

Вінницький національний технічний університет

Факультет інформаційних електронних систем

Кафедра біомедичної інженерії та оптико-електронних систем

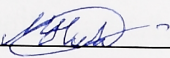
МАГІСТЕРСЬКА КВАЛІФІКАЦІЙНА РОБОТА

на тему:

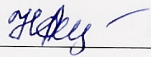
«Інформаційно-вимірювальна система для азимутально-інваріантної
мюллер-поляриметричної мікроскопії біологічних тканин»

Виконав: студент 2-го курсу, групи
ЛТО-23м спеціальності

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

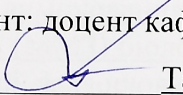
 Ніколенко М. С.

Керівник: професор каф. БМІОЕС

 Заболотна Н.І.

« 12 » 12 2024 р.

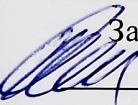
Опонент: доцент кафедри ОТ

 Тарновський М.Г.

(прізвище та ініціали)

« 12 » 12 2024 р.

Допущено до захисту

 Завідувач кафедри БМІОЕС

к.т.н., доц. Коваль Л.Г.

(прізвище та ініціали)

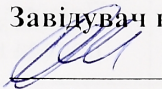
« 17 » 12 2024 р.

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

З А В Д А Н Н Я
НА МАГІСТЕРСЬКУ КВАЛІФІКАЦІЙНУ РОБОТУ СТУДЕНТУ

Ніколенку Максиму Сергійовичу

1. Тема роботи: Інформаційно-вимірювальна система для азимутально-інваріантної мюллер-поляриметричної мікроскопії біологічних тканин

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: вимірювання та аналіз азимутально незалежних мюллер-матричних зображень (ММЗ) біологічних тканин (БТ) із їх інтелектуальним аналізом при діагностиці захворювання. 2. Тип лазера для опромінювання: напівпровідниковий, довжина хвилі 0,632 мкм.

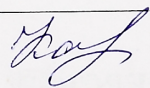
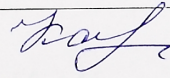
3. Досліджувані зразки: БТ міокарда з оптичною товщиною 0,1.

4. Функції аналізу розподілів вимірюваних мап: статистичний та кореляційний аналіз ММЗ та їх класифікація при діагностиці захворювання.

4. Зміст текстової частини: Вступ 1. Аналіз методів та вимірювальних систем на основі азимутальних поляризаційних інваріантів мікроскопічних зображень біологічних тканин. 2. Архітектура інформаційно-вимірювальної системи лазерної поляриметрії біологічних шарів з мюллер-матричними інваріантами. 3. Експериментальна реалізація та апробація розробленої інформаційно-вимірювальної системи. 4. Економічна частина. Висновки. Список використаних джерел. Додатки.

5. Перелік ілюстративного матеріалу: 1. Схема структурна ІВС для азимуталь інваріантної мюллер-поляриметричної мікроскопії БТ. 2. Блок-схема мет вимірювання ММЗ в системі. 3. Блок-схема визначення набору комбіна азимутально незалежних ММЗ 4. Блок-схема статистичного і кореляційн аналізу інваріантного ММЗ. 5. Блок-схема вейвлет аналізу інваріантного М 6. Схема програмної реалізації блоку аналізу та прийняття рішення в ІВС

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		

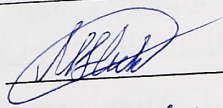
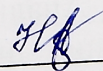
7. Дата видачі завдання «_17_» _____ 09 _____ 2024 р

КАЛЕНДАРНИЙ ПЛАН

№ з/п	Назва етапів МКР	Строк виконання етапів роботи	Примітка
1	Постановка задачі дослідження	17.09.2024	викон.
2	Аналіз методів та вимірювальних систем на основі азимутальних поляризаційних інваріантів зображень БТ	09.10.2024	викон.
3	Архітектура інформаційно-вимірювальної системи лазерної поляриметрії біологічних шарів з мюллер-матричними інваріантами	09.11.2024	викон.
4	Експериментальні дослідження ІВС	19.11.2024	викон.
5	Економічний розділ	29.11.2024	викон.
6	Попередній захист МКР	29.11.2024	викон.
7	Нормоконтроль МКР	10.12.2024	викон.
8	Рецензування МКР	12.12. 2024	викон.
8	Остаточний захист МКР	19.12.2024	викон.

Студент

Керівник роботи

М.С. Ніколенко

Н.І. Заболотна

АНОТАЦІЯ

УДК 681.7: 616-71

Ніколенко М.С. Інформаційно-вимірювальна система для азимутально-інваріантної мюллер-поляриметричної мікроскопії біологічних тканин. . Магістерська кваліфікаційна робота зі спеціальності 175 - Інформаційно-вимірювальні технології, освітня програма «Лазерна техніка та оптоінформатика». Вінниця: ВНТУ, 2024. 121 с.

На укр. мові. Бібліогр. 42 назв.; рис. 36; табл. 20.

Метою роботи є покращення достовірності діагностування біологічних тканин в інформаційно-вимірювальній системі та розширення її функціональних можливостей на основі розвитку методів вимірювання та інтелектуалізованого аналізу азимутально незалежних мюллер-інваріантів. У загальному розділі проаналізовано поляриметричні методи та системи діагностики оптично тонких зрізів. У теоретично-розрахункових розділах удосконалено метод вимірювання та аналізу азимутально інваріантних поляризаційних параметрів біологічного шару та розроблено архітектуру системи для його реалізації. Розроблено алгоритми вимірювань мюллер-інваріантів в системі та їх статистичного, кореляційного та вейвлет аналізу для визначення вектора інформативних ознак для діагностики. Здійснено синтез вирішальних правил на нечіткій логіці при діагностиці міокарда та реалізовано програмно. Показано експериментальну реалізацію системи у вигляді макету. Оцінено достовірність діагностики та точність вимірювань в системі.

Ключові слова: інформаційно-вимірювальна система, мюллер-матричні зображення, лазерна, поляриметрична мікроскопія, статистичний аналіз, кореляційний аналіз, вейвлет аналіз.

ABSTRACT

UDC 681.7: 616-71

Nikolenko M.S. Information and Measurement System for Azimuthally Invariant Mueller-Polarimetric Microscopy of Biological Tissues. Master's Qualification Thesis in Specialty 175 - Information and Measurement Technologies, Educational Program "Laser Technology and Optoinformatics." Vinnytsia: VNTU, 2024. 121 pages.

In Ukrainian. Bibliography: 42 titles; Figures: 36; Tables: 20.

The aim of this work is to improve the reliability of biological tissue diagnostics within the information and measurement system and to enhance its functional capabilities through the development of measurement methods and the intelligent analysis of azimuthally independent Mueller invariants. The general section analyzes polarimetric methods and diagnostic systems for optically thin slices. In the theoretical and computational sections, the method for measuring and analyzing azimuthally invariant polarization parameters of a biological layer was improved, and the system architecture for its implementation was developed. Algorithms for measuring Mueller invariants in the system and their statistical, correlation, and wavelet analyses were developed to determine the vector of informative features for diagnostics. Decision-making rules based on fuzzy logic for myocardial diagnostics were synthesized and implemented programmatically. The experimental realization of the system as a prototype was demonstrated. The diagnostic reliability and measurement accuracy of the system were evaluated.

Keywords: information and measurement system, Mueller-matrix images, laser, polarimetric microscopy, statistical analysis, correlation analysis, wavelet analysis.

ЗМІСТ

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ СКОРОЧЕНЬ	4
ВСТУП	5
1 АНАЛІЗ МЕТОДІВ ТА ВИМІРЮВАЛЬНИХ СИСТЕМ НА ОСНОВІ АЗИМУТАЛЬНИХ ПОЛЯРИЗАЦІЙНИХ ІНВАРІАНТІВ МІКРОСКОПІЧНИХ ЗОБРАЖЕНЬ БІОЛОГІЧНИХ ТКАНИН	8
1.1 Поляризаційні принципи діагностики біологічних тканин	8
1.2 Методи та системи для вимірювань азимутально незалежних азимутів, еліптичностей та фазових зсувів поляризаційних мап БТ.....	12
1.3 Методи та системи для вимірювання розподілів мюллер-матричних зображень та аналіз їх азимутальної інваріантності	16
1.4 Порівняння систем вимірювання мюллер-матричних інваріантів з інтелектуальним аналізом даних	25
1.5 Висновки за розділом 1	29
2 АРХІТЕКТУРА ІНФОРМАЦІЙНО-ВИМІРЮВАЛЬНОЇ СИСТЕМИ ЛАЗЕРНОЇ ПОЛЯРИМЕТРІЇ БІОЛОГІЧНИХ ШАРІВ З МЮЛЛЕР- МАТРИЧНИМИ ІНВАРІАНТАМИ.....	30
2.1 Технічні вимоги до ІВС та досліджуваних біологічних матеріалів	30
2.2 Методика вимірювання азимутально незалежних мюллер-матричних зображень біологічних тканин та їх комбінацій на структурі мюллер- поляриметра.....	31
2.3 Статистичний, кореляційний та вейвлет підходи до аналізу мюллер- матричних інваріант біологічних тканин	37
2.4 Розробка архітектури ІВС та удосконаленого методу лазерної поляриметрії біологічних шарів з мюллер-матричними інваріантами та інтелектуальним аналізом даних	42
2.5 Вибір методу побудови підсистеми ППР в ІВС	47
2.6 Висновки до розділу 2	51
3 ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНА РЕАЛІЗАЦІЯ ТА АПРОБАЦІЯ РОЗРОБЛЕНОЇ ІНФОРМАЦІЙНО-ВИМІРЮВАЛЬНОЇ СИСТЕМИ.....	52

3.1 Інформаційно-вимірювальна система для азимутально-інваріантної мюллер-поляриметричної мікроскопії БТ як модифікація макету багатопараметричної лазерної поляриметрії	52
3.2 Результати вимірювань та аналізу мюллер-матричних інваріантів зрізів міокарду при ішемії та гострій коронарній недостатності	56
3.3 Розробка вирішальних правил автоматизованого нечіткого діагностичного рішення в ІВС з мюллер-матричними інваріантами	59
3.4 Розробка програмних модулів аналізу мюллер-матричних інваріантів	68
3.5. Оцінка технічних характеристик розробленої ІВС при діагностиці міокарда	72
3.6 Висновки за розділом 3	75
4 ЕКОНОМІЧНА ЧАСТИНА	76
4.1 Проведення комерційного та технологічного аудиту науково-технічної розробки	76
4.2 Розрахунок узагальненого коефіцієнта якості розробки	80
4.3 Розрахунок витрат на проведення науково-дослідної роботи	81
4.4 Розрахунок економічної ефективності науково-технічної розробки при її можливій комерціалізації потенційним інвестором	92
4.5 Висновки до розділу 4	97
ВИСНОВКИ	98
СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ	99
ДОДАТКИ	104
Додаток А (обов'язковий) Протокол перевірки кваліфікаційної роботи	105
ДОДАТОК Б (Обов'язковий) Технічне завдання	106
Додаток В (обов'язковий) Ілюстративна частина	111
Додаток Г (обов'язковий) Лістинг програми статистичного та вейвлет аналізу поляризаційних зображень	118

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ СКОРОЧЕНЬ

БТ – біологічні тканини;

ІВС – інформаційно-вимірювальні технології;

ММЗ – мюллер-матричні зображення;

ПМ – поляризаційна мікроскопія;

БШ – біологічні шари;

ММІ – мюллер-матричні інваріанти;

ППР – правила прийняття рішень;

ХІ – хронічна ішемія;

СН – серцева недостатність;

СМ – статистичні моменти;

ГКН – гостра коронарна недостатність.

ВСТУП

Особливу увагу в сучасних дослідженнях приділяється розробці інформаційно-вимірювальних систем для азимутально-інваріантної Мюллер-поляриметричної мікроскопії біологічних тканин (БТ) [1-4]. Ці системи дозволяють отримувати повний набір поляризаційних параметрів зразка незалежно від його орієнтації, що підвищує точність і відтворюваність результатів. Використання поляриметричної мікроскопії, зокрема з застосуванням азимутально-інваріантних Мюллер-поляриметричних систем, для аналізу волокнистих і кристалічних структур надає можливість точно оцінювати вплив різних патологічних станів на тканини [5-8]. Зокрема, зміни у волокнистих структурах, таких як колаген та еластин, є важливими маркерами для діагностики. Такий підхід дозволяє детально досліджувати мікроскопічні зміни в тканинах, що є критичним для раннього виявлення та лікування захворювань [8-10].

У відомих системах [8], [11], розроблених в Чернівецькому національному університеті, на основі азимутально незалежної мюллер-поляриметрії застосовують для діагностики аналіз чотирьох матриць Мюллера $M_{11}, M_{14}, M_{41}, M_{44}$, отримуючи достовірність діагностики тканин міокарду на рівні 88%. При долученні до аналізу анізотропних властивостей БТ комбінацій різних елементів матриці Мюллера в автоматизованій системі азимутально незалежної мюллер-поляриметрії, розробленій у Вінницькому національному технічному університеті, досягають покращення діагностичних можливостей методу, в тому числі за рахунок автоматизованої підтримки прийняття рішення .

Очікується, що розширення арсеналу поляризаційно незалежних методів отримання мюллер-інваріантів БТ в інформаційно-вимірювальних системах в поєднанні із методами автоматизованого прийняття рішення дозволить покращити якість поляризаційної діагностики БТ.

Мета і задачі роботи. Метою магістерської кваліфікаційної роботи є покращення достовірності діагностування БТ в інформаційно-вимірювальній

системі та розширення її функціональних можливостей на основі розвитку методів вимірювання та інтелектуалізованого аналізу азимутально незалежних мюллер-інваріантів.

В магістерській кваліфікаційній роботі для досягнення поставленої мети необхідно вирішити такий перелік завдань:

- здійснити аналіз методів та вимірювальних систем на основі азимутальних поляризаційних інваріантів зображень БТ;
- розвинути методи вимірювання азимутально незалежних мюллер-інваріантів мікроскопічних зображень оптично тонких БТ шляхом розширення їх набору з багатопараметричним аналізом даних;
- удосконалити архітектуру інформаційно-вимірювальної системи лазерної поляриметрії біологічних шарів з мюллер-інваріантами, розширюючи її функціональні можливості;
- отримати вирішальні правила на основі мюллер-інваріантних зображень для диференціації в системі оптично тонких зрізів міокарда при ішемії та гострій коронарній недостатності;
- оцінити технічні характеристики методу та ІВС для азимутально-інваріантної мюллер-поляриметричної мікроскопії при діагностуванні БТ.

Об'єкт дослідження – процеси вимірювання та багатопараметричного аналізу азимутально незалежних ММЗ біозразків та їх комбінацій.

Предмет дослідження – методи та системи азимутально-інваріантної мюллер-поляриметричної мікроскопії біологічних тканин.

Методи досліджень. При виконанні роботи було застосовано методи системного аналізу, основ теорії поляризаційного випромінювання (вимірювання мюллер-інваріантів), алгоритмічних основ інформаційної техніки (блок-схеми методів вимірювальних алгоритмів), методи синтезу інформаційних структур (архітектура системи), статистичні методи, вейвлет-аналіз, кореляційні методи аналізу зображень та їх класифікації.

Наукова новизна отриманих результатів:

Отримали подальший розвиток методи вимірювання азимутально незалежних мюллер-матричних зображень біологічного шару з наступним статистичним та кореляційним аналізом при його діагностиці, які доповнено аналізом статистичних характеристик вейвлет-коефіцієнтів, визначених для нової комбінації мюллер-матричних інваріант та їх подальшої класифікації, що дозволяє покращити достовірність діагностичного методу.

Практична значущість отриманих результатів полягає в тому, що було удосконалено архітектуру інформаційно-вимірювальної системи для азимутально-інваріантної мюллер-поляриметричної мікроскопії біологічних тканин шляхом введення додаткових модулів: для визначення нової комбінації мюллер-інваріанти; для аналізу вейвлет-коефіцієнтів; для прийняття рішення. За рахунок цього були розширені функціональні можливості ІВС, а також покращено достовірність діагностики БТ.

Апробація результатів роботи.

Основні наукові та практичні результати магістерської кваліфікаційної роботи прийшли апробацію на ЛІІ Науково-технічній конференції факультету інформаційних електронних систем ВНТУ (м. Вінниця, 2023) та Міжнародній мультидисциплінарній інтернет-конференції «Світ наукових досліджень» (м. Тернопіль, 2024).

Публікації. За результатами роботи опубліковано дві тези доповіді в матеріалах ЛІІ Науково-технічної конференції факультету інформаційних електронних систем ВНТУ (м. Вінниця, 2023) [2] та в матеріалах Міжнародної мультидисциплінарної інтернет-конференції «Світ наукових досліджень» (м. Тернопіль, 2024) [35].

1 АНАЛІЗ МЕТОДІВ ТА ВИМІРЮВАЛЬНИХ СИСТЕМ НА ОСНОВІ АЗИМУТАЛЬНИХ ПОЛЯРИЗАЦІЙНИХ ІНВАРІАНТІВ МІКРОСКОПІЧНИХ ЗОБРАЖЕНЬ БІОЛОГІЧНИХ ТКАНИН

1.1 Поляризаційні принципи діагностики біологічних тканин

Поляризаційна мікроскопія (ПМ) є потужним інструментом для вивчення структури біологічних тканин (БТ), що ґрунтується на здатності виявляти анізотропні властивості матеріалів за допомогою поляризованого світла. Цей метод дозволяє аналізувати оптичні властивості тканин, такі як двоприменезаломлення, що є важливим для дослідження колагену та інших волокнистих структур.

Траєкторія електромагнітної лазерної хвилі при розповсюдженні в просторі та часі, яку описує кінець вектора електричної напруженості, називається поляризацією (рисунок 1.1).

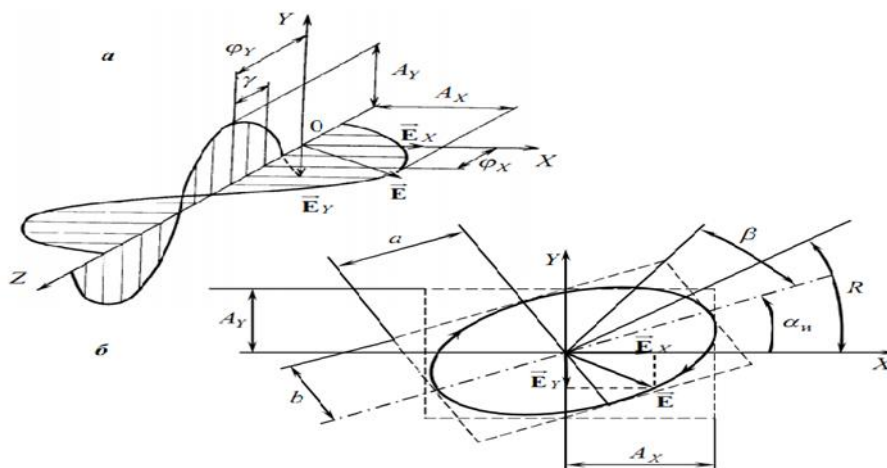


Рисунок 1.1 –Поляризація електромагнітної лазерної хвилі (а) та параметри еліптичної поляризації (б)

На рисунку 1.1 бачимо еліптичну поляризацію, яка задається азимутутом α та еліптичністю β поляризації, а також фазовим зсувом φ . У випадку представлення траєкторії поширення вектора напруженості лазерної хвилі у

вигляді прямої лінії маємо лінійний тип поляризації. Якщо ж форма траєкторії є колом, то маємо циркулярну (праву чи ліву) поляризацію.

При взаємодії поляризованого лазерного випромінювання з біологічними об'єктами важливим є та їх геометрична та оптична товщина, які дозволяють говорити про точне відтворення процесів, які відбуваються. Тому виділяють оптично тонкі біологічні шари, коефіцієнт екстинції яких становить 0,1. При такому його значенні доведено, що відбувається одноразова взаємодія фотону з атомами БТ. Це значить, що можливим буде точне моделювання зміни поляризаційних характеристик поля, перетвореного самим біологічним оптично тонким зразком. При вищих за 0,1 значеннях коефіцієнта екстинції у біологічних зразків їх вважають оптично товстими.

Далі будемо розглядати всі методи та інформаційно-вимірювальні системи (ІВС) для поляризаційного аналізу оптично тонких БТ.

ПМ широко застосовується для ранньої діагностики захворювань, таких як рак та фіброз, оскільки дозволяє детально оцінити структурні зміни в тканинах. Лазерна поляриметрія дозволяє виявляти зміни в оптичних поляризаційних характеристиках БТ при їх взаємодії із поляризованим зондувальним випромінюванням при значно менших геометричних розмірах структурних змін, які відбулись в досліджуваних БТ під час захворювань.

Таким чином, акцент на поляриметричній мікроскопії та розвиток спеціалізованих ІВС виправданий прагненням покращити якість діагностики та розширити наукові знання про структуру і функції біологічних тканин. ПМ також використовується для дослідження змін, що виникають у тканинах через запальні процеси або інші патологічні стани, що супроводжуються змінами у структурі тканинних структур [1].

На окрему увагу заслуговує операція стокс-параметричного картографування. Вона являє собою такий різновид мікроскопії поляризаційних зображень, який дозволяє вимірювати поляризаційні властивості БТ шляхом визначення чотирьох параметрів Стокса $S_1 - S_4$:

$$\begin{aligned}
S_1 &= I_0 + I_{90} = I_{45^\circ} + I_{135^\circ} = I_{\otimes} + I_{\oplus}, \\
S_2 &= I_0 - I_{90}, \\
S_3 &= I_{45^\circ} - I_{135^\circ}, \\
S_4 &= I_{\otimes} - I_{\oplus},
\end{aligned}
\tag{1.1}$$

де I_k – інтенсивність певного k – го типу поляризації ($k = \oplus, \otimes$ - це ліва та відповідна права циркуляції; $k = 0, 90, 45, 135$ - лінійні типи поляризації).

У випадку двовимірного картографування елементів вектора Стокса маємо чотири двовимірні розподіли його відповідних елементів в координатній площині (x, y) . Цей метод забезпечує створення поляризаційних мап, що надають детальну інформацію про оптичні властивості кожної точки зразка [2]. Картографування стокс-параметрів є надзвичайно корисним для аналізу структурних змін у тканинах, оскільки воно дозволяє побудувати повні поляризаційні мапи, які точно відображають поляризаційні характеристики матеріалу. Це є особливо важливим у випадку патологічних процесів, таких як розвиток пухлин або запальних станів, коли зміни в колагенових волокнах можуть бути індикаторами патології. Аналіз таких змін за допомогою поляризаційних мап дає змогу точно визначати стадії захворювання та оцінювати його прогрес.

Поляризаційні методи ефективно використовуються не тільки для аналізу твердих тканин, але й для дослідження рідких середовищ, таких як плазма крові та жовч [2, 3]. Ці методи дозволяють отримувати детальну інформацію про фізико-хімічні властивості рідин, що допомагає виявляти можливі патології. Наприклад, зміни в жовчі можуть вказувати на розвиток жовчнокам'яної хвороби або діабету, тоді як аналіз плазми крові допомагає виявляти запальні процеси або інші системні порушення [3]. Принцип поляризаційної мікроскопії полягає в зміні стану поляризації світла під час його проходження через анізотропні тканини. Ця зміна дозволяє вимірювати ключові параметри, такі як кут повороту поляризації, величину двопронезаломлення та дихроїзм. Такі вимірювання

дають змогу більш точно діагностувати патологічні зміни в тканинах, що є надзвичайно важливим при дослідженні раку та запальних захворювань [1]

Явище подвійного заломлення лазерного променя полягає в тому, що світловий промінь всередині кристалу розщеплюється на два незалежні промені.

На рисунку 1.2 бачимо, що перший, звичайний промінь, підпорядковується закону заломлення Снелліуса, і позначається як o . Незвичайний промінь e , на відміну від звичайного, не підпорядковується цьому закону (рис. 1.1, а).

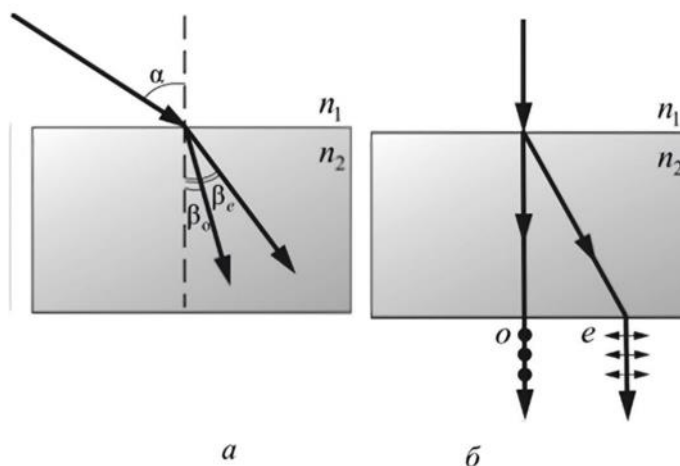


Рисунок 1.2 - Принципу подвійного заломлення променя при взаємодії з оптико-анізотропним середовищем : всередині кристалу (а); на виході з кристалу (б) [4]

Дослідження показали, що промені, показані на рисунку 1.2, є повністю поляризованими, причому поляризація кожного з них орієнтована в перпендикулярних напрямках. Площина коливань звичайного променя розташована перпендикулярно до головного перетину кристалу, тоді як площина незвичайного променя збігається з ним. При виході з кристала обидва промені продовжують поширюватися в одному напрямку, проте відрізняються поляризаційними характеристиками (рис. 1.2, б).

Показник подвійного двопроменезаломлення використовується для аналізу анізотропних властивостей БТ, що дозволяє виявляти зміни у їхній

структурі за допомогою поляризаційно- фазової мікроскопії [5] та визначення елементів матриці Мюллера досліджуваних БТ [5–8].

Мюллер-матричне картографування надає інформацію про поляризаційні властивості зразка, здійснюючи перетворення вхідного вектора Стокса $S_0^{(x,y)}$ у вихідний вектор $S_*^{(x,y)}$ за формулою

$$S_*^{(x,y)} = Z^{(x,y)} \times S_0^{(x,y)}, \quad (1.2)$$

де $Z^{(x,y)}$ - матриця Мюллера зразка БТ.

Поляризаційна мікроскопія постійно розвивається завдяки інтеграції з іншими методами візуалізації, такими як флуоресцентна мікроскопія та оптична когерентна томографія. Це дозволяє отримувати більш комплексну інформацію про структуру тканин, поєднуючи поляризаційні дані з даними про хімічний склад і молекулярну динаміку. Така інтеграція особливо корисна для досліджень у галузі онкології, де важливо не тільки виявляти структурні зміни, але й оцінювати молекулярні зміни в біологічних тканинах [9].

Сучасні дослідження також спрямовані на розвиток технологій автоматичного аналізу поляризаційних зображень. Використання штучного інтелекту для обробки великих обсягів даних, отриманих під час поляризаційної мікроскопії, дозволяє підвищити точність і швидкість діагностики. Це особливо важливо у випадках, коли необхідно аналізувати великі серії зразків, наприклад, при скрінінгу на онкологічні захворювання [1].

1.2 Методи та системи для вимірювань азимутально незалежних азимутів, еліптичностей та фазових зсувів поляризаційних мап БТ

Оцінка поляризаційних характеристик біологічних тканин є важливим інструментом для діагностики таких захворювань, як рак або нейродегенеративні хвороби. Поляризаційні мапи надають докладну інформацію про мікроструктурні зміни у тканинах, дозволяючи лікарям аналізувати стан тканин

на клітинному рівні. Основними параметрами, які оцінюються на таких мапах, є азимут, еліптичність та фазовий зсув. Ці параметри описують анізотропні властивості тканин, а їх азимутально незалежні розподіли виключають вплив орієнтації зразка, що підвищує точність діагностики [10].

В роботах [8, 10-12] описується метод лазерної поляриметрії для вимірювання азимутів та еліптичностей поляризації зображення БТ, який не залежить від того кута, під яким розташовано предметний столик зі зразком. Лазерне світло, що проходить через БТ, взаємодіє з її анізотропними структурами, створюючи поляризаційні мапи, які точно відображають зміни в структурі тканин.

Приклад системи для вимірювання азимутально інваріантних мап поляризації зображення БТ наведено на рисунку 1.3.

