на тему «Лазерна система для вимірювання поляризаційних параметрів зображень біологічних тканин з комп'ютерним аналізом даних», розраховуємо, згідно з їхньою номенклатурою, за формулою:

$$K_v = \sum_{j=1}^n H_j C_j K_j, \quad (4.10)$$

де H_j – кількість комплектуючих j -го виду, шт.;

C_j – покупна ціна комплектуючих j -го виду, грн;

K_j – коефіцієнт транспортних витрат, ($K_j = 1,1 \dots 1,15$).

$$K_b = 1 \cdot 3500,00 \cdot 1,05 = 3675,00 \text{ грн.}$$

Проведені розрахунки зведемо до таблиці.

Таблиця 4.8 – Витрати на комплектуючі

Найменування комплектуючих	Кількість, шт.	Ціна за штуку, грн	Сума, грн
Лазер на нітриді галію (0.405 мкм, 5 мВт)	1	3500,00	3675,20
Коліматор CA11934_EMILY-W	1	147,00	154,35
Чвертьхвильові пластинки	2	3600,00	7560,00
Аналізатор	1	300,00	315,00
Крокові двигуни LDO-42STH48-2804AH-R	4	785,00	3297,00
Серводвигуни Power HD 1160A	2	380,00	798,00
CCD камера	1	5500,00	5775,00
Блок керування	1	1500,00	1575,00
Всього			23149,55

4.3.5 Спецустаткування для наукових (експериментальних) робіт До статті «Спецустаткування для наукових (експериментальних) робіт» належать витрати на виготовлення та придбання спецустаткування необхідного для проведення досліджень, також витрати на їх проектування, виготовлення, транспортування, монтаж та встановлення.

Балансову вартість спецустаткування розраховуємо за формулою:

$$B_{\text{спец}} = \sum_{i=1}^k C_i C_{np.i} K_i, \quad (4.11)$$

де C_i – ціна придбання одиниці спецустаткування даного виду, марки, грн;

$C_{np.i}$ –кількість одиниць устаткування відповідного найменування, які придбані для проведення досліджень, шт.;

K_i – коефіцієнт, що враховує доставку, монтаж, налагодження устаткування тощо, ($K_i = 1,10 \dots 1,12$);

k – кількість найменувань устаткування.

$$B_{\text{спец}} = 23999,00 \cdot 1 \cdot 1,11 = 26638,89 \text{ грн}$$

Отримані результати зведемо до таблиці:

Таблиця 4.9 – Витрати на придбання спецустаткування по кожному виду

Найменування устаткування	Кількість, шт	Ціна за одиницю, грн	Вартість, грн
Ноутбук Acer Extensa 215-54 i5-1135G7 (ОЗУ 16Гб, SSD 1 Тб, ОС Windows 10 Pro)	1	23999,00	26638,89
Діагностичний стенд	1	21800,00	22670,00
Всього			49308,89

4.3.6 Програмне забезпечення для наукових (експериментальних) робіт

До статті «Програмне забезпечення для наукових (експериментальних) робіт» належать витрати на розробку та придбання спеціальних програмних засобів і програмного забезпечення, (програм, алгоритмів, баз даних) необхідних для проведення досліджень, також витрати на їх проектування, формування та встановлення.

Балансову вартість програмного забезпечення розраховуємо за формулою:

$$B_{\text{прог}} = \sum_{i=1}^k C_{\text{прог}.i} C_{\text{прог}.i} K_i, \quad (4.12)$$

де $C_{\text{прог}}$ – ціна придбання одиниці програмного засобу даного виду, грн;

$C_{\text{прог}.i}$ – кількість одиниць програмного забезпечення відповідного найменування, які придбані для проведення досліджень, шт.;

K_i – коефіцієнт, що враховує інсталяцію, налагодження програмного засобу тощо, ($K_i = 1,10 \dots 1,12$);

k – кількість найменувань програмних засобів.

$$B_{\text{спец}} = 355,00 \cdot 1 \cdot 1,11 = 394,05 \text{ грн.}$$

Отримані результати зведемо до таблиці:

Таблиця 4.10 – Витрати на придбання програмних засобів по кожному виду

Найменування програмного засобу	Кількість, шт	Ціна за одиницю, грн	Вартість, грн
Доступ до мережі Internet (високошвидкісний) грн/місяць	1	355,00	394,05
Програмне середовище розробки Python	1	3400,00	3434,00
Всього			3828,00

4.3.7 Амортизація обладнання, програмних засобів та приміщень

В спрощеному вигляді амортизаційні відрахування по кожному виду обладнання, приміщень та програмному забезпеченню тощо, розраховуємо з використанням прямолінійного методу амортизації за формулою:

$$A_{\text{обл}} = \frac{Ц_{\text{б}}}{T_{\text{в}}} \cdot \frac{t_{\text{вик}}}{12}, \quad (4.13)$$

де $Ц_{\text{б}}$ – балансова вартість обладнання, програмних засобів, приміщень тощо, які використовувались для проведення досліджень, грн;

$t_{\text{вик}}$ – термін використання обладнання, програмних засобів, приміщень під час досліджень, місяців;

$T_{\text{в}}$ – строк корисного використання обладнання, програмних засобів, приміщень тощо, років.

$$A_{\text{обл}} = \frac{47899,00 \cdot 2}{3 \cdot 12} = 2661,06 \text{ грн.}$$

Проведені розрахунки зведемо до таблиці.

Таблиця 4.11 – Амортизаційні відрахування по кожному виду обладнання

Найменування обладнання	Балансова вартість, грн	Строк корисного використання, років	Термін використання обладнання, місяців	Амортизаційні відрахування, грн
ЕОМ для формування та дослідження систем	47899,00	3	2	2661,06
ОС Windows	6565,00	3	2	364,72
Прикладне програмне забезпечення моделювання	7999,00	3	2	444,39
Прикладне програмне забезпечення проектування систем	6890,00	3	2	382,78
Прикладний пакет Microsoft Office	6655,00	3	2	369,72
Приміщення лабораторії досліджень	414000,00	30	2	2300,00
Принтер HP 1320 laserJet	8259,00	5	2	275,30
Робоче місце інженера-дослідника	8520,00	5	2	284,00
Всього	7081,97			

4.3.8 Паливо та енергія для науково-виробничих цілей

Витрати на силову електроенергію (B_e) розраховуємо за формулою:

$$B_e = \sum_{i=1}^n \frac{W_{yi} t_i \zeta_e K_{\text{вн}i}}{\eta_i}, \quad (4.14)$$

де W_{yi} – встановлена потужність обладнання на визначеному етапі розробки, кВт;

t_i – тривалість роботи обладнання на етапі дослідження, год;

ζ_e – вартість 1 кВт-години електроенергії, грн; (вартість електроенергії визначається за даними енергопостачальної компанії), прийmemo $\zeta_e = 10,98$ грн;

$K_{\text{вн}i}$ – коефіцієнт, що враховує використання потужності, $K_{\text{вн}i} < 1$;

η_i – коефіцієнт корисної дії обладнання, $\eta_i < 1$.

$$B_e = \frac{0,25 \cdot 2,5 \cdot 10,98 \cdot 0,95}{0,97} = 6,72 \text{ грн}$$

Проведені розрахунки зведемо до таблиці.

Таблиця 4.12 – Витрати на електроенергію

Найменування обладнання	Встановлена потужність, кВт	Тривалість роботи, год	Сума, грн
Принтер HP 1320 laserJet	0,25	2,5	6,72
Робоче місце інженера-дослідника	0,10	208,0	223,68
Програмно-аналітичний комплекс на основі ПК	0,56	120,0	722,64
Діагностичний стенд	0,36	120,00	464,56
Інше обладнання	0,15	120,00	193,56
Всього			1611,16

4.3.9 Службові відрядження

До статті «Службові відрядження» дослідної роботи на тему «Лазерна система для вимірювання поляризаційних параметрів зображень біологічних тканин з комп'ютерним аналізом даних» належать витрати на відрядження штатних працівників, працівників організацій, які працюють за договорами цивільно-правового характеру, аспірантів, зайнятих розробленням досліджень,

відрядження, пов'язані з проведенням випробувань машин та приладів, а також витрати на відрядження на наукові з'їзди, конференції, наради, пов'язані з виконанням конкретних досліджень.

Витрати за статтею «Службові відрядження» відсутні.

