

Вінницький національний технічний університет
Факультет інформаційних електронних систем
Кафедра біомедичної інженерії та оптико-електронних систем

МАГІСТЕРСЬКА КВАЛІФІКАЦІЙНА РОБОТА

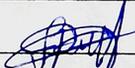
на тему:

«Інформаційно-вимірювальна система для реконструктивної Мюллер-поляриметрії та аналізу анізотропних шарів двошарової біологічної тканини»

Виконав: студент 2-го курсу, групи

ЛТО-24м спеціальності

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

 Рачинський Д.Л.

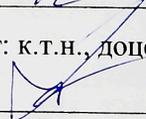
Керівник: д.т.н., доцент

професор каф. БМІОЕС

 Заболотна Н. І.

« 01 » 12 2025 р.

Опонент: к.т.н., доцент каф. ОТ

 Тарновський М.Г.

« 01 » 12 2025 р.

Допущено до захисту

 Завідувач кафедри БМІОЕС

к.т.н., доц. Коваль Л.Г.

« 01 » 12 2025 р.

Вінниця ВНТУ - 2025 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**

24.09 2025 року

ЗАВДАННЯ

НА МАГІСТЕРСЬКУ КВАЛІФІКАЦІЙНУ РОБОТУ СТУДЕНТА

Рачинського Дмитра Леонідовича

1. Тема роботи: Інформаційно-вимірювальна система для реконструктивної Мюллер-поляриметрії та аналізу анізотропних шарів двошарової біологічної тканини

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

затвержені наказом вищого навчального закладу від 24.09.2025 р., №313

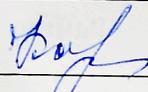
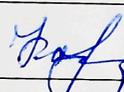
2. Строк подання студентом магістерської дипломної роботи: 10.12.2025

3. Вихідні дані до роботи:

1. Функціональне призначення системи: вимірювання та аналіз розподілів реконструйованих мюллер-матричних інваріантів анізотропних шарів двошарових біологічних тканин (БТ). 2. Тип лазера для опромінювання: напівпровідниковий, довжина хвилі 0,632 мкм. 3. Досліджувані зразки: гістологічні зрізи двошарової БТ з коефіцієнтом екстинції 0,1. 4. Функції аналізу розподілів вимірних мап: обчислення статистичних моментів, кореляційних моментів реконструйованих мюллер-матричних інваріантів окремих шарів двошарової БТ; їх класифікація при діагностиці захворювання. 4. Зміст текстової частини: Вступ 1. Аналіз методів та вимірювальних систем на основі матричних методів опису поляризаційних властивостей біологічних шарів. 2. Метод та архітектура інформаційно-вимірювальної системи для реконструкції параметрів оптичної анізотропії двошарових біологічних тканин на основі їх азимутальних мюллер-матричних інваріантів. 3. Дослідження технічної реалізації системи та оцінка її характеристик 4. Економічна частика. Висновки. Список використаних джерел. Додатки.

5. Перелік ілюстративного матеріалу: 1. Схема структурна ІВС для реконструктивної інваріантної Мюллер-поляриметрії та аналізу анізотропних шарів двошарової біологічної тканини 2. Блок-схема методу реконструкції та аналізу мюллер-матричних інваріант шарів двошарової БТ 3. Блок-схема методу вимірювання розподілів орієнтаційних та фазових параметрів підповерхневих шарів двошарової БТ та їх мюллер-інваріант. 4. Структурна схема блоку статистичного та кореляційного аналізу реконструйованих елементів мюллер-матричних інваріантів шарів в системі. 5. UML-діаграма класів програми блоків оброблення та інтелектуалізованого аналізу в ІВС.
6. Блок-схема ПЗ розробленої ІВС при діагностиці

6. Консультанти розділів роботи

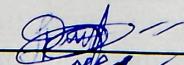
Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата	
		Завдання видав	Завдання прийняв
Спеціальна частина, розділи 1-3	Заболотна Н.І., д.т.н., професор каф. БМІОЕС		
Економічна частина	Кавецький В.В., к.е.н., доцент каф. ЕПВМ		

7. Дата видачі завдання «01» _____ 09 _____ 2025 р

КАЛЕНДАРНИЙ ПЛАН

№ з/п	Назва етапів МКР	Строк виконання етапів роботи	Примітка
1	Постановка задачі дослідження	14.09.2025	<i>викон</i>
2	Аналіз методів та вимірювальних систем на основі матричних методів опису поляризаційних властивостей біологічних шарів	09.10.2025	<i>викон</i>
3	Метод та архітектура інформаційно-вимірювальної системи для реконструкції параметрів оптичної анізотропії двошарових біологічних тканин на основі їх азимутальних мюллер-матричних інваріантів	09.11.2025	<i>викон</i>
4	Дослідження технічної реалізації системи та оцінка її характеристик	19.11.2025	<i>викон</i>
5	Економічний розділ	01.12.2025	<i>викон</i>
6	Попередній захист МКР	08.12.2025	<i>викон</i>
7	Нормоконтроль МКР	10.12.2025	<i>викон</i>
8	Рецензування МКР	12.12.2025	<i>викон</i>
8	Остаточний захист МКР	17.12.2025	<i>викон</i>

Студент
 Керівник роботи





Д.Л. Рачинський
 Н.І. Заболотна

АНОТАЦІЯ

УДК 681.7:616-71

Рачинський Д.Л. Інформаційно-вимірювальна система для реконструктивної Мюллер-поляриметрії та аналізу анізотропних шарів двошарової біологічної тканини. Магістерська кваліфікаційна робота зі спеціальності 175 – Інформаційно-вимірювальні технології, освітня програма «Лазерна техніка та оптоінформатика». Вінниця: ВНТУ, 2025. 136 с.