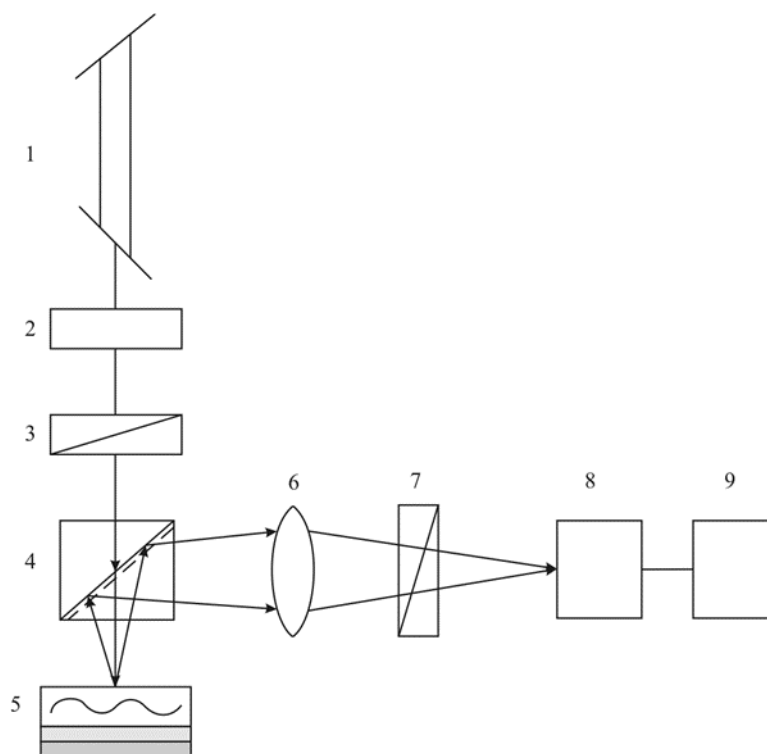


Рисунок 1.3 – Схема ІВС для прямого азимутально незалежного вимірювання азимута та еліптичності поляризації зображення БШ [13]

Лазер 1 випромінює світло, яке трансформується в циркулярно поляризоване при взаємодії із фазовою пластинкою 2. Азимут поляризації

опромінюючого пучка задається поляризатором 3. Призма 4 розділяє далі пучок на два види: освітлюючий і об'єктний пучки. Зображення тканинного зразка БТ 5 попадає на об'єктив 6 спочатку, а далі проходить аналізатор 7 і фіксується у площині камери 8. Значення інтенсивностей пікселів зображення БТ аналізується комп'ютером 9.

Статистичний аналіз азимутальних та еліптичних розподілів, який далі проводиться, допомагає виявляти аномалії у тканинах та оцінювати ступінь патологічних змін.

В роботі [14] крім статистичного аналізу було виконано ще й інтелектуальний аналіз даних у вигляді розробки нечітких моделей прийняття рішення в системі азимутально незалежної поляриметрії. Це призвело до суттєвого зростання достовірності діагностики патологій серцевого м'яза. Так, наприклад, отримано достовірність діагностики гострої коронарної недостатності та хронічної ішемії на рівні 95,2% при картографуванні азимутів поляризації БШ та 92,8% при картографуванні еліптичностей поляризації БШ в системі [14]. В указаній ІВС було використано метод азимутально інваріантного картографування параметрів еліпса поляризації: азимута та еліптичності. Дана ІВС на відміну від схеми, описаній в роботі [13], є автоматизованою не лише в процесі аналізу, але й в процесі вимірювання азимутів та еліптичностей.

Також параметр фазового зсуву є одним із найважливіших параметрів для аналізу поляризаційних характеристик тканин. Він визначається як різниця у фазах між двома компонентами поляризованого світла після його проходження через анізотропний матеріал, наприклад, БТ. Цей параметр дозволяє виявляти тонкі структурні зміни, які можуть свідчити про патологічні процеси, такі як пухлини або фіброз. Фазовий зсув також надає цінну інформацію про молекулярні зміни, що є важливим для ранньої діагностики.

Фазові зсуви в кожному пікселі мапи можна визначити на основі прямого та опосередкованого методу вимірювання в системі поляриметрії БШ.

Так, в роботах [15–17] детально розглянуто метод прямого вимірювання мапи фазового зсуву такого об'єкту як плазма крові, що використовувалась при діагностиці захворювань грудних залоз.

Відповідна ІВС наведена на рисунку 1.4.

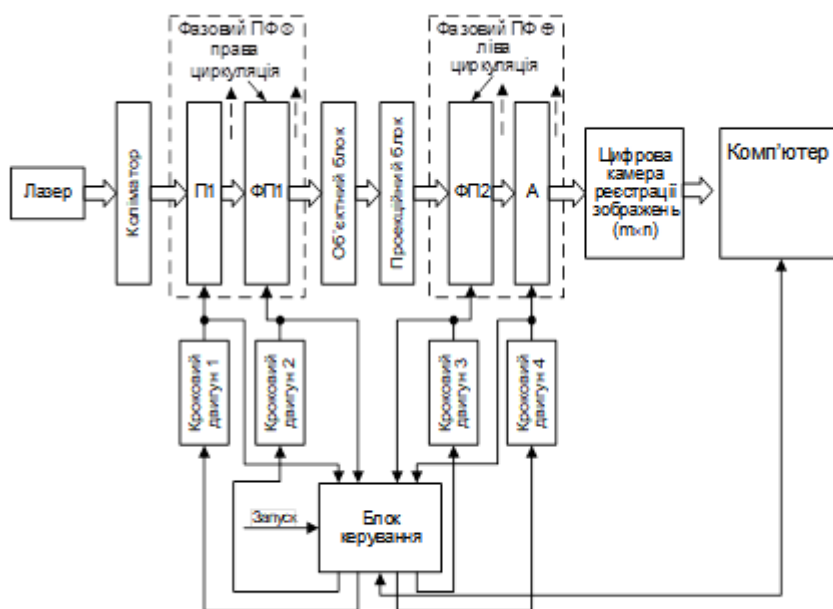


Рисунок 1.4 – Структурна схема ІВС прямого вимірювання фазових мап [8]

Схема ІВС має традиційні блоки, серед яких важливе місце мають фазові поляризаційні фільтри для двох типів схрещеної поляризації: ПФ $\otimes$ правої циркуляції та ПФ $\oplus$ лівої циркуляції.

При такому їх розташуванні лазерний пучок, що пройшов через ПФ $\otimes$, досліджуваний зразок в об'єктному блоці, об'єктів в проекційному блоці та ПФ $\oplus$, буде мати інтенсивність $I(x, y)$ поляризаційно відфільтрованого зображення БШ, що записується камерою. За цією інтенсивністю маємо обчислювати в комп'ютері фазовий зсув $\delta(x, y)$

$$\delta(x, y) = \arccos(I(x, y))^{1/2}. \quad (1.3)$$

Далі також ведеться статистичний та кореляційний аналіз цих параметрів.

Азимутально незалежні вимірювання фазових зсувів дозволяють отримувати більш точні дані, оскільки виключається вплив орієнтації зразка на результати вимірювань.

Проте азимутально інваріантні мапи $\alpha(m,n), \beta(m,n)$ несуть основну інформацію опосередковано про досліджуваний об'єкт завдяки дослідженню поляризаційних характеристик оптичного поля випромінювання, пройденого через БШ. Тому є потреба зупинитись на вимірюванні характеристик самого досліджуваного БШ, що можна зробити за допомогою розгляду вимірювань елементів матриці Мюллера [18-20] зразків, що були досліджені.

1.3 Методи та системи для вимірювання розподілів мюллер-матричних зображень та аналіз їх азимутальної інваріантності

1.3.1 Принципи мюллер-матричної зображувальної діагностики біологічних тканин

Як видно із формули (1.2) вплив вплив біологічного шару, який досліджується, на параметри випромінювання характеризує матриця Мюллера $Z(4 \times 4)$. Її властивості не залежать від параметрів вхідного лазерного випромінювання. Саме тому можна чітко визначити і відокремити характеристики випромінювання від оптико-анізотропних властивостей БШ.

Вимірювання матриці Мюллера, що описує властивості досліджуваного об'єкту і не залежить від поляризації вхідного випромінювання, називають оберненою поляриметричною задачею [18]. Крім процесу вимірювання важливим є аналіз отриманої матриці Мюллера. Вона в собі містить інформацію про оптико-анізотропні властивості того зразка, який досліджують.

На рисунку 1.5 бачимо структурну схему ІВС для вимірювання локальної матриці Мюллера зразка. Тобто вимірюють лише в конкретній точці об'єкта матрицю із 16 елементів. Тут є зондуєчий та приймальний канали, джерело та детектор.

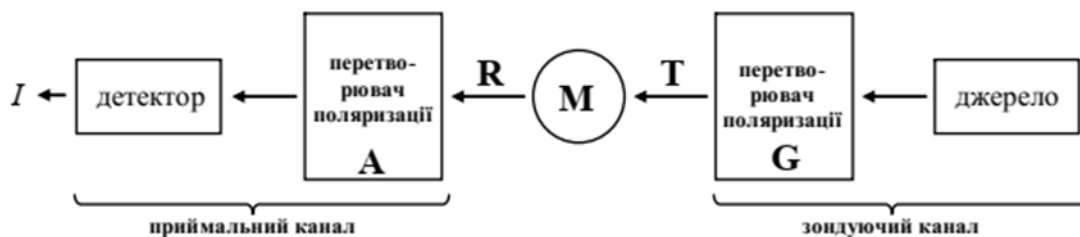


Рисунок 1.5 – Структурна схема вимірювання локальної матриці Мюллера

В тому випадку, коли в кожній точці досліджуваної БТ, яка дискретизована в координатній площині (X , Y), визначити матрицю Мюллера, а потім провести впорядкування відповідних її елементів в межах координатної площини, то можна отримати розподіли 16 двовимірних елементів матриці Мюллера БТ.

В схемі на рисунку 1.5 бачимо окремий детектор, який може бути фотодіодом, який фіксує інтенсивності поляризаційно відфільтрованих сигналів. Якщо в схемі буде цифрова камера, то можна буде фіксувати відразу двовимірні розподіли інтенсивностей, що були відфільтровані за необхідним типом поляризації. Цей принцип використовується в ІВС зображувальної полриметрії.

Приклад класичної схеми зображувального мюллер-поляриметра бачимо на рисунку 1.6 [21].

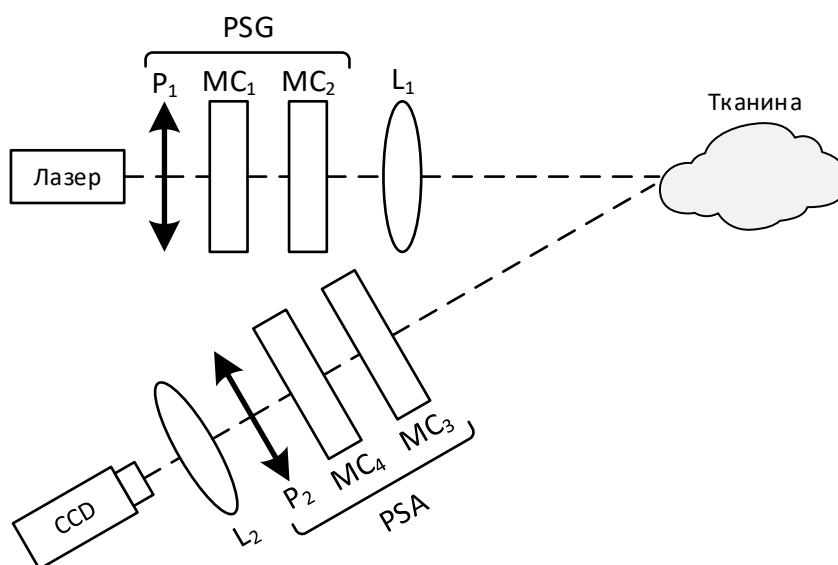


Рисунок 1.6 – Структурна схема ІВС зображувальної мюллер-поляриметрії

Структурна схема на рисунку 1.6 містить елементи: поляризаційні пластинки P_1, P_2 ; L_1, L_2 лінзи; чотири модулятора $MC_1 - MC_4$, лазер та камеру.

В цій схемі використовують модулятори світла, які покращують точність вимірювання матриць Мюллера, і є рідкокристалічними.

Елементи матриці Мюллера оптико-анізотропного тканинного шару мають такий вигляд :

$$M^{(x,y)} = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & m_{22}^{(x,y)} & m_{23}^{(x,y)} & m_{24}^{(x,y)} \\ 0 & m_{32}^{(x,y)} & m_{33}^{(x,y)} & m_{34}^{(x,y)} \\ 0 & m_{42}^{(x,y)} & m_{43}^{(x,y)} & m_{44}^{(x,y)} \end{pmatrix}. \quad (1.4)$$

Вони можуть бути обчислені в такому вигляді . як подано на рисунку 1.7.

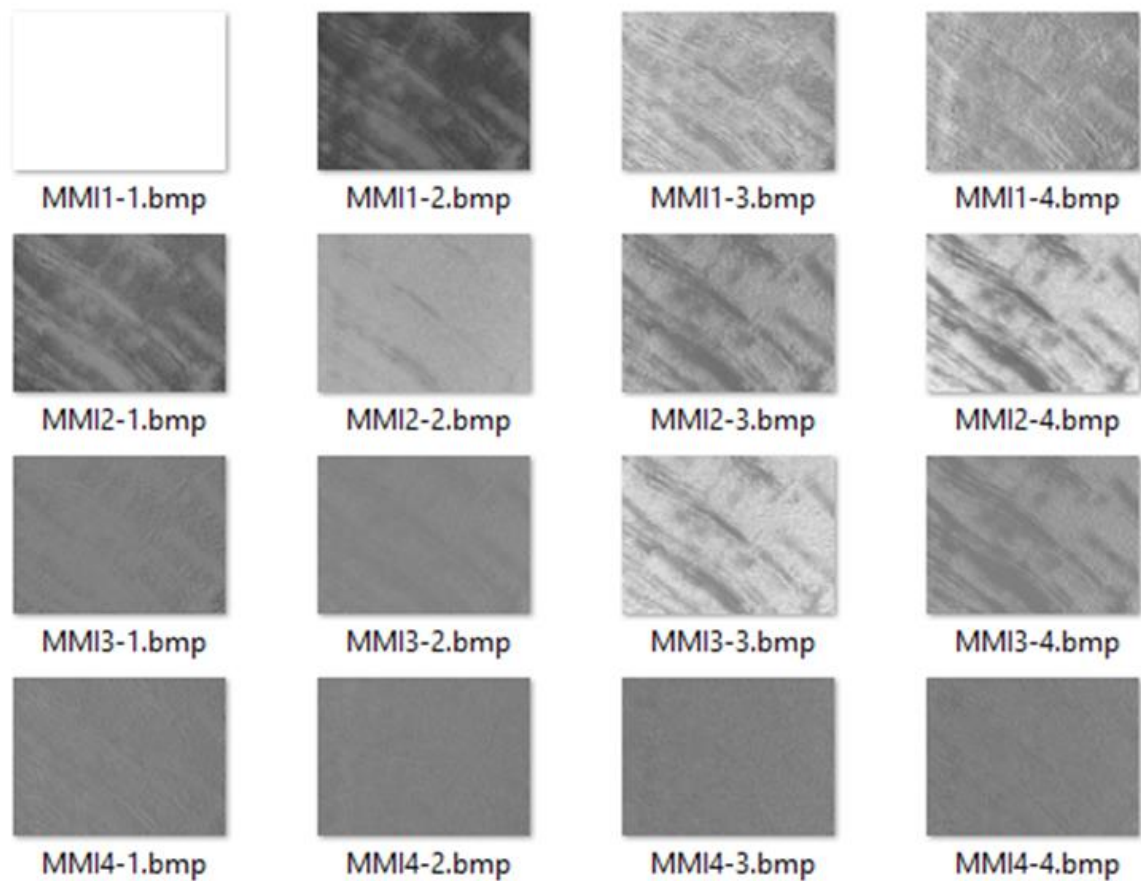


Рисунок 1.7 – Розподіли 16 зображень елементів матриці Мюллера БШ

Такі двовимірні розподіли елементів матриці Мюллера вимірюються системою, структурна схема якої показана нижче на рисунку 1.8 [22].

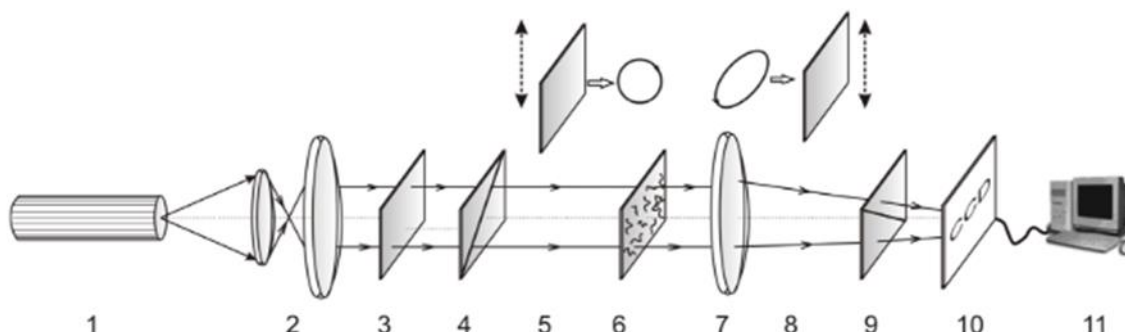


Рисунок 1.8 – Структурна схема ІВС з неавтоматизованим вимірюванням та комп'ютерним обробленням двовимірних елементів матриць Мюллера [22]

В схемі, що на рисунку 1.8, застосовують лазерне випромінювання гелій-неонового лазера 1. З нього утворюють колімований пучок коліматором 2. Далі на шляху плоскопаралельного променя з'являється оптика: поляризатор 4 і аналізатор 9, фазові пластинки 3, 5 та 8. Пройшовши через них та зразок 6 пучок потрапляє на камеру 10, з'єднану інтерфейсом з комп'ютером 11.

Отримавши за допомогою певного алгоритму необхідні інтенсивності поляризаційно відфільтрованих зображень в ІВС на рисунку 1.7 обчислюють 16 двовимірних елементів матриці Мюллера. Далі проводять статистичний та кореляційний аналіз цих елементів, за яким судять про фізіологічний стан досліджуваних БШ,

Основний недолік схеми полягає у відсутності автоматизованих вимірювань та в обмежених функціональних можливостях, адже в схемі відсутні також можливості автоматизованого прийняття рішення. Також всі класичні вимірювання проводяться з урахуванням залежності результатів вимірювань матриць Мюллера від кута повороту зразка 6 відносно напрямку променя від лазера 1.

На наступному рисунку 1.9 показано, як побудована ІВС на основі мікроскопа для вимірювання матриць Мюллера волосяних фолікулів шкіри [23]

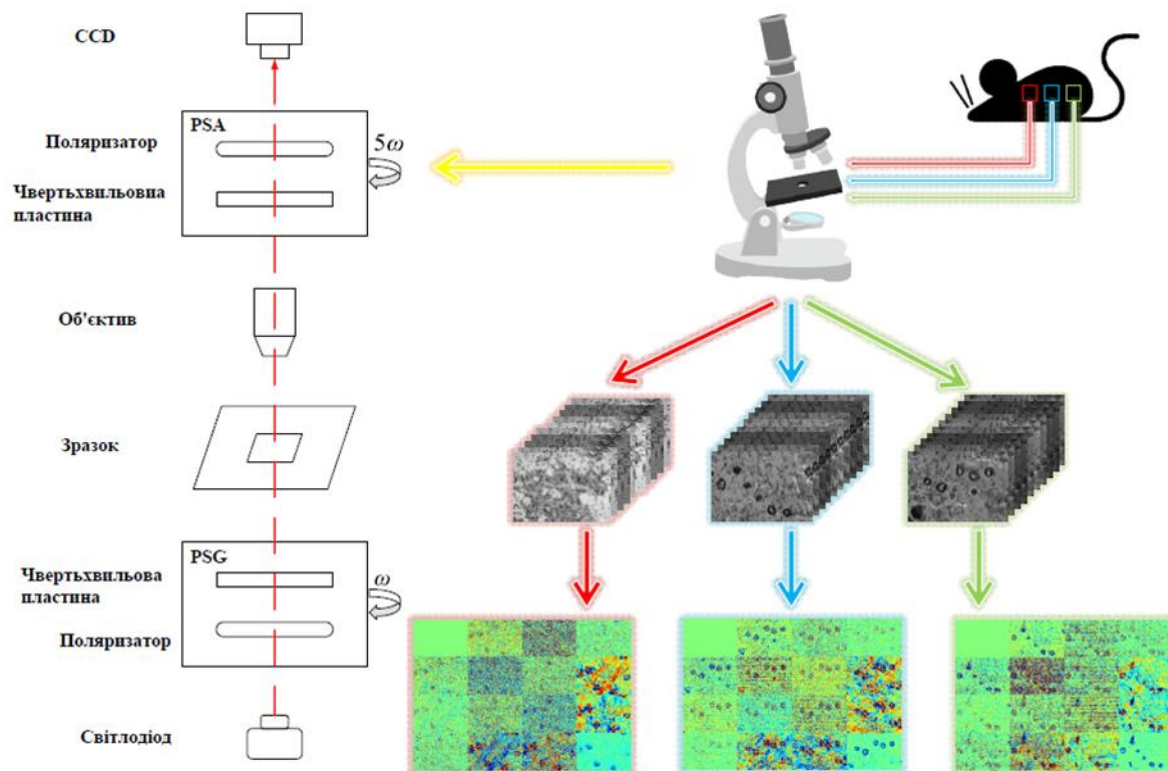


Рисунок 1.9 – ІВС для вимірювання матриць Мюллера на основі мікроскопа [23]

Схема працює на трьох довжинах хвиль. Бачимо, що набір матриць Мюллера 1 виміряно на довжині хвилі червоного випромінювання; набір матриць Мюллера 2 та 3 виміряно на довжині хвилі червоного та відповідно зеленого випромінювання лазера.

Важливо, що далі було проведено класифікацію зображень матриць Мюллера автоматизовану методом k-means [23], результат якої наведено на рисунку 1.10.

Відсутність автоматизації вимірювань в схемі ІВС на рисунку 1.8 та відсутність системи підтримки прийняття рішення, при виконанні класифікаційного аналізу є основними недоліками системи на рисунку 1.8. Крім

того, наведена ІВС також не є інваріантною до повороту опромінюючого лазерного променя .

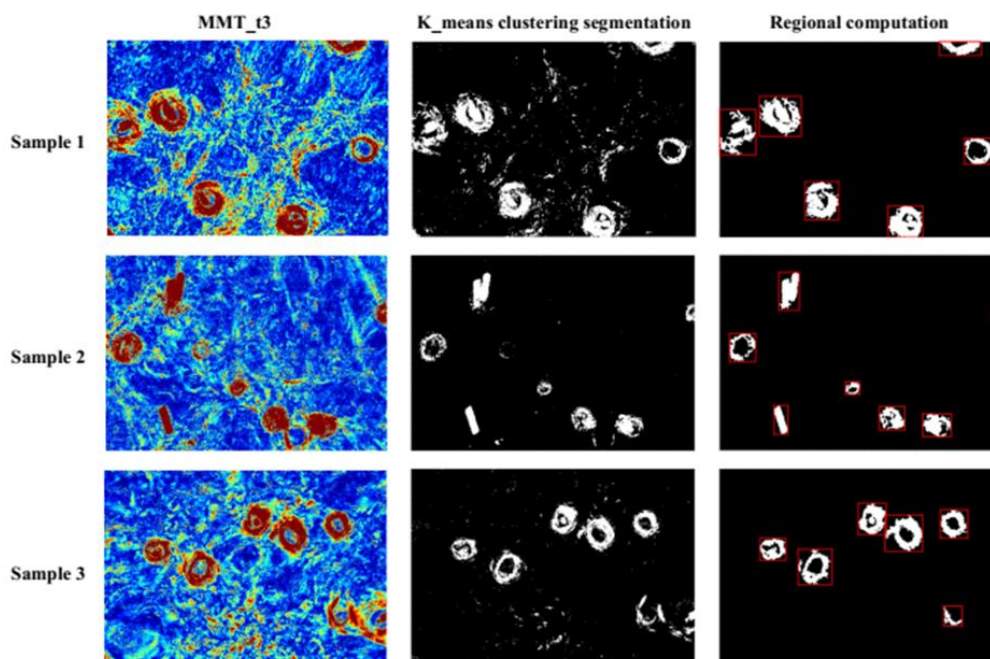


Рисунок 1. 10 – Автоматизована класифікація в ІВС на основі мікроскопа

Серед ІВС для визначення розподілів елементів матриці Мюллера слід виділити системи, які дозволяють отримати 3D мюллер-матричні зображення. Приклад такої системи наведено на рисунку 1.11 [24].

Її особливість полягає у поєднанні принципів поляриметрії та інтерферометрії, які дали свої переваги в точності обчислень та зручності візуалізації результатів.

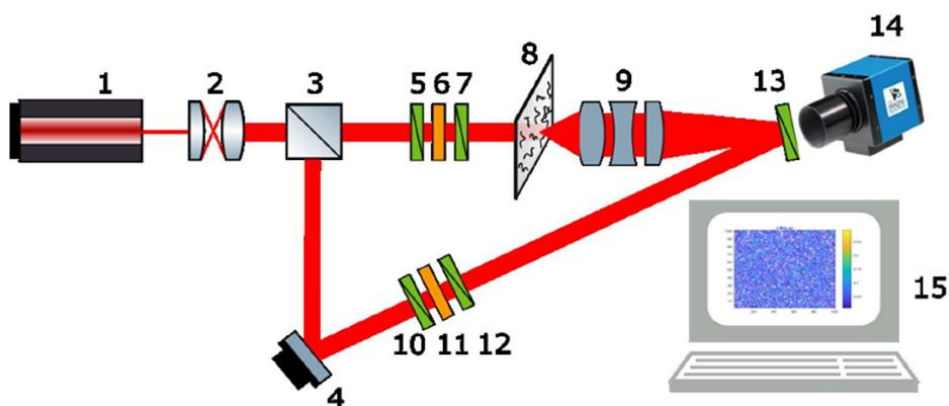


Рисунок 1.11 – Приклад ІВС для вимірювання 3D мюллер-матричних зображень

Структурна схема IBC на рисунку 1.11 має додатково введені елементи, яких не було в схемі поляриметрів, які розглянуто раніше. Це відбивне дзеркало 4 та додатково введенні поляризатори, яких тепер є п'ять елементів під номерами 5, 7, 10, 12 і 13.

Проте основним недоліком IBC є відсутність автоматизації процесу вимірювань. Процес аналізу виконує в системі комп'ютер, який реалізує статистичну та кореляційну обробку виміряних розподілів елементів матриці Мюллера, проте підтримки прийняття рішення немає в цій IBC.

1.3.2 Мюллер-матричні інваріанти

У сучасній науці мюллер-матричні інваріанти є ключовими інструментами для аналізу змін у структурі біологічних тканин, незалежно від орієнтації зразка або умов освітлення. Вони забезпечують можливість отримання об'єктивних, кількісних оцінок поляризаційних властивостей, таких як деполаризація і подвійне променезаломлення. Оскільки ці параметри не залежать від зовнішніх умов, мюллер-матричні інваріанти використовуються для точного картографування тканин і діагностики різних патологічних станів у медицині. Однією з найбільших переваг використання мюллер-матричних інваріантів є їх здатність надавати результати, незалежні від зовнішніх факторів, що дозволяє забезпечити високу точність у діагностичних процедурах. Це особливо корисно для відстеження навіть незначних змін у поляризаційних характеристиках, що важливо для моніторингу захворювань. У медицині, зокрема в офтальмології та онкології, мюллер-матричні інваріанти допомагають виявляти зміни на ранніх стадіях захворювань, що дозволяє вчасно розпочати лікування. Поляризаційні мапи, створені на основі мюллер-матричних інваріантів, використовуються для високоточних вимірювань і картографування біологічних тканин. У галузі офтальмології вони дозволяють виявляти зміни в рогівці, що важливо для правильного планування лікування. В онкології мюллер-матричні інваріанти застосовуються для діагностики пухлинних утворень, а в хірургії — для

контролю ефективності лікування і планування хірургічних втручань. Це робить їх універсальним і важливим інструментом у багатьох медичних сферах [25].

Процес визначення мюллер-матричних інваріантів включає декілька важливих етапів. Першим кроком є отримання мюллер-матриці, яка описує всі можливі зміни поляризаційного стану світла після його взаємодії з досліджуваним об'єктом. Після цього застосовуються методи декомпозиції матриці, що дозволяють виділити окремі поляризаційні ефекти. Для цього часто використовуються такі методи, як декомпозиція стокс-параметрів [26]. В свою чергу ця декомпозиція матриці Стокса дозволяє отримати інваріантні характеристики, які не залежать від умов освітлення або орієнтації зразка, що є особливо важливим для дослідження біологічних тканин, які мають складну анізотропну структуру.

Застосування мюллер-матричних інваріантів у діагностиці різних захворювань дозволяє отримати детальну інформацію про оптичні властивості тканин, що неможливо за допомогою інших методів. У клінічній практиці інваріанти використовуються для аналізу структурних змін у тканинах, які можуть свідчити про розвиток патологічних процесів. Одним із основних застосувань інваріантів є онкологічна діагностика, де інваріанти деполяризації використовуються для виявлення ракових утворень у ранніх стадіях. Ракові клітини мають іншу поляризаційну відповідь порівняно зі здоровими тканинами, і зміна деполяризаційного індексу може бути індикатором присутності пухлинних процесів [27]. Крім того, інваріанти подвійного заломлення променів можуть бути використані для оцінки змін у сполучній тканині, що супроводжує розвиток різних небезпечних захворювань.

Також мюллер-матричні інваріанти дозволяють провести досить детальний аналіз структурних змін у біологічних тканинах, які супроводжують розвиток різних патологій. Наприклад, у випадку діагностики раку молочних залоз, поляризаційний аналіз тканин на основі інваріантів може допомогти виявити аномальні зміни у волокнах колагену, які оточують пухлину [28]. Це дозволяє не

тільки ідентифікувати наявність пухлинних процесів, але і оцінити ступінь їх розвитку та вплив на навколишні тканини.

В роботі [29] показано, що серед всіх мюллер-матричних елементів існує 4 інваріантних до кута повороту зонduючого променя елементи $M_{11}, M_{14}, M_{41}, M_{44}$.