4.3.10 Витрати на роботи, які виконують сторонні підприємства, установи і організації

Витрати за статтею «Витрати на роботи, які виконують сторонні підприємства, установи і організації» відсутні.

4.3.11 Інші витрати

До статті «Інші витрати» належать витрати, які не знайшли відображення у зазначених статтях витрат і можуть бути віднесені безпосередньо на собівартість досліджень за прямими ознаками.

Витрати за статтею «Інші витрати» розраховуємо як 50...100% від суми основної заробітної плати дослідників та робітників за формулою:

$$I_{\text{в}} = (3_{\text{o}} + 3_{\text{р}}) \frac{H_{\text{ів}}}{100\%}, \quad (4.15)$$

де $H_{\text{ів}}$ – норма нарахування за статтею «Інші витрати», приймемо $H_{\text{ів}} = 55\%$.

$$I_{\text{в}} = (40872,72 + 1787,73) \frac{55}{100\%} = 23463,25 \text{ грн.}$$

4.3.12 Накладні (загальновиробничі) витрати

До статті «Накладні (загальновиробничі) витрати» належать: витрати, пов'язані з управлінням організацією; витрати на винахідництво та раціоналізацію; витрати на підготовку (перепідготовку) та навчання кадрів; витрати, пов'язані з набором робочої сили; витрати на оплату послуг банків; витрати, пов'язані з освоєнням виробництва продукції; витрати на науково-технічну інформацію та рекламу та ін.

Витрати за статтею «Накладні (загальновиробничі) витрати» розраховуємо як 100...150% від суми основної заробітної плати дослідників та робітників за формулою:

$$B_{\text{нзв}} = (3_o + 3_p) \frac{H_{\text{нзв}}}{100\%}, \quad (4.16)$$

де $H_{\text{нзв}}$ – норма нарахування за статтею «Накладні (загальновиробничі) витрати», приймемо $H_{\text{нзв}} = 100\%$.

$$B_{\text{нзв}} = (40872,72 + 1787,73) \frac{100\%}{100\%} = 42660,45 \text{ грн.}$$

Витрати на проведення науково-дослідної роботи на тему «Лазерна система для вимірювання поляризаційних параметрів зображень біологічних тканин з комп'ютерним аналізом даних» розраховуємо як суму всіх попередніх статей витрат за формулою:

$$B_{\text{заг}} = 3_o + 3_p + 3_{\text{дод}} + 3_{\text{н}} + M + K_{\text{в}} + B_{\text{спец}} + B_{\text{прг}} + A_{\text{обл}} + B_e + B_{\text{св}} + B_{\text{сн}} + I_{\text{в}} + B_{\text{нзв}}, \quad (4.17)$$

$$B_{\text{заг}} = 40872,72 + 1787,73 + 4692,65 + 10417,68 + 4228,77 + 23149,55 + 49308,89 + 3828,00 + 7081,97 + 1611,16 + 0,00 + 0,00 + 23463,25 + 42660,45 = 213102,82 \text{ грн.}$$

Загальні витрати $3B$ на завершення науково-дослідної (науково-технічної) роботи та оформлення її результатів розраховується за формулою:

$$3B = \frac{B_{\text{заг}}}{\eta}, \quad (4.18)$$

де η - коефіцієнт, який характеризує етап (стадію) виконання науково-дослідної роботи, приймемо $\eta=0,95$.

$$3B = \frac{213102,82}{0,95} = 224318,76 \text{ грн.}$$

4.4 Розрахунок економічної ефективності науково-технічної розробки при її можливій комерціалізації потенційним інвестором

В ринкових умовах узагальнюючим позитивним результатом, що його може отримати потенційний інвестор від можливого впровадження результатів цієї чи іншої науково-технічної розробки, є збільшення у потенційного інвестора величини чистого прибутку.

Результати дослідження проведені за темою «Лазерна система для вимірювання поляризаційних параметрів зображень біологічних тканин з комп'ютерним аналізом даних» передбачають комерціалізацію протягом 4-х років реалізації на ринку.

В цьому випадку майбутній економічний ефект буде формуватися на основі таких даних:

Показник	1-й рік	2-й рік	3-й рік	4-й рік
Збільшення кількості споживачів, осіб	50	50	75	50

ΔN – збільшення кількості споживачів пристрою, у періоди часу, що аналізуються, від покращення його певних характеристик;

N – кількість споживачів які використовували аналогічний пристрій у році до впровадження результатів нової науково-технічної розробки, прийmemo 2000 осіб;

C_o – вартість пристрою у році до впровадження результатів розробки, прийmemo 25550,75 грн;

$\pm \Delta C_o$ – зміна вартості пристрою від впровадження результатів науково-технічної розробки, прийmemo 3700,00 грн.

Можливе збільшення чистого прибутку у потенційного інвестора $\Delta \Pi_i$ для кожного із 4-х років, протягом яких очікується отримання позитивних результатів від можливого впровадження та комерціалізації науково-технічної розробки, розраховуємо за формулою [1]:

$$\Delta\Pi_i = (\pm\Delta\Pi_o \cdot N + \Pi_o \cdot \Delta N)_i \lambda \rho \left(1 - \frac{\vartheta}{100}\right), \quad (4.19)$$

де λ – коефіцієнт, який враховує сплату потенційним інвестором податку на додану вартість. У 2024 році ставка податку на додану вартість складає 20%, а коефіцієнт $\lambda = 0,8333$;

ρ – коефіцієнт, який враховує рентабельність інноваційного продукту).
Прийmemo $\rho = 35\%$;

ϑ – ставка податку на прибуток, який має сплачувати потенційний інвестор, у 2024 році $\vartheta = 18\%$;

Збільшення чистого прибутку 1-го року:

$$\Delta\Pi_1 = (3700,00 \cdot 2000,00 + 25550,75 \cdot 50) \cdot 0,83 \cdot 0,35 \cdot (1 - 0,18/100\%) = 2067076,21$$

грн.

Збільшення чистого прибутку 2-го року:

$$\Delta\Pi_2 = (3700,00 \cdot 2000,00 + 25550,75 \cdot 100) \cdot 0,83 \cdot 0,35 \cdot (10,18/100\%) = 2371398,42$$

грн.

Збільшення чистого прибутку 3-го року:

$$\Delta\Pi_3 = (3700,00 \cdot 2000,00 + 25550,75 \cdot 175) \cdot 0,83 \cdot 0,35 \cdot (10,18/100\%) = 2827881,73$$

грн.

Збільшення чистого прибутку 4-го року:

$$\Delta\Pi_4 = (3700,00 \cdot 2000,00 + 25550,75 \cdot 225) \cdot 0,83 \cdot 0,35 \cdot (1 - 0,18/100\%) = 3123203,94$$

грн.

Приведена вартість збільшення всіх чистих прибутків $\Pi\Pi$, що їх може отримати потенційний інвестор від можливого впровадження та комерціалізації науково-технічної розробки:

$$\Pi\Pi = \sum_{i=1}^{\tau} \frac{\Delta\Pi_i}{(1+T)^i}, \quad (4.20)$$

де $\Delta\Pi_i$ – збільшення чистого прибутку у кожному з років, протягом яких виявляються результати впровадження науково-технічної розробки, грн;

T – період часу, протягом якого очікується отримання позитивних результатів від впровадження та комерціалізації науково-технічної розробки, роки;

τ – ставка дисконтування, за яку можна взяти щорічний прогнозований рівень інфляції в країні, $\tau = 0,12$;

t – період часу (в роках) від моменту початку впровадження науково-технічної розробки до моменту отримання потенційним інвестором додаткових чистих прибутків у цьому році.

$$\begin{aligned} III &= 2067076,21/(1+0,12)^1 + 2371398,42/(1+0,12)^2 + 2827881,73/(1+0,12)^3 + \\ &+ 3123203,94/(1+0,12)^4 = 1845603,76 + 1890464,30 + 2012830,36 + 1984852,57 = \\ &= 7733750,99 \text{ грн.} \end{aligned}$$

Величина початкових інвестицій PV , які потенційний інвестор має вкласти для впровадження і комерціалізації науково-технічної розробки:

$$PV = k_{\text{інв}} 3B \quad (4.21)$$

де $k_{\text{інв}}$ – коефіцієнт, що враховує витрати інвестора на впровадження науково-технічної розробки та її комерціалізацію, приймаємо $k_{\text{інв}} = 2$;