На укр. мові. Бібліогр. 36 назв.; рис. 30; табл. 22.

У магістерській кваліфікаційній роботі удосконалено метод і архітектуру інформаційно-вимірювальної системи для реконструктивної Мюллер-поляриметрії та аналізу анізотропних шарів двошарової біологічної тканини. Удосконалений метод ґрунтується на вимірюванні та аналізі азимутальних мюллер-матричних інваріантів реконструйованих шарів. У теоретичних розділах виконана формалізація методу, розроблена архітектура системи, алгоритми статистичного та кореляційного аналізу реконструйованих ММІ. Для класифікаційного аналізу, з метою прийняття діагностичних рішень в умовах невизначеності, здійснено синтез вирішальних правил на нечіткій логіці. У розділі практичної реалізації було розроблено програмне забезпечення на мові програмування Python, що виконує статистичний, кореляційний аналіз ММЗ та класифікацію ознак для підтримки прийняття рішення за окремими синтезованими правилами.

Графічна частина складається із 6 плакатів: розроблена структурна схема системи, блок-схеми методу реконструкції шарів двошарової тканини та методів інтелектуалізованого аналізу, UML-діаграма класів та блок-схема програмного забезпечення для аналізу поляризаційних параметрів біошарів

Ключові слова: інформаційно-вимірювальна система, Мюллер-поляриметрия, азимутальні мюллер-матричні інваріанти, двошарова біологічна тканина, нечітка логіка, достовірність діагностики.

ABSTRACT

Rachynskiy D.L. Information and measurement system for reconstructive Mueller polarimetry and analysis of anisotropic layers of double-layer biological tissue. Master's thesis in specialty 175 – Information and measurement technologies, educational program “Laser technology and optoinformatics.” Vinnytsia: VNTU, 2025. 136 p.

In Ukrainian. Bibliographer: 36 titles; figs. 30; tabl. 22.

The master's thesis improves the method and architecture of the information and measurement system for reconstructive Mueller polarimetry and analysis of anisotropic layers of two-layer biological tissue. The improved method is based on the measurement and analysis of azimuthal Mueller matrix invariants of reconstructed layers. The theoretical sections formalize the method, develop the system architecture, and algorithms for statistical and correlation analysis of reconstructed MMIs. For classification analysis, with the aim of making diagnostic decisions in conditions of uncertainty, a synthesis of decision rules based on fuzzy logic was carried out. In the section on practical implementation, software was developed in the Python programming language that performs statistical and correlation analysis of MMIs and classification of features to support decision-making according to individual synthesized rules.

The graphic part consists of 6 posters: a developed structural diagram of the system, block diagrams of the method of reconstruction of two-layer tissue layers and methods of intellectualized analysis, a UML class diagram, and a block diagram of software for analyzing the polarization parameters of biospheres.

Keywords: information and measurement system, Mueller polarimetry, azimuthal Mueller matrix invariants, two-layer biological tissue, fuzzy logic, diagnostic reliability.

ЗМІСТ

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ СКОРОЧЕНЬ.....	10
ВСТУП	11
1 АНАЛІЗ МЕТОДІВ ТА ВИМІРЮВАЛЬНИХ СИСТЕМ РЕКОНСТРУКЦІЇ ПАРАМЕТРІВ ОПТИЧНОЇ АНІЗОТРОПІЇ ДВОШАРОВИХ БІОЛОГІЧНИХ ТКАНИН ДЛЯ ЇХ ДІАГНОСТИКИ.....	15
1.1 Основні підходи до поляризаційного розсіювання лазерного випромінювання при взаємодії з біотканиною	15
1.2 Аналіз моделей одноразового та багаторазового розсіювання світла структурою анізотропної біологічної тканини	21
1.2.1 Одноразове розсіювання світла при зондуванні оптично тонких тканин	23
1.2.2 Розсіювання світла при зондуванні оптично тонких багат шарових тканин	24
1.2.3 Багаторазове розсіювання світла при зондуванні оптично товстих тканин	25
1.2.4 Аналіз оптичної моделі розсіювання світла двошаровою оптично тонкою біологічною тканиною.....	26
1.4 Висновки до розділу 1	36
2 МЕТОД ТА АРХІТЕКТУРА СИСТЕМИ ДЛЯ РЕКОНСТРУКЦІЇ ПАРАМЕТРІВ ОПТИЧНОЇ АНІЗОТРОПІЇ ДВОШАРОВИХ БІОЛОГІЧНИХ ТКАНИН НА ОСНОВІ ЇХ АЗИМУТАЛЬНИХ МЮЛЛЕР-МАТРИЧНИХ ІНВАРІАНТІВ	37
2.1 Загальна характеристика азимутальної інваріантності поляризаційних параметрів лазерного випромінювання та об'єктних параметрів біотканин	37