Також інваріантними є так звані «суперпозиції» мюллер-матричних зображень [29], позначені як

$$A = M_{22} + M_{33} \quad (1.5)$$

$$B = M_{23} - M_{32}. \quad (1.6)$$

В роботі [30] показано, що інваріантами є такий параметр, як довжини векторів, який обчислюється, використовуючи певні елементи матриці Мюллера, за формулами

$$\begin{aligned} V_{12+13}(x, y) &= \sqrt{m_{12}(x, y)^2 + m_{13}(x, y)^2}, \\ V_{21+31}(x, y) &= \sqrt{m_{21}(x, y)^2 + m_{31}(x, y)^2}, \\ V_{42+43}(x, y) &= \sqrt{m_{42}(x, y)^2 + m_{43}(x, y)^2}, \\ V_{24+34}(x, y) &= \sqrt{m_{24}(x, y)^2 + m_{34}(x, y)^2}, \end{aligned} \quad (1.7)$$

Всі вищенаведені мюллер-матричні інваріанти були реалізовані, наприклад, на структурі ІВС, зображеній на рисунку 1.8, основні недоліки якої вже були описані раніше.

Крім того, варто розглянути схему системи, наведеної на рисунку 1.12, описану в роботі [31]. Зазначена ІВС використовує в своєму складі гелій-неоновий лазер з довжиною хвилі 0,633 мкм. В системі є схрещений аналізатор та поляризатор та фазові ФП1, ФП2 пластинки. Крокові двигуни КД1-КД3 регулюють переміщеннями та поворотами оптичних елементів. Це свідчить про автоматизацію вимірювань в системі. Використання камери типу ПЗЗ дозволяє реєструвати відразу поляризаційно перетворені зображення зразку, які надходять до комп'ютера.

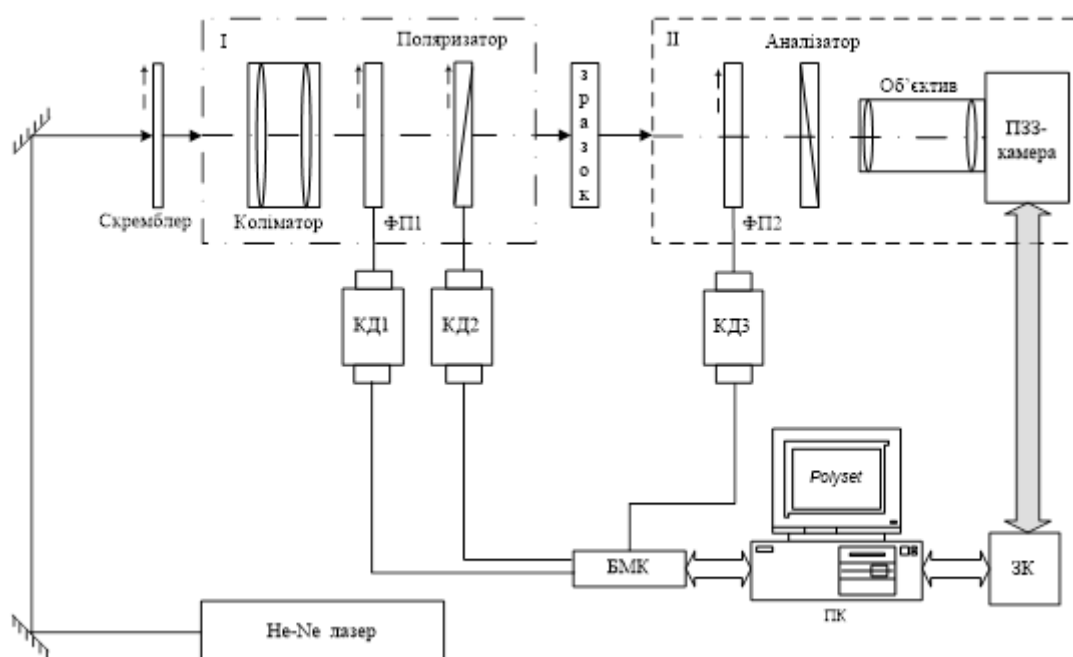


Рисунок 1.12- Схема автоматизованої ІВС для вимірювання окремих інваріантних елементів матриці Мюллера [31]

Проте в ІВС на рисунку 1.12 за умови використання обробки елементів матриці Мюллера за Клаудом, відсутня автоматизована підтримка прийняття рішення при діагностиці зразків. Це звужує область її застосування.

1.4 Порівняння систем вимірювання мюллер-матричних інваріантів з інтелектуальним аналізом даних

Системи вимірювання мюллер-матричних інваріантів (ММІ) розвиваються паралельно з методами автоматизованого аналізу даних, які дозволяють підвищити точність і достовірність діагностичних результатів. Використання таких технологій, як машинне навчання, дозволяє розробляти високоточні алгоритми, які класифікують дані й підтримують лікарів у процесі прийняття рішень. Машинне навчання, вбудоване в мюллер-матричні системи, зробить можливим автоматичний аналіз даних і забезпечує точну оцінку патологічних змін у тканинах. Це значно знижує ймовірність людської помилки, підвищує точність діагностики й прискорює процес. Такі системи здатні аналізувати

інформацію з високою швидкістю, допомагаючи лікарям отримувати точні результати та швидше призначати лікування.

Інтелектуальні системи також спрощують обробку великих обсягів даних, що робить діагностику більш ефективною. Ці технології дозволяють проводити класифікацію та виявляти найменші відхилення у структурі тканин, підвищуючи надійність результатів. Крім того, вони здатні підтримувати прийняття рішень, допомагаючи лікарям проводити стандартизовану діагностику, що є критично важливим у сучасній медичній практиці.

Для того щоб зрозуміти переваги і недоліки різних систем вимірювання мюллер-матричних інваріантів, інтегрованих з інтелектуальними алгоритмами, у таблиці 1.1 наведемо порівняння таких систем за основними параметрами. Наведені системи застосовувались для діагностики захворювань різних органів на основі ММІ досліджуваних біологічних зрізів.

Таблиця 1.1- Основні характеристики ІВС для азимутально інваріантної Мюллер-поляриметрії БШ при диференціації захворювань

Назва ІВС	Функціональні можливості по вимірюванню	Методи аналізу ММІ	Методи класифікації ММІ та ППР	Достовірність діагностики
Система визначення Мюллер-матричних інваріантів, ЧНУ [29] - прототип	Вимірювання $M_{11}, M_{14}, M_{41}, M_{44}$	Статистичні, кореляційні моменти 1-го-4-го порядків ММІ	Відсутні	88% (диференціація захворювань міокарду ІХС та ГКН)
Автоматизована система визначення інваріантних «суперпозицій» ММІ [30]	Вимірювання сум та різниць окремих елементів	Статистичний, кореляційний та спектральний аналіз	Наявні нечіткі правила прийняття рішень	Діагностика шийки матки: від 96,1% до 98% в залежності від інформативного параметру

До функціональних можливостей системи для визначення мюллер-матричних інваріантів, розробленої Чернівецьким національним університетом (ЧНУ), входить вимірювання ММІ як окремих розподілів елементів матриць Мюллера $M_{11}, M_{14}, M_{41}, M_{44}$ та їх подальший статистичний та кореляційний аналіз.

При експериментальній диференціації за допомогою цієї системи (рисунок 1.7) таких захворювань міокарду як гостра коронарна недостатність (ГКН) та ішемічна хвороба серця (ІХС) на основі аналізу статистичних та кореляційних характеристик поляриметричних мюллер-матричних інваріант отримано достовірність 88% [29].

Автоматизована система визначення інваріантних «суперпозицій» ММІ [30] має загальну структуру, яка наведена на рисунку 1.13.

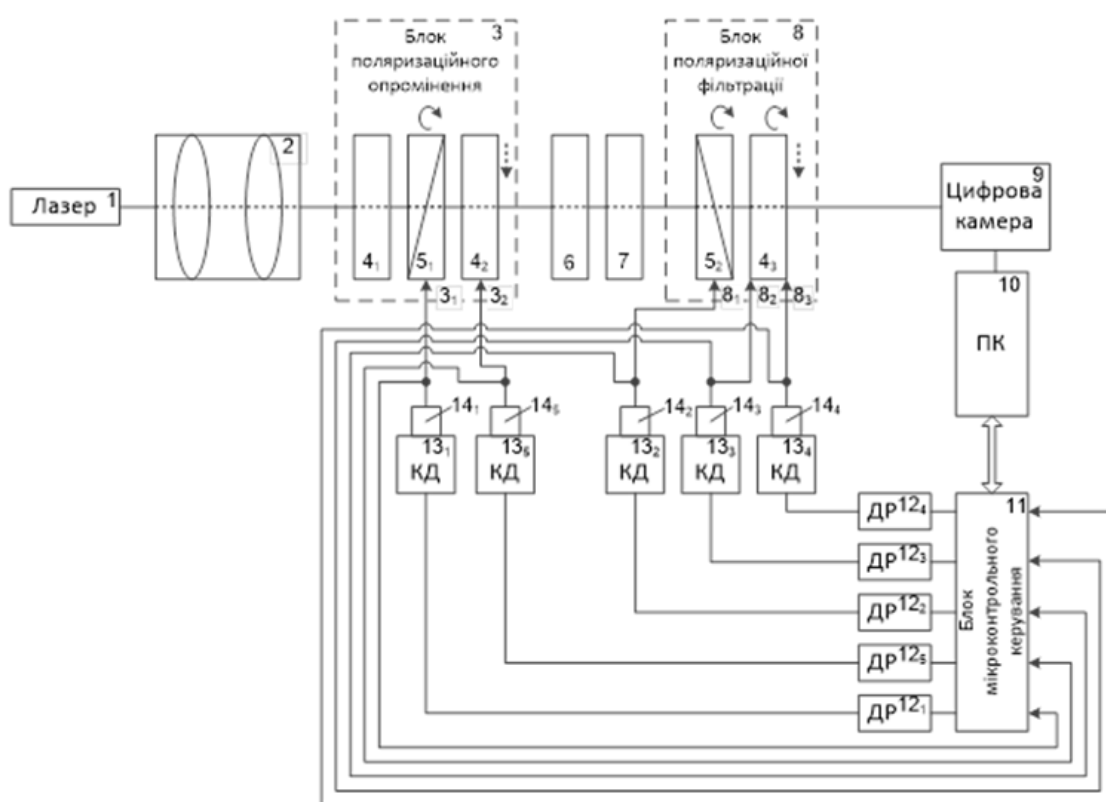


Рисунок 1.13 - Автоматизована система визначення інваріантних «суперпозицій» ММІ [30]

Автоматизована система на рисунку 1.13 містить блок мікроконтролерного керування, який регулює роботу механізмів, за допомогою яких змінюється положення оптичних компонентів. Це сприяє покращенню точності вимірювань в ІВС. Проте основна перевага схеми концентрується в роботі інтелектуалізованої комп'ютерної системи, яка здійснює обробку та аналіз вимірних MMI та формує рекомендоване рішення про діагноз для лікаря.

Серед відомих методів підтримки прийняття рішення (ППР) центральне місце посіли методи машинного навчання [32], нейронні мережі, методи дерев рішень та нечітка логіка.

В даній схемі застосовують принципи нечіткої логіки, за допомогою яких отримали нові моделі для прийняття рішення в системі на основі поляриметричних вимірювань MMI у вигляді «суперпозицій» вигляду (1.5) та (1.6). Але експериментальні зразки взято з тканини шийки матки, тому порівнювати за показниками достовірності обидві системи, наведені в таблиці 1.1, є некоректним, проте можна говорити про виявлені тенденції.

Як видно із таблиці, ці приклади демонструють, що інтелектуальні системи можуть значно підвищити точність діагностики та точніше класифікувати складні оптичні властивості біологічних тканин, що зменшує кількість помилок при діагностиці, але водночас через це мають певні технічні обмеження, які потребують подальшого вдосконалення.

Інтелектуальний аналіз даних дозволяє автоматизувати процес обробки поляризаційних зображень і підвищити точність діагностики. Наприклад, методи класифікації на основі дерев рішень, що використовуються у системах мюллер-матричної поляриметрії, дозволяють автоматично визначати ознаки патологічних станів на основі аналізу поляризаційних параметрів тканин. За допомогою таких алгоритмів можна виділити найбільш інформативні параметри MMI і використовувати їх для точного визначення типу патології. Тому впровадження інтелектуального аналізу даних у системи мюллер-матричної діагностики дозволяє значно покращити точність діагностичних процедур.

Основні переваги використання таких підходів включають:

- автоматизацію обробки даних. Інтелектуальні системи дозволяють автоматично обробляти великі масиви поляризаційних зображень і виділяти найважливіші інваріанти для подальшого аналізу. Це скорочує час, необхідний для ручної інтерпретації результатів, і зменшує ймовірність людської помилки;
- покращення точності діагностики. Алгоритми машинного навчання, які використовуються для аналізу мюллер-матричних інваріантів, дозволяють підвищити точність діагностики до 95%. Це досягається за рахунок використання методів класифікації, таких як дерева рішень, методи опорних векторів (SVM), та нейронні мережі. Такі алгоритми дозволяють ідентифікувати найважливіші ознаки патологічних змін у тканинах і проводити точну класифікацію;
- зниження суб'єктивності у діагностиці. Однією з основних проблем традиційної діагностики є суб'єктивність у прийнятті рішень лікарями. Використання автоматизованих алгоритмів дозволяє знизити цю суб'єктивність і забезпечити стандартизацію діагностичних процедур, що особливо важливо в умовах масового скринінгу.

1.5 Висновки за розділом 1

У цьому розділі було детально проведено аналіз поляризаційних методів, з особливою увагою до інформаційно-вимірювальної системи для азимутально-інваріантної Мюллер-поляриметричної мікроскопії біологічних тканин.

Визначено аналоги до системи, яка розробляється. Встановлено, що інтеграція ІВС з сучасними технологіями обробки даних та аналізу мюллер-матричних зображень, зокрема з алгоритмами штучного інтелекту та машинного навчання, відкриває абсолютно нові можливості для автоматизації та оптимізації діагностичних процедур з підвищенням рівня діагностики захворювань.

2 АРХІТЕКТУРА ІНФОРМАЦІЙНО-ВИМІРЮВАЛЬНОЇ СИСТЕМИ ЛАЗЕРНОЇ ПОЛЯРИМЕТРІЇ БІОЛОГІЧНИХ ШАРІВ З МЮЛЛЕР-МАТРИЧНИМИ ІНВАРІАНТАМИ

2.1 Технічні вимоги до ІВС та досліджуваних біологічних матеріалів

У межах цієї роботи досліджуваними об'єктами є зрізи біологічної тканини, а саме м'язової тканини міокарда. Геометрична товщина подібних зрізів має становити близько 0,1 мм для забезпечення однозначного зв'язку між оптичними властивостями тканини та її параметрами поляризаційного поля. Під час процесу приготування зразків потрібно уникати фарбування або парафінування, проте допускається їх заморожування. Такий підхід спрямований на збереження природних оптичних характеристик зрізу для аналізу у системі поляризаційного картографування.

Із точки зору оптичних властивостей, структура зрізу м'язової тканини може розглядатись як поєднання аморфних і кристалічних компонентів. Протеїнові волокна, такі як міофібрили, демонструють властивості одноосних кристалів з подвійним променезаломленням. Визначення зв'язку між морфологічними змінами в тканині, викликаними патологічними процесами, і вимірними параметрами мюллер-матричних зображень (ММЗ) дозволяє нам створити об'єктивну основу для її діагностики.

Основними вимогами до інформаційно-вимірювальної системи лазерної мюллер-поляриметрії, яка розробляється в цій роботі, є такі:

- призначення системи: це забезпечення вимірювання азимутально-інваріантних мюллер-матричних зображень зрізів біологічних тканин із подальшим інтелектуальним аналізом для діагностики різних патологій.

- характеристики лазера: напівпровідниковий лазер із довжиною хвилі $\lambda = 0,632$ мкм;

- допустима похибка вимірювань: не більше 7%;

- результати вимірювань: двовимірні розподіли елементів матриці Мюллера та їх комбінацій, які не будуть залежати від орієнтації зразка щодо напрямку дії лазерного променя;

- аналіз даних: розробка алгоритмів статистичного і кореляційного аналізу мап ММЗ та вейвлет аналіз з можливістю їх класифікації.

Для досягнення вищезазначених цілей буде вдосконалено методику азимутально-інваріантної лазерної поляриметрії. Вдосконалений метод включатиме у себе багатопараметричний аналіз ММЗ із використанням статистичних та кореляційних характеристик. В свою чергу результати аналізу інтегруватимуться у модуль підтримки прийняття діагностичних рішень на основі нечіткої логіки, що дозволить підвищити ефективність та точність цієї системи.

2.2 Методика вимірювання азимутально незалежних мюллер-матричних зображень біологічних тканин та їх комбінацій на структурі мюллер-поляриметра

Відомо із розділу 1, що шістнадцять ММЗ (рисунок 1.7), сформованих у вигляді відповідних двовимірних матриць однойменних елементів $m_{ij} (i=1:4; j=1:4)$, визначених для кожної точки площини перерізу досліджуваного тканинного об'єкта, надають достатньо інформації про його орієнтаційну та фазову будову.

Так, на рисунку 2.1 показано зріз БТ, де виокремлена окрема фібрила, наприклад, м'язової тканини, яка має в окремій точці проведену дотичну, що розташована під певним кутом до горизонтальної координатної осі. Величина цього кута позначається як кут орієнтації фібрили $\rho(x, y)$.

Знаємо, що кожна фібрила БТ має своє значення показника двопронезаломлення (рисунок 2.2), який пов'язаний із значенням фазового зсуву $\delta(x, y)$ в кожній точці перерізу БТ.

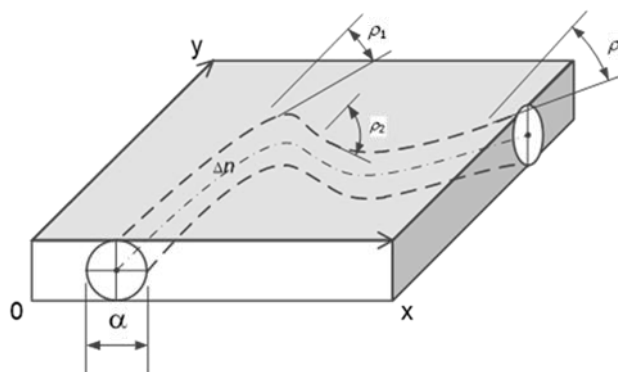


Рисунок 2.1 – Зображення кутів орієнтацій фібрили в різних її точках

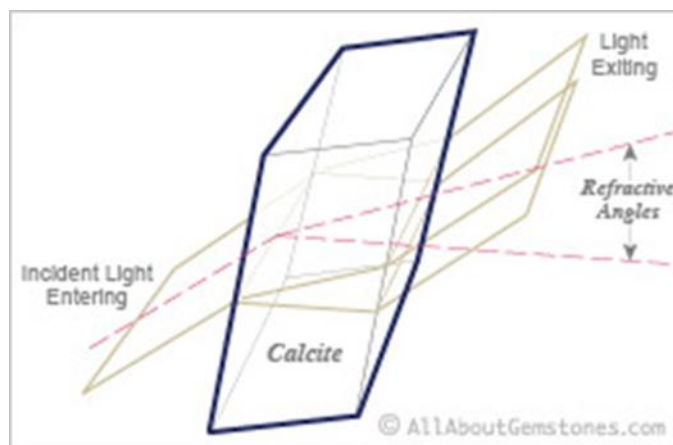


Рисунок 2.2 –Ефект двопроменезаломлення в волоконній фібрилі

Взаємозв'язок між коефіцієнтом двопроменезаломлення Δn та фазовим зсувом δ показано нижче :

$$\delta = \frac{2\pi}{\lambda} \Delta n \phi,$$

де ϕ – діаметр фібрилярного волокна.

Знаючи орієнтацію $\rho(x, y)$ волоконної фібрили в тканинному шарі та її показник заломлення, а значить і фазовий зсув $\delta(x, y)$, можна вирахувати відповідні елементи матриці Мюллера в кожній точці (x, y) за відомими формулами [8]:

$$\begin{aligned}
m_{11}(x, y) &= 1; \\
m_{22}(x, y) &= \cos^2 2\rho(x, y) + \sin^2 2\rho(x, y) \cos \delta(x, y); \\
m_{23;32}(x, y) &= \cos 2\rho(x, y) \sin 2\rho(x, y) (1 - \cos \delta(x, y)); \\
m_{33}(x, y) &= \sin^2 2\rho(x, y) + \cos^2 2\rho(x, y) \cos \delta(x, y); \\
m_{34;43}(x, y) &= \pm \cos 2\rho(x, y) \sin \delta(x, y); \\
m_{24;42}(x, y) &= \pm \sin 2\rho(x, y) \sin \delta(x, y); \\
m_{44}(x, y) &= \cos \delta(x, y). \\
m_{12} = m_{13} = m_{14} = m_{21} = m_{31} = m_{41} &= 0.
\end{aligned} \tag{2.1}$$

Є три групи ММЗ досліджуваних біологічних шарів, які можна отримати на схемі мюллер-матричної поляриметричної системи, наведеної на рисунку 1.11.

ММЗ типу $(m_{22}(x, y))$ та $m_{33}(x, y)$ називають орієнтаційними, бо характеризують саме вплив напрямів орієнтації фібрил БТ на зміну поляризації більше, ніж на інші елементи ММЗ.

Група фазових елементів містить елемент $m_{44}(x, y)$, який показує вплив саме зміни показника двопроменезаломлення через фазовий зсув на зміну поляризаційного зображення тканинного БШ.

Решта елементів утворюють групу орієнтаційно-фазових елементів.

Проте за формулами (2.2) можна вирішити лише пряму задачу поляриметрії, тобто за відомими ρ та δ знайти матриці Мюллера дослідних БТ.

Якщо ж цих значено немає, то застосовують експериментальну методику для визначення ММЗ, яку можна реалізувати на архітектур відомої системи, зображеної на рисунку 1.12 в розділі 1.

Досліджуваний тканинний БШ потрібно розмістити на предметному столику 6.

1. Вмикаємо лазер на довжині хвилі 632 нм, формуємо його вихідний пучок, використовуючи коліматор, з певним діаметром.
2. Лазерний пучок пропускаємо через блок поляризаційного опромінення, який налаштовуємо по черзі на один із 4 типів поляризації: (лінійна поляризація із азимутом 0° ; лінійна поляризація із азимутом 45° ;

лінійна поляризація із азимутом 90° ; циркулярна «правий циркуль» поляризація $\otimes$ – за рахунок введення в дію першої фазової пластинки в указаному блоці).

3. Для кожного із 4 можливих типів поляризації вхідного пучка виставляємо 6 можливих режимів роботи блоку поляризаційної фільтрації (лінійна поляризація із азимутом 0° ; лінійна поляризація із азимутом 45° ; лінійна поляризація із азимутом 90° ; циркулярна «правий циркуль» поляризація $\otimes$; та «лівий циркуль» $\oplus$ – за рахунок введення в дію першої фазової пластинки в указаному блоці).
4. Поляризованим пучком певного типу поляризації взаємодіємо із нашим зразком, що знаходиться на предметному столику, на виході зразка утворюється перетворене поляризоване випромінювання, яке проходить через об'єктив і потрапляє на налаштований режим роботи блоку поляризаційної фільтрації.
5. Після поляризаційного фільтру утворюється можливих 24 інтенсивності поляризаційних зображень досліджуваного БШ в площині цифрової камери .
6. В комп'ютері програмно із цих 24 інтенсивностей поляризаційно фільтрованих зображень можна обчислити всі 16 елементів матриці Мюллера $m_{i1;i2;i3;i4}$ тканинного БШ за формулами:

$$\begin{aligned}
 m_{i1} &= 0.5(S_i^0 + S_i^{90}), \\
 m_{i2} &= 0.5(S_i^0 - S_i^{90}), \\
 m_{i3} &= S_i^{45} - m_{i1}, \\
 m_{i4} &= S_i^{\otimes} - m_{i1},
 \end{aligned}
 \tag{2.2}$$

де S_i^k –елементи i –го вектора Стокса при k –му налаштуванні блоку поляризаційного опромінення.

За цим методом отримані розподіли ММЗ на рисунку 1.7.

Проведені дослідження в роботах [29], [30] показали, що не всі 16 ММЗ можна виміряти точно. Лише окремі з них є такими, значення яких не залежать від зміни величини кута повороту досліджуваного зразка, який розташовано на столику, по відношенню до лазерного поляризованого опромінюючого променя. Це такі мюллер-матричні зображення $M_{11}, M_{14}, M_{41}, M_{44},$.

Також обчислені за формулами (1.5) та (1.6) суперпозиції ММЗ типу A та B та обчислені за формулами (1.7) вектори $V_{12+13}; V_{21+31}; V_{42+43}; V_{24+34}$ також є інваріантними до лазерного поляризованого опромінюючого променя.

Отже, відомо про 10 можливих елементів ММЗ та їх комбінацій, які використовують в подальшому для діагностики біологічних тканин.

Відповідно до поставленого індивідуального завдання здійснимо дослідження щодо пошуку додаткових залежностей між елементами ММЗ, які також є інваріантними до відхилення напрямку опромінення лазерним пучком зразка, розташованого на лабораторному столику.

Для цього проведемо експериментальні дослідження на лабораторній установці, що реалізує функції системи, поданої на рисунку 1.13.

В роботі [33] було теоретично було доведено, що також до азимутально незалежних комбінацій елементів матриці Мюллера оптико-анізотропних кристалів відносять таку комбінацію ΔM із елементів M_{23} та M_{32}

$$\Delta M = \frac{M_{23} - M_{32}}{M_{22} + M_{33}}. \quad (2.3)$$

Проведемо вимірювання фазового елементу M_{44} та елементу ΔM зразку оптично тонкого зрізку міокарда, які є азимутально незалежними відносно напрямку поширення опромінюючого поляризаційного пучка, для різних фізіологічних станів: хронічної ішемії (ХІ) на серцевої недостатності (СН). Це

робимо з метою підтвердження можливостей мюллер-інваріантної діагностики тканин міокарда.

Отримано розподіли фазових елементів матриці Мюллера M_{44} для оптично тонких зрізів міокарда, взятих у людей з хворобами : рисунок 2.3, (а)– при ХІ, а рисунок 2.3, (в) – при СН. Також наведено відповідні гістограми розподілу цих елементів: рисунок 2.3, (б) – гістограма для ХІ, рисунок 2.3, (г) – при СН.

На рисунку 2.4 представимо розподіли комбінованого елемента ΔM для тонких зрізів міокарда, взятих у людей з хворобами : рисунок 2.4, (а)– при ХІ, а рисунок 2.4, (в) – при СН. Також наведено відповідні гістограми розподілу цих елементів: рисунок 2.4, (б) – гістограма для ХІ, рисунок 2.4, (г) – при СН.