$3B$ – загальні витрати на проведення науково-технічної розробки та оформлення її результатів, приймаємо 224318,76 грн.

$$PV = 2 \cdot 224318,76 = 448637,52 \text{ грн.}$$

Абсолютний економічний ефект $E_{\text{абс}}$ для потенційного інвестора від можливого впровадження та комерціалізації науково-технічної розробки становитиме:

$$E_{\text{абс}} = III - PV \quad (4.22)$$

де III – приведена вартість зростання всіх чистих прибутків від можливого впровадження та комерціалізації науково-технічної розробки, 7733750,99 грн;

PV – теперішня вартість початкових інвестицій, 448637,52 грн.

$$E_{abc} = PPP - PV = 7733750,99 - 448637,52 = 7285113,47 \text{ грн.}$$

Внутрішня економічна дохідність інвестицій E_e , які можуть бути вкладені потенційним інвестором у впровадження та комерціалізацію науково-технічної розробки:

$$E_B = \sqrt[T_{ж}]{1 + \frac{E_{abc}}{PV}} - 1, \quad (4.23)$$

де E_{abc} – абсолютний економічний ефект вкладених інвестицій, 7285113,47 грн;

PV – теперішня вартість початкових інвестицій, 448637,52 грн;

$T_{ж}$ – життєвий цикл науково-технічної розробки, тобто час від початку її розробки до закінчення отримування позитивних результатів від її впровадження, 4 роки.

$$E_B = \left(1 + \frac{7285113,47}{448637,52}\right)^{\frac{1}{4}} = 2,038$$

Мінімальна внутрішня економічна дохідність вкладених інвестицій τ_{min} :

$$\tau_{min} = d + f, \quad (4.24)$$

де d – середньозважена ставка за депозитними операціями в комерційних банках; в 2024 році в Україні $d = 0,1$;

f – показник, що характеризує ризикованість вкладення інвестицій, прийmemo 0,25.

$\tau_{min} = 0,1 + 0,25 = 0,35 < 2,038$ свідчить про те, що внутрішня економічна дохідність інвестицій E_B , які можуть бути вкладені потенційним інвестором у впровадження та комерціалізацію науково-технічної розробки вища мінімальної внутрішньої дохідності. Тобто інвестувати в науково-дослідну роботу за темою «Лазерна система для вимірювання поляризаційних параметрів зображень біологічних тканин з комп'ютерним аналізом даних» доцільно.

Період окупності інвестицій $T_{ок}$ які можуть бути вкладені потенційним інвестором у впровадження та комерціалізацію науково-технічної розробки:

$$T_{ок} = \frac{1}{E_{в}}, \quad (4.25)$$

де $E_{в}$ – внутрішня економічна дохідність вкладених інвестицій.

$$T_{ок} = \frac{1}{2,038} = 0,49 \text{ р.}$$

$T_{ок} < 3$ -х років, що свідчить про комерційну привабливість науково-технічної розробки і може спонукати потенційного інвестора профінансувати впровадження даної розробки та виведення її на ринок.

4.5 Висновки до розділу 4

Згідно проведених досліджень рівень комерційного потенціалу розробки за темою «Лазерна система для вимірювання поляризаційних параметрів зображень біологічних тканин з комп'ютерним аналізом даних» становить 36,0 бала, що, свідчить про комерційну важливість проведення даних досліджень (рівень комерційного потенціалу розробки вище середнього).

При оцінюванні за технічними параметрами, згідно узагальненого коефіцієнту якості розробки, науково-технічна розробка переважає існуючі аналоги приблизно в 1,4 рази.

Також термін окупності становить 0,49 р., що менше 3-х років, що свідчить про комерційну привабливість науково-технічної розробки і може спонукати потенційного інвестора профінансувати впровадження даної розробки та виведення її на ринок.

Отже можна зробити висновок про доцільність проведення науково-дослідної роботи за темою «Лазерна система для вимірювання поляризаційних параметрів зображень біологічних тканин з комп'ютерним аналізом даних».

ВИСНОВКИ

В роботі вирішено задачу підвищення достовірності діагностики та розширення функціональних можливостей системи вимірювання та аналізу поляризаційних параметрів зображень БТ шляхом поєднання поляризаційного азимутально незалежного та автофлуоресцентного методів вимірювання параметрів БТ з автоматичною підтримкою прийняття рішень.

Проаналізовано оптичні методи та системи вимірювання та комп'ютерного аналізу поляризаційних параметрів зображень біологічних тканин та визначено найперспективніші з них.

Удосконалено метод оцінювання поляризаційних параметрів зображень біологічних тканин для їх діагностики на основі поєднання азимутально інваріантного поляризаційного та спектрально селективного автофлуоресцентного поляризаційного підходів до вимірювання з комп'ютерним аналізом даних. Наведено методику проведення вимірювань інтенсивності автофлуоресценції поляризованих зображень біологічних шарів на трьох довжинах хвиль $\lambda_{\max}^1 = 0,45 \text{ мкм}$; $\lambda_{\max}^2 = 0,55 \text{ мкм}$; $\lambda_{\max}^3 = 0,63 \text{ мкм}$ в системі. Адаптовано методику проведення азимутально інваріантних вимірювань мюллер-матричних зображень M_{14}, M_{41} біологічних шарів до особливостей автофлуоресцентних вимірювань. Розроблено алгоритм статистичного аналізу вимірюваних параметрів для формування їх векторів ознак для подальшої класифікації, а також алгоритм прийняття рішення за методом дерев рішень.

Розроблено архітектуру системи вимірювання поляризаційних параметрів зображень біологічних тканин з комп'ютерним аналізом даних на основі удосконаленого методу з розширеними функціональними можливостями.

Проведено експериментальні вимірювання інтенсивностей автофлуоресценції на трьох довжинах хвиль та розподілів мюллер-матричних зображень M_{14}, M_{41} для БТ міокарда в станах «норма», «ішемія», «гостра коронарна недостатність». Розроблено правила автоматичної підтримки прийняття рішень в розробленій системі для діагностики нормального та

патологічних станів біологічного шару міокарду. На їх основі визначено достовірність диференціації «ішемії» та «гострої коронарної недостатності».

Встановлено підвищення достовірності діагностики міокарду до 2,4% при вимірюванні елементів мюллер-матричних зображень та до 8%-10% при вимірюванні інтенсивності автофлуоресценсії за рахунок методів інтелектуального аналізу та автоматизації системи.

Оцінено середнє значення похибок визначення інтенсивності автофлуоресценсії в схемі поляриметра, що становить до 7%.

Також були оцінені витрати на проведену науково-дослідну роботу на тему: «Лазерна система для вимірювання поляризаційних параметрів зображень біологічних тканин з комп'ютерним аналізом даних», що складають 224318,76 грн. Період окупності інвестицій, які можуть бути вкладені потенційним інвестором у впровадження та комерціалізацію науково-технічної розробки $T_{ок}$ менше 3-х років, що свідчить про комерційну привабливість науково-технічної розробки і може спонукати потенційного інвестора профінансувати впровадження даної розробки та виведення її на ринок.

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Остафійчук, Д. І., Бірюкова, Т. В., Бойцанюк, С. І.. Лазерна нефелометрія тканин органів людини. *Проблеми безперервної медичної освіти та науки*, 2018, № 3, С. 78-83.
2. Vo-Dinh, T. Biomedical Photonics Handbook. Boca Raton, FL, USA, CRC Press, 2003, 1920 p. doi.org/10.1201/9780203008997.
3. Моделі, методи та системи лазерної поляриметрії плазми крові для діагностики молочних залоз : монографія / Н. І. Заболотна, С. В. Павлов, В. В. Шолота. Вінниця : ВНТУ, 2024. 145 с.
4. Collett, E. Field Guide to Polarization. Bellingham. USA. SPIE Press, 2005. 180 p.
5. Ушенко О.Г. Основи лазерної поляриметрії. Біологічні рідини / О.Г. Ушенко, Т.М. Бойчук. Чернівці: ЧНУ ім. Ю. Федьковича, 2011. 656 с.
6. Заболотна Н.І., Шолота В.В., Колівошко А.І. Аналіз методів та систем лазерної поляриметрії для відтворення анізотропних параметрів біологічних шарів. *Оптико-електрон. інформ.-енергет. технології*. 2018, 36(2), С. 60-71.
7. Дуболазов О. В., Сахновський М. Ю., Олар О. В., Ушенко Ю. О. Система Фур'є-Стокс-поляриметрії полікристалічних мереж біологічних тканин. *Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології*. 2018. № 1. С. 36-44.
8. Brehat F., Wyncke B. Représentation des états de polarisation des ondes lumineuses. Paris: Publibook, 2003. 256 p.
9. Wang, X., Yao, G., & Wang, L. V.. Monte Carlo model and single-scattering approximation of the propagation of polarized light in turbid media containing glucose. *Applied optics*. 2007. Vol. 41(4). P. 792-801.
10. Khlebtsov N.G., Maksimova I.L., Meglinski I., Wang L.V., Tuchin V.V. Introduction to light scattering by biological objects: extinction and scattering of light in Disperse Systems. In: Handbook of Optical Biomedical Diagnostics / Ed. V. Tuchin. Bellingham: SPIE Press, 2016. Ch. 1. 367 p.