2.1.1	Азимутальна інваріантність азимутів та еліптичностей поляризаційного зображення.....	38
2.1.2	Азимутальна інваріантність елементів Мюллер-матриці біологічного розсіювача.....	40
2.2	Розвиток методу для реконструкції орієнтаційно-фазових параметрів двошарових біологічних тканин на основі їх азимутальних мюллер-матричних інваріантів.....	44
2.3	Статистичний, кореляційний аналіз та класифікаційний аналіз реконструйованих азимутальних ММІ двошарових БТ	49
2.4	Архітектура ІВС реконструкції та аналізу орієнтаційно-фазових параметрів двошарових БТ на основі мюллер-матричних інваріант та алгоритм її роботи.....	55
2.5	Розробка блок-схеми алгоритму методу вимірювання розподілів мюллер-матричних інваріант підповерхневих шарів двошарової БТ	59
2.6	Розробка блок-схеми алгоритму статистичного та кореляційного аналізу мюллер-інваріантів окремих шарів двошарової БТ	62
2.7	Висновки до розділу 2	63
3	ДОСЛІДЖЕННЯ ТЕХНІЧНОЇ РЕАЛІЗАЦІЇ СИСТЕМИ ДЛЯ РЕКОНСТРУКТИВНОЇ АЗИМУТАЛЬНО ІНВАРІАНТНОЇ МЮЛЛЕР-ПОЛЯРИМЕТРІЇ ШАРІВ ДВОШАРОВОЇ БТ	64
3.1	Оптико-електронна реалізація вимірювального каналу системи, архітектура програмного забезпечення системи та похибки вимірювань..	64
3.2	Розробка модулів статистичного та кореляційного оброблення вимірних розподілів параметрів анізотропії БШ та їх програмна реалізація.....	68
3.2.1	Вибір мови програмування	68
3.2.2	Аналіз розробленого програмного забезпечення та інструкція користувача.....	68

3.3	Результати експериментальної реконструкції шарів двошарової тканини в ІВС та виведення нечітких правил класифікації на їх основі	73
3.4	Оцінка достовірності методу діагностики двошарової структури БТ в розробленій ІВС	82
3.5	Висновки до розділу 3.....	85
4	ЕКОНОМІЧНА ЧАСТИНА	86
4.1	Проведення комерційного та технологічного аудиту науково-технічної розробки інформаційно-вимірювальної системи для реконструктивної Мюллер-поляриметрії та аналізу анізотропних шарів двошарової біологічної тканини.....	86
4.2	Розрахунок витрат на здійснення НДР.....	88
4.2.1	Витрати на оплату праці.....	88
4.2.4	Спецустаткування для наукових (експериментальних) робіт	93
4.2.5	Програмне забезпечення для наукових (експериментальних) робіт	94
4.2.6	Амортизація обладнання, програмних засобів та приміщень	95
4.2.7	Витрати на електроенергію для науково-виробничих цілей	96
4.2.8	Службові відрядження.....	98
4.2.9	Витрати на роботи, які виконують сторонні підприємства, установи і організації	99
4.2.10	Інші витрати.....	99
4.2.11	Накладні (загальновиробничі) витрати.....	100
4.3	Розрахунок економічної ефективності науково-технічної розробки при її можливій комерціалізації потенційним інвестором.....	101
4.4	Висновки до розділу 4.....	106
	ВИСНОВКИ.....	107

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ.....	109
ДОДАТКИ.....	114
ДОДАТОК А Технічне завдання	115
ДОДАТОК Б Протокол перевірки кваліфікаційної роботи.....	120
ДОДАТОК В Ілюстративна частина	121
ДОДАТОК Г.1 Лістинг програми статистичного та кореляційного аналізу реконструйованих ММЗ в івс.....	129
ДОДАТОК Г.2 Фрагмент коду для формування рішення за вирішальним нечітким правилом.....	131

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ СКОРОЧЕНЬ

АКФ — автокореляційна функція

БТ — біологічна тканина

БШ — біологічний шар

ГЗ — гістологічний зріз

ІВС — інформаційно-вимірювальна система

ММ — матриця Мюллера

ММЗ — мюллер-матричне зображення

ММІ — мюллер-матричні інваріанти

НДР — науково-дослідна робота

ОКТ — оптична когерентна томографія

ПЗ — програмне забезпечення

ППР — підтримка прийняття рішення

ВСТУП

Актуальність теми. Останнім часом технологічний прогрес призвів до значної активізації досліджень в області методів та засобів вимірювань параметрів оптичної анізотропії та інших поляризаційних характеристик не лише оптично тонких окремих біологічних шарів, але й складніших біологічних структур. Це відіграє важливу роль для підвищення якості діагностичних методів дослідження багатошарових та багатокомпонентних біологічних структур, застосування яких є таким важливим для діагностування онкологічних захворювань, зокрема на ранніх стадіях.

Застосування відомих моделей теорії переносу випромінювання та методу Монте-Карло до процесів розсіювання поляризованого світла при взаємодії з багатошаровими біологічними тканинами (БТ) [1]–[7] дозволяють прогнозувати певні тенденції змінювання параметрів оптичного поляризованого випромінювання. Проте більшу ефективність для практичних задач медичної діагностики демонструє підхід Ковіна [3]–[5], [8] щодо представлення БТ як ізотропно-анізотропної структури: аналіз зміни інтенсивності розсіяного тканиною світла описує ізотропна складова; анізотропна складова в межах вектор-параметричного підходу описує зміну азимуту та еліптичності поляризації перетвореного тканиною, як біологічним одноосним кристалом, поля оптичного випромінювання.