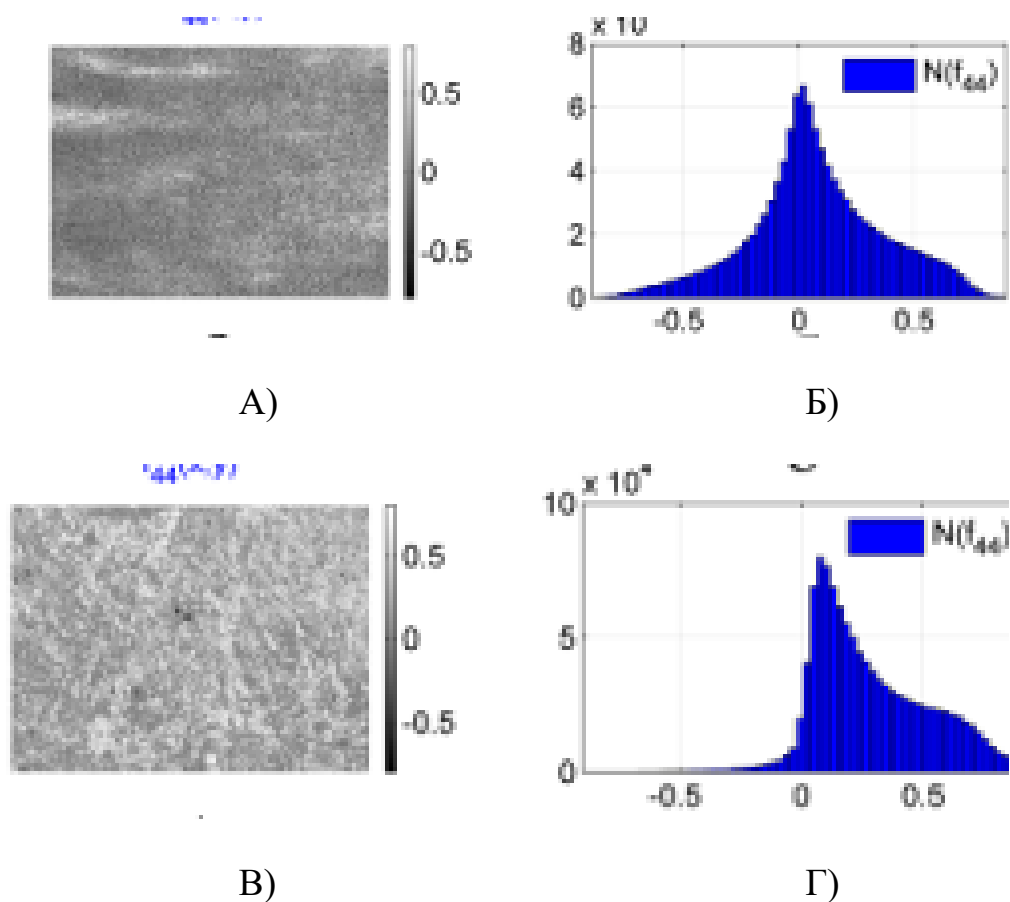


Рисунок 2. 3 – Двовимірні фазові ММЗ M_{44} (а), (в) та їх гістограми розподілів (б), (г) для зрізу міокарда для станів ХІ (а), (б) та для СН (в), (г)

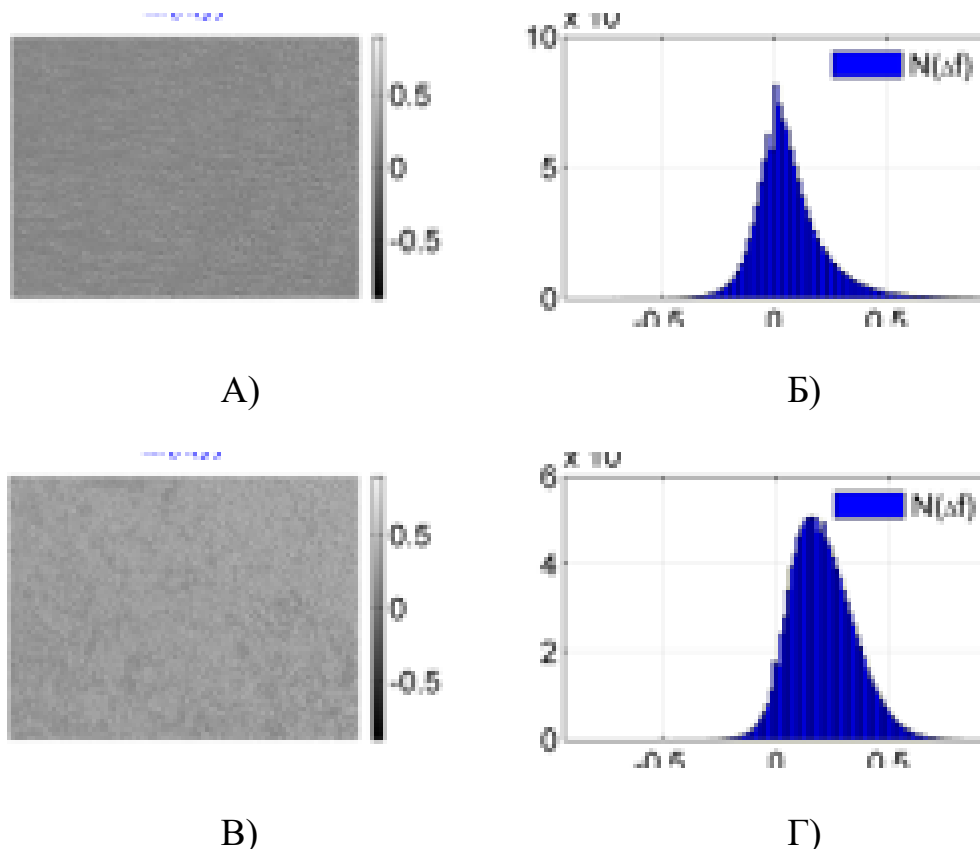


Рисунок 2. 4 – Двовимірні фазові ММЗ ΔM (а), (в) та їх гістограми розподілів (б), (г) для зрізу міокарда для станів XI (а), (б) та для СН (в), (г)

Таким чином, навіть при візуальному аналізі є очевидним можливість розпізнати за визначеними мюллер-матричними інваріантами зрізів міокарда їх різні фізіологічні стани.

Тому можна включити двовимірний розподіл параметру ΔM до переліку інформативних параметрів діагностики за мюллер-матричними інваріантами, що визначатимуться в інформаційно-вимірювальній системі, яка розробляється в даній магістерській роботі.

2.3 Статистичний, кореляційний та вейвлет підходи до аналізу мюллер-матричних інваріант біологічних тканин

Отже, для подальшого автоматизованого аналізу вимірних розподілів мюллер-матричних інваріант та їх суперпозицій чи комбінацій будемо застосовувати відомі методи.

Маючи побудовані гістограми розподілу виміряних елементів, застосуємо обчислення за ними статистичних моментів (СМ), початкових та центральних, які далі будемо називати:

- середнім значенням (СМ першого порядку);
- середньоквадратичним відхиленням (СМ другого порядку);
- асиметрією (СМ третього порядку);
- ексцесом (СМ четвертого порядку).

СМ з першого порядку по четвертий порядок масиву $A(x, y)$ обчислюють як функції $FM, SM, TM, FthM$ [34]:

$$FM(A(l, k)) = \frac{1}{n} \sum_{j=1}^n (|a_{lk}|)_j, \quad (2.4)$$

$$SM(A(l, k)) = \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{j=1}^n (a_{lk}^2)_j}, \quad (2.5)$$

$$TM(A(l, k)) = \frac{1}{SM_2^3 \cdot n} \sum_{j=1}^n (a_{lk}^3)_j, \quad (2.6)$$

$$FthM = \frac{1}{SM_2^4 \cdot n} \sum_{j=1}^n (a_{lk}^4)_j, \quad (2.7)$$

де a_{lk} – елементи масиву A , що стоять у l – му рядку, k – му стовпці.

Також крім статистичних обчислень доцільно додати кореляційний аналіз виміряних розподілів інваріантних ММЗ, як це показано в роботі [34].

Відомо, що обчислюють коефіцієнт кореляції між різними значеннями, наприклад, певного показника x_i та y_i .

Тоді його значення r , яке лежить в теорії в проміжку від 1 до -1, можна отримати виконуючи обчислення за відомою формулою :

$$r = \frac{\sum_{i=1}^N (x_i - \bar{x})(y_i - \bar{y})}{\sqrt{\sum_{i=1}^N (x_i - \bar{x})^2} \sqrt{\sum_{i=1}^N (y_i - \bar{y})^2}}$$

де:

- x_i, y_i - значення пікселів у двох масивах (або зображеннях);
- $\bar{x}, \bar{y}$ - середні значення масивів x та y ;
- N - кількість пікселів.

Цей показник варіюється від -1 до 1, де:

- $r > 0$:позитивна кореляція;
- $r < 0$:негативна кореляція;
- $r = 0$:відсутність кореляції.

В даній роботі будемо обчислювати автокореляційну функцію для вимірних інваріантних ММЗ та їх всіх запропонованих комбінацій елементів , застосовуючи відому формулу

$$R_{(\tau_x, \tau_y)} = \frac{\sum_{x,y} I(x,y)I(x+\tau_x, y+\tau_y)}{\sum_{x,y} I(x,y)^2} \quad (2.8)$$

де: $I(x, y)$ -інтенсивність пікселя за координатами (x, y) ; τ_x, τ_y -зміщення по осях x та y .

Крім того, як відомо з роботи [33], гарні результати для аналізу поляриметричних мап дає застосування вейвлет-аналізу.

Вейвлет-аналіз використовують для багатомасштабного представлення зображень та для розкладання сигналу на компоненти за різною частотою. Зазвичай для аналізу зображень використовують вейвлети Дубеші, Хаара, Койфмана та Мейєра. Вибір вейвлета залежить від властивостей зображення та завдань аналізу.

Особливість проведення вейвлет аналізу для інваріантних ММЗ та їх комбінацій проявляється у тому, що одновимірний розподіл відповідної величини $K(x)$ розкладають в ряд.

При цьому розкладанні використовують вейвлет-функції $\psi_{a,b}(x) = \psi(ax - b)$, де позначено зміщення на величину b та масштабування на величину a [33]

$$K(x) = \sum_{a,b} C_{ab} \psi_{ab}(x), \quad (2.9)$$

де C_{ab} – вейвлет коефіцієнти.

Щоб визначити вейвлет коефіцієнти наших розподілів інваріантних ММЗ та їх комбінацій, що мають $(m \times n)$ елементів, потрібно вісканувати вейвлет функцію в кожному рядку. Сканування здійснюють з кроками b при розмірах вікна a .

Тоді отримують вейвлет коефіцієнти для відповідного рядка у вигляді:

$$C_{ab}^j = \begin{pmatrix} C(a_{min}, b_1)^j & \dots & C(a_{min}, b_m)^j \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ C(a_{max}, b_1)^j & \dots & C(a_{max}, b_m)^j \end{pmatrix}, \quad (2.10)$$

Подібна операція має провестись для всіх рядків від 0 до M для перерізу досліджуваного біологічного шару.

Після визначення середніх значень вейвлет коефіцієнтів отримаємо для одного рядка таку матрицю значень вейвлет коефіцієнтів з усередненням в межах перерізу чутливої площадки цифрової камери [33]:

$$\overline{C_{ab}} = \begin{pmatrix} \frac{\sum_{j=1}^n C(a_{min}, b_1)^j}{n} & \dots & \frac{\sum_{j=1}^n C(a_{min}, b_m)^j}{n} \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ \frac{\sum_{j=1}^n C(a_{max}, b_1)^j}{n} & \dots & \frac{\sum_{j=1}^n C(a_{max}, b_m)^j}{n} \end{pmatrix} \quad (2.11)$$

Подібна операція має провестись для всіх рядків від 0 до M для перерізу досліджуваного біологічного шару.

Застосовуючи принципи аналізу ММЗ БШ, які використовувались для проведення якісної діагностики зрізів БТ [34], після отримання автокореляційних функцій та усереднених значень вейвлет коефіцієнтів для конкретного ММЗ необхідно обчислити статистичні моменти за формулами (2.4)-(2.7).

Тобто в якості досліджуваної функції для статистичного оброблення можна обрати одну із множини азимутально незалежних ММЗ та їх суперпозицій:

$$A(l, k) \in \{M_{11}, M_{14}, M_{41}, M_{44}, M_{22+33}, M_{23-32}, \Delta M, V_{12+13}, V_{21+31}, V_{42+43}, V_{24+34}\} \quad (2.12)$$

Потім для обраної функції із (2.12) необхідно обчислити відповідну автокореляційну функцію, знайти статистичні моменти розподілу цієї автокореляційної функції, які називають кореляційними ($KM(A(l, k))$) моментами [34] з першого по четвертий порядок

$$\begin{aligned} KM_1(A(l, k)) &= FM(A(l, k)); KM_2(A(l, k)) = SM(A(l, k)); \\ KM_3(A(l, k)) &= TM(A(l, k)); KM_4(A(l, k)) = FthM(A(l, k)); \end{aligned} \quad (2.13)$$

Також доцільно також обрахувати статистичні моменти від розподілів обчислених вейвлет коефіцієнтів для інваріантних $A(l, k)$, які позначимо як $W_{1;2;3;4}(A(l, k))$ і обчислимо за формулами (2.4)-(2.7)

$$\begin{aligned} W_1(A(l, k)) &= FM(C_{ab}(l, k)); W_2(A(l, k)) = SM(C_{ab}(l, k)); \\ W_3(A(l, k)) &= TM(C_{ab}(l, k)); W_4(A(l, k)) = FthM(C_{ab}(l, k)); \end{aligned} \quad (2.14)$$

Отже, таким чином отримаємо вектор із 12 характеристик для кожного інваріантного $A(l, k)$, який буде вектором V ознак інваріантного ММЗ із можливого набору (2.12).

2.4 Розробка архітектури ІВС та удосконаленого методу лазерної поляриметрії біологічних шарів з мюллер-матричними інваріантами та інтелектуальним аналізом даних

Архітектура ІВС лазерної поляриметрії БШ з інваріантними мюллер-матричними зображеннями (ММЗ) та їх комбінаціями наведена на рисунку 2.5 (додаток В.1).

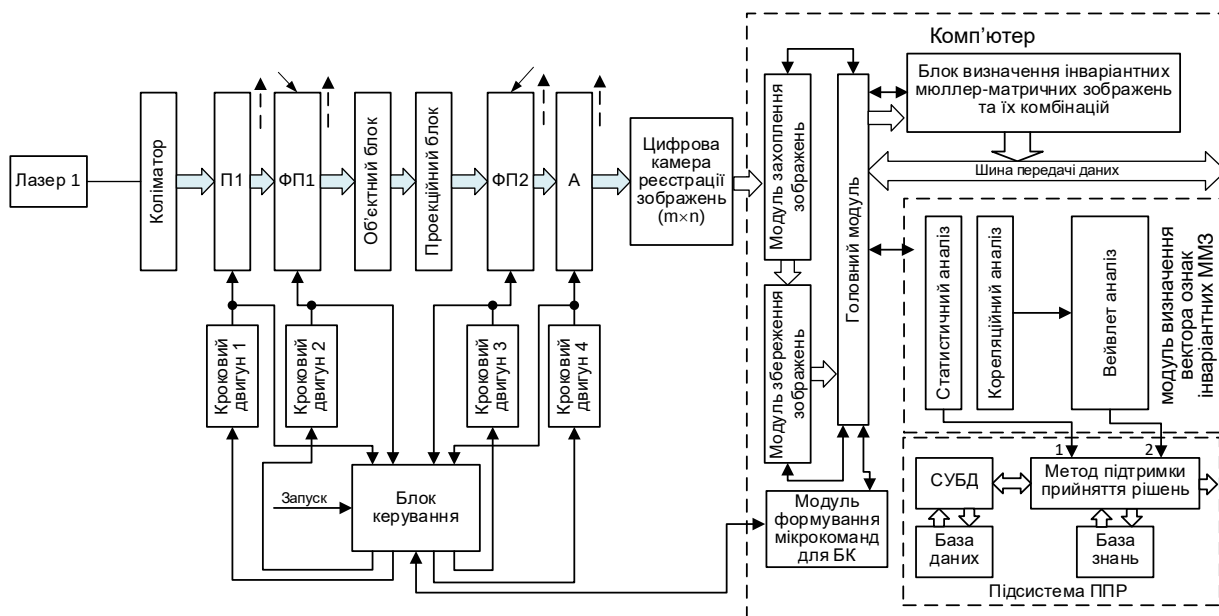


Рисунок 2.5 – Схема структурна ІВС для азимутально-інваріантної мюллер-поляриметричної мікроскопії біологічних тканин

Схема була синтезована при врахуванні можливих варіантів вимірювання 11 можливих азимутально незалежних ММЗ та їх комбінацій із множини (2.12).

Основним блоком схеми є:

- лазер, наприклад, напівпровідниковий, що випромінює частково поляризоване випромінювання на $\lambda = 632 \text{ нм}$;
- блоки поляризаційної оптики:
 - поляризатор П1 і фазова ФП1 пластинка, що здійснюють генерацію певного типу поляризації опромінюючого пучка від лазера;

фазова ФП2 пластинка та аналізатор А, що фільтрують поляризаційне перетворене об'єктом випромінювання;

- об'єктний блок, в якому розташовують дослідний зразок;
- проекційний блок, що є об'єктивом;
- камера, яка перетворює інтенсивність випромінювання, яке було поляризаційно перетворене зразком і відфільтроване, в двовимірний масив електричних цифрових сигналів;
- блок керування;
- набір 4 крокових двигунів для того, щоб привести в рухомий стан оптичні поляризаційні елементи;
- комп'ютер для обчислень та аналізу.

На схемі на рисунку 2.5 показано основні обчислювальні блоки комп'ютера.

Розглянемо удосконалений метод азимутально-інваріантної мюллер-поляриметричної мікроскопії, який реалізується на архітектурі системи на рисунку 2.5 для діагностики біологічних шарів.

1. Досліджуваний тканинний БШ потрібно розмістити на предметному столику об'єктного блоку.
2. Вмикаємо лазер на довжині хвилі 632 нм, формуємо його вихідний пучок, використовуючи коліматор, з певним діаметром.
3. За допомогою феноменологічного методу, блок-схему якого наведено на рисунку 2.6 (додаток В.2) визначаємо двовимірні розподіли шістнадцяти ММЗ типу $M_{ij}(x, y); i = 1:N; j = 1:M$ за допомогою вимірального каналу системи та блоку керування, а також відповідних комп'ютерних блоків системи.
4. Обчислюємо комбінації інваріантних ММЗ, доповнені розподілом ΔM , та довжин векторів в блоці визначення інваріантних ММЗ та їх комбінацій системи за такими формулами :

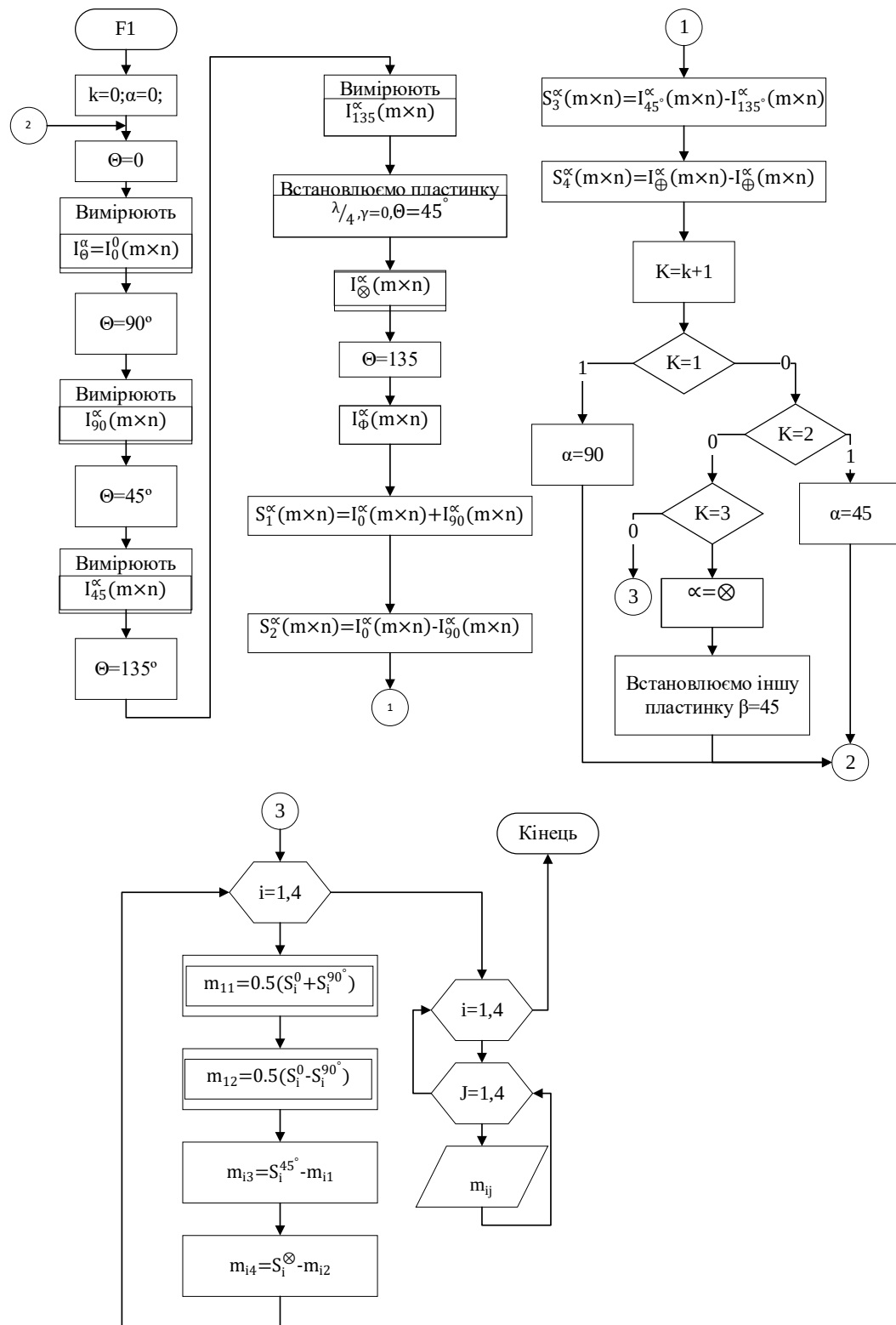


Рисунок 2.6 - Блок-схема методу вимірювання ММЗ в системі

$$\begin{aligned}
M_{22+33}(x, y) &= M_{22}(x, y) + M_{33}(x, y); \\
M_{23-32}(x, y) &= M_{23}(x, y) - M_{32}(x, y); \\
\Delta M(x, y) &= \frac{M_{23-32}(x, y)}{M_{22+33}(x, y)}; \\
V_{12+13}(x, y) &= \sqrt{(M_{12}(x, y))^2 + (M_{13}(x, y))^2}; \\
V_{21+31}(x, y) &= \sqrt{(M_{21}(x, y))^2 + (M_{31}(x, y))^2}; \\
V_{42+43}(x, y) &= \sqrt{(M_{42}(x, y))^2 + (M_{43}(x, y))^2}; \\
V_{24+34}(x, y) &= \sqrt{(M_{24}(x, y))^2 + (M_{34}(x, y))^2};
\end{aligned} \tag{2.15}$$

На рисунку 2.7 (додаток В.3) представимо блок-схему визначення набору комбінацій азимутально інваріантних ММЗ, які доповнено інформативним параметром $\Delta M(x, y)$.

5. На основі методів статистики визначаємо статистичні моменти 1-го – 4-го порядку $FM(A(x, y), SM(A(x, y)), TM(A(x, y), FthM(A(x, y)))$ вимірних розподілів інваріантних ММЗ, їх комбінацій, доповнених розподілом $\Delta M(x, y)$, де $A(x, y)$ описується послідовністю (2.12)

$$A(l, k) \in \{M_{11}, M_{14}, M_{41}, M_{44}, M_{22+33}, M_{23-32}, \Delta M, V_{12+13}, V_{21+31}, V_{42+43}, V_{24+34}\}$$

6. Для кожного із одинадцяти азимутально незалежних $A(x, y)$ розподілів ММЗ, їх інваріантних комбінацій та інваріантних довжин векторів визначаємо автокореляційну функцію та її чотири кореляційні моменти

$$KM_1(A(x, y)), KM_2(A(x, y)), KM_3(A(x, y)), KM_4(A(x, y)).$$

7. Обчислюємо одномірну послідовність вейвлет коефіцієнтів з усередненням для кожного можливого значення $A(x, y)$ та обчислюємо її статистичні моменти 1-го-4-го порядку $W_{1;2;3;4}(A(l, k))$ у вигляді (2.14).

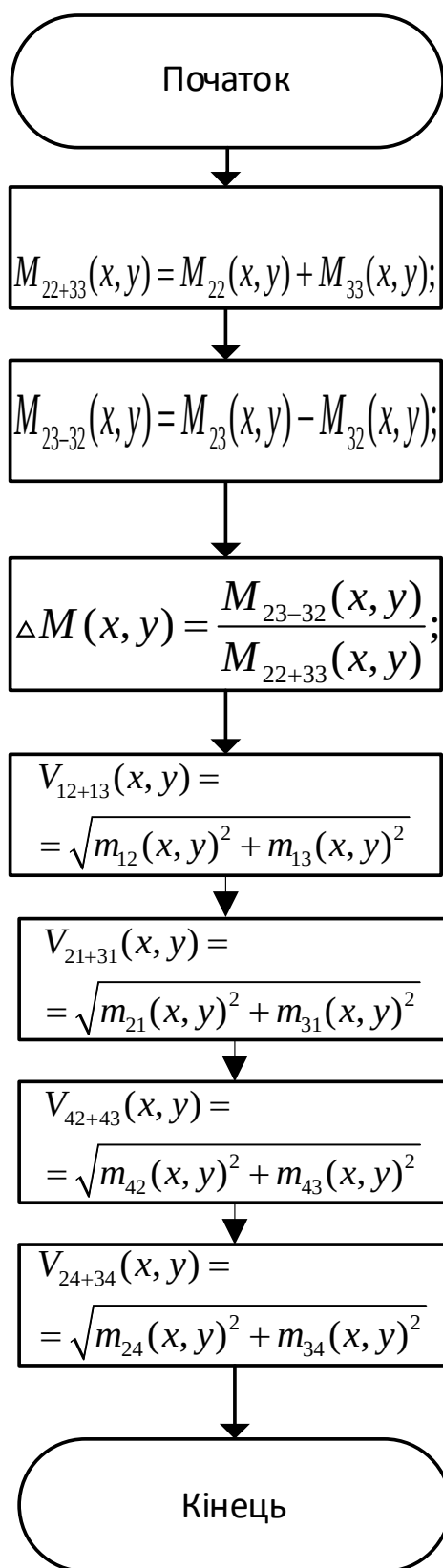


Рисунок 2.7 - Блок-схема визначення набору комбінацій азимутально незалежних ММЗ

8. Для кожного із одинадцяти можливих значень $A(x, y)$ азимутально незалежних ММЗ та їх комбінацій отримуємо вектор із дванадцяти характеристик розподілу, які є відповідним вектором ознак

$$V = [FM(A), SM(A), TM(A), FthM(A), KM_{1;2;3;4}(A), W_{1;2;3;4}(A)] \quad (2.16)$$

Блок-схема комплексного статистичного та кореляційного аналізу азимутально-незалежного ММЗ подана на рисунку 2.8 (додаток В.4). В ній застосовано звернення до функцій обчислення статистичних та кореляційних моментів від аргументу, яким є зображення $A(x, y)$.

Блок – схема вейвлет аналізу азимутально-незалежного ММЗ подана на рисунку 2.9 (додаток В.5). На цій схемі введено перепозначення: $W_{1,2,3,4}(I) \rightarrow Sm(I)$.

9. За обраним типом класифікатора на основі обчисленого вектора ознак $V(A)$ для азимутально незалежних ММЗ типу $A(x, y)$ біологічного шару, що досліджується, здійснюємо формування автоматичного рекомендованого діагностичного рішення.

2.5 Вибір методу побудови підсистеми ППР в ІВС

До відомих методів підтримки прийняття рішень відносять методи на основі нейронних мереж, методи дерев рішень, методи на основі нечіткої логіки [36]-[38] та інші.

Основні проблеми у застосуванні нейронних мереж та дерев рішень для поляриметричних ІВС вбачають у необхідності оперування з базою даних, яка має великий обсяг зразків та результатів вимірювань поляриметричних параметрів. На теперішній момент така база лише створюється і відсутня у відкритому доступі. Тому можемо оперувати значно меншими обсягами бази вимірюваних мюллер-матричних зображень, яку або створили самі або нею поділились колеги.