11. Ushenko, A. G., Pishak, V. P. Laser polarimetry of biological tissue: principles and applications. *Handbook of Coherent-Domain Optical Methods: Biomedical Diagnostics, Environmental and Material Science*. 2004. № 1. P. 93-138.
12. Davis D. A., Pellowski D. M., William Hanke C. Preparation of frozen sections. *Dermatologic surgery*. 2004. Vol. 30 (12p1). P. 1479-1485.
13. D. Lansing Taylor, Yu-Li Wang. Fluorescence Microscopy of Living Cells in Culture Part B. Quantitative Fluorescence Microscopy. *Imaging and Spectroscopy*, 1989. 1-st edn, 502 p.
14. Qianru Yu, Heikal A. Two-photon autofluorescence dynamics imaging reveals sensitivity of intracellular NADH concentration and conformation to cell physiology at the single-cell level. *Journal of Photochemistry and Photobiology B: Biology*. 2009. Vol. 95.1. P. 46-57.
15. Probing the Formation Kinetics and Thermodynamics with Rationally Designed Analytical Tools Enables One-Pot Synthesis and Purification of a Tetrahedral DNA Nanostructure / Lu Gao et. al. *Analytical Chemistry*. 2021. Vol. 93 (18), P. 7045-7053.
16. Shindo Yohji, Yasunori Oda. Mueller matrix approach to fluorescence spectroscopy. Part I: Mueller matrix expressions for fluorescent samples and their application to problems of circularly polarized emission spectroscopy. *Applied spectroscopy* 1992. Vol. 46.8 P. 1251-1259.
17. Laser polarization autofluorescence of endogenous porphyrins of optically anisotropic biological tissues and fluids in diagnostics of necrotic and pathological changes of human organs / Yu. A. Ushenko, A. D. Arkhelyuk, M. I. Sidor, V. T. Bachynskyi, and O. Yu. Wanchuliak. *Appl. Opt.* 2014. Vol. 53. P. B181-B191.
18. Шубін І. Ю., Васильєва В. Г.. Інформаційна технологія фільтрації зображень в системах телемедицини. *Інформаційні системи та технології в медицині*. 2018. №1. С. 187-189.

19. Інтелектуальні технології в медичній діагностиці, лікуванні та реабілітації: монографія /за редакцією С. Павлова, О. Авруніна. Вінниця: ПП «ТД «Едельвейс і К». 2019. 260 с.
20. Kim M., Yun J., Cho Y. Deep Learning in Medical Imaging. *Neurospine*. 2019. Vol. 16. № 4. P. 657–668.
21. Razzak M.I., Naz S., Zaib A. Deep Learning for Medical Image Processing: Overview, Challenges and the Future. *Springer*. 2018. Vol. 26. P. 323-350.
22. Заболотна Н.І. , Шолота В.В., Масловський В.Ю., Жумагулова Ш. Нечіткі моделі прийняття рішення при лазерній поляризаційно інваріантній діагностиці ішемії міокарда. *Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології*. 2023. №1. С. 97–105.
23. Ванчуляк О. Я. Експертна оцінка гострої ішемії міокарда поляризаційно-кореляційними методами: дис. ... доктора мед. наук: 14.01.25 / ЧНУ, Чернівці, 2016. 292 с.
24. Спосіб поляризаційного картографування полікристалічних мереж оптико-анізотропних шарів біологічних об'єктів: пат. №67821 Україна: МПК G06N33/00; G01N21/39. U2011 08691; Заявл. 11.07.2011; опубл. 12.03.2012, Бюл.№15.
25. Заболотна Н.І. Похибки вимірювань референтних матриць Мюллера в системі мюллер-матричного картографування біологічних шарів. *Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології*. 2015. №1 (29) С. 109-117.
26. Нікітіна Л., Яценко І. Моделі та методи прийняття рішень: навчальний посібник. Харків: НТУ «ХПІ», 2023. – 179 с.
27. Клімов О.С. Адаптивна поляриметрія послідовного зондування однорідних анізотропних об'єктів: дис. ...канд. техн. наук: 01.04.05 / Київський національний ун-т ім. Т. Шевченка. Київ, 2010. 186 с.
28. Марчук Д. В. Аналіз оптичних методів та систем вимірювання поляризаційних параметрів зображень біологічних тканин. *Світ наукових досліджень*. Вип. 36. : тези доп. Міжнар. мультидисципл. інтернет-конф. м.

Тернопіль, 17-16 грудня 2024 р. Тернопіль, 2024. URL: <https://www.economy-confer.com.ua/full-article/5865/> (дата звернення 19.11.2024).

29. Методичні вказівки до виконання економічної частини магістерських кваліфікаційних робіт / Уклад. : В. О. Козловський, О. Й. Лесько, В. В. Кавецький. Вінниця : ВНТУ, 2021. 42 с.

30. Кавецький В. В. Економічне обґрунтування інноваційних рішень: практикум / В. В. Кавецький, В. О. Козловський, І. В. Причепа. Вінниця : ВНТУ, 2016. 113 с.

ДОДАТКИ

Додаток А
(обов'язковий)
ПРОТОКОЛ
ПЕРЕВІРКИ НАВЧАЛЬНОЇ (КВАЛІФІКАЦІЙНОЇ) РОБОТИ

Назва роботи: Лазерна система для вимірювання поляризаційних параметрів зображень біологічних тканин з комп'ютерним аналізом даних

Тип роботи: магістерська кваліфікаційна робота
(МКР, БДР)

Підрозділ: кафедра БМІОЕС, ФІЕС, група ЛТО-23 м

Керівник : Заболотна Н.І., професор каф. БМІОЕС

Показники звіту подібності

Turnitin	
Оригінальність	98%
Загальна схожість	2%

Аналіз звіту подібності (відмітити потрібне)

V 1. Запозичення, виявлені у роботі, оформлені коректно і не містять ознак плагіату

☐ 2. Виявлені у роботі запозичення не мають ознак плагіату, але їх надмірна кількість викликає сумніви щодо цінності роботи і відсутності самостійності її виконання автором. Роботу направити на допрацювання.

☐ 3. Виявлені у роботі запозичення є недобросовісними і мають ознаки плагіату та/або в ній містяться навмисні спотворення тексту, що вказують на спроби приховування недобросовісних запозичень

Заявляю, що ознайомлений з повним звітом подібності, який був згенерований Системою щодо роботи

Автор


(підпис)

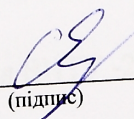
Марчук Д. В.

(прізвище, ініціали)

Опис прийнятого рішення

Допущено до захисту

Особа, відповідальна за перевірку


(підпис)

Тужанський С.Є.
(прізвище, ініціали)

ДОДАТОК Б
(Обов'язковий)
ВНТУ

ЗАТВЕРДЖУЮ

Зав. каф. БМІОЕС,

к.т.н., доц.

 Л.Г. Коваль

« 01 » грудня 2024 р.

ТЕХНІЧНЕ ЗАВДАННЯ

на магістерську кваліфікаційну роботу

«Лазерна система для вимірювання поляризаційних параметрів зображень

біологічних тканин з комп'ютерним аналізом даних»

08-41. МКР.003.00.000 ТЗ

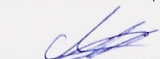
Керівник роботи

д.т.н., доцент,

проф. кафедри БМІОЕС

 Заболотна Н.І.