Вектор-параметричний підхід передбачає описування за допомогою вектора Стокса властивостей стану поляризації оптичного пучка до та після взаємодії з БТ, а оператором перетворення пучка є матриця Мюллера біологічного об'єкта. З матриці Мюллера отримують найбільш повну інформацію про оптичну анізотропію БТ, обумовлену оптичним її двоприменезаломленням та оптичним дихроїзмом.

Відомі моделі та інформаційно-вимірювальні системи (ІВС) для визначення повного та/або неповного набору елементів матриці Мюллера багатошарових оптично тонких БТ (пряма задача поляриметрії) в межах

підходу Ковіна, доповненого методами їх комплексного об'єктивного аналізу, при застосуванні в області медичної діагностики дали високу достовірність виявлення патологій [9], [10].

В той же час, потребує подальшого дослідження вирішення оберненої поляриметричної задачі по реконструкції орієнтаційно-фазових параметрів багат шарової БТ на основі вимірної експериментально матриці Мюллера.

Відомий метод та поляриметрична система для мюллер-матричної реконструкції та аналізу двовимірних мап параметрів анізотропії моношарів двошарової БТ, що характеризують розподіли відповідних напрямів орієнтації та фазових зсувів «екранованих» шарів [11], [12] За їх допомогою досягнуто достовірність експериментальної діагностики гепатиту у пацієнтів на рівні 95,3% [11].

Проте недоліком вказаної системи є її обмежені функціональні можливості, обумовлені відсутністю класифікаційного автоматизованого аналізу характеристик реконструйованих параметрів шарів двошарової БТ, що також призводить до обмежень рівня достовірності їх діагностики в ІВС.

З іншого боку, актуальним для покращення достовірності діагностики є врахування умов азимутальної незалежності окремих елементів матриці Мюллера двошарової БТ та їх суперпозицій [13], [14] в ІВС, що розробляється.

Мета і задачі роботи. Метою роботи є розширення функціональних можливостей інформаційно-виміральної системи для реконструктивного поляризаційного відтворення анізотропії шарів двошарової біологічної тканини на основі вимірювання їх азимутальних мюллер-матричних інваріантів, доповненого класифікаційним аналізом, при медичній діагностиці біотканин з підвищеною достовірністю.

Для досягнення мети в магістерській кваліфікаційній роботі такі завдання було поставлено:

- проаналізувати методи та виміральної системи реконструкції параметрів оптичної анізотропії двошарових біологічних тканин для їх діагностики на основі визначення матриці Мюллера;

- розвинути метод для реконструкції та аналізу орієнтаційно-фазових параметрів двошарових біологічних тканин на основі визначення азимутальних мюллер-матричних інваріантів підповерхневих шарів та їх автоматизованої класифікації;
- розробити архітектуру інформаційно-вимірювальної системи реконструкції та аналізу орієнтаційно-фазових параметрів двошарових біологічних тканин на основі розробленого методу та алгоритм її роботи;
- розробити обчислювальні модулі для визначення та інтелектуалізованого аналізу параметрів реконструкції анізотропії біологічних шарів двошарової тканини з азимутальною Мюллер-інваріантністю;
- отримати результати вимірювань орієнтаційно-фазових мап підповерхневих шарів двошарової тканини в ІВС на експериментальному лабораторному макеті та вивести класифікаційні правила на основі нечіткої логіки для конкретного типу патології БТ;
- оцінити технічні характеристики методу та системи реконструктивної Мюллер-поляриметрії та аналізу анізотропних шарів двошарової біологічної тканини

Об'єкт дослідження – процеси поляризаційного вимірювання та аналізу елементів матриць Мюллера анізотропних шарів двошарових біологічних тканин.

Предмет дослідження – методи та поляризаційні системи для вимірювання та аналізу елементів матриць Мюллера анізотропних шарів двошарових біологічних тканин.

Методи досліджень. Під час виконання магістерської роботи застосовувались такі методи наукових досліджень: аналіз методів та систем, методи матричної алгебри (при мюллер-матричному моделюванні характеристик двошарової БТ), методи теорії поляриметрії (для вимірювання розподілів матриці Мюллера БТ), методи структурного синтезу ІВС, методи статистичного та кореляційного аналізу (оцінювання мюллер-матричних розподілів), основи теорії нечіткої логіки (у класифікації).

Наукова новизна отриманих результатів:

Отримав подальший розвиток метод для реконструкції та аналізу орієнтаційно-фазових параметрів двошарових біологічних тканин, в якому шляхом вимірювання азимутальних мюллер-матричних інваріантів підповерхневих шарів, доповненого класифікаційним аналізом, досягнуто розширення функціональних можливостей методу та покращення достовірності діагностики.

Практична значущість отриманих результатів, полягає в розширенні функціональних можливостей архітектури інформаційно-вимірювальної системи для реконструктивної Мюллер-поляриметрії та аналізу анізотропних шарів двошарової біологічної тканини» за рахунок її доповнення блоком класифікаційного аналізу, що дозволяє формувати автоматизовані рішення при проведенні медичної діагностики.

Апробація результатів роботи.

Основні наукові та практичні результати, отримані в магістерській кваліфікаційній роботі, апробовано на X Міжнародній науково-практичній конференції «Сучасні проблеми інфокомунікацій, радіоелектроніки та наносистем» (м. Вінниця, 2025).

Публікації. Було опубліковано тези доповіді у матеріалах X Міжнародної науково-практичної конференції «Сучасні проблеми інфокомунікацій, радіоелектроніки та наносистем» (м. Вінниця, 2025) за матеріалами даної роботи [15].