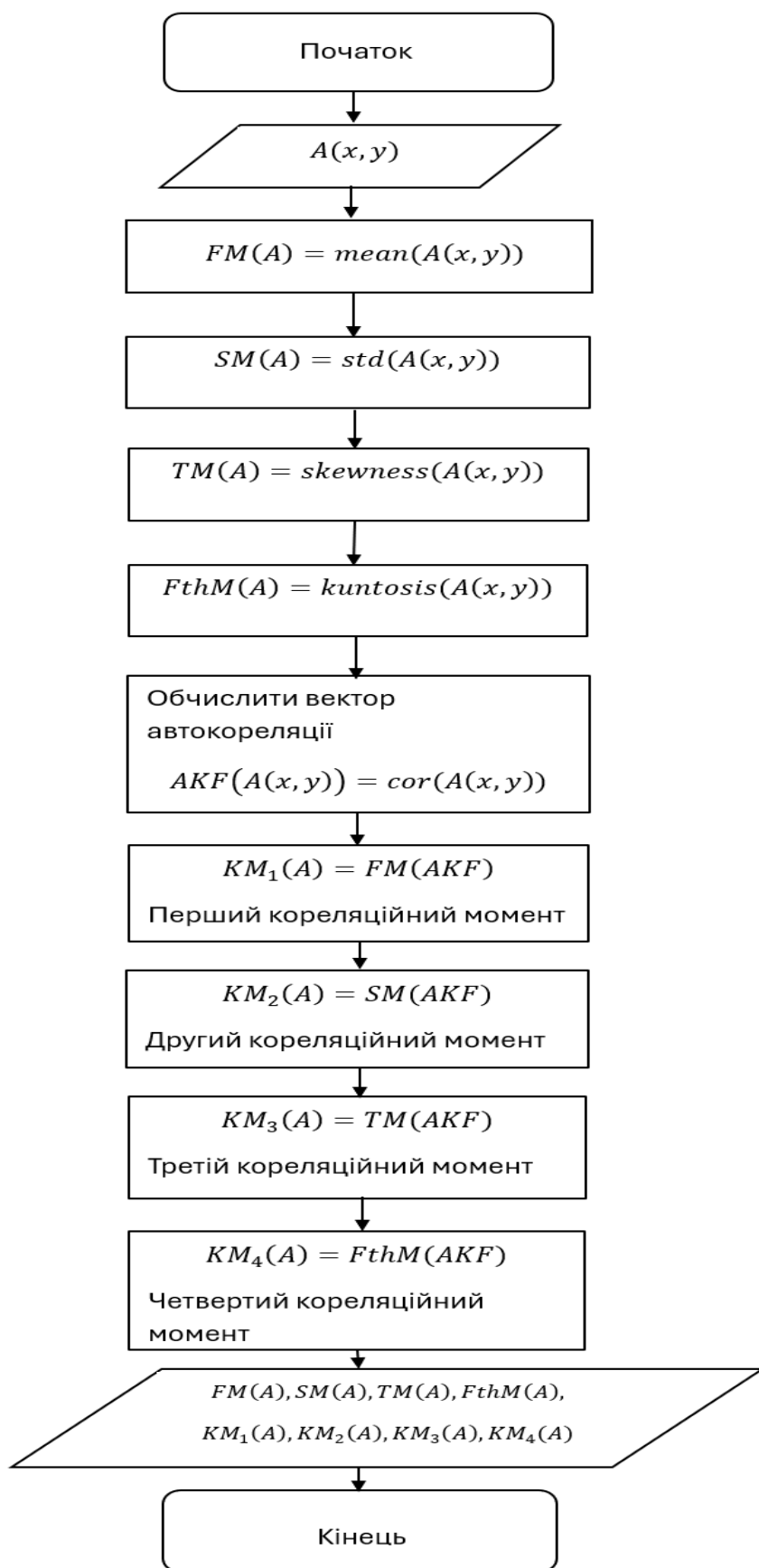


Рисунок 2.8 - Блок-схема статистичного і кореляційного аналізу
інваріантного ММЗ

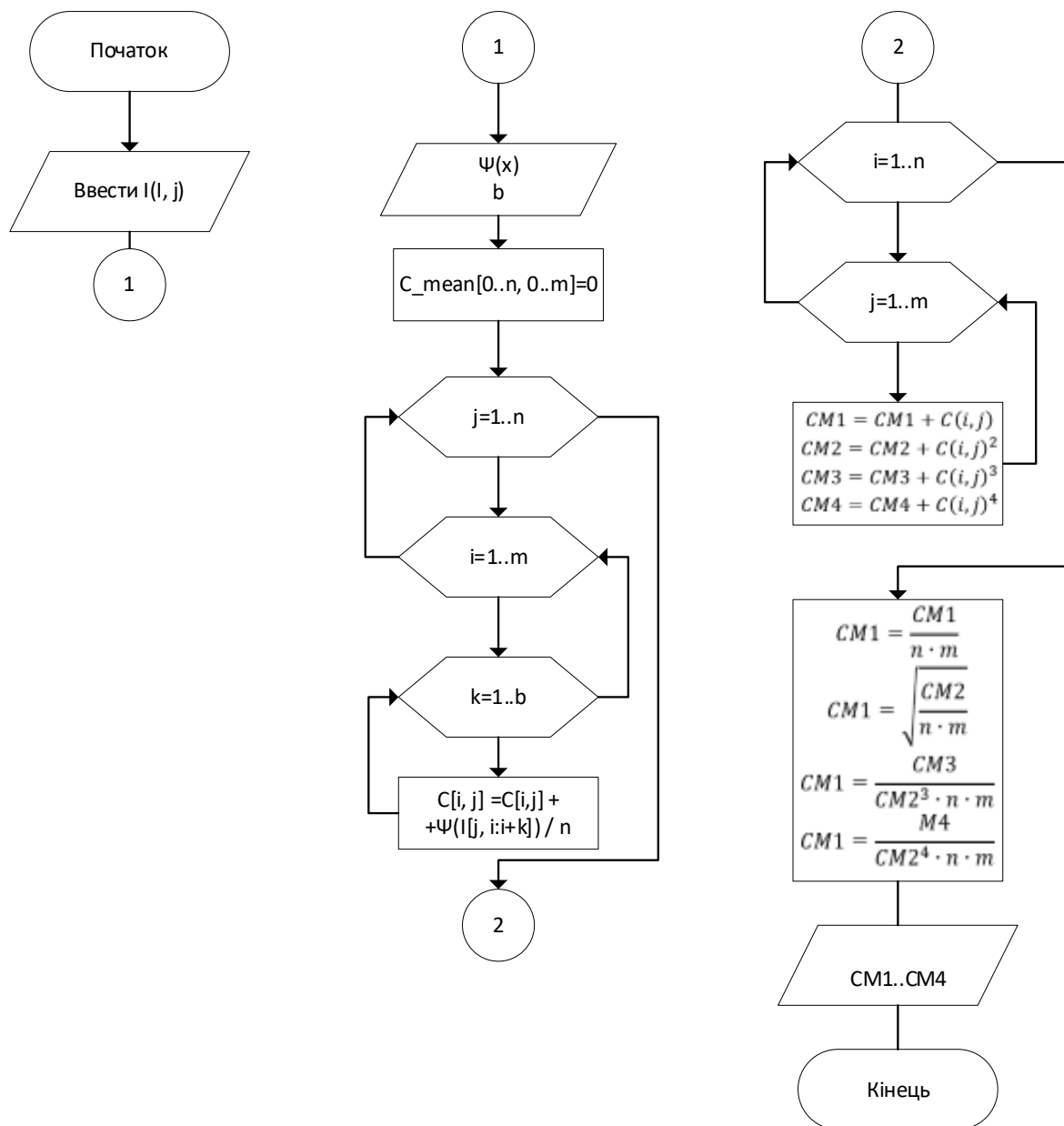


Рисунок 2.9 – Блок-схема вейвлет аналізу інваріантного MM3

В ІВС такого типу, як в даній магістерській роботі, база даних буде формуватись у вигляді значень статистичних характеристик розподілів інваріантних ММЗ та їх комбінацій, їх кореляційних моментів та статистичних моментів від вейвлет перетворень. Проте ІВС при діагностиці знаходиться в умовах інформаційної невизначеності.

В цьому випадку компенсація невизначеності можлива методами інтелектуального аналізу при застосуванні методів ППР на основі нечіткої логіки. Вони базуються на нечітких множинах при застосуванні лінгвістичних величин і висловлювань, за допомогою яких описують стратегії прийняття діагностичних рішень.

Якщо в ІВС стоїть необхідність вибору варіантів рішень, маючи залежність вихідної величини від вхідних величин, то за методом на основі нечіткої логіки виконують такі кроки:

- перетворення вхідних змінних, які були чіткими, на нечіткі змінні;
- обчислення правил на основі застосування нечітких операторів та виконання імплікації для знаходження вихідних значень правил;
- агрегація у загальне вихідне значення нечітких виходів правил;
- перетворення на чітке значення отриманого нечіткого виходу.

На рисунку 2. 10 зображено підсистему ППР, яка має вищеописану логіку.

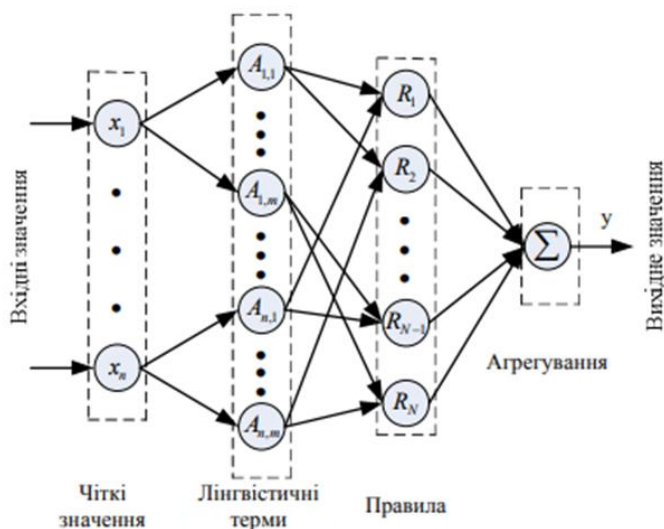


Рисунок 2.10 – Структура підсистеми ППР на нечіткій логіці для ІВС

Така підсистема ППР має структуру, схожу на структуру нейромережі. Тут виділяємо вхідний шар, приховані два шари (шар з лінгвістичними термами та шар правил), а також вихідний шар, з якого знімаються значення виконаних правил. Перші три шари мають ваги рівні 1, а для останнього шару ваги будуть визначатись відповідно до алгоритму навчання.

Отже, в розділі 3 після проведення експериментальних досліджень будемо розробляти підсистему ППР, орієнтуючись на схему, зображену на рисунку 2.10.

2.6 Висновки до розділу 2

В другому розділі сформовано технічні вимоги до ІВС, що вимірюють азимутально інваріантні ММЗ та їх комбінації, та матеріали для дослідження.

Розроблено алгоритм вимірювання одинадцяти азимутально незалежних розподілів ММЗ, їх інваріантних комбінацій та інваріантних довжин векторів.

Визначено методи для аналізу вимірних розподілів параметрів ММЗ БШ на основі статистичного, кореляційного та вейвлет підходів, розроблено їх алгоритми обчислень.

Обрано нечітку логіку для розробки вирішальних правил підтримки прийняття рішення в ІВС.

Розроблено архітектуру ІВС лазерної поляриметрії біологічних шарів з мюллер-матричними інваріантами та інтелектуальним аналізом даних.

3 ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНА РЕАЛІЗАЦІЯ ТА АПРОБАЦІЯ РОЗРОБЛЕНОЇ ІНФОРМАЦІЙНО-ВИМІРЮВАЛЬНОЇ СИСТЕМИ

3.1 Інформаційно-вимірювальна система для азимутально-інваріантної мюллер-поляриметричної мікроскопії БТ як модифікація макету багатопараметричної лазерної поляриметрії

ІВС для азимутально-інваріантної мюллер-поляриметричної мікроскопії БТ, чия структурна схема представлена на рисунку 2.5 роботи, була реалізована як модифікація існуючого макету багатопараметричної лазерної поляриметрії.

Цей макет був створений в 2018 році на кафедрі лазерної та оптоелектронної техніки ВНТУ в рамках виконання державних науково-дослідних робіт. В роботі [39] детально описано використану опико-електронну базу в схемах макету.

При виконанні даної магістерської роботи було вдосконалено алгоритмічно-програмне забезпечення ІВС на базі існуючого макету, вигляд якого продемонстровано на рисунку 3.1.

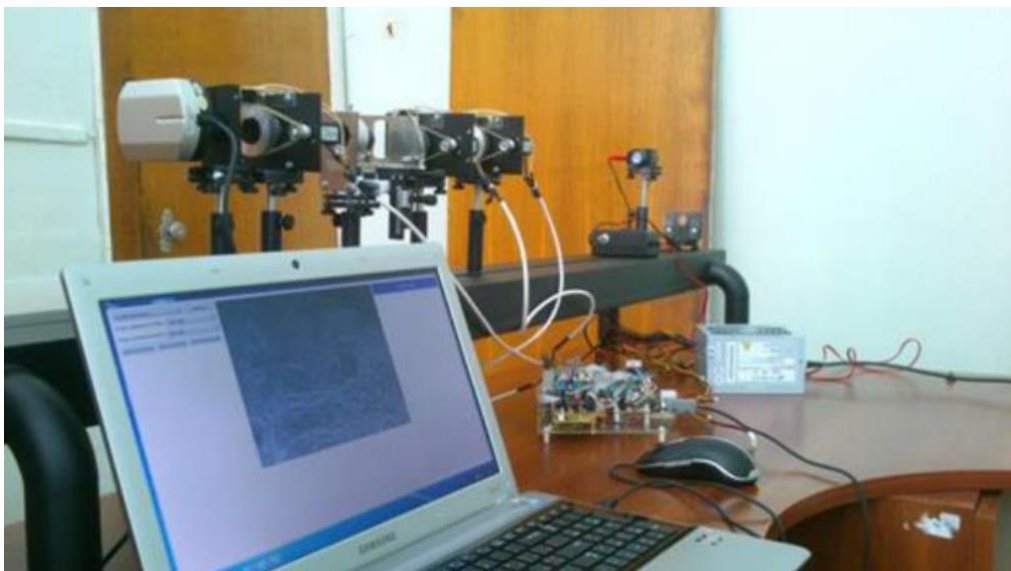


Рисунок 3.1 – Демонстрація ІВС як модернізованого макету багатопараметричної лазерної поляриметрії

- В ІВС використано лазер, наприклад, напівпровідниковий, що випромінює частково поляризоване випромінювання на $\lambda = 632$ нм; модель лазерного модуля MDL-III-632 (0,632 мкм), що показано на рисунку 3.2



Рисунок 3. 2 – Лазерний модуль MDL-III-632

Коліматор, що стоїть в схемі після лазера, формує плоскопаралельний пучок із вхідного пучка з необхідним діаметром.

Поляризаційні фільтри HRT CIR-PL UV – HOYA [39] є реалізаційним варіантом виконання поляризатора та аналізатора в схемі ІВС. Вони можуть повертатись навколо своєї осі в залежності від сигналів керування, що подаються на оптичні оправи, в яких вони знаходяться.



Рисунок 3.3 – Вигляд поляризаційного фільтра

В блоці поляризатора вказаний поляризаційний фільтр азимут повороту осі поляризатора та аналізатора може приймати 4 положення: 0^0 ; $+45^0$; 90^0 ; -45^0 .

В ІВС використано дві чвертьхвильові фазові пластинки (рисунок 3.4).



Рисунок 3.3 – Вигляд ахроматичних фазових пластинок

Фазові пластинки в макеті ІВС виконані як ахроматичні, типу АРАW [39]. Основне призначення їх – створення циркулярного типу поляризації лазерного пучка. В залежності від їх повороту на кут 45^0 або на -45^0 утворюється право або ліво циркулярна поляризація лазерного пучка.

В ІВС застосовують об'єктив Nikon CFI 60 Achromat (4x) з діаметром 30мм та числовою апертурою 0.1. [39] , його функція - реалізація проєкційного блоку.

Для реєстрації зображень в ІВС використовується чорно-біла модель камери BW13 SCIENCELAB, представленої на рисунку 3.4.



Рисунок 3.4 – Камера для ІВС типу BW13 SCIENCELAB

Застосовано AVR мікроконтролер ATmega 16 в ІВС для керування системою, як оправами з поворотними механізмами поляризаторів та фазових пластинок, так і в цілому алгоритмічному процесом обробки та аналізу інформації в ІВС. На рисунку 3.5 показано, який вигляд має блок керування на платі в ІВС.



Рисунок 3.5 – Блок керування для розробленої ІВС

Варто зазначити, що змінено алгоритми роботи блоку керування при реалізації відповідних алгоритмів вимірювань, наведених на рисунку 2.6 та на рисунку 2.7.

Також модернізовано існуюче програмне забезпечення при реалізації блоку визначення параметрів азимутально незалежної мюллер-поляриметрії. Саме цьому аспекту надалі надається основна увага.

Зазначимо, що система доповнена можливістю вимірювання та аналізу додаткового азимутально незалежного параметра $\Delta M = \frac{M_{23} - M_{32}}{M_{22} + M_{33}}$.

Далі проведемо експеримент по вимірюванню додатково введенного параметра ΔM та одного із відомих азимутально незалежних ММЗ, наприклад, M_{44} гістологічного зрізу при діагностуванні фізіологічного стану міокарда.

3.2 Результати вимірювань та аналізу мюллер-матричних інваріантів зрізів міокарду при ішемії та гострій коронарній недостатності

Звертаючи увагу на те, що сьогодні серцево-судинні захворювання є лідерами можливих причин смертей в світі та при наявності бази результатів поляриметричних методик діагностування, отриманих на кафедрі БМІОЕС за попередні роки, в даній роботі експериментально досліджувались БШ при діагностиці міокарда.

Відомо про багато випадків, коли настає раптова смерть в результаті гострої коронарної недостатності, яка потребує проведення судово-медичної експертизи. Це обумовлює необхідність проведення достовірної і швидкої діагностики СН, щоб підтвердити або спростувати можливість смерті в результатів насильства. Отже, актуальним є розвиток нових експресних методів достовірної діагностики, до яких належить метод, що удосконалений в даній роботі.

Утворено було три групи зразків БШ: контрольної групи (здорові люди)- група 1; групи з хронічною ішемією (ХІ)- група 2; групи з серцевою недостатністю (СН) – група 3.

Маємо 63 зразки, де в кожній групі налічуємо по $N_1 = N_2 = N_3 = 21$ зразку, саме база з таким обсягом зразків є на кафедрі БМІОЕС, над якими проводились дослідження раніше подібними методами.

Для кожного зразка БШ, підготовленого лікарем-патологоанатомом, і збереженого в холодильній камері при температурі 4° в замороженому стані, було проведено вимірювання двох матричних інваріант M_{44} та ΔM в нашій ІВС.

Потім було визначено всі можливі їх характеристики у вигляді набору статистичних та кореляційних моментів розподілу елементів та ΔM та статистичних моментів їх вейвлет розподілів.

В таблиці 3.1 наведемо дані вимірювань та їх оцінок для азимутально незалежного фазового елементу ММЗ типу M_{44} .

Таблиця 3.1 – Середнє і стандартне відхилення оцінок розподілів інваріанти M_{44} тканини міокарда при хронічній ішемії та серцевій недостатності

Параметр	Розподіл фазового елементу матриці Мюллера M_{44}			
	Контрольна група	Хронічна ішемія серця	Серцева недостатність	Діапазон параметрів
FM_1	$0,27 \pm 0,021$	$0,45 \pm 0,035$	$0,36 \pm 0,034$	0,24 - 0,48
SM_2	$0,18 \pm 0,012$	$0,16 \pm 0,014$	$0,19 \pm 0,016$	0,15 - 0,20
TM_3	$1,31 \pm 0,011$	$0,68 \pm 0,058$	$1,14 \pm 0,100$	0,63 - 1,24
$FthM_4$	$1,18 \pm 0,071$	$0,73 \pm 0,069$	$0,97 \pm 0,082$	0,67 - 1,25
KM_1	$0,35 \pm 0,026$	$0,26 \pm 0,024$	$0,29 \pm 0,022$	0,24 - 0,37
KM_2	$0,24 \pm 0,019$	$0,22 \pm 0,018$	$0,25 \pm 0,023$	0,21 - 0,27
KM_3	$0,56 \pm 0,041$	$1,23 \pm 0,081$	$0,76 \pm 0,061$	0,52 - 1,31
KM_4	$0,79 \pm 0,034$	$1,44 \pm 0,12$	$0,93 \pm 0,081$	0,76 - 1,56
$W_1(a_{\min} = 15)$	$0,027 \pm 0,021$	$0,03 \pm 0,0025$	$0,045 \pm 0,0037$	0,006 - 0,048
$W_2(a_{\min} = 15)$	$0,19 \pm 0,014$	$0,23 \pm 0,017$	$0,16 \pm 0,013$	0,15 - 0,24
$W_3(a_{\min} = 15)$	$0,44 \pm 0,039$	$0,55 \pm 0,046$	$0,36 \pm 0,034$	0,33 - 0,59
$W_4(a_{\min} = 15)$	$0,71 \pm 0,065$	$0,81 \pm 0,076$	$1,19 \pm 0,11$	0,65 - 1,20

Бачимо, що кожне значення в таблиці 3.1 подано у вигляді результатів опрацювання відповідних характеристик, які були отримані для кожного із 21 зразка БШ всередині відповідної групи (1, 2 або 3). Опрацювання здійснювалось за методами математичної статистики, що призвело для представлення даних величин у вигляді:

$$G \pm \sqrt{D},$$

де G – середнє значення вимірної величини в межах розподілу елементів класу, D – дисперсія розподілу елементів класу.

В таблиці 3.2 наведемо дані вимірювань та їх оцінок для азимутально незалежного фазового елементу ММЗ типу ΔM .

Таблиця 3.2 – Середнє і стандартне відхилення оцінок розподілів інваріанти ΔM тканини міокарда при хронічній ішемії та серцевій недостатності

Параметр	Розподіл фазового елементу матриці Мюллера VM			
	Контрольна група	Хронічна ішемія серця	ГКН серця	Діапазон змінювання параметрів
FM_1	$0,08 \pm 0,021$	$0,05 \pm 0,0036$	$0,07 \pm 0,0059$	0,047 - 0,10
SM_2	$0,17 \pm 0,012$	$0,13 \pm 0,010$	$0,16 \pm 0,013$	0,12 - 0,18
TM_3	$0,31 \pm 0,022$	$0,17 \pm 0,016$	$0,24 \pm 0,023$	0,16 - 0,33
$FthM_4$	$0,48 \pm 0,032$	$0,29 \pm 0,026$	$0,36 \pm 0,034$	0,27 - 0,51
KM_1	$0,11 \pm 0,016$	$0,13 \pm 0,011$	$0,14 \pm 0,013$	0,10 - 0,15
KM_2	$0,08 \pm 0,076$	$0,06 \pm 0,0048$	$0,08 \pm 0,0076$	0,004 - 0,15
KM_3	$1,35 \pm 0,31$	$1,44 \pm 0,23$	$1,56 \pm 0,25$	1,04 - 1,81
KM_4	$2,58 \pm 0,22$	$1,49 \pm 0,11$	$2,18 \pm 0,017$	1,38 - 2,80
$W_1(a_{\min} = 15)$	$0,027 \pm 0,0021$	$0,03 \pm 0,0025$	$0,045 \pm 0,0037$	0,0249 - 0,048
$W_2(a_{\min} = 15)$	$0,12 \pm 0,009$	$0,23 \pm 0,017$	$0,16 \pm 0,013$	0,11 - 0,24
$W_3(a_{\min} = 15)$	$0,24 \pm 0,0018$	$0,55 \pm 0,046$	$0,36 \pm 0,034$	0,239 - 0,59
$W_4(a_{\min} = 15)$	$0,38 \pm 0,012$	$0,81 \pm 0,071$	$1,19 \pm 0,11$	0,37 - 1,3

В результаті аналізу даних таблиць 3.1 та 3.2 залишаємо далі як інформативні лише ті характеристики досліджуваних параметрів, значення яких не перетинаються взагалі.

Для таблиці 3.1 з характеристиками M_{44} це такі складові як $FM_1, TM_3, FthM_4, KM_3, KM_4, W_1, W_2, W_3$ (всього 8 параметрів замість 12 можливих є інформативними).

Для таблиці 3.2 з характеристиками ΔM це такі складові як $TM_3, FthM_4, KM_4, W_2, W_3, W_4$ (всього 6 параметрів замість 12 можливих є інформативними).

3.3 Розробка вирішальних правил автоматизованого нечіткого діагностичного рішення в ІВС з мюллер-матричними інваріантами

Враховуючи структуру на рисунку 2.10 підсистеми ППР на нечіткій логіці для ІВС, необхідно описати функції приналежності досліджуваного параметра до п'яти нечітких термів $\mu^H(\varphi), \mu^{HC}(\varphi), \mu^C(\varphi), \mu^{BC}(\varphi), \mu^B(\varphi)$ на інтервалі $[0;1]$. В цих позначеннях введено скорочення: Н-низький рівень, В- високий рівень, С- середній рівень, НС – нижче середнього рівня, ВС – вище середнього рівня.

Це зробимо за графіками, що наведені на рисунку 3.6 [38].

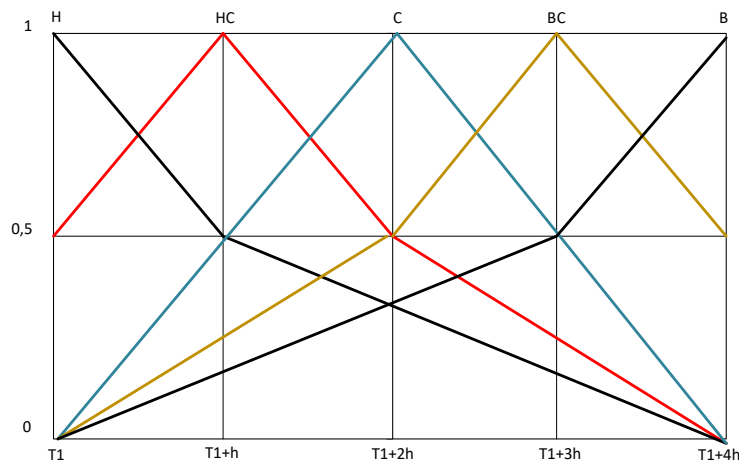


Рисунок 3.6 – Вигляд функцій належності

$$\mu^H(r), \mu^{HC}(r), \mu^C(r), \mu^{BC}(r), \mu^B(r)$$

Математична форма запису графічного подання функцій приналежності для відповідних нечітких термів на інтервалі $[P_1; P_1 + 4h]$ має такий вигляд [38]:

$$\mu^H(p) = \begin{cases} -\frac{0.5}{h}p + 1 + \frac{0.5}{h}P_1, & p \in [P_1; P_1 + h], \\ -\frac{1}{6h}p + \frac{P_1}{6h} + \frac{4}{6}, & p \in [P_1 + h; P_1 + 4h]. \end{cases} \quad (3.1)$$

$$\mu^{HC}(p) = \begin{cases} \frac{1}{2h}p + 0.5 - \frac{1}{2h}P_1, & p \in [P_1; P_1 + h], \\ -\frac{1}{2h}p + 1.5 + \frac{P_1}{2h}, & p \in [P_1 + h; P_1 + 2h], \\ -\frac{1}{4h}p + 1 + \frac{P_1}{4h}, & p \in [P_1 + 2h; P_1 + 4h]. \end{cases} \quad (3.2)$$

$$\mu^C(p) = \begin{cases} \frac{1}{2h}p - \frac{1}{2h}P_1, & p \in [P_1; P_1 + 2h], \\ -\frac{1}{2h}p + 2 + \frac{P_1}{2h}, & p \in [P_1 + 2h; P_1 + 4h]. \end{cases} \quad (3.3)$$

$$\mu^{BC}(p) = \begin{cases} \frac{1}{4h}p - \frac{1}{4h}P_1, & p \in [P_1; P_1 + 2h], \\ \frac{1}{2h}p - 0.5 - \frac{P_1}{2h}, & p \in [P_1 + 2h; P_1 + 3h], \\ -\frac{1}{2h}p + 2.5 + \frac{P_1}{2h}, & p \in [P_1 + 3h; P_1 + 4h], \end{cases} \quad (3.4)$$

$$\mu^B(p) = \begin{cases} \frac{1}{6h}p - \frac{1}{2h}P_1, & p \in [P_1; P_1 + 3h], \\ \frac{1}{2h}p - 1 - \frac{P_1}{2h}, & p \in [P_1 + 3h; P_1 + 4h]. \end{cases} \quad (3.5)$$

3.3.1 Розробка вирішальних правил для нечіткої діагностики за ΔM

Таблиця 3.3 з інформативними параметрами діагностики за інваріантою ΔM наведена нижче.

Вона отримана на основі таблиці 3.2, з видаленням всіх даних по тих параметрах, які перетинались, що відповідає результату діагностики «невизначеність».

Таблиця 3.3 - Середнє і стандартне відхилення інформативних оцінок розподілів інваріанти ΔM тканини міокарда при хронічній ішемії та серцевій недостатності

Ознака	Норма	Хронічна ішемія серця	ГКН серця
TM ₃	0,31 ± 0,022	0,17 ± 0,016	0,24 ± 0,023
FthM ₄	0,48 ± 0,032	0,29 ± 0,026	0,36 ± 0,034
KM ₄	2,58 ± 0,22	1,49 ± 0,11	2,18 ± 0,017
W ₂	0,12 ± 0,009	0,23 ± 0,017	0,16 ± 0,013
W ₃	0,24 ± 0,0018	0,55 ± 0,046	0,36 ± 0,034
W ₄	0,38 ± 0,012	0,81 ± 0,071	1,19 ± 0,11

Розділимо діапазони змінювання величини кожної інформативної ознаки фазового елемента матриці Мюллера ΔM , на 5 піддіапазонів. Це пов'язано із накладанням на весь діапазон змінювання ознаки послідовності нечітких термів Н, НС, С, ВС, В. Отримані результати представимо в таблиці 3.4.

Таблиця 3.4 – Значення величини діапазонів змінювання інформативних ознак параметру ΔM після введення нечітких термів

Ознака	Н	НС	С	ВС	В
TM ₃	0.16 ÷ 0.181	0.181 ÷ 0.223	0.223 ÷ 0.265	0.265 ÷ 0.307	0.307 ÷ 0.33
FthM ₄	0.27 ÷ 0.30	0.30 ÷ 0.36	0.36 ÷ 0.42	0.42 ÷ 0.48	0.48 ÷ 0.51
KM ₄	1.38 ÷ 1.55	1.55 ÷ 1.89	1.89 ÷ 2.23	2.23 ÷ 2.57	2.57 ÷ 2.80
W ₂	0.11 ÷ 0.12	0.12 ÷ 0.14	0.14 ÷ 0.16	0.16 ÷ 0.18	0.18 ÷ 0.24
W ₃	0.239 ÷ 0.28	0.28 ÷ 0.36	0.36 ÷ 0.44	0.44 ÷ 0.52	0.52 ÷ 0.59
W ₄	0.37 ÷ 0.48	0.48 ÷ 0.70	0.70 ÷ 0.92	0.92 ÷ 1.14	1.14 ÷ 1.3

Розглянувши таблиці 3.3 та таблиці 3.4, створюють базу знань, в якій стани «норма», «ХІ» та «СН» описують за їх статистичними, кореляційними характеристиками та за статистичними моментами вейвлет функції для ознаки ΔM , накладені на нечіткі терми.

Базу формують експерти як таблицю 3.5.