Виконавець: ст. гр. ЛТО-23м

 Марчук Д.В.

1 ПІДСТАВА ДЛЯ ВИКОНАННЯ РОБОТИ

Робота проводиться на підставі наказу ректора по Вінницькому національному технічному університету від 17.09.2024 р., №310 та індивідуального завдання на магістерську кваліфікаційну роботу.

Дата початку роботи: 17.09.2024 р.

Дата закінчення: 19.12.2024 р.

2 МЕТА І ПРИЗНАЧЕННЯ МКР

Мета роботи - розширення функціональних можливостей системи вимірювання та аналізу поляризаційних параметрів зображень БТ із покращенням достовірності методу діагностики БТ за рахунок поєднання азимутально незалежного поляриметричного та спектрально селективного автофлуоресцентного методів вимірювання поляризаційних та анізотропних параметрів біологічних тканин з комп'ютерним аналізом даних та автоматичною підтримкою прийняття рішень.

Для досягнення поставленої мети необхідно вирішити певне коло завдань:

- проаналізувати оптичні методи та системи вимірювання та комп'ютерного аналізу поляризаційних параметрів зображень біологічних тканин;
- удосконалити метод оцінювання поляризаційних параметрів зображень біологічних тканин для їх діагностики на основі поєднання азимутально інваріантного поляризаційного та спектрально селективного автофлуоресцентного поляризаційного підходів до вимірювання з комп'ютерним аналізом даних;
- розробити архітектуру системи вимірювання поляризаційних параметрів зображень біологічних тканин з комп'ютерним аналізом даних на основі удосконаленого методу з розширеними функціональними можливостями;
- розробити правила автоматичної підтримки прийняття рішень в розробленій системі для діагностики нормального та патологічних станів біологічного шару міокарду ;

- визначити достовірність оцінювання нормального та патологічних станів біологічного шару в розробленій системі та порівняти із аналогами, оцінити економічні характеристики розробленої системи.

Об'єкт дослідження – процеси вимірювання та аналізу автофлуоресцентних та інваріантно незалежних поляризаційних параметрів біологічних тканин.

Предмет дослідження – методи та системи вимірювання та аналізу автофлуоресцентних та інваріантно незалежних поляризаційних параметрів біологічних тканин.

3 ДЖЕРЕЛА РОЗРОБКИ МКР

1. Laser polarization autofluorescence of endogenous porphyrins of optically anisotropic biological tissues and fluids in diagnostics of necrotic and pathological changes of human organs / Yu. A. Ushenko, A. D. Arkhelyuk, M. I. Sidor, V. T. Bachynskyi, and O. Yu. Wanchuliak *Appl. Opt.* 2014. Vol. 53. P. B181-B191.

2. Ушенко О.Г. Основи лазерної поляриметрії. Біологічні рідини / О.Г. Ушенко, Т.М. Бойчук. Чернівці: ЧНУ ім. Ю. Федьковича, 2011. 656 с.

3. Заболотна Н.І. , Шолота В.В., Масловський В.Ю., Жумагулова Ш. Нечіткі моделі прийняття рішення при лазерній поляризаційно інваріантній діагностиці ішемії міокарда. *Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології*. 2023. №1. С. 97–105.

4. Ванчуляк О. Я. Експертна оцінка гострої ішемії міокарда поляризаційно-кореляційними методами: дис. ... доктора мед. наук: 14.01.25 / ЧНУ, Чернівці, 2016. 292 с.

4 ВИМОГИ ДО ВИКОНАННЯ МКР

Основними вимогами є:

1. Функціональне призначення системи: селективне вимірювання розподілу інтенсивності автофлуоресцентних поляризаційних зображень

біологічних тканин (БТ) із прийняттям рішення на їх основі по діагностиці захворювання.

2. Тип лазера для збудження флуоресценції: на нітриді галію, довжина хвилі 0,405 мкм

3 Максимум спектрального пропускання світлофільтрів:
 $\lambda_1 = 0,45 \text{ мкм}$; $\lambda_2 = 0,55 \text{ мкм}$; $\lambda_3 = 0,63 \text{ мкм}$

4. Функції аналізу розподілів виміряних мап: оцінки статичних моментів та їх класифікація із прийняттям діагностичних рішень.

5 ЕТАПИ МКР І ТЕРМІНИ ЇХ ВИКОНАННЯ

№	Назва та зміст етапу	Термін виконання		Очікувані результати
		початок	закінчення	
1.	Розробка, погодження та затвердження технічного завдання (ТЗ)	17.09.2024	20.09.2024	Розроблене ТЗ
2.	Аналіз методів та систем лазерної поляриметрії біологічних тканин.	20.09.2024	10.10.2024	Розділ 1 пояснювальної записки
3.	Розробка методів та архітектури системи	10.10.2024	23.10.2024	Розділ 2 пояснювальної записки
4.	Експериментальна реалізація системи	23.10.2024	09.11.2024	Розділ 3 пояснювальної записки
5.	Економічна частина	09.11.2024	29.11.2024	Розділ 4 пояснювальної записки
6.	Оформлення необхідної технічної документації. Підготовка МКР до публічного захисту	01.12.2024	10.12.2024	МКР

6 ПОРЯДОК КОНТРОЛЮ І ПРИЙМАННЯ

Контроль за виконанням МКР та її етапів покладається на керівника. Приймання МКР здійснюється шляхом публічного захисту перед Державною екзаменаційною комісією, призначеною за наказом ректора ВНТУ.

7 ВИМОГИ ЩОДО ТЕХНІЧНОГО ЗАХИСТУ ІНФОРМАЦІЇ З ОБМЕЖЕНИМ ДОСТУПОМ

У зв'язку з тим, що інформація не є конфіденційною, заходи з її технічного захисту не передбачаються.

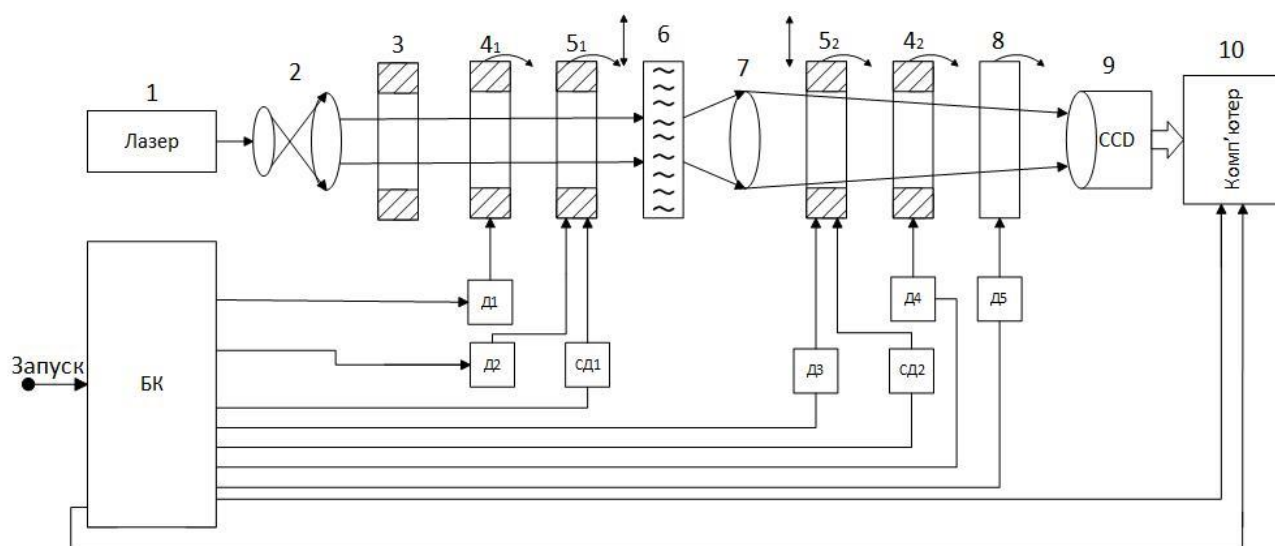
Додаток В
(обов'язковий)