1 АНАЛІЗ МЕТОДІВ ТА ВИМІРЮВАЛЬНИХ СИСТЕМ РЕКОНСТРУКЦІЇ ПАРАМЕТРІВ ОПТИЧНОЇ АНІЗОТРОПІЇ ДВОШАРОВИХ БІОЛОГІЧНИХ ТКАНИН ДЛЯ ЇХ ДІАГНОСТИКИ

1.1 Основні підходи до поляризаційного розсіювання лазерного випромінювання при взаємодії з біотканиною

Поляризацію світла можна розглядати як властивість будь-якого оптичного випромінювання. Вона проявляється в тому, що коливання хвиль пучка, спрямованого на поверхню під кутом, здійснюються в одній площині.

У сучасній біомедицині методи оптичної візуалізації застосовуються для виявлення та диференціації патологічних змін у тканинах, надаючи відомості як про їхню мікроструктуру (на клітинному та субклітинному рівнях), так і про функціональні характеристики: метаболічні процеси, склад тканини, мікроциркуляцію крові. Часто такі методи дозволяють оцінити масивні оптичні параметри тканин, зокрема коефіцієнти поглинання та розсіювання, які можуть бути інформативними для діагностики. Щоб отримати подібну біофізичну інформацію, оптичні методи аналізують зміни амплітуди, фази, довжини хвилі або стану поляризації світла, яке відбивається, проходить крізь зразок, поглинається чи розсіюється в тканині. Одним із напрямів такої оптичної характеристизації є поляриметрія — наукова дисципліна, що досліджує взаємодію поляризованого випромінювання з матеріалами з метою визначення їхньої структури та складу. Окрім аналізу біологічних тканин, поляриметричні методи широко застосовуються і в промисловості, зокрема для дослідження тонких плівок, напівпровідникових структур, у харчовій та фармацевтичній галузях, а також у сенсорах для аналізу аерозолів [16].

Поляризоване світло, що взаємодіє з об'єктом, можна представити у вигляді двох взаємно ортогональних складових: паралельної ($\vec{E}_{\parallel l}$) і перпендикулярних ($\vec{E}_{\perp l}$) до площини розсіювання (рис.1). На рисунку 1

наведено принцип розсіювання світла об'єктом. Об'єкт (частинка, що моделює елементарний компонент клітини чи тканини) розсіює падаючий промінь \vec{S}_0 , спрямований вздовж осі z . Кути θ і φ описують напрям розсіювання у площині розсіювання та у площині, перпендикулярній до неї. На детекторі, що розташований на відстані r в напрямку вектора \vec{S}_1 , формуються дві ортогональні поляризаційні компоненти розсіяного світла $\vec{E}_{\parallel s}$ та $\vec{E}_{\perp s}$, а співвідношення їх амплітуд і фазових зсувів визначає результуючий стан поляризації розсіяного світла. [17].

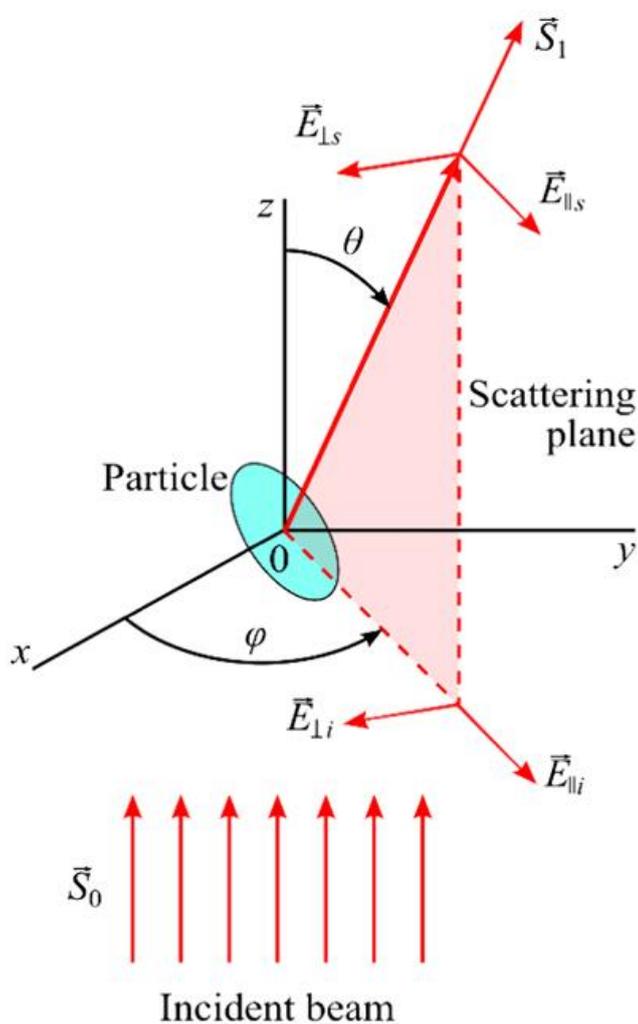


Рисунок 1.1 – Схема розсіювання світла частинкою, що знаходиться в центрі системи координат [17]

Поляризований падаючий світловий пучок (\vec{S}_0) спрямований уздовж осі z . Його можна розкласти на дві взаємно ортогональні лінійні компоненти поляризації: $\vec{E}_{\parallel i}$ — паралельну площині розсіювання та $\vec{E}_{\perp i}$ — перпендикулярну до неї. Кути θ і φ визначають напрямок розсіювання у площині розсіювання та у перпендикулярній площині відповідно. Детектор розташований на відстані r від початку координат уздовж вектора \vec{S}_1 , де реєструються дві ортогональні компоненти розсіяного випромінювання: $\vec{E}_{\parallel s}$ та $\vec{E}_{\perp s}$.