Таблиця 3.5 – База нечітких знань для діагностики станів «норма», «ХІ» та «СН» на основі ΔM

Діагноз	TM_3	$FthM_4$	KM_4	W_2	W_3	W_4
Норма	BC B	BC B	BC B	H HC	H	H
Хронічна ішемія серця	H HC	H HC	H HC	B	BC B	C
ГКН серця	HC C	HC C	C BC	C BC	HC C	BC B

На основі таблиці 3.5 можна вивести три моделі нечітких вирішальних правила ППР при аналізі ММЗ типу ΔM із визначенням функцій належності груп «норма», «ішемія», «коронарна недостатність»:

$$Z_{\Delta M}^{норма}(TM_3, FthM_4, KM_4, W_2, W_3, W_4) \quad ; \quad Z_{\Delta M}^{ішемія}(TM_3, FthM_4, KM_4, W_2, W_3, W_4) \quad ;$$

$$Z_{\Delta M}^{СН}(TM_3, FthM_4, KM_4, W_2, W_3, W_4).$$

Вирішальне правило для оцінювання належності зразка класу «норма» при оцінюванні параметра ΔM :

$$Z_{VM}^{норма} = \mu^{BC}(TM_3) \wedge \mu^{BC}(FthM_4) \wedge \mu^{BC}(KM_4) \wedge \mu^H(W_2) \wedge \mu^H(W_3) \wedge \mu^H(W_4) \vee$$

$$\vee \mu^B(TM_3) \wedge \mu^B(FthM_4) \wedge \mu^B(KM_4) \wedge \mu^{HC}(W_2) \wedge \mu^H(W_3) \wedge \mu^H(W_4) \vee$$

$$\vee \mu^{BC}(TM_3) \wedge \mu^B(FthM_4) \wedge \mu^{BC}(KM_4) \wedge \mu^{HC}(W_2) \wedge \mu^H(W_3) \wedge \mu^H(W_4) \vee$$

$$\begin{aligned}
& \vee \mu^B(TM_3) \wedge \mu^{BC}(FthM_4) \wedge \mu^B(KM_4) \wedge \mu^H(W_2) \wedge \mu^H(W_3) \wedge \mu^H(W_4) \vee \\
& \vee \mu^{BC}(TM_3) \wedge \mu^{BC}(FthM_4) \wedge \mu^{BC}(KM_4) \wedge \mu^{HC}(W_2) \wedge \mu^H(W_3) \wedge \mu^H(W_4) \vee \\
& \vee \mu^B(TM_3) \wedge \mu^B(FthM_4) \wedge \mu^B(KM_4) \wedge \mu^H(W_2) \wedge \mu^H(W_3) \wedge \mu^H(W_4).
\end{aligned} \tag{3.6}$$

Вирішальне правило для оцінювання належності зразка класу «XI» при оцінюванні параметра ΔM :

$$\begin{aligned}
Z_{VM}^{iшeмiя} = & \mu^H(TM_3) \wedge \mu^H(FthM_4) \wedge \mu^H(KM_4) \wedge \mu^B(W_2) \wedge \mu^{BC}(W_3) \wedge \mu^C(W_4) \vee \\
& \vee \mu^{HC}(TM_3) \wedge \mu^{HC}(FthM_4) \wedge \mu^{HC}(KM_4) \wedge \mu^B(W_2) \wedge \mu^B(W_3) \wedge \mu^C(W_4) \vee \\
& \vee \mu^H(TM_3) \wedge \mu^{HC}(FthM_4) \wedge \mu^{HC}(KM_4) \wedge \mu^B(W_2) \wedge \mu^B(W_3) \wedge \mu^C(W_4) \vee \\
& \vee \mu^{HC}(TM_3) \wedge \mu^H(FthM_4) \wedge \mu^H(KM_4) \wedge \mu^B(W_2) \wedge \mu^{BC}(W_3) \wedge \mu^C(W_4) \vee \\
& \vee \mu^H(TM_3) \wedge \mu^{HC}(FthM_4) \wedge \mu^H(KM_4) \wedge \mu^B(W_2) \wedge \mu^B(W_3) \wedge \mu^C(W_4) \vee \\
& \vee \mu^{HC}(TM_3) \wedge \mu^H(FthM_4) \wedge \mu^{HC}(KM_4) \wedge \mu^B(W_2) \wedge \mu^{BC}(W_3) \wedge \mu^C(W_4) \vee \\
& \vee \mu^H(TM_3) \wedge \mu^H(FthM_4) \wedge \mu^H(KM_4) \wedge \mu^B(W_2) \wedge \mu^B(W_3) \wedge \mu^C(W_4) \vee \\
& \vee \mu^{HC}(TM_3) \wedge \mu^{HC}(FthM_4) \wedge \mu^{HC}(KM_4) \wedge \mu^B(W_2) \wedge \mu^{BC}(W_3) \wedge \mu^C(W_4).
\end{aligned} \tag{3.7}$$

Вирішальне правило для оцінювання належності зразка класу «CH» при оцінюванні параметра ΔM :

$$\begin{aligned}
Z_{VM}^{ГKH} = & \mu^{HC}(TM_3) \wedge \mu^{HC}(FthM_4) \wedge \mu^C(KM_4) \wedge \mu^C(W_2) \wedge \mu^{HC}(W_3) \wedge \mu^{BC}(W_4) \vee \\
& \vee \mu^C(TM_3) \wedge \mu^C(FthM_4) \wedge \mu^{BC}(KM_4) \wedge \mu^{BC}(W_2) \wedge \mu^C(W_3) \wedge \mu^B(W_4) \vee \\
& \vee \mu^{HC}(TM_3) \wedge \mu^C(FthM_4) \wedge \mu^{BC}(KM_4) \wedge \mu^{BC}(W_2) \wedge \mu^C(W_3) \wedge \mu^B(W_4) \vee \\
& \vee \mu^C(TM_3) \wedge \mu^{HC}(FthM_4) \wedge \mu^C(KM_4) \wedge \mu^C(W_2) \wedge \mu^{HC}(W_3) \wedge \mu^{BC}(W_4) \vee \\
& \vee \mu^{HC}(TM_3) \wedge \mu^C(FthM_4) \wedge \mu^C(KM_4) \wedge \mu^{BC}(W_2) \wedge \mu^{HC}(W_3) \wedge \mu^B(W_4) \vee \\
& \vee \mu^C(TM_3) \wedge \mu^{HC}(FthM_4) \wedge \mu^{BC}(KM_4) \wedge \mu^C(W_2) \wedge \mu^C(W_3) \wedge \mu^{BC}(W_4) \vee \\
& \vee \mu^{HC}(TM_3) \wedge \mu^{HC}(FthM_4) \wedge \mu^C(KM_4) \wedge \mu^{BC}(W_2) \wedge \mu^C(W_3) \wedge \mu^B(W_4) \vee \\
& \vee \mu^C(TM_3) \wedge \mu^C(FthM_4) \wedge \mu^{BC}(KM_4) \wedge \mu^C(W_2) \wedge \mu^{HC}(W_3) \wedge \mu^{BC}(W_4).
\end{aligned} \tag{3.8}$$

Далі знаходять максимальне значення із трьох обчислених вище значень функцій належності $\max(Z_{\Delta M}^{нормa}, Z_{\Delta M}^{XI}, Z_{\Delta M}^{CH})$.

За тим, до якого класу належить максимальне значення, і приймається рішення щодо діагнозу.

3.3.2 Розробка вирішальних правил для нечіткої діагностики за M_{44}

Таблиця 3.6 з інформативними параметрами діагностики за інваріантою M_{44} наведена нижче.

Вона отримана на основі таблиці 3.1, з видаленням всіх даних по тих параметрах, які перетинались, що відповідає результату діагностики «невизначеність».

Таблиця 3.6 - Середнє і стандартне відхилення інформативних оцінок розподілів інваріанти M_{44} тканини міокарда при хронічній ішемії та серцевій недостатності

Ознака	Норма	Хронічна ішемія серця	ГКН серця
FM ₁	0,27 ± 0,021	0,45 ± 0,035	0,36 ± 0,034
TM ₃	1,31 ± 0,011	0,68 ± 0,058	1,14 ± 0,100
FthM ₄	1,18 ± 0,071	0,73 ± 0,069	0,97 ± 0,082
KM ₃	0,56 ± 0,041	1,23 ± 0,081	0,76 ± 0,061
KM ₄	0,79 ± 0,034	1,44 ± 0,12	0,93 ± 0,081
W ₁	0,027 ± 0,021	0,03 ± 0,0025	0,045 ± 0,0037
W ₂	0,19 ± 0,014	0,23 ± 0,017	0,16 ± 0,013
W ₃	0,44 ± 0,039	0,55 ± 0,046	0,36 ± 0,034

Розділимо діапазони змінювання величини кожної інформативної ознаки фазового елемента матриці Мюллера M_{44} , на 5 піддіапазонів. Це пов'язано із накладанням на весь діапазон змінювання ознаки послідовності нечітких термів Н, НС, С, ВС, В .

Отримані результати представимо в таблиці 3.7.

Таблиця 3.7 – Значення величини діапазонів змінювання інформативних ознак параметру M_{44} після введення нечітких термів

Ознака	H	HC	C	BC	B
FM_1	$0.24 \div 0.243$	$0.243 \div 0.249$	$0.249 \div 0.39$	$0.39 \div 0.45$	$0.45 \div 0.48$
TM_3	$0.63 \div 0.716$	$0.716 \div 0.888$	$0.888 \div 1.06$	$1.06 \div 1.232$	$1.232 \div 1.32$
$FthM_4$	$0.67 \div 0.742$	$0.742 \div 0.886$	$0.886 \div 1.03$	$1.03 \div 1.174$	$1.174 \div 1.25$
KM_3	$0.52 \div 0.618$	$0.618 \div 0.814$	$0.814 \div 1.01$	$1.01 \div 1.206$	$1.206 \div 1.31$
KM_4	$0.76 \div 0.86$	$0.86 \div 1.06$	$1.06 \div 1.26$	$1.26 \div 1.46$	$1.46 \div 1.56$
W_1	$0.006 \div 0.011$	$0.011 \div 0.021$	$0.021 \div 0.031$	$0.031 \div 0.041$	$0.041 \div 0.048$
W_2	$0.15 \div 0.16$	$0.16 \div 0.18$	$0.18 \div 0.20$	$0.20 \div 0.22$	$0.22 \div 0.24$
W_3	$0.33 \div 0.36$	$0.36 \div 0.42$	$0.42 \div 0.48$	$0.48 \div 0.54$	$0.54 \div 0.59$

На основі таблиці 3.7 можна вивести три моделі нечітких вирішальних правила ППР при аналізі ММЗ типу M_{44} із визначенням функцій належності груп «норма», «ішемія», «коронарна недостатність»:

$$Z_{M_{44}}^{норма}(FM_1, TM_3, FthM_4, KM_3, KM_4, W_1, W_2, W_3) \quad ;$$

$$Z_{M_{44}}^{ішемія}(FM_1, TM_3, FthM_4, KM_3, KM_4, W_1, W_2, W_3) \quad ;$$

$$Z_{M_{44}}^{ГКН}(FM_1, TM_3, FthM_4, KM_3, KM_4, W_1, W_2, W_3).$$

Вирішальне правило для оцінювання належності зразка класу «норма» при оцінюванні параметра M_{44} :

$$\begin{aligned}
 Z_{M_{44}}^{норма} = & \mu^H(FM_1) \wedge \mu^B(TM_3) \wedge \mu^{BC}(FthM_4) \wedge \mu^H(KM_3) \wedge \mu^H(KM_4) \wedge \mu^H(W_1) \wedge \mu^C(W_2) \\
 & \wedge \mu^{HC}(W_3) \vee \\
 & \vee \mu^{HC}(FM_1) \wedge \mu^B(TM_3) \wedge \mu^{BC}(FthM_4) \wedge \mu^H(KM_3) \wedge \mu^H(KM_4) \wedge \mu^H(W_1) \wedge \mu^C(W_2) \wedge \mu^{HC}(W_3) \vee \\
 & \vee \mu^C(FM_1) \wedge \mu^B(TM_3) \wedge \mu^{BC}(FthM_4) \wedge \mu^H(KM_3) \wedge \mu^H(KM_4) \wedge \mu^H(W_1) \wedge \mu^C(W_2) \wedge \mu^{HC}(W_3) \vee \\
 & \vee \mu^H(FM_1) \wedge \mu^B(TM_3) \wedge \mu^B(FthM_4) \wedge \mu^H(KM_3) \wedge \mu^H(KM_4) \wedge \mu^H(W_1) \wedge \mu^C(W_2) \wedge \mu^{HC}(W_3) \vee
 \end{aligned}$$

[illegible]

$$\begin{aligned}
& \vee \mu^{HC}(FM_1) \wedge \mu^B(TM_3) \wedge \mu^{BC}(FthM_4) \wedge \mu^H(KM_3) \wedge \mu^H(KM_4) \wedge \mu^{BC}(W_1) \wedge \mu^C(W_2) \wedge \mu^{HC}(W_3) \vee \\
& \vee \mu^C(FM_1) \wedge \mu^B(TM_3) \wedge \mu^{BC}(FthM_4) \wedge \mu^H(KM_3) \wedge \mu^H(KM_4) \wedge \mu^{BC}(W_1) \wedge \mu^C(W_2) \wedge \mu^{HC}(W_3) \vee \\
& \vee \mu^H(FM_1) \wedge \mu^B(TM_3) \wedge \mu^{BC}(FthM_4) \wedge \mu^H(KM_3) \wedge \mu^H(KM_4) \wedge \mu^{BC}(W_1) \wedge \mu^C(W_2) \wedge \mu^C(W_3) \vee \\
& \vee \mu^{HC}(FM_1) \wedge \mu^B(TM_3) \wedge \mu^{BC}(FthM_4) \wedge \mu^H(KM_3) \wedge \mu^H(KM_4) \wedge \mu^{BC}(W_1) \wedge \mu^C(W_2) \wedge \mu^C(W_3) \vee \\
& \vee \mu^C(FM_1) \wedge \mu^B(TM_3) \wedge \mu^{BC}(FthM_4) \wedge \mu^H(KM_3) \wedge \mu^H(KM_4) \wedge \mu^{BC}(W_1) \wedge \mu^C(W_2) \wedge \mu^C(W_3) \vee \\
& \vee \mu^H(FM_1) \wedge \mu^B(TM_3) \wedge \mu^B(FthM_4) \wedge \mu^H(KM_3) \wedge \mu^H(KM_4) \wedge \mu^{BC}(W_1) \wedge \mu^C(W_2) \wedge \mu^C(W_3) \vee \\
& \vee \mu^{HC}(FM_1) \wedge \mu^B(TM_3) \wedge \mu^B(FthM_4) \wedge \mu^H(KM_3) \wedge \mu^H(KM_4) \wedge \mu^{BC}(W_1) \wedge \mu^C(W_2) \wedge \mu^C(W_3) \vee \\
& \vee \mu^C(FM_1) \wedge \mu^B(TM_3) \wedge \mu^B(FthM_4) \wedge \mu^H(KM_3) \wedge \mu^H(KM_4) \wedge \mu^{BC}(W_1) \wedge \mu^C(W_2) \wedge \mu^C(W_3) \vee \\
& \vee \mu^H(FM_1) \wedge \mu^B(TM_3) \wedge \mu^B(FthM_4) \wedge \mu^H(KM_3) \wedge \mu^H(KM_4) \wedge \mu^B(W_1) \wedge \mu^C(W_2) \wedge \mu^C(W_3) \vee \\
& \vee \mu^{HC}(FM_1) \wedge \mu^B(TM_3) \wedge \mu^B(FthM_4) \wedge \mu^H(KM_3) \wedge \mu^H(KM_4) \wedge \mu^B(W_1) \wedge \mu^C(W_2) \wedge \mu^C(W_3) \vee \\
& \vee \mu^C(FM_1) \wedge \mu^B(TM_3) \wedge \mu^B(FthM_4) \wedge \mu^H(KM_3) \wedge \mu^H(KM_4) \wedge \mu^B(W_1) \wedge \mu^C(W_2) \wedge \mu^C(W_3) \vee \\
& \vee \mu^H(FM_1) \wedge \mu^B(TM_3) \wedge \mu^{BC}(FthM_4) \wedge \mu^H(KM_3) \wedge \mu^H(KM_4) \wedge \mu^B(W_1) \wedge \mu^C(W_2) \wedge \mu^C(W_3) \vee \\
& \vee \mu^{HC}(FM_1) \wedge \mu^B(TM_3) \wedge \mu^{BC}(FthM_4) \wedge \mu^H(KM_3) \wedge \mu^H(KM_4) \wedge \mu^B(W_1) \wedge \mu^C(W_2) \wedge \mu^C(W_3) \vee \\
& \vee \mu^C(FM_1) \wedge \mu^B(TM_3) \wedge \mu^{BC}(FthM_4) \wedge \mu^H(KM_3) \wedge \mu^H(KM_4) \wedge \mu^B(W_1) \wedge \mu^C(W_2) \wedge \mu^C(W_3) \vee \\
& \vee \mu^H(FM_1) \wedge \mu^B(TM_3) \wedge \mu^{BC}(FthM_4) \wedge \mu^H(KM_3) \wedge \mu^H(KM_4) \wedge \mu^B(W_1) \wedge \mu^C(W_2) \wedge \mu^{HC}(W_3) \vee \\
& \vee \mu^{HC}(FM_1) \wedge \mu^B(TM_3) \wedge \mu^{BC}(FthM_4) \wedge \mu^H(KM_3) \wedge \mu^H(KM_4) \wedge \mu^B(W_1) \wedge \mu^C(W_2) \wedge \mu^{HC}(W_3) \vee \\
& \vee \mu^C(FM_1) \wedge \mu^B(TM_3) \wedge \mu^{BC}(FthM_4) \wedge \mu^H(KM_3) \wedge \mu^H(KM_4) \wedge \mu^B(W_1) \wedge \mu^C(W_2) \wedge \mu^{HC}(W_3) \vee \\
& \vee \mu^H(FM_1) \wedge \mu^B(TM_3) \wedge \mu^B(FthM_4) \wedge \mu^H(KM_3) \wedge \mu^H(KM_4) \wedge \mu^B(W_1) \wedge \mu^C(W_2) \wedge \mu^{HC}(W_3) \vee \\
& \vee \mu^{HC}(FM_1) \wedge \mu^B(TM_3) \wedge \mu^B(FthM_4) \wedge \mu^H(KM_3) \wedge \mu^H(KM_4) \wedge \mu^B(W_1) \wedge \mu^C(W_2) \wedge \mu^{HC}(W_3) \vee \\
& \vee \mu^C(FM_1) \wedge \mu^B(TM_3) \wedge \mu^B(FthM_4) \wedge \mu^H(KM_3) \wedge \mu^H(KM_4) \wedge \mu^B(W_1) \wedge \mu^C(W_2) \wedge \mu^{HC}(W_3)
\end{aligned}$$

Аналогічним чином було виведено і два інших вирішальних правила для оцінювання належності зразка класу «ХІ» та класу «СН» при оцінюванні

параметра $M_{44} : Z_{M_{44}}^{ішемія}(FM_1, TM_3, FthM_4, KM_3, KM_4, W_1, W_2, W_3) ;$

$Z_{M_{44}}^{ГКН}(FM_1, TM_3, FthM_4, KM_3, KM_4, W_1, W_2, W_3)$. Вони тут не наводяться у зв'язку

із очевидністю процесу виведення та за рахунок того, що мають значний обсяг.

Далі знаходять максимальне значення із трьох обчислених вище значень функцій належності $\max(Z_{\Delta M}^{норма}, Z_{\Delta M}^{XI}, Z_{\Delta M}^{CH})$, за яким приймають рішення.

3.4 Розробка програмних модулів аналізу мюллер-матричних інваріантів

Програмне забезпечення ІВС для оброблення, аналізу та підтримки прийняття рішення при діагностиці БШ за азимутально незалежними інваріантами, розроблено на об'єктно-орієнтованій мові Java.

В основу розробки програмного забезпечення покладено об'єктно-орієнтований підхід. При його застосуванні було синтезовано UML-діаграму класів роботи системи, подану на рисунку 3. 7.

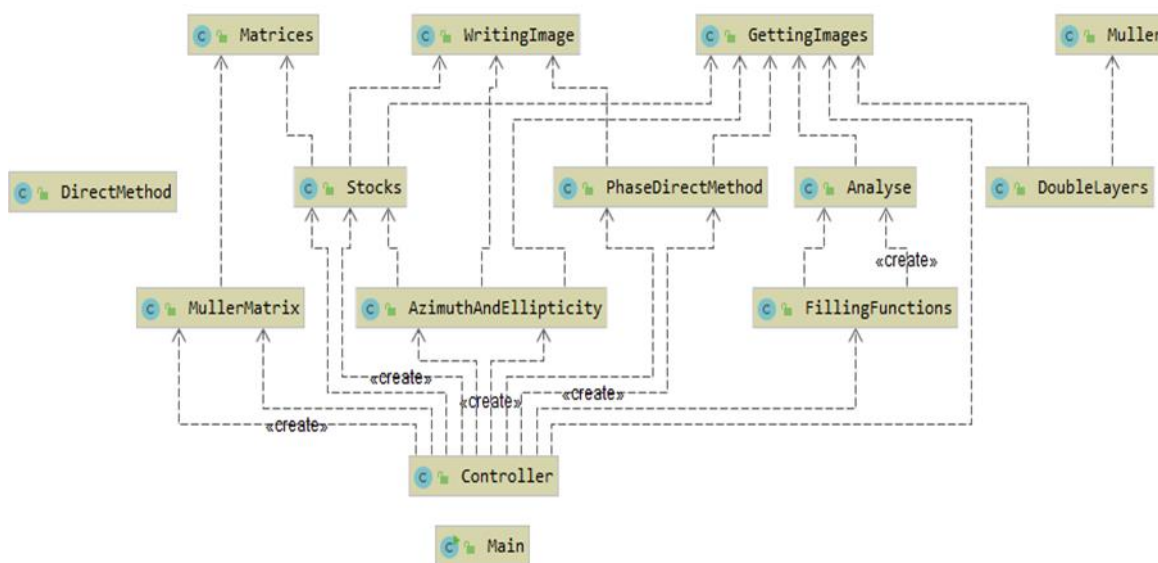


Рисунок 3.7 – UML -діаграма класів програмної реалізації обробки та аналізу в ІВС

Основними класами в загальній структурі програмного забезпечення ІВС, показаного на рисунку 3.7, є нижченазвані класи:

- клас Main для проведення процесів запуску та ініціалізації стартового вікна додатку;
- клас Controller для здійснення взаємодії з графічним інтерфейсом;

- класи WritingImages, GettingImages, Matrices мають службове призначення для роботи з матрицями;
- клас AzimuthAndEllipticity, Stocks та клас MullerMatrix призначені для формування параметрів азимуту та еліптичності поляризації зображення БШ, а також для визначення вектора Стокса матриці Мюллера БШ;
- клас аналізу Analyse призначено для різних видів статистичного, кореляційного, вейвлет аналізу та інтелектуального аналізу у вигляді підтримки прийняття діагностичного рішення.

Саме класу Analyse приділялась основна увага в даній роботі, оскільки вносились зміни по розширенню функціональних можливостей програмного забезпечення ІВС6 за рахунок доданого блоку вейвлет-аналізу та блоку підтримки прийняття рішення.

Для проведення вейвлет-аналізу вимірних поляризаційно інваріантних розподілів $\Delta M(x, y), M_{44}(x, y)$ чи інших із 11 можливих було розроблено блок-схему обчислень, наведену на рисунку 2.9. Важливу роль при вейвлет аналізу відіграють як вибір максимального параметра масштабування, такі вибір самого вигляду вейвлет функції.

З програмної точки зору було застосовано можливості додаткової бібліотеки PyWavelets (застосовуємо Python, стикуючи його з попередньо розробленим функціоналом на Java). З допомогою PyWavelets реалізуємо стиснення зображення з дискретним вейвлет перетворенням [40] або частотний аналіз із неперервним вейвлет перетворенням.

Можна використати різні функції для вейвлет-аналізу. Наприклад, використаємо вейвлет функцію Гауса другого порядку [40]:

$$\psi(t) = 2C * e^{-t^2}, \quad (3.9)$$

де C - константа нормалізації.

Код, який реалізує вейвлет перетворення наведено на рисунку 3.8.

На рисунку 3.9 показано зображення, що є результатом вейвлет аналізу, після усереднення яких отримаємо усереднені вейвлет коефіцієнтів.

```
def compute_wavelet_coeficient(image, wavelet='gaus2', a=128):
    res = np.zeros((a-1, image.shape[1]))
    widths = np.arange(1, a)
    for i, row in enumerate(image):
        cwtmatr, freqs = pywt.cwt(row, widths, wavelet)
        cwtmatr = np.array(cwtmatr.real)
        res += cwtmatr / image.shape[0]
    return res
```

Рисунок 3.8 – Фрагмент коду з вейвлет -аналізом

На рисунку 3.9, рисунку 3.10 подамо результати вейвлет аналізу $W_{a,b}$ поляризаційно інваріантного ММЗ типу M_{44} при різних значеннях масштабних перерізів $C_{a=15,b}$ та $C_{a=55,b}$ відповідно для групи з серцевою недостатністю та групи з ішемією, а для параметра ΔM відповідні результати подано на рисунку 3.11 та рисунку 3.12. Ці результати отримано шляхом застосування коду на рисунку 3.8, імплементованого в загальну структуру програмного забезпечення системи.

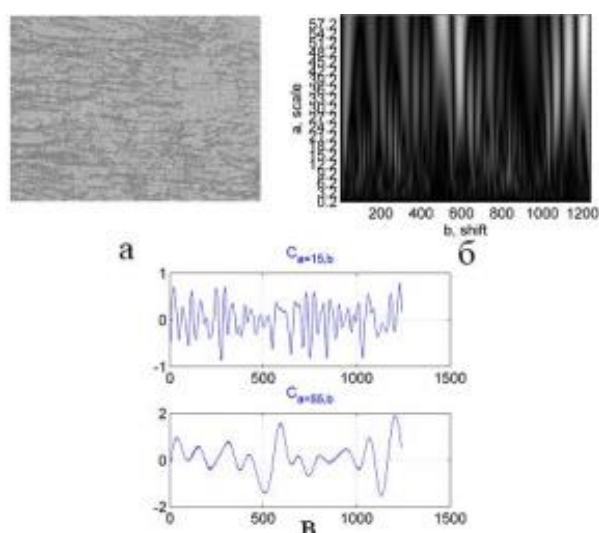


Рисунок 3.9 – Вейвлет аналіз азимутально інваріантного ММЗ типу M_{44} при серцевій недостатності: вигляд розподілу M_{44} (а); вейвлет коефіцієнти $W_{a,b}$ (б); перерізи вейвлет коефіцієнтів з масштабними коефіцієнтами $C_{a=15,b}$, $C_{a=55,b}$

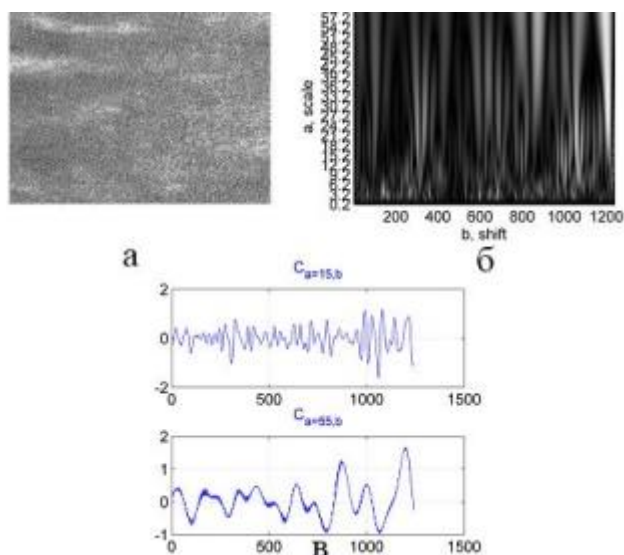


Рисунок 3.10 – Вейвлет аналіз азимутально інваріантного ММЗ типу M_{44} при XI: вигляд розподілу M_{44} (а); вейвлет коефіцієнти $W_{a,b}$ (б); перерізи вейвлет коефіцієнтів з масштабними коефіцієнтами $C_{a=15,b}$, $C_{a=55,b}$

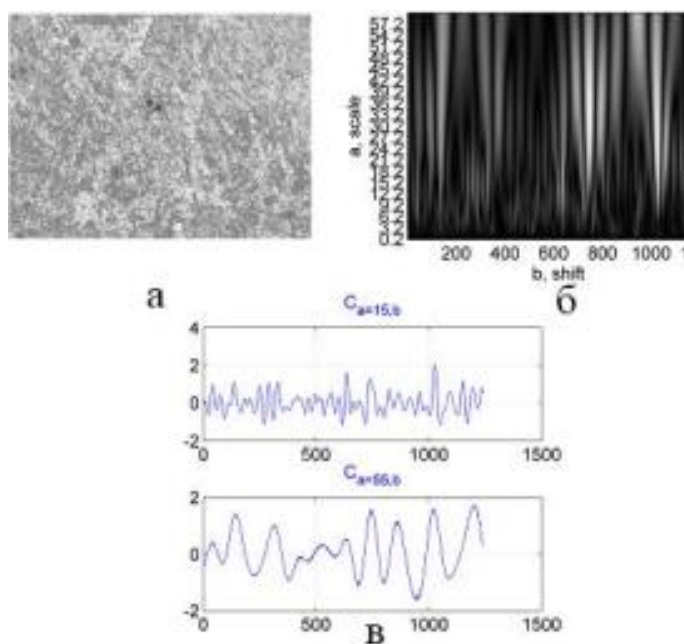


Рисунок 3.11 – Вейвлет аналіз азимутально інваріантного ММЗ типу ΔM при СН: вигляд розподілу ΔM (а); вейвлет коефіцієнти $W_{a,b}$ (б); перерізи вейвлет коефіцієнтів з масштабними коефіцієнтами $C_{a=15,b}$, $C_{a=55,b}$

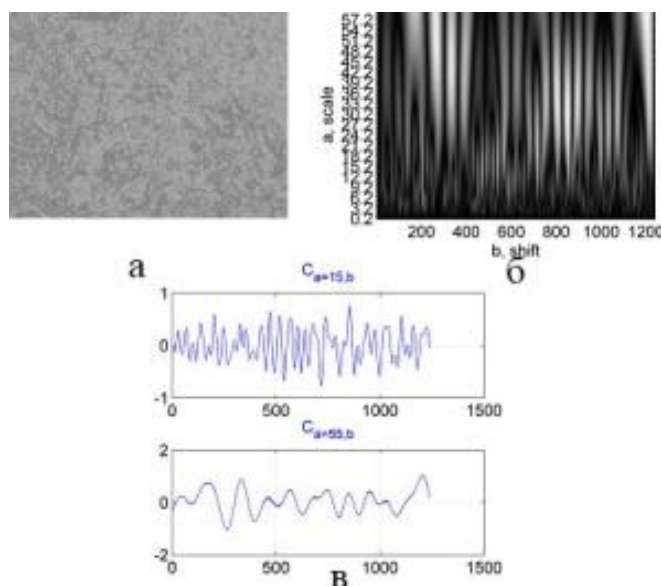


Рисунок 3.12 – Вейвлет аналіз азимутально інваріантного ММЗ типу ΔM при XI: вигляд розподілу ΔM (а); вейвлет коефіцієнти $W_{a,b}$ (б); перерізи вейвлет коефіцієнтів з масштабними коефіцієнтами $C_{a=15,b}$, $C_{a=55,b}$

В додатку Г.1 подано лістинг програми для статистичного та вейвлет-аналізу зображень в ІВС.