ІЛЮСТРАТИВНА ЧАСТИНА

ЛАЗЕРНА СИСТЕМА ДЛЯ ВИМІРЮВАННЯ ПОЛЯРИЗАЦІЙНИХ
ПАРАМЕТРІВ ЗОБРАЖЕНЬ БІОЛОГІЧНИХ ТКАНИН З КОМП'ЮТЕРНИМ
АНАЛІЗОМ ДАНИХ

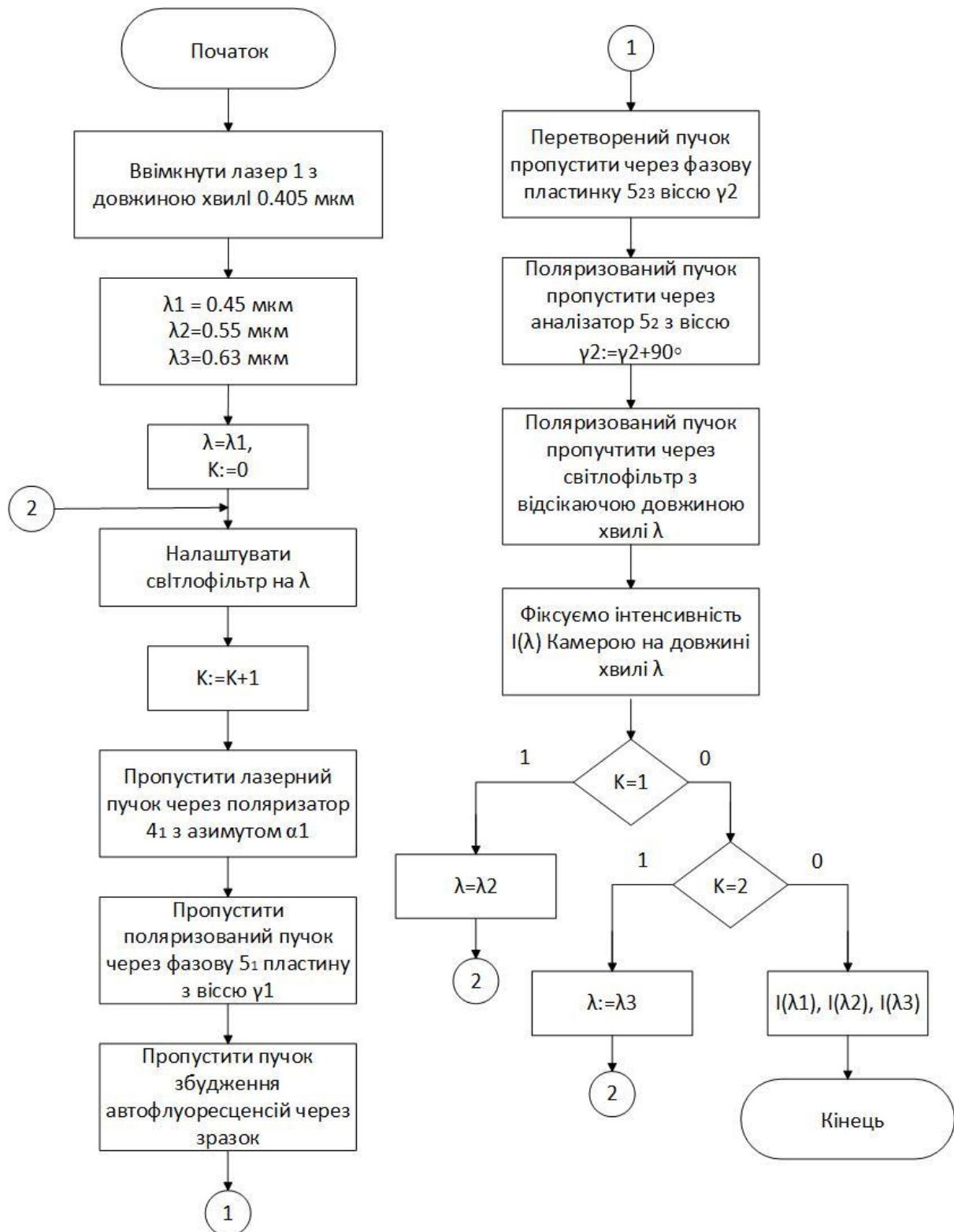
Додаток В.1
(обов'язковий)

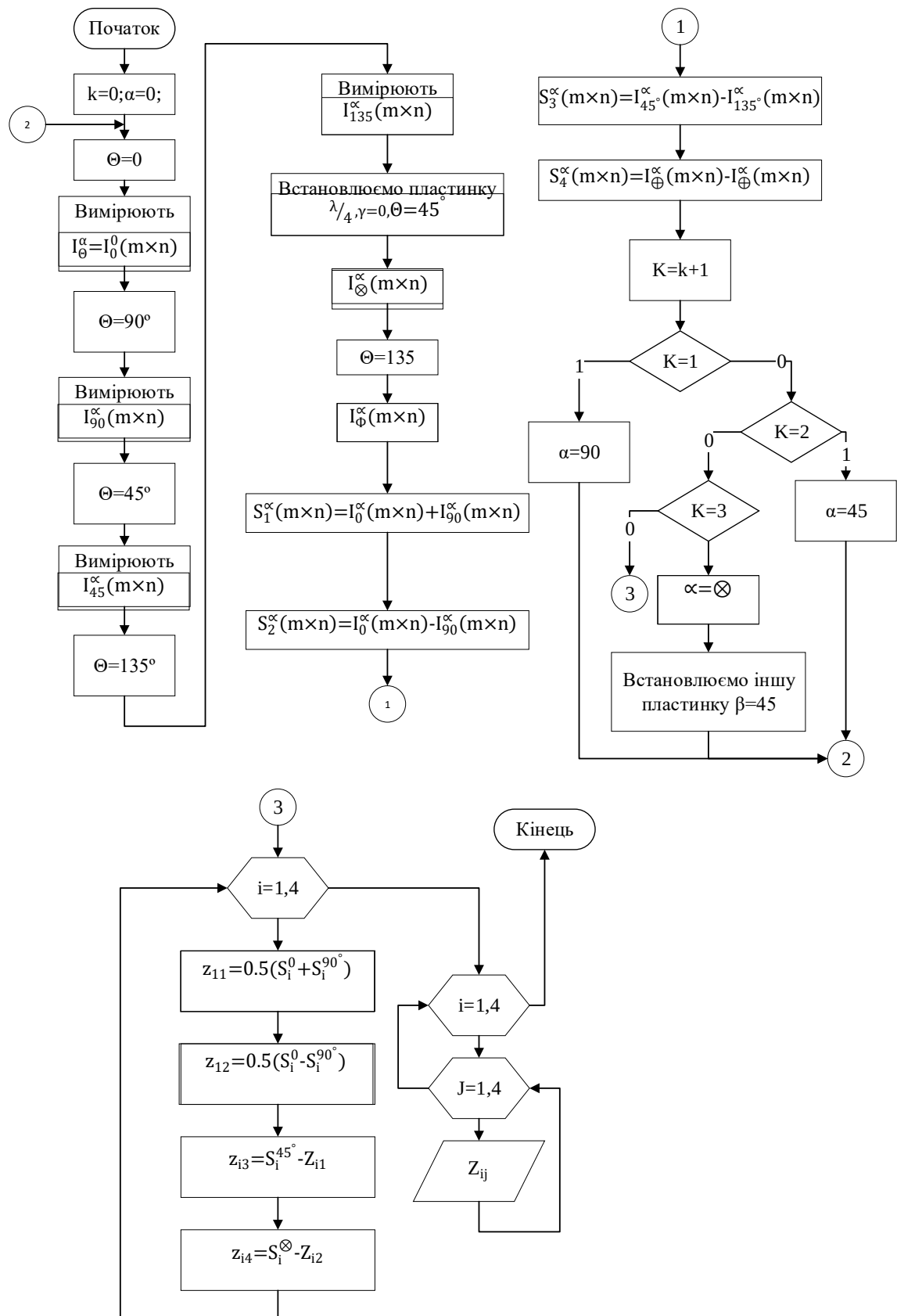
Схема структурна системи автофлуоресцентної азимутально-інваріантної
зображувальної поляриметрії



Додаток В.2
(обов'язковий)