Перетворення довільно поляризованого випромінювання (лінійного, циркулярного чи еліптичного), що розсіюється частинкою, можна описати лінійною залежністю між компонентами падаючого та розсіяного полів (1.1):

$$\begin{bmatrix} \vec{E}_{\parallel s} \\ \vec{E}_{\perp s} \end{bmatrix} = \frac{e^{ik(r-z)}}{-ikz} \begin{bmatrix} S_2 & S_3 \\ S_4 & S_1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \vec{E}_{\parallel i} \\ \vec{E}_{\perp i} \end{bmatrix}, \quad (1.1)$$

де $k = \frac{2\pi}{\lambda}$ -це хвильове число, $i = \sqrt{-1}$, r -відстань від розсіювача до детектора, і z - координати положення розсіювача (див. рис. 1.1) [17].

Співвідношення, яке наведено вище (формула 1.1), описується за допомогою амплітудної матриці розсіювання (матрицею Джонса або S-матрицею).

Комплексні числа $S_1 - S_4$ є складовими елементами амплітудної матриці розсіювання та залежать від кутів розсіювання θ та φ . Вони відображають оптичні характеристики частинки-розсіювача, а для їхнього кількісного визначення необхідно враховувати як амплітуду, так і фазу сигналу. Існують поляриметричні методики, що дають змогу без неоднозначності знаків визначати елементи матриці Джонса у прозорих матеріалах. У випадку розсіювальних біотканин прямі вимірювання цих елементів можуть здійснюватися за допомогою двочастотного Зеєманівського лазера, який формує дві спектральні лінії з малою різницею частот (~ 250 кГц)

та ортогональними лінійними поляризаціями, або ж із використанням технології оптичної когерентної томографії (ОКТ).

Найчастіше в експериментах використовують поляриметри Стокса або Мюллера, принцип роботи яких ґрунтується на вимірюванні інтенсивності поляризованого випромінювання. У такому підході світло з довільним станом поляризації описується чотирма параметрами, відомими як параметри Стокса: I, Q, U та V (де виконується співвідношення $I^2 = Q^2 + U^2 + V^2$), де

- I — інтенсивність світла,
- Q — ступінь горизонтальної лінійної поляризації,
- U — ступінь лінійної поляризації під 45° ,
- V — ступінь циркулярної поляризації.

Вектор Стокса S для світлового пучка визначається на основі шести вимірювань потоку, отриманих за допомогою різних поляризаційних аналізаторів, розташованих перед детектором. Це співвідношення наведено нище:

$$S = \begin{bmatrix} I \\ Q \\ U \\ V \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} I_H + I_V \\ I_H - I_V \\ I_{+45 \text{ deg}} - I_{-45 \text{ deg}} \\ I_R - I_L \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} I_H + I_V \\ I_H - I_V \\ 2I_{+45 \text{ deg}} - (I_H + I_V) \\ 2I_R - (I_H + I_V) \end{bmatrix}, \quad (1.2)$$

де $I_H, I_V, I_{+45}, I_{-45}, I_R, I_L$ - це інтенсивності світла, виміряні за допомогою відповідно:

- горизонтального лінійного аналізатора,
- вертикального лінійного аналізатора,
- лінійного аналізатора, орієнтованого під кутом $+45^\circ$,
- лінійного аналізатора, орієнтованого під кутом -45° ,
- аналізатора з правою циркулярною поляризацією,
- аналізатора з лівою циркулярною поляризацією, розташованих перед детектором.

Коли виконується співвідношення

$$I_H + I_V = I_{+45 \text{ deg}} - I_{-45 \text{ deg}} = I_R + I_L = I, \quad (1.3)$$

де I — це інтенсивність світлового пучка, виміряна без жодного аналізатора перед детектором, вектор Стокса може бути визначений на основі лише чотирьох незалежних вимірювань. Наприклад: $I_H, I_V, I_{+45 \text{ deg}}, I_R$, як це показано у рівнянні (1.1).

У далекій зоні поляризаційні характеристики світла, розсіяного об'єктом (рис. 1), описуються вектором Стокса S_s , який пов'язаний із вектором Стокса падаючого світла S_i через матричне рівняння:

$$S_s = M \cdot S_i, \quad (1.4)$$

де M — нормалізована 4×4 матриця розсіювання інтенсивностей, відома як матриця Мюллера [17].

Один із найуніверсальніших та найбільш інформативних методів оптичної поляризаційної діагностики здійснюють на основі вимірювання та аналізу матриць Мюллера біооб'єкта. Він передбачає моделювання оптичних властивостей біологічних об'єктів і середовищ за допомогою 16 матричних операторів.

Наприклад, моделювання оптичних характеристик плазми крові ґрунтується на анізотропії білкових структур у тканинах, зокрема:

- плазмові мембрани людини розглядаються як аморфні кристалічні структури, що складаються з двох компонентів;
- кристалічний компонент формується мережею кристалів глобуліну та альбуміну;
- рідкий кристал амінокислоти є оптично одноосьовим двопронезаломлювальним кристалом, який описується матрицею Мюллера та оператором матриці Джонса [18].