Лістинг програмного забезпечення для реалізації вирішальних правил на нечіткій логіці наведено в додатку Г.2, а отримані результати його роботи для перевірки одного із класів наведено в додатку Г.3.

3.5. Оцінка технічних характеристик розробленої ІВС при діагностиці міокарда

З теорії похибок відомо, що абсолютна похибка вимірювання параметру $F(y_1, y_2, \dots, y_n)$ може бути оцінена за формулою

$$\Delta F(y_1, \dots, y_n) = \sqrt{\sum \left(\frac{\partial F(\overline{y_n})}{\partial y_n} \Delta y_n \right)^2}, \quad (3.10)$$

$\overline{y_n}$ – середнє значення вимірюваного параметра.

За умови відсутності необхідної інформації для проведення розрахунків з оцінювання похибок вимірювання елементів матриці Мюллера, які залежать від типу анізотропії досліджуваного об'єкта чи середовища, використовуємо інший підхід. Тому було досліджено похибку визначення азимутально незалежного елементу M_{44} для тестового об'єкта два способами: спочатку визначили ММЗ типу M_{44} за допомогою розробленої системи, а потім порівняли отримане значення із відомим з літератури [39].

За тестовий об'єкт взято 5% розчин глюкози у дистильованій воді, для якого відома матриця Мюллера, записана у вигляді

$$M = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0,984 & 0,174 & 0 \\ 0 & -0,174 & 0,984 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \end{pmatrix}. \quad (3.11)$$

В результаті проведення експерименту було отримано таку гістограму похибок вимірювання ΔM_{44} , яку поданно на рисунку 3.13.

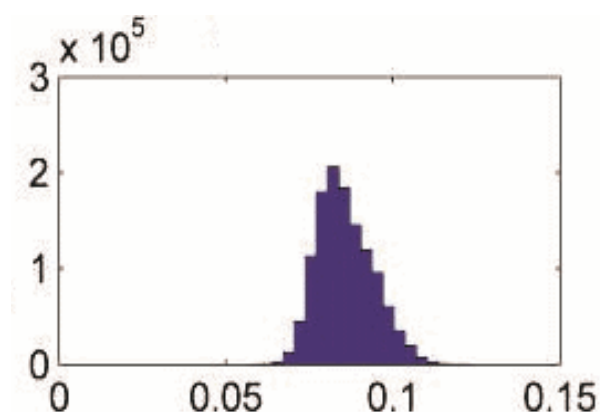


Рисунок 3.13 – Гістограма розподілу похибок ΔM_{44} для розчину глюкози

Опрацювання отриманого розподілу похибок дозволило встановити її середнє значення на рівні $\overline{\Delta M_{44}} = 0,098$ при середньоквадратичному відхиленні $\sigma = 0,026$.

Важливим є оцінювання достовірності діагностики БШ в розробленій системі за допомогою удосконаленого методу.

При проведенні експерименту використаємо лише дві групи зразків БШ створеної бази, наприклад, для диференціації зразків «норма» та «ішемія» (по 21 зразку в кожній групі, всього 42 зразки). Можливі ще диференція зразків «норма» - «серцева недостатність» та «ішемія»- «серцева недостатність».

Запишемо в таблицю 3.7 результати з перевірки гіпотези на формування рішення : «діагностовано ішемію» при використанні вибірки обсягом 42 зразки.

В таблиці 3.7 буде таке позначення: TP - правильне рішення «діагностовано хронічну ішемію», TN - правильне рішення «стан норма», FP – хибне рішення «діагностовано хронічну ішемію», FN – хибне рішення про «стан здоровий».

Таблиця 3.7 –Достовірність диференціації діагнозів «норма»-«хронічна ішемія» міокарда за методами азимутально-інваріантної мюллер-поляриметричної мікроскопії БШ

№з/п	Вид вимірюваного параметру	Вид та кількість рішень				Оцінка достовірності, %
		TP	FP	TN	FN	
1	Вимірювання, аналіз M_{44} біологічного шару міокарду в системі із ППР	20	1	20	1	95,2%
2	Вимірювання, аналіз ΔM біологічного шару міокарду в системі із ППР	19	2	20	1	92,8%
3	Вимірювання та аналіз $M_{11}, M_{14}, M_{41}, M_{44}$ біологічного шару в системі мюллер-поляриметрії (Чернівці) – прототип [29]	19	2	18	3	88%

Достовірність D в таблиці 3.7 визначаємо за відомою формулою

$$D = \frac{TP + TN}{N}, \quad (3.12)$$

де TP - правильне рішення «діагностовано хронічну ішемію», TN - правильне рішення «стан норма».

З таблиці 3.7 видно, що метод азимутально незалежної мюллер-матричної мікроскопії за обома параметрами M_{44} та ΔM дозволяє підвищити достовірність діагностики хронічної ішемії в ІВС у порівнянні із прототипом. Маємо збільшення достовірності при дослідженні M_{44} на 7,2% у порівнянні із прототипом та на 4,8% при дослідженні параметру ΔM .

Отже, в розробленій ІВС досягнуто розширення функціональних можливостей системи при покращенні достовірності діагностики БШ за удосконаленим методом.

3.6 Висновки за розділом 3

Показана реалізація розроблюваної системи як модифікація макету багатопараметричної лазерної поляриметрії.

Отримано результати експериментальних вимірювань та аналізу мюллер-матричних інваріантів зрізів міокарду при нормі, ішемії та гострій коронарній недостатності.

Розроблено вирішальні правила автоматизованого нечіткого діагностичного рішення в ІВС з мюллер-матричними інваріантами та їх програмну реалізацію.

Визначено точність вимірювань та достовірність діагностичного методу на основі розробленої ІВС.

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 «Інформаційно-вимірювальна система для азимутально-інваріантної мюллер-поляриметричної мікроскопії біологічних тканин» 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 «Інформаційно-вимірювальна система для азимутально-інваріантної мюллер-поляриметричної мікроскопії біологічних тканин» 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 [41].

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 висновками	Концепція підтверджена розрахунками	Концепція перевірена на практиці	Перевірено працездатність продукту в реальних умовах
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 великому ринку
3	Ціна продукту значно вища за ціни аналогів	Ціна продукту дещо вища за ціни аналогів	Ціна продукту приблизно дорівнює цінам аналогів	Ціна продукту дещо нижче за ціни аналогів	Ціна продукту значно нижче за ціни аналогів
4	Технічні та споживчі властивості продукту значно гірші, ніж в	Технічні та споживчі властивості продукту трохи гірші, ніж в аналогів	Технічні та споживчі властивості продукту на рівні аналогів	Технічні та споживчі властивості продукту трохи кращі, ніж в	Технічні та споживчі властивості продукту значно кращі, ніж в
5	Експлуатаційні витрати значно вищі, ніж в аналогів	Експлуатаційні витрати дещо вищі, ніж в аналогів	Експлуатаційні витрати на рівні експлуатаційних витрат аналогів	Експлуатаційні витрати трохи нижчі, ніж в аналогів	Експлуатаційні витрати значно нижчі, ніж в аналогів
Ринкові перспективи					
6	Ринок малий і не має позитивної динаміки	Ринок малий, але має позитивну динаміку	Середній ринок з позитивною динамікою	Великий стабільний ринок	Великий ринок з позитивною динамікою
7	Активна конкуренція великих компаній на	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 наявних фахівців	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 відсутні	Потрібні незначні фінансові ресурси. Джерела фінансування відсутні	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-промисловому комплексі	Потрібні дорогі матеріали	Потрібні досяжні та дешеві матеріали	Всі матеріали для реалізації ідеї відомі та давно використовуються у виробництві
11	Термін реалізації ідеї більший за 10 років	Термін реалізації ідеї більший за 5 років. Термін окупності інвестицій більше 10-ти років	Термін реалізації ідеї від 3-х до 5-ти років. Термін окупності інвестицій більше 5-ти років	Термін реалізації ідеї менше 3-х років. Термін окупності інвестицій від 3-х до 5-ти років	Термін реалізації ідеї менше 3-х років. Термін окупності інвестицій менше 3-х років
12	Необхідна розробка регламентних документів та отримання великої кількості дозвільних документів на виробництво та реалізацію продукту	Необхідно отримання великої кількості дозвільних документів на виробництво та реалізацію продукту, що вимагає значних коштів та часу	Процедура отримання дозвільних документів для виробництва та реалізації продукту вимагає незначних коштів та часу	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	3	3	3
2. Ринкові переваги (наявність аналогів)	2	3	2
3. Ринкові переваги (ціна продукту)	2	1	3
4. Ринкові переваги (технічні властивості)	3	3	2
5. Ринкові переваги (експлуатаційні витрати)	2	2	2
6. Ринкові перспективи (розмір ринку)	2	2	2
7. Ринкові перспективи (конкуренція)	2	3	2
8. Практична здійсненність (наявність фахівців)	3	3	4
9. Практична здійсненність (наявність фінансів)	2	3	2
10. Практична здійсненність (необхідність нових матеріалів)	2	2	1
11. Практична здійсненність (термін реалізації)	3	3	4
12. Практична здійсненність (розробка документів)	4	4	4
Сума балів	30	32	31
Середньоарифметична сума балів $СБ_c$	31,0		

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 [41].

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 «Інформаційно-вимірювальна система для азимутально-інваріантної мюллер-поляриметричної мікроскопії біологічних тканин» становить 31,0 бала, 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 розраховуємо за формулою [42]:

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

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:

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;

для показників, зростання яких вказує на погіршення в лінійній залежності якості нової розробки:

$$\beta_i = \frac{I_{ai}}{I_{ni}}; \quad (4.3)$$

Використовуючи наведені залежності можемо проаналізувати та порівняти техніко-економічні характеристики аналогу та розробки на основі отриманих наявних та проектних показників, а результати порівняння зведемо 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	Пито- ма вага показн ика
Кількість методів вимірювання	од.	2	4	2	0,25
Достовірність діагностики	%	88	95,2; 92,8 (залежно від виду вимірюваного параметру)	1	0,3
Чутливість системи	бал	8	10	1,3	0,15
Напрацювання на збій	год	10000	15000	1,5	0,2
Кількість базових компонентів системи	од.	9	14	1,5	0,1

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

$$B_n = \sum_{i=1}^k \alpha_i \cdot \beta_i = 2 \cdot 0,25 + 1 \cdot 0,3 + 1,3 \cdot 0,15 + 1,5 \cdot 0,2 + 1,5 \cdot 0,1 = 1,45.$$

Отже за технічними параметрами, згідно узагальненого коефіцієнту якості розробки, науково-технічна розробка переважає існуючі аналоги приблизно в 1,45 рази.

4.3 Розрахунок витрат на проведення науково-дослідної роботи

Витрати, пов'язані з проведенням науково-дослідної роботи на тему «Інформаційно-вимірювальна система для азимутально-інваріантної мюллер-поляриметричної мікроскопії біологічних тканин», 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 [41]:

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

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.

$$З_o = 18400,00 \cdot 26 / 22 = 21745,45 \text{ грн.}$$

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
Керівник проекту	18400,00	772,73	26	21745,45
Інженер-розробник лазерних технологій та оптотехніки	15900,00	722,73	26	18790,91
Всього				40536,36

Основна заробітна плата робітників

Витрати на основну заробітну плату робітників ($З_p$) за відповідними найменуваннями робіт НДР на тему «Інформаційно-вимірювальна система для азимутально-інваріантної мюллер-поляриметричної мікроскопії біологічних тканин» розраховуємо за формулою:

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

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:

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

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) [41];

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.

$$C_1 = 8000,00 \cdot 1,10 \cdot 1,15 / (22 \cdot 8) = 57,50 \text{ грн.}$$

$$З_{p1} = 57,50 \cdot 8,00 = 460,00 \text{ грн.}$$

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
Розміщення обладнання	8,00	2	1,10	57,50	460,00
Контроль компонентів та комплектуючих	0,75	5	1,70	88,86	66,64
Монтаж обладнання	4,35	2	1,10	57,50	250,12
Монтаж досліджуваних блоків	2,80	5	1,70	88,86	248,80
Налаштування системи	2,00	3	1,35	70,57	141,14
Підготовка робочого місця розробника	4,50	2	1,10	57,50	258,75
Всього					1425,45

Додаткова заробітна плата дослідників та робітників

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

$$Z_{\text{дод}} = (Z_o + Z_p) \cdot \frac{H_{\text{дод}}}{100\%}, \quad (4.7)$$

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

$$Z_{\text{дод}} = (40536,36 + 1425,45) \cdot 11 / 100\% = 4615,79 \text{ грн.}$$

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:

$$Z_n = (Z_o + Z_p + Z_{\text{дод}}) \cdot \frac{H_{\text{зн}}}{100\%} \quad (4.8)$$

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

$$Z_n = (40536,36 + 1425,45 + 4615,79) \cdot 22 / 100\% = 10247,72 \text{ грн.}$$

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 «Інформаційно-вимірювальна система для азимутально-інваріантної мюллер-поляриметричної мікроскопії біологічних тканин».

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

$$M = \sum_{j=1}^n H_j \cdot C_j \cdot K_j - \sum_{j=1}^n B_j \cdot C_{ej}, \quad (4.9)$$

де H_j – норма витрат матеріалу j -го найменування, кг; n – кількість видів матеріалів; C_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_{ej} – вартість відходів j -го найменування, грн/кг. $M_1 = 3 \cdot 198,00 \cdot 1,05 - 0 \cdot 0 = 623,70 \text{ грн.}$

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 канцелярський офісний	210,00	3	0	0	705,60
Компакт-диски (CD)	26,00	4	0	0	109,20
Офісна тека	95,00	3	0	0	299,25
Канцелярські товари (ручки, файли, бокси)	185,00	3	0	0	582,75
Тонер для принтера	165,00	1	0	0	173,25
Всього					1870,05

4.3.4 Розрахунок витрат на комплектуючі

Витрати на комплектуючі (K_6), які використовують при проведенні НДР на тему «Інформаційно-вимірювальна система для азимутально-інваріантної мюллер-поляриметричної мікроскопії біологічних тканин», розраховуємо, згідно з їхньою номенклатурою, за формулою:

$$K_6 = \sum_{j=1}^n H_j \cdot C_j \cdot K_j \quad (4.10)$$

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

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

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

$$K_6 = 1 \cdot 2800,00 \cdot 1,05 = 2940,00 \text{ грн.}$$

Проведені розрахунки зведемо до таблиці.

Таблиця 4.8 – Витрати на комплектуючі

Найменування комплектуючих	Кількість, шт.	Ціна за штуку, грн	Сума, грн
Напівпровідниковий лазер (l=632 нм)	1	4320,00	4795,20
Поляризаційний світлофільтр	1	152,00	159,60
Фазові пластинки	2	3719,00	8256,18
Крокові двигуни LDO-42STH48-2804AH-R	4	785,00	3485,40
Всього			16696,38

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:

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

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.

$$B_{спец} = 5890,00 \cdot 1 \cdot 1,11 = 6537,90 \text{ грн.}$$

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 Asus Zenbook 14 OLED UM3406HA-PP014W (ОЗУ 16Гб, SSD 1 Тб, ОС Windows 11 Home)	1	55999,00	62158,89
координатний стіл 30x50см	1	6820,00	7570,20
Всього			69729,09

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:

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

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

$C_{npг.i}$ – 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.

$$B_{прог} = 3400,00 \cdot 1 \cdot 1,01 = 3434,00 \text{ грн.}$$

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
База даних формату SQL	1	850,00	858,50
Всього			4688,55

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:

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

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

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

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

$$A_{обл} = (48560,00 \cdot 2) / (3 \cdot 12) = 2697,78 \text{ грн.}$$

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
Програмно-аналітичний комплекс на основі ПК	48560,00	3	2	2697,78
Графічно-обчислювальний	34299,00	3	2	1905,50

комплекс обробки даних				
Програмні пакети Microsoft Windows, Offise	9430,00	3	2	523,89
Обладнання монтажне	7250,00	5	2	241,67
Місце розробника спеціалізоване	6999,00	5	2	233,30
Офісна оргтехніка	8588,00	5	2	286,27
Приміщення дослідницької лабораторії	422000,00	25	2	2813,33
Принтер Epson St2000	6599,00	5	2	219,97
Всього				8921,71

4.3.8 Паливо та енергія для науково-виробничих цілей

Витрати на силову електроенергію (B_e) розраховуємо за формулою:

$$B_e = \sum_{i=1}^n \frac{W_{yi} \cdot t_i \cdot C_e \cdot K_{eni}}{\eta_i}, \quad (4.14)$$

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

t_i – тривалість роботи обладнання на етапі дослідження, год;

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

K_{eni} – коефіцієнт, що враховує використання потужності, $K_{eni} < 1$;

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

$$B_e = 0,35 \cdot 208,0 \cdot 10,98 \cdot 0,95 / 0,97 = 782,85 \text{ грн.}$$

Проведені розрахунки зведемо до таблиці.

Таблиця 4.12 – Витрати на електроенергію

Найменування обладнання	Встановлена потужність, кВт	Тривалість роботи, год	Сума, грн
Програмно-аналітичний комплекс на основі ПК	0,35	208,0	782,85
Графічно-обчислювальний комплекс обробки даних	0,25	208,0	559,18
Обладнання монтажне	0,12	15,0	19,76
Місце розробника спеціалізоване	0,10	208,0	223,67
Офісна оргтехніка	0,40	1,3	5,71
Принтер Epson St2000	0,26	4,0	11,42
Всього			1602,59

4.3.9 Службові відрядження

До статті «Службові відрядження» дослідної роботи на тему «Інформаційно-вимірювальна система для азимутально-інваріантної мюллер-поляриметричної мікроскопії біологічних тканин» 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:

$$I_{\text{с}} = (Z_{\text{o}} + Z_{\text{p}}) \cdot \frac{H_{\text{іс}}}{100\%}, \quad (4.15)$$

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

$$I_{\text{с}} = (40536,36 + 1425,45) \cdot 55 / 100\% = 23078,99 \text{ грн.}$$

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:

$$B_{\text{нзв}} = (Z_{\text{o}} + Z_{\text{p}}) \cdot \frac{H_{\text{нзв}}}{100\%}, \quad (4.16)$$

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

$$B_{\text{нзв}} = (40536,36 + 1425,45) \cdot 100 / 100\% = 41961,81 \text{ грн.}$$

Витрати на проведення науково-дослідної роботи на тему «Інформаційно-виміррювальна система для азимутально-інваріантної мюллер-поляриметричної мікроскопії біологічних тканин» розраховуємо як суму всіх попередніх статей витрат за формулою:

$$B_{\text{заг}} = Z_o + Z_p + Z_{\text{дод}} + Z_n + M + K_v + B_{\text{специ}} + B_{\text{прз}} + A_{\text{обл}} + B_e + B_{\text{св}} + B_{\text{сп}} + I_v + B_{\text{нзв}}. \quad (4.17)$$

$$B_{\text{заг}} = 40536,36 + 1425,45 + 4615,79 + 10247,72 + 1870,05 + 16696,38 + 69729,09 + 4688,55 + 8921,71 + 1602,59 + 0,00 + 0,00 + 23078,99 + 41961,81 = 225374,49 \text{ грн.}$$

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

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

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

$$ZB = 225374,49 / 0,95 = 237236,30 \text{ грн.}$$

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 тієї чи іншої науково-технічної розробки, є збільшення у потенційного інвестора величини чистого прибутку.

Результати дослідження проведені за темою «Інформаційно-вимірювальна система для азимутально-інваріантної мюллер-поляриметричної мікроскопії біологічних тканин» передбачають комерціалізацію протягом 4-х років реалізації на ринку.

Розробка чи суттєве вдосконалення машини (механізму, приладу, пристрою) для використання кінцевими споживачами.

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

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

Показник	1-й рік	2-й рік	3-й рік	4-й рік
Збільшення кількості споживачів, осіб	500	1000	1500	800

N – кількість споживачів які використовували аналогічний пристрій у році до впровадження результатів нової науково-технічної розробки, прийmemo 10000 осіб;

C_o – вартість пристрою у році до впровадження результатів розробки, прийmemo 24500,00 грн;

$\pm \Delta C_o$ – зміна вартості пристрою від впровадження результатів науково-технічної розробки, прийmemo 1050,75 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 [41]:

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

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 $\rho = 38\%$;

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

Збільшення чистого прибутку 1-го року:

$$\Delta \Pi_1 = (1050,75 \cdot 10000,00 + 25550,75 \cdot 500) \cdot 0,83 \cdot 0,35 \cdot (1 - 0,18/100\%) = 5546213,65 \text{ грн.}$$

Збільшення чистого прибутку 2-го року:

$$\Delta\Pi_2 = (1050,75 \cdot 10000,00 + 25550,75 \cdot 1500) \cdot 0,83 \cdot 0,35 \cdot (1 - 0,18/100\%) = 11632657,81 \text{ грн.}$$

Збільшення чистого прибутку 3-го року:

$$\Delta\Pi_3 = (1050,75 \cdot 10000,00 + 25550,75 \cdot 3000) \cdot 0,83 \cdot 0,35 \cdot (1 - 0,18/100\%) = 20762324,05 \text{ грн.}$$

Збільшення чистого прибутку 4-го року:

$$\Delta\Pi_4 = (1050,75 \cdot 10000,00 + 25550,75 \cdot 3800) \cdot 0,83 \cdot 0,35 \cdot (1 - 0,18/100\%) = 25631479,37 \text{ грн.}$$

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

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

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.

$$\begin{aligned} \Pi\Pi &= 5546213,65/(1+0,12)^1 + 11632657,81/(1+0,12)^2 + 20762324,05/(1+0,12)^3 + \\ &+ 25631479,37/(1+0,12)^4 = 4951976,48 + 9273483,59 + 14778212,16 + 1628968,5 = \\ &= 45292940,74 \text{ грн.} \end{aligned}$$

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

$$PV = k_{инв} \cdot 3B, \quad (4.21)$$

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

$3B$ – загальні витрати на проведення науково-технічної розробки та оформлення її результатів, приймаємо 237236,30 грн.

$$PV = k_{инв} \cdot 3B = 2 \cdot 237236,30 = 474472,60 \text{ грн.}$$

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

$$E_{абс} = ПП - PV \quad (4.22)$$

де $ПП$ – приведена вартість зростання всіх чистих прибутків від можливого впровадження та комерціалізації науково-технічної розробки, 7883927,73 грн;

PV – теперішня вартість початкових інвестицій, 524685,53 грн.

$$E_{абс} = ПП - PV = 45292940,74 - 474472,60 = 44818468,14 \text{ грн.}$$

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

$$E_{\epsilon} = T_{жс} \sqrt{1 + \frac{E_{абс}}{PV}} - 1, \quad (4.23)$$

де $E_{абс}$ – абсолютний економічний ефект вкладених інвестицій, 7359242,20 грн;

PV – теперішня вартість початкових інвестицій, 524685,53 грн;

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

$$E_{\epsilon} = \sqrt[T_{ж}]{1 + \frac{E_{абс}}{PV}} - 1 = (1 + 44818468,14/474472,60)^{1/4} = 3,12.$$

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, приймемо 0,25.

$\tau_{min} = 0,1 + 0,25 = 0,35 < 3,12$ свідчить про те, що внутрішня економічна дохідність інвестицій E_{ϵ} , 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 «Інформаційно-вимірювальна система для азимутально-інваріантної мюллер-поляриметричної мікроскопії біологічних тканин» доцільно.

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

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

де E_{ϵ} – внутрішня економічна дохідність вкладених інвестицій.

$$T_{ок} = 1 / 3,12 = 0,32 \text{ р.}$$

$T_{ок} < 3$ -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 «Інформаційно-вимірювальна система для азимутально-інваріантної мюллер-поляриметричної мікроскопії біологічних тканин» становить 31,0 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 1,45 рази.

Також термін окупності становить 0,32 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 «Інформаційно-вимірювальна система для азимутально-інваріантної мюллер-поляриметричної мікроскопії біологічних тканин».

ВИСНОВКИ

В даній магістерській кваліфікаційній роботі покращено достовірність діагностування біологічних тканин в інформаційно-вимірювальній системі та розширено її функціональні можливості на основі розвитку методів вимірювання та інтелектуалізованого аналізу азимутально незалежних мюллер-інваріантів.

Проведено аналіз поляризаційних методів та інформаційно-вимірювальних систем для азимутально-інваріантної Мюллер-поляриметричної мікроскопії біологічних тканин.

Було розвинуто методи вимірювання мюллер-інваріантів мікроскопічних зображень оптично тонких БТ за рахунок вимірювання та аналізу одинадцяти азимутально незалежних розподілів ММЗ, їх інваріантних комбінацій та інваріантних довжин векторів. До переліку цих параметрів додано компоненту

$$\Delta M = \frac{M_{23} - M_{32}}{M_{22} + M_{33}}.$$

Розроблено алгоритми вимірювань мюллер-інваріантів в

системі та їх статистичного, кореляційного та вейвлет аналізу для визначення вектора інформативних ознак для діагностики.

Удосконалено архітектуру інформаційно-вимірювальної системи лазерної поляриметрії біологічних шарів з мюллер-інваріантами, розширено її функціональні можливості за рахунок введення блоків для вимірювання нових параметрів та інтелектуального аналізу даних на основі нечіткої логіки.

В роботі розроблено вирішальні правила автоматизованого нечіткого діагностичного рішення в ІВС з мюллер-матричними інваріантами та їх програмну реалізацію для дослідження тканин міокарда.

Визначено точність вимірювань та достовірність діагностичного методу на основі розробленої ІВС при діагностуванні хронічної ішемії та серцевої недостатності. Точність вимірювань оцінюється середньою похибкою в 7%. В системі досягнуто підвищення достовірності діагностики за параметром фазового ММЗ M_{44} на 7,2% у порівнянні із прототипом та на 4,8% при дослідженні параметру ΔM .

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Mueller-matrix-based polarization imaging and quantitative assessment of optically anisotropic polycrystalline networks/ Borovkova M. et. al. *PLoS ONE*. May 16, 2019. Vol. 14, No. 5, e0214494. P. 1-12.
2. Заболотна Н.І., Ніколенко М.С. Лазерна двохвильова система поляризаційного картографування плівок жовчі: матеріали ЛП Науково-технічної конференції факультету інформаційних електронних систем м. Вінниця, 2023. URL: <https://d.conf.vntu.edu.ua/index.php/all-frtzp/all-frtzp-2023> (дата зверення 01.12.2024).
3. Novikov T., Bykov A., Tuchin V., Meglinski I. Polarimetric imaging for cancer diagnosis and staging. *Optics and Photonics News*. June 2018. Vol. 29, No. 6. P. 26-33.
4. Ghosh N., Wood M. F., Vitkin I. A. An overview of polarization modulation techniques for biomedical imaging applications. *Biomedical Optics Express*. 2017. Vol. 8, No. 3. P. 17-35.
5. System of polarization phasometry of polycrystalline blood plasma networks in mammary gland pathology diagnostics / N.I. Zabolotna et al. *Proc. of SPIE*. – 2015. – Vol. 9613. – 961311; doi: 10.1117/12.2187383.
6. Laser Polarimetry of Pathological Changes in Biotissues / O.V. Angel'skii, A.G. Ushenko, A.D. Arkhelyuk, [et al.] *Optics and Spectroscopy*. 2000. № 89(6). P. 973 - 978.
7. Savenkov S.N. Mueller-matrix characterization of biological tissues. *Polarimetric Detection, Characterization and Remote Sensing*. The Netherlands: Springer. 2011. P. 437-471.
8. Заболотна Н.І., Павлов С.В., Шолота В.В. Моделі, методи та системи лазерної поляриметрії плазми крові для діагностики молочних залоз: монографія. Вінниця: ВНТУ, 2024. 145 с.
9. Zhang Y., Oh J., Liu Z. Polarization-sensitive optical coherence tomography for retinal imaging. *Journal of Biomedical Optics*. 2016. Vol. 21, No. 6. P. 066013.