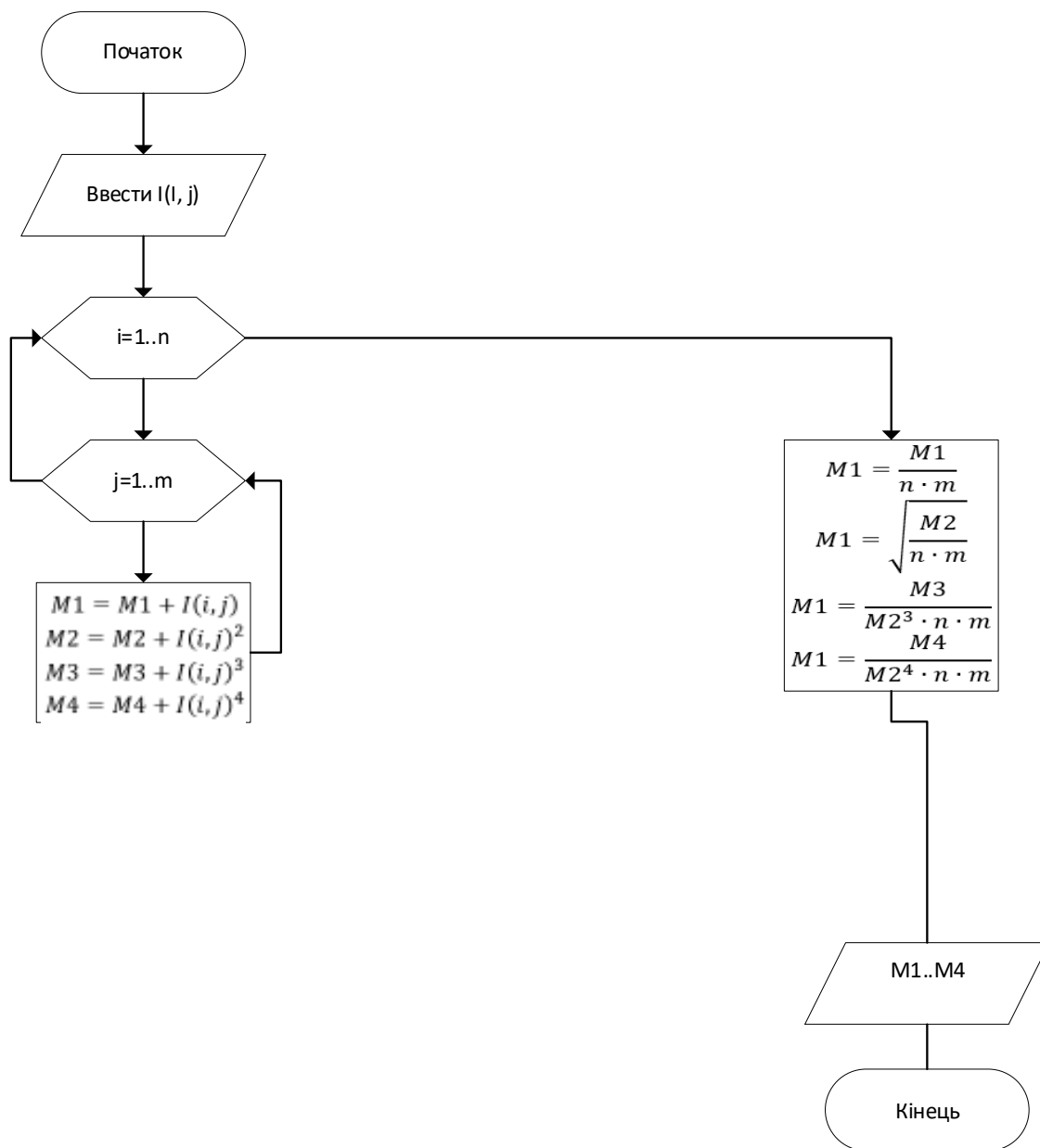
Блок-схема вимірювання розподілів інтенсивностей автофлуоресцентних
поляризаційних зображень БШ





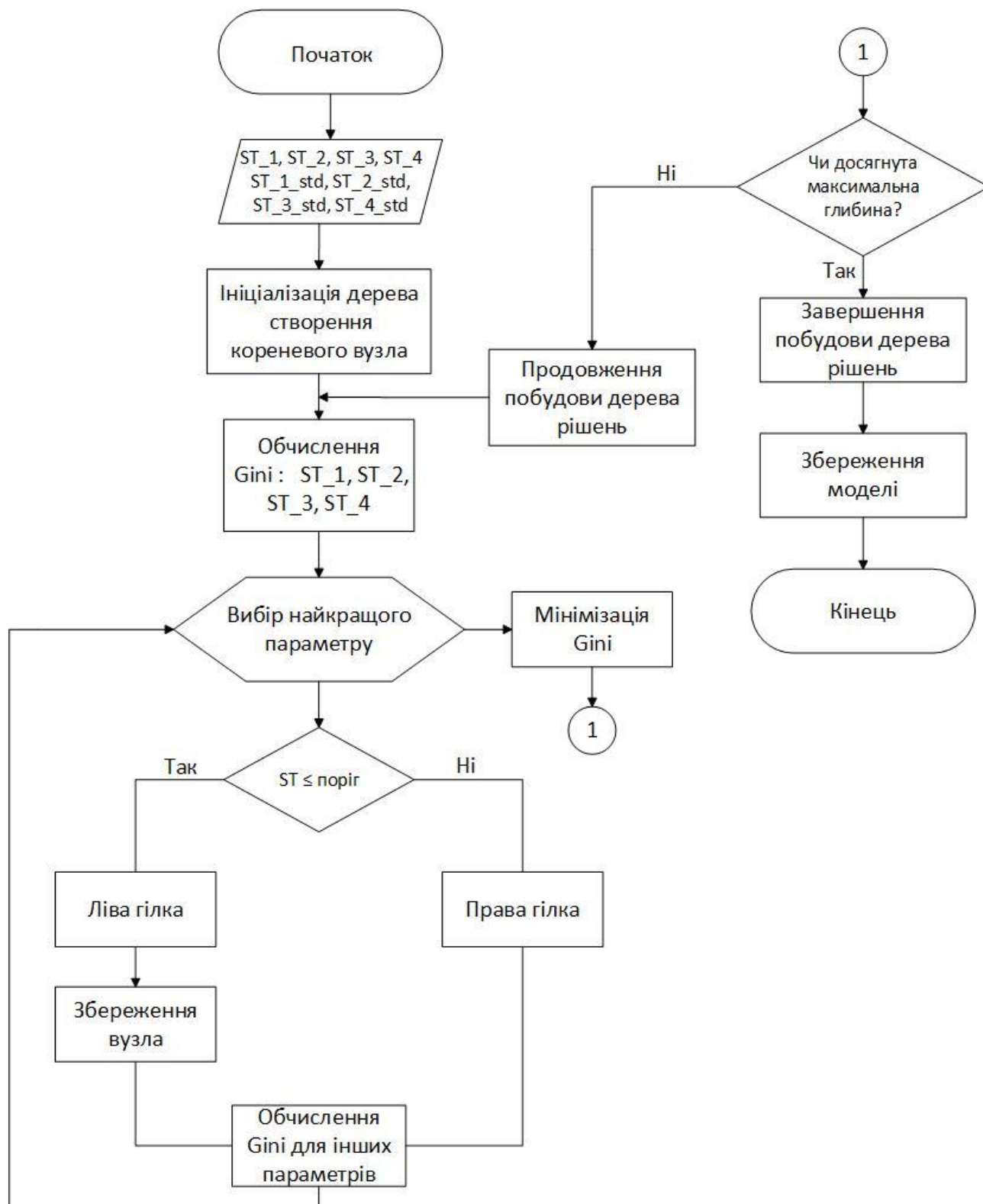
Додаток В.4
(обов'язковий)