Матриця Мюллера є математично описує характеристики оптичних властивостей системи, що впливають на поляризаційний стан світла. Класичне визначення матриці Мюллера полягає в описі перетворення вектора Стокса при проходженні світла через оптично тонкі біологічні шари [19]:

$$S = \begin{bmatrix} I_s \\ Q_s \\ U_s \\ V_s \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} M_{11} & M_{12} & M_{13} & M_{14} \\ M_{21} & M_{22} & M_{23} & M_{24} \\ M_{31} & M_{32} & M_{33} & M_{34} \\ M_{41} & M_{42} & M_{43} & M_{44} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} I_i \\ Q_i \\ U_i \\ V_i \end{bmatrix}. \quad (1.5)$$

Елементи матриці розсіювання світла M залежать від кута розсіювання θ , довжини хвилі, а також від геометричних і оптичних властивостей об'єкта:

- $M_{11}(\theta)$ розраховується для неполяризованого падаючого світла; його кутова залежність відображає фазові властивості розсіяного світла. Цей елемент значно менш чутливий до хіральності та просторової структури об'єкта на великій відстані порівняно з іншими елементами матриці;
- M_{12} визначається шляхом вимірювання сумарної інтенсивності розсіяного світла для горизонтально поляризованого падаючого пучка з подальшим відніманням інтенсивності для вертикально поляризованого пучка;
- M_{22} характеризує відношення деполаризованого світла до загальної інтенсивності розсіяного світла і є ефективним показником несферичності розсіювачів;
- M_{34} описує перетворення падаючого світла, поляризованого під кутом 45° , у циркулярно поляризоване розсіяне світло, що є специфічною ознакою для різних тканин і клітин.

Розглянемо принципи побудови моделей взаємодії поляризованого випромінювання з БТ, в яких важливо розрізнити оптичну товщину досліджуваних БТ, які можуть бути оптично тонкими (створюють одноразове розсіювання зондуючого пучка) чи оптично товстими (багаторазове розсіювання зондуючого оптичного пучка).

1.2 Аналіз моделей одноразового та багаторазового розсіювання світла структурою анізотропної біологічної тканини

Мікроструктурна анізотропія є однією з ключових характеристик тканин, що робить їх придатними для поляриметричних досліджень. Багато захворювань пов'язані зі змінами орієнтації клітин та структурою колагену.

Структурна анізотропія — це властивість біологічних тканин, що виникає через упорядковану орієнтацію внутрішніх компонентів (наприклад, колагенових фібрил, міофібрил, гідроксіапатитових кристалів), яка формує напрямкозалежні оптичні властивості, такі як:

- подвійне променезаломлення;
- діатенуація (лінійний дихроїзм);
- оптична активність (кругове подвійне променезаломлення).

Багато біологічних тканин демонструють структурну анізотропію. Подвійне променезаломлення тканин зазвичай виникає через лінійну анізотропію волокнистих структур, що формують позаклітинне середовище. Уздовж довжини волокон показник заломлення більший (швидкість світла нижча), ніж у поперечному напрямку. Конкретна структура тканини часто представлена системою паралельних циліндрів, що утворюють одноосьове бірефрингенційне середовище з оптичною віссю, паралельною осям цих циліндрів — так зване подвійне променезаломлення (біфрінгенція) форми (рисунок 1.2) [17].

Багато різних тканин — зокрема рогівка ока, сухожилля, хрящ, склера, тверда мозкова оболонка, м'язи, міокард, стінки артерій, нерви, сітківка, кістки, зуби, мієлін та інші — проявляють властивість двоприменезаломлення.

Подвійне променезаломлення форми виникає тоді, коли різниця оптичних фаз між ортогональними поляризаційними компонентами не дорівнює нулю для прямо розсіяного світла.

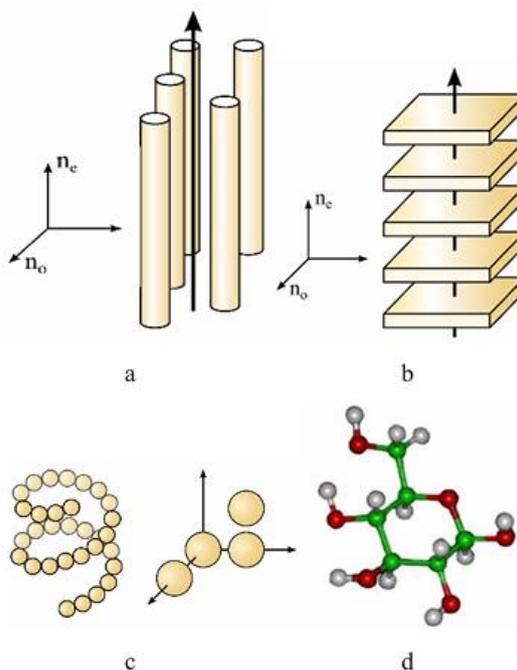


Рисунок 1.2 – Приклади структурно-анізотропних моделей тканин і компонентів тканин: а – система довгих діелектричних циліндрів; б – система діелектричних пластин; в – хіральні агрегати частинок; г – глюкоза (хіральна молекула) як компонент тканини [17]

У межах наближення Релея (коли діаметр циліндрів набагато менше довжини хвилі λ) подвійне променезаломлення форми можна описати формулою [17]:

$$\Delta n_{oe} = (f_1 f_2 (n_1 - n_2)^2) / (f_1 n_1 + f_2 n_2), \quad (1.6)$$

де f_1 і f_2 — об'ємні частки циліндрів і оточуючого середовища, а n_1 і n_2 — їхні показники заломлення.

Окрім лінійного подвійного променезаломлення та діатенуації, багато компонентів тканин демонструють оптичну активність (кругове подвійне променезаломлення) та кругову діатенуацію. Одним із відомих проявів оптичної активності є здатність обертати площину лінійно поляризованого світла вздовж осі його поширення.

Методи дослідження структурної анізотропії БТ включають поляризаційну мікроскопію із візуалізацією азимутальних та еліптичних характеристик біологічних шарів та мюллер-матричну поляриметрію із повним аналізом ступеня поляризації, подвійного променезаломлення та дихроїзму.

1.2.1 Одноразове розсіювання світла при зондуванні оптично тонких тканин

Одноразове розсіювання є головним механізмом взаємодії світла з оптично тонкими або слабкорозсіюючими тканинами, такими як рогівка та кришталік ока. До основних особливостей одноразового розсіювання належать:

- впорядкована структура біологічних тканин (БТ): ці тканини мають високий ступінь просторового порядку («quasi-ordered»). Наприклад, у рогівці колагенові фібрили формують регулярну гексагональну ґратку з короткодальнім порядком;
- моделі розсіювачів: як моделі розсіювачів застосовують сукупності циліндрів (для колагенових фібрил у рогівці та склері) або сферичних частинок (для білкових структур у кришталіку);
- врахування інтерференції: через впорядковане розташування розсіювачів інтенсивність розсіяного світла визначається не просто сумою інтенсивностей від окремих частинок, а сумою амплітуд електромагнітних полів із врахуванням інтерференційних ефектів. Це описується функцією радіального розподілу $g(r)$, яка статистично характеризує просторове розташування розсіювачів.

Для моделювання одноразової взаємодії поляризованого світла з біологічними тканинами застосовують теорію Релея (для частинок, розміри яких значно менші за довжину хвилі) та теорію Мі (для частинок, розміри яких порівнянні з довжиною хвилі). У таких тканинах поляризаційний стан падаючого світла зберігається, що дозволяє точно вимірювати параметри,

зокрема подвійне променезаломлення та діатенуацію. Ці характеристики безпосередньо відображають мікроструктурні властивості тканини, зокрема орієнтацію та щільність фібрил.

1.2.2 Розсіювання світла при зондуванні оптично тонких багатошарових тканин

Основною проблемою в поляризаційному аналізі тонких тканин є те, що традиційні методи (мюллер-матричний підхід, поляриметрія з інтегральним вимірюванням) усереднюють інформацію по всій товщині зразка, втрачаючи зв'язок між морфологічними особливостями на мікрорівні та поляризаційними параметрами.

Процес множинного розсіювання моделюється як послідовна дія часткових матриць Мюллера, кожна з яких описує локальну взаємодію зондуючого лазерного променя з анізотропними структурами (наприклад, колагеновими чи міозиновими фібрилами).

В роботах [4], [5], [9], [20] запропоновано модель і методику, які дозволяють подолати ці обмеження і виділити інформативні компоненти при зондуванні багатошарових оптично тонких тканин. Основні риси цього підходу такі.

1. Фазово-анізотропне наближення: тонкі тканини розглядаються як багатошарові поліанізотропні структури, де кожна фібрилярна ділянка моделюється локальною матрицею Мюллера з параметрами фазового зсуву, двопронезаломлення та орієнтації оптичної осі.

2. Поділ одноразового та багаторазового розсіювання:

- одноразово розсіяні хвилі несуть інформацію про орієнтацію колагенових та міозинових волокон і відновлюють локальну архітекtonіку;
- багаторазово розсіяні хвилі формують деполаризований фон, який в традиційній оптиці вважається шумом, який розглядається як окремий інформаційний канал, що відображає ступінь дезорганізації тканини.

3. Статистичний та кореляційний аналіз реконструйованих елементів матриці Мюллера шарів багат шарових БТ, за допомогою якого визначаються тенденції змінювання статистичних та кореляційних моментів елементів матриці Мюллера БШ від різних факторів (наприклад, від фізіологічного стану біоб'єкта).

1.2.3 Багаторазове розсіювання світла при зондуванні оптично товстих тканин

Багаторазове розсіювання є основним механізмом взаємодії світла з оптично товстими або сильно розсіюючими тканинами, такими як шкіра, м'язи, головний мозок та стінки судин.

Основними особливостями багаторазового розсіювання світла в оптично товстих біологічних тканинах є такі.

- випадкова структура тканини: такі тканини характеризуються високим ступенем структурного безладу. Розсіювачі, наприклад, колагенові фібрили, розподілені випадково, що призводить до швидкої втрати когерентності та поляризації світла;
- деполаризація світлового пучка: світло швидко втрачає поляризацію при проходженні через таку тканину. Відстань, на якій відбувається значна деполаризація (наприклад, коли співвідношення I_{\parallel}/I_{\perp} зменшується до 2), називають довжиною деполаризації (l_p). Вона залежить від типу тканини: для білої речовини мозку $l_p \approx 0,23$ мм, для дерми шкіри $l_p \approx 0,46$ мм, а для цільної крові $l_p \approx 4$ мм