10. Wang, Z., Zhang, H. Polarimetric imaging for biomedical diagnosis. *Journal of Biomedical Optics*. May 2017. Vol. 22, No. 5. P. 1-8.
11. Ushenko V. O. Spatial-frequency azimuthally stable cartography of biological polycrystalline network. *Internathional Journal of Optics*. 2013. 683174.
12. Ushenko Yu. O., Dubolazov O. V., Motrich A. V., Bodnar G. B. Azimuthally invariant laser polarimetry of polycrystalline smears of biological liquids. *Semiconductor Physics Quantum Electronics & Optoelectronics*. 2015. T. 18, № 1. С. 158–163.
13. Ushenko Y.A. Scale-selective polarization cartography of biological polycrystalline net . *Proc. SPIE*. 2012. Vol. 8498 P. 84980Z.
14. 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.
15. Mintser O. P., Zabolotna N. I., Oliinychenko B. P., Komada P. Differential phase analysis of laser images of a polycrystalline component of blood plasma in diagnostics of pathological changes in mammary gland. *Proc. SPIE*. 2012.Vol. 8698. 86980D.
16. Спосіб вимірювання фазових мап оптико-анізотропних шарів біологічних об'єктів : пат. №70125 Україна: МПК G01N33/00; A61B5/00; № u201113973; заявл. 28.11.2011; опубл.25.05.2012, Бюл. № 10.
17. Спосіб фазової томографічної діагностики патології молочної залози : пат. №117324 Україна: МПК G01N33/00, A61N5/00. № u201613343; заявл. 26.12.2016; опубл.26.06.2017, Бюл. № 12.
18. Савенков С. М. Обернена задача поляриметрії на основі матричного методу Мюллера: дис. ... доктора фіз.-мат. наук: 01.04.05. Київ., 2013. 376 с.
19. Ex vivo characterization of normal and adenocarcinoma colon samples by Mueller matrix polarimetry / I. Ahmad et. al. *Journal of Biomedical Optics*. 2015.Vol. 20 (5). 056012.

20. Multispectral Mueller polarimetric imaging detecting residual cancer and cancer regression after neoadjuvant treatment for colorectal carcinomas/ A. Pierangelo et. al. *Journal of Biomedical Optics*. 2013. Vol. 18 (4). 046014.
21. Alalia S. Polarized light imaging in biomedicine: emerging Mueller matrix methodologies for bulk tissue assessment / Sanaz Alalia, Alex Vitkin // *Journal of Biomedical Optics*. – 2015. – Vol. 20(6). – 061104.
22. Основи лазерної поляриметрії. Біологічні рідини / за ред. О.Г. Ушенка, Т.М. Бойчука. Чернівці: Чернівецький нац. ун-т, 2011. С. 112–221.
23. Automatic detection and quantitative evaluation of skin hair follicles based on Mueller matrix polarimetry / Rui Hao et. al. *Proc. of SPIE*. Vol. 12382, 123820B.
24. Embossed topographic depolarisation maps of biological tissues with different morphological structures / Volodimir A. Ushenko et. al. *Scientific Reports*. 2021. Vol. 11, Article number: 3871.
25. Ushenko, V. Mueller-matrix mapping of biological tissues for cancer diagnostics. *Journal of Biomedical Optics*. 2020. Vol. 25, No. 3, P. 1-11.
26. Ren, L. Full-Automatic High-Efficiency Mueller Matrix Microscopy Imaging for Tissue Microarray Inspection. *Sensors*. 2024. Vol. 24, No. 14, P. 4703.
27. Huang, T., Sun, Y., Wang, Y., Ma, H. Probing Layered Tissues by Backscattering Mueller Matrix Imaging and Tissue Optical Clearing. *Photonics*. 2024. Vol. 11, No. 3, 237.
28. Ghosh, N., Wood, M. F., Vitkin, I. A. Polarization-based methods for cancer diagnostics. *Applied Optics*. 2016. Vol. 55, No. 19, P. 5078-5089.
29. Методи і засоби азимутально-інваріантної мюллер-матричної поляриметрії оптично-анізотропних біологічних шарів / Олар О.В., Ушенко В.О., Сахновський М.Ю. та ін. *Біофізичний вісник*. 2019. Вип.41. С. 52 – 62.
30. System of polarization mapping and intellectual analysis of Mueller matrix invariants of biological layers in the assessment of pathologies / N. Zabolotna et al. *Proc. SPIE*. 2023. Vol. 12985. 129850Q.

31. Лисенко Г.Л., Тужанський С.Є. Відеополяриметрична система око-процесорного типу для діагностування патологій біотканин. *Вісник Вінницького політехнічного інституту*. 2008. № 4. С. 5–15.
32. Mueller matrix spectroscopy and physics-based machine learning algorithm for tissue analysis/ Chou A., Dimastrodonato V., Lin S., et al. *SPIE Proceedings*. 2023. Vol. 12618.
33. On the feasibilities of using the wavelet analysis of Mueller matrix images of biological crystals / O.V. Dubolazov, A.G. Ushenko, V.T. Bachynsky [et al.] *Advances in Optical Technologies*. 2010. Vol. 2010.
34. Заболотна Н.І., Радченко К.О., Костюк С.В. Статистична, кореляційна і фрактальна структура мюллер–матричних зображень багатошарових біологічних тканин. *Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології*. 2013. №2(26). С. 58–66.
35. Заболотна Н.І., Ніколенко М.С. Аналіз інформаційних систем на основі визначення азимутальних інваріантів поляризаційних зображень біологічних тканин. *Світ наукових досліджень. Вип. 36. : тези доп. Міжнар. мультидисципл. інтернет-конф. м. Тернопіль, 17-16 грудня 2024 р. Тернопіль, 2024. <https://www.economy-confer.com.ua/full-article/5867/> (дата звернення 19.11.2024).*
36. Sanchez E. Medical Diagnosis and Composite Fuzzy Relations. Amsterdam: North-Holland. 1979. P. 437–444.
37. Поворознюк А. І., Харченко Є. С. Застосування нечіткої логіки в комп'ютерних системах медичної діагностики. *Вісник національного технічного університету "ХПІ" : зб. наук. пр. темат. вип. : Інформатика та моделювання*. Харків : НТУ "ХПІ". 2015. № 33 (1142). С. 125–133.
38. Заболотна Н. І., Шолота В. В. Метод та підсистема підтримки прийняття рішення для мюллер-матричної лазерної поляризаційної діагностики біологічних тканин. *Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології*. 2022, № 1 (43), С. 43–52.

39. 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.
40. PyWavelets documentation: <https://pywavelets.readthedocs.io> (дата звернення: 13.11.2023).
41. Методичні вказівки до виконання економічної частини магістерських кваліфікаційних робіт / Уклад. : В. О. Козловський, О. Й. Лесько, В. В. Кавецький. Вінниця : ВНТУ, 2021. 42 с.
42. 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: Інформаційно-вимірювальна система для азимутально-інваріантної мюллер-поляриметричної мікроскопії біологічних тканин

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	93%
Загальна схожість	7%

Аналіз звіту подібності (відмітити потрібне)

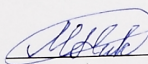
V 1. Запозичення, виявлені у роботі, оформлені коректно і не містять ознак плагіату

☐ 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

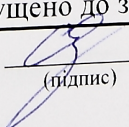
Автор


(підпис)

Ніколенко М.С.
(прізвище, ініціали)

Опис прийнятого рішення

Допущено до захисту

Особа, відповідальна за перевірку 
(підпис)

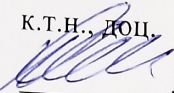
Тужанський С.С.
(прізвище, ініціали)

ДОДАТОК Б
(Обов'язковий)
ВНТУ

ЗАТВЕРДЖУЮ

Зав. каф. БМІОЕС,

К.Т.Н., доц.

 Л.Г. Коваль

«1» грудня 2024 р.

ТЕХНІЧНЕ ЗАВДАННЯ
на магістерську кваліфікаційну роботу

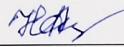
«Інформаційно-вимірювальна система для азимутально-інваріантної мюллер-
поляриметричної мікроскопії біологічних тканин»

08-41. МКР.006.00.000 ТЗ

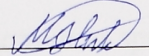
Керівник роботи

д.т.н., доцент,

проф. кафедри БМІОЕС

 Заболотна Н.І.

Виконавець: ст. гр. ЛТО-23м

 Ніколенко М.С.

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

Метою магістерської кваліфікаційної роботи є покращення достовірності діагностування БТ в інформаційно-вимірювальній системі та розширення її функціональних можливостей на основі розвитку методів вимірювання та інтелектуалізованого аналізу азимутально незалежних мюллер-інваріантів.

В магістерській кваліфікаційній роботі для досягнення поставленої мети необхідно вирішити такий перелік завдань:

- здійснити аналіз методів та вимірювальних систем на основі азимутальних поляризаційних інваріантів зображень БТ;
- розвинути методи вимірювання азимутально незалежних мюллер-інваріантів мікроскопічних зображень оптично тонких БТ шляхом розширення їх набору з багатопараметричним аналізом даних;
- удосконалити архітектуру інформаційно-вимірювальної системи лазерної поляриметрії біологічних шарів з мюллер-інваріантами, розширюючи її функціональні можливості;
- отримати вирішальні правила на основі мюллер-інваріантних зображень для диференціації в системі оптично тонких зрізів міокарда при ішемії та гострій коронарній недостатності;
- оцінити технічні характеристики методу та ІВС для азимутально-інваріантної мюллер-поляриметричної мікроскопії при діагностуванні БТ.

Об'єкт дослідження – процеси вимірювання та багатопараметричного аналізу азимутально незалежних ММЗ біозразків та їх комбінацій.

Предмет дослідження – методи та системи азимутально-інваріантної мюллер-поляриметричної мікроскопії біологічних тканин.

3 ДЖЕРЕЛА РОЗРОБКИ МКР

1. System of polarization mapping and intellectual analysis of Mueller matrix invariants of biological layers in the assessment of pathologies / N. Zabolotna et al. *Proc. SPIE*. 2023. Vol. 12985. 129850Q.

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: вимірювання та аналіз азимутально незалежних мюллер-матричних зображень (ММЗ) біологічних тканин (БТ) із їх інтелектуальним аналізом при діагностиці захворювання.

2. Тип лазера для опромінювання: напівпровідниковий, довжина хвилі 0,632 мкм.

3. Досліджувані зразки: БТ міокарда з оптичною товщиною 0,1.

4. Функції аналізу розподілів вимірних мап: статистичний та кореляційний аналіз ММЗ та їх класифікація при діагностиці захворювання.

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

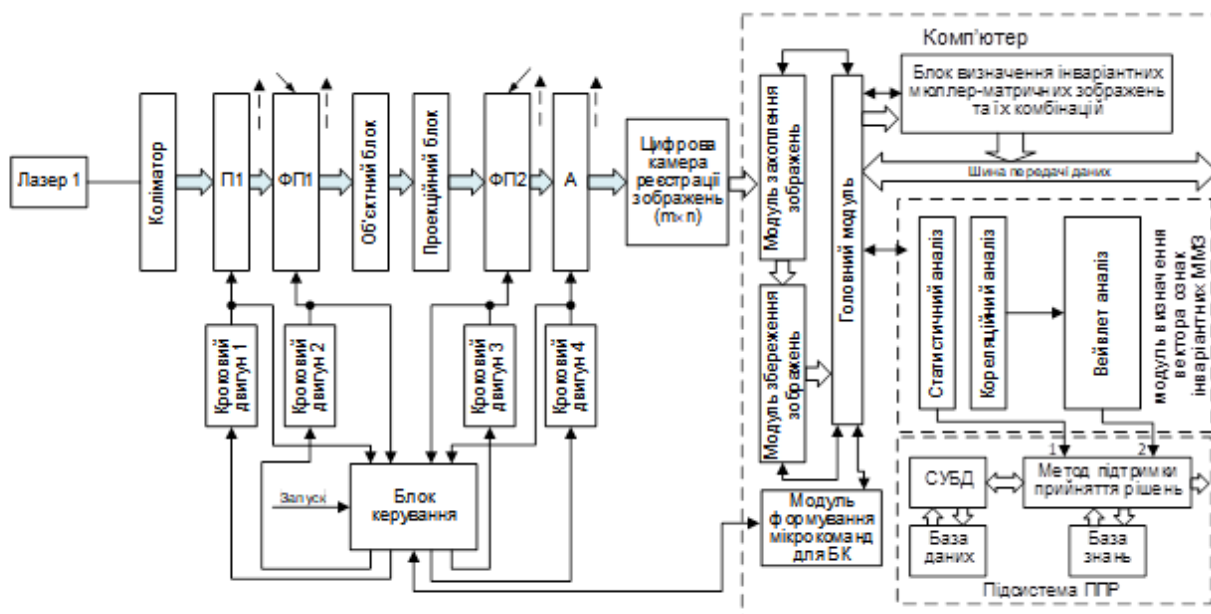
У зв'язку з тим, що інформація не є конфіденційною, заходи з її технічного захисту не передбачаються.

Додаток В
(обов'язковий)

ІЛЮСТРАТИВНА ЧАСТИНА
ІНФОРМАЦІЙНО-ВИМІРЮВАЛЬНА СИСТЕМА ДЛЯ АЗИМУТАЛЬНО-
ІНВАРІАНТНОЇ МЮЛЛЕР-ПОЛЯРИМЕТРИЧНОЇ МІКРОСКОПІЇ
БІОЛОГІЧНИХ ТКАНИН

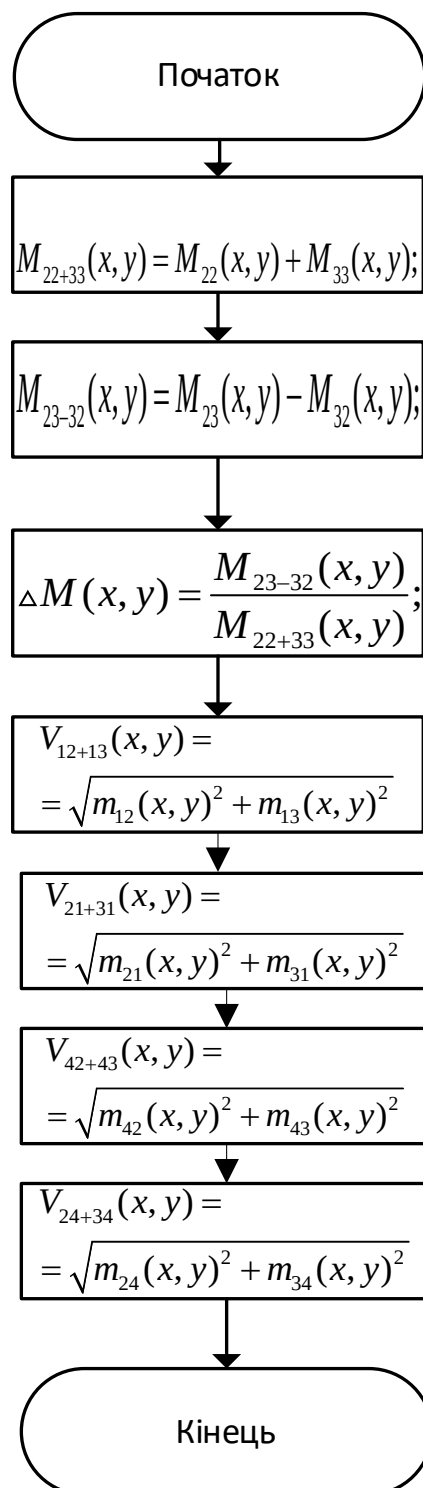
Додаток В.1

Схема структурна ІВС для азимутально-інваріантної
мюллер-поляриметричної мікроскопії БТ



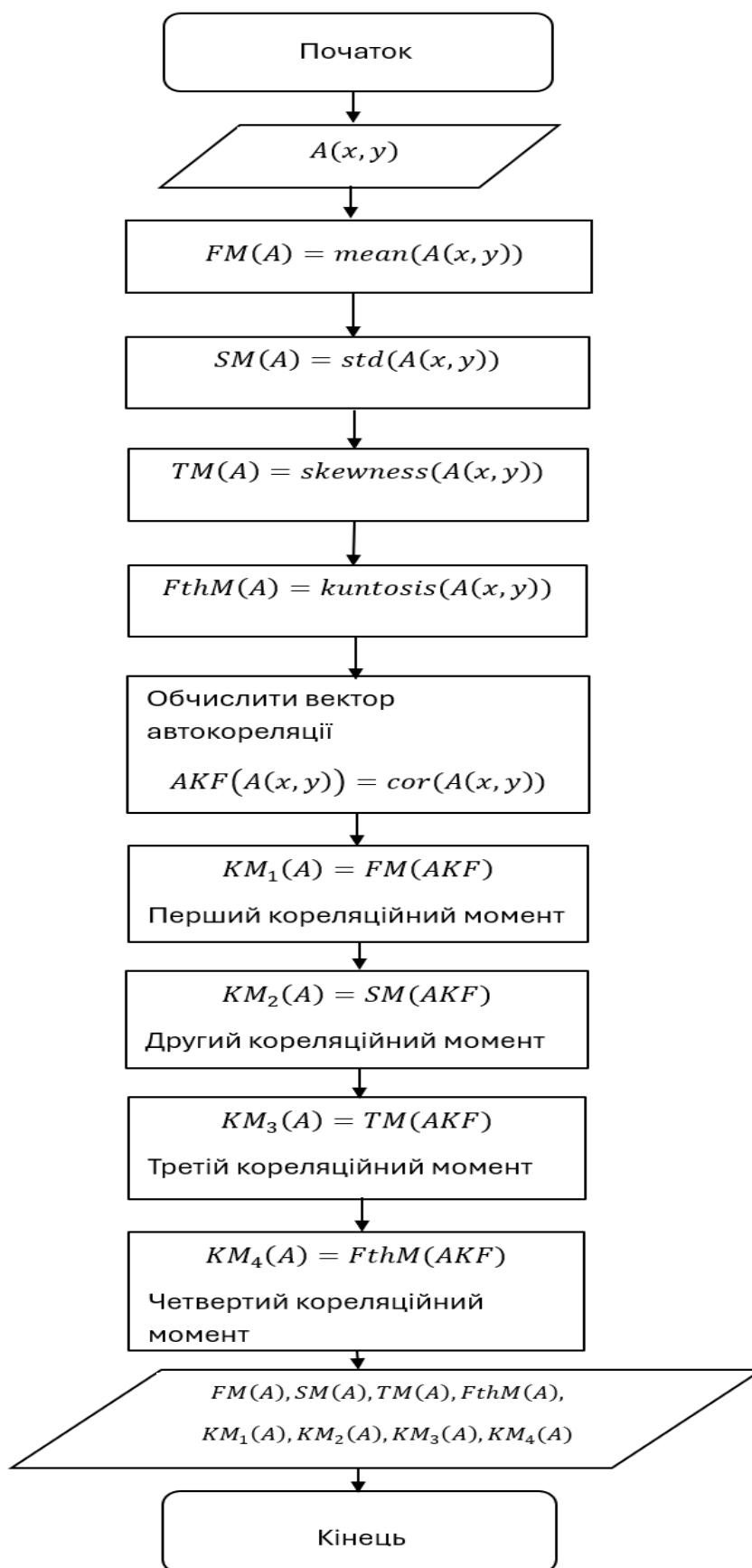
Додаток В.3
(обов'язковий)

Блок-схема визначення набору комбінацій азимутально незалежних ММЗ



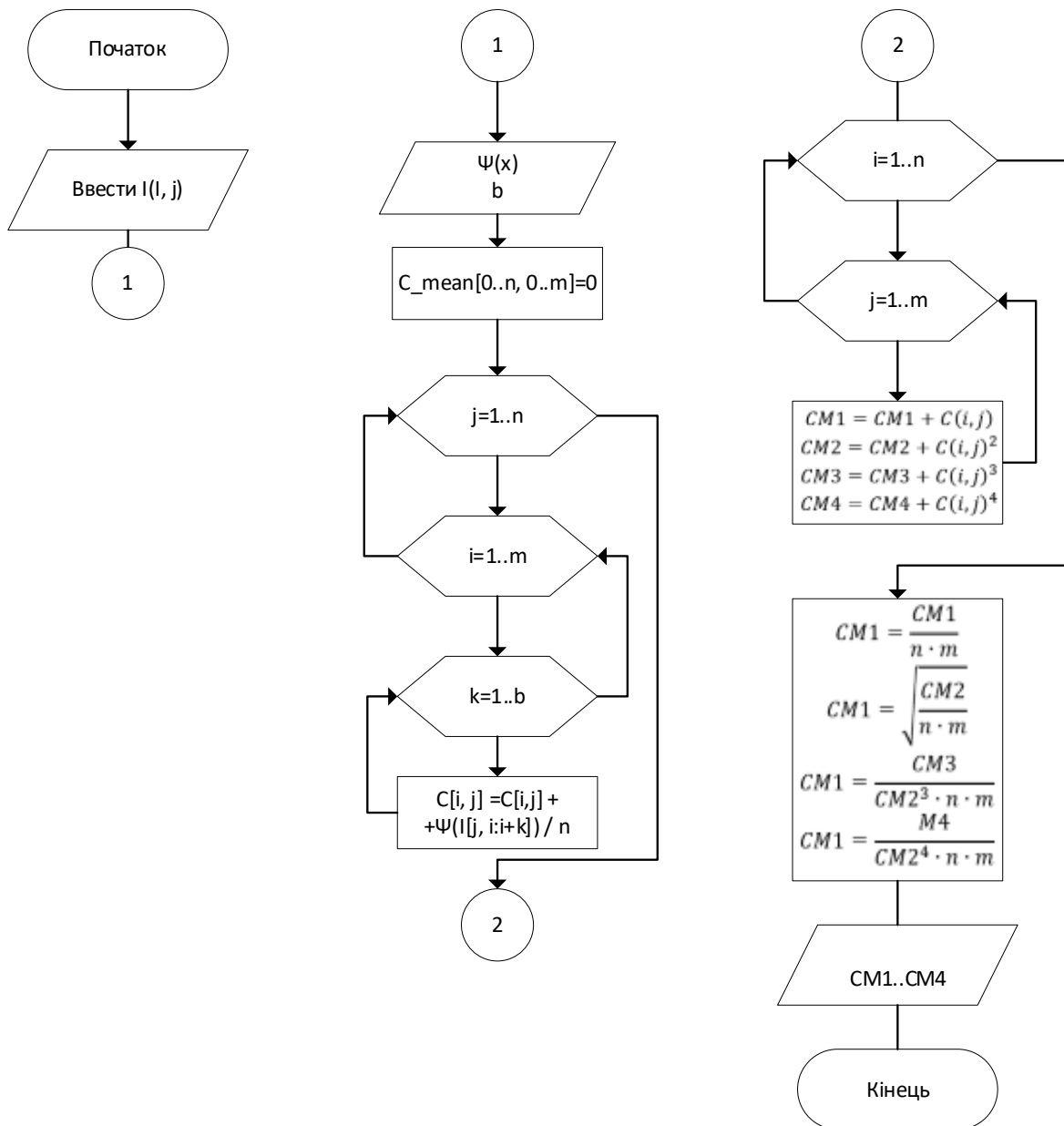
Додаток В.4
(обов'язковий)

Блок-схема статистичного і кореляційного аналізу



Додаток В.5
(обов'язковий)

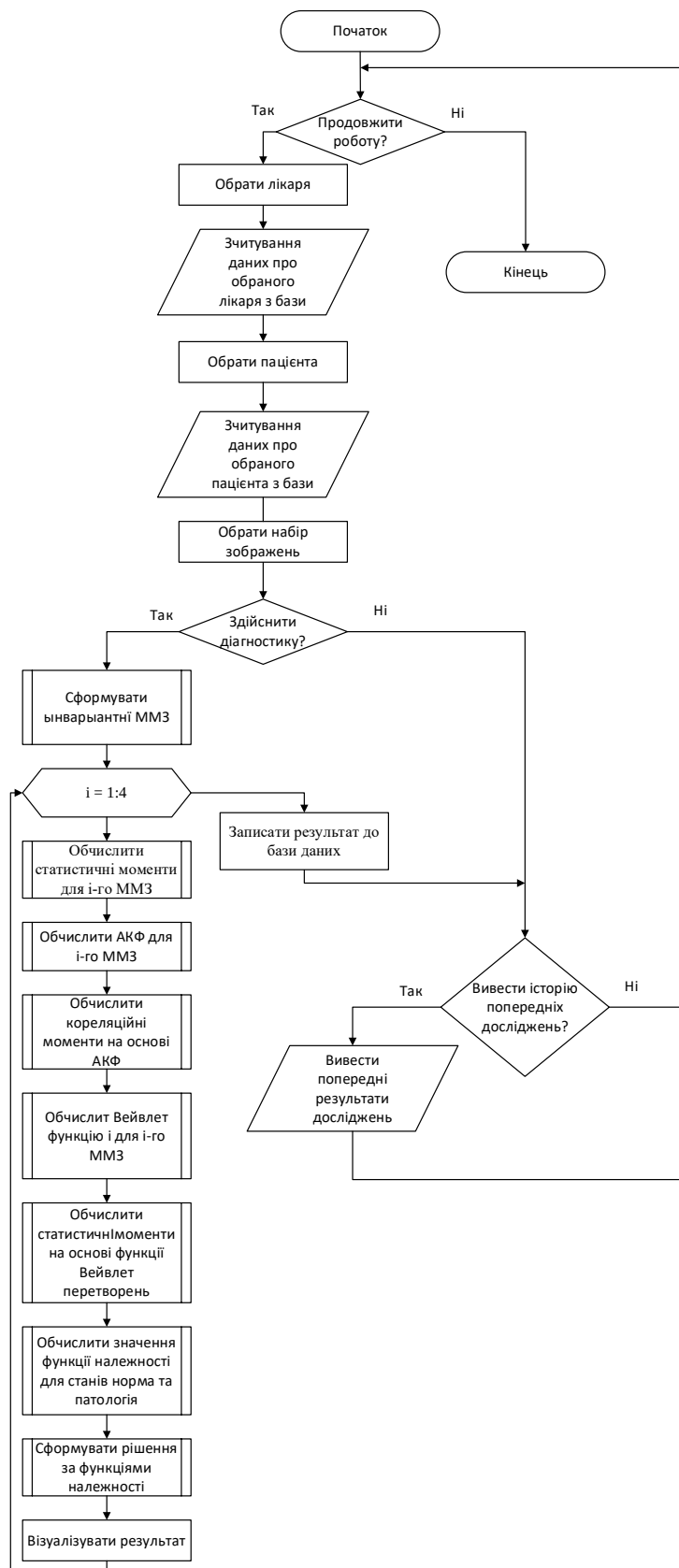
Блок-схема вейвлет аналізу поляризаційних зображень



Додаток В.6

(обов'язковий)

Схема програмної реалізації блоку аналізу та прийняття рішення в ІВС



Додаток Г
(обов'язковий)

Лістинг програми статистичного та вейвлет аналізу поляризаційних
зображень в ІВС

Програма обчислення статистичних моментів та вейвлет перетворення

```
import pywt
import numpy as np
import matplotlib.pyplot as plt

def compute_wavelet_coeficient(image, wavelet='gaus2', a=128, plot=[]):
    res = np.zeros((a-1, image.shape[1]))
    widths = np.arange(1, a)
    k = 1
    if plot:
        plt.figure(figsize=(3*len(plot), 3))
    for i, row in enumerate(image):
        cwtmatr, freqs = pywt.cwt(row, widths, wavelet)
        cwtmatr = np.array(cwtmatr.real)
        cwtmatr = (cwtmatr - np.min(cwtmatr)) / (np.max(cwtmatr) - np.min(cwtmatr))
        res += cwtmatr / image.shape[0]
        if i+1 in plot:
            plt.subplot(1,len(plot), k)
            plt.imshow(cwtmatr, extent=[-1, 1, 1, 64], cmap='gray', aspect='auto')
            plt.axis('off')
            plt.title(f'C (y={i+1})")
            k += 1
    if plot:
```

```

    plt.show()

    return res

def compute_statistick(image):
    result = np.zeros(4)
    # print(result)
    for i in range(image.shape[0]):
        for j in range(image.shape[1]):
            result[0] += image[i][j]
            result[1] += pow(image[i][j], 2)
            result[2] += pow(image[i][j], 3)
            result[3] += pow(image[i][j], 4)
    result = result / (image.shape[0] * image.shape[1])
    result[1] = math.sqrt(result[1])
    result[2] = result[2] / pow(result[1], 3)
    result[3] = result[3] / pow(result[1], 2)
    return result

wavelet_functions = 'gaus2'

all_coefs = []
for m in all_mmi:
    coefs = []
    for i, mmi in enumerate(m):
        plt.imshow(mmi, cmap='gray')
        plt.axis('off')
        plt.colorbar()
        plt.show()
        stat_coef = compute_statistick(mmi)

```

```
    wavelet_coef = compute_statistick(compute_wavelet_coefficient(mmi, plot=[10,
100, 400]))
    coefs.append(np.concatenate((stat_coef, wavelet_coef)))
    print(f'{i}: {[ "%.5f" % member for member in coefs[-1]]} ')
    all_coefs.append(coefs)
print(all_coefs.shape) #-> (42, 10, 8)
```