Блок-схема статистичного аналізу розподілів елементів масиву



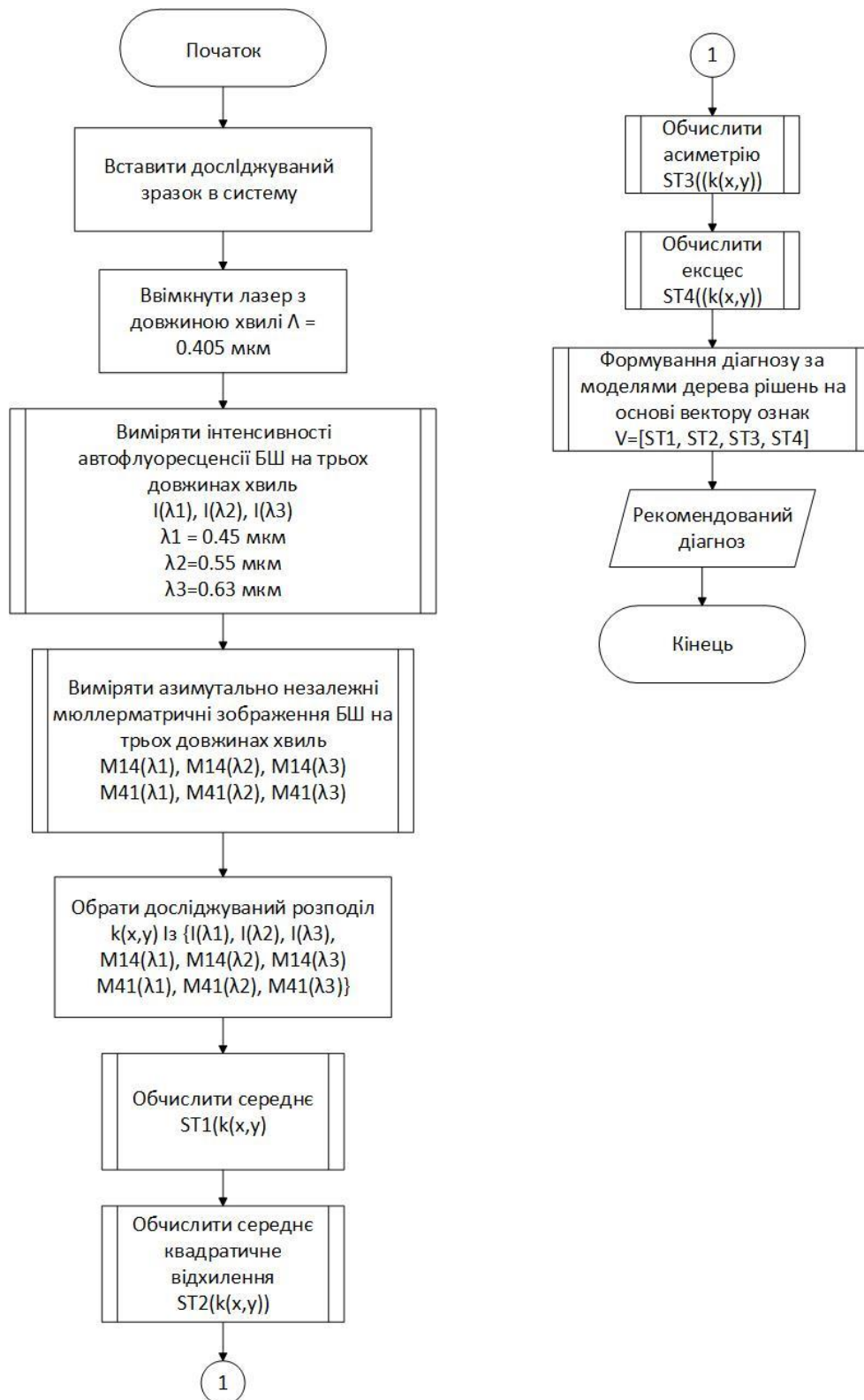
Додаток В.5
(обов'язковий)

Блок-схема роботи модуля інтелектуального аналізу в системі



Додаток В.6
(обов'язковий)

Блок-схема діагностики БТ за методом автофлуоресцентної азимутально-інваріантної зображувальної поляриметрії



Додаток Г
(обов'язковий)

Лістинг розроблених блоків програмного забезпечення

Програма визначення інформативності статистичних моментів розподілів

```
import numpy as np
import pandas as pd

def read_data_from_txt(file_path):
    data = {
        "Parameter": [],
        "Control_mean": [],
        "Control_std": [],
        "IHD_mean": [],
        "IHD_std": [],
        "CI_mean": [],
        "CI_std": []
    }

    with open(file_path, 'r') as file:
        lines = file.readlines()

        data['Parameter'] = lines[0].strip().split(',')

        data['Control_mean'] = list(map(float, lines[1].strip().split(',')))
        data['IHD_mean'] = list(map(float, lines[2].strip().split(',')))
        data['CI_mean'] = list(map(float, lines[3].strip().split(',')))

        data['Control_std'] = list(map(float, lines[4].strip().split(',')))
        data['IHD_std'] = list(map(float, lines[5].strip().split(',')))
```

```

data['CI_std'] = list(map(float, lines[6].strip().split(',')))

return data

file_path = 'data.TXT'
data = read_data_from_txt(file_path)

df = pd.DataFrame(data)

def check_overlap(mean1, std1, mean2, std2):
    """Перевіряє, чи перекриваються два діапазони."""
    range1 = (mean1 - std1, mean1 + std1)
    range2 = (mean2 - std2, mean2 + std2)
    return max(range1[0], range2[0]) <= min(range1[1], range2[1])

informative_parameters = []

for _, row in df.iterrows():
    parameter = row["Parameter"]

    control_range = (row["Control_mean"] - row["Control_std"], row["Control_mean"] + row["Control_std"])
    ihd_range = (row["IHD_mean"] - row["IHD_std"], row["IHD_mean"] + row["IHD_std"])
    ci_range = (row["CI_mean"] - row["CI_std"], row["CI_mean"] + row["CI_std"])

    # Перевірка
    control_vs_ihd = check_overlap(row["Control_mean"], row["Control_std"], row["IHD_mean"],
row["IHD_std"])

    ihd_vs_ci = check_overlap(row["IHD_mean"], row["IHD_std"], row["CI_mean"], row["CI_std"])

    control_vs_ci = check_overlap(row["Control_mean"], row["Control_std"], row["CI_mean"],
row["CI_std"])

    if not (control_vs_ihd or ihd_vs_ci or control_vs_ci):
        informative_parameters.append(parameter)

```

```

print("Інформативні параметри для діагностики:")
for param in informative_parameters:
    print(f"- {param}")
if not informative_parameters:
    print("Усі параметри не є інформативними.")

```

Лістинг модуля програми виведення рішень за методом дерева рішень

```

import pandas as pd

from sklearn.tree import DecisionTreeClassifier, export_text, plot_tree

import matplotlib.pyplot as plt

import numpy as np

def read_data_from_txt(file_path):
    data = {
        "Group": [],
        "ST_1": [],
        "ST_2": [],
        "ST_3": [],
        "ST_4": []
    }

    with open(file_path, 'r') as file:
        lines = file.readlines()

    for line in lines:
        values = line.strip().split(';')
        data["Group"].append(values[0])
        data["ST_1"].append(list(map(float, values[1].split(','))))
        data["ST_2"].append(list(map(float, values[2].split(','))))
        data["ST_3"].append(list(map(float, values[3].split(','))))
        data["ST_4"].append(list(map(float, values[4].split(','))))

```

```

return data

file_path = 'data.TXT'

data = read_data_from_txt(file_path)

def expand_ranges_to_arrays(data, keys, num_points=10):
    expanded_data = {}
    for key in keys:
        expanded_data[key] = [
            np.linspace(range_[0], range_[1], num_points) for range_ in data[key]
        ]
    return expanded_data

expanded_data = expand_ranges_to_arrays(data, ['ST_1', 'ST_2', 'ST_3', 'ST_4'])

rows = []
for i, group in enumerate(data['Group']):
    for j in range(len(expanded_data['ST_1'][i])):
        row = {
            'Group': group,
            'ST_1': expanded_data['ST_1'][i][j],
            'ST_2': expanded_data['ST_2'][i][j],
            'ST_3': expanded_data['ST_3'][i][j],
            'ST_4': expanded_data['ST_4'][i][j],
            'Target': i
        }
        rows.append(row)

df = pd.DataFrame(rows)

features = ['ST_1', 'ST_2', 'ST_3', 'ST_4']

```

```
X = df[features]
y = df['Target']

clf = DecisionTreeClassifier(max_depth=6, random_state=2)
clf.fit(X, y)

rules = export_text(clf, feature_names=features, decimals=6) # Вказуємо точність до 6 знаків після коми
print("Правила для всіх класів:")
print(rules)

plt.figure(figsize=(12, 8))
plot_tree(
    clf,
    feature_names=features,
    class_names=data['Group'],
    filled=True
)
plt.title("Графічне дерево рішень")
plt.show()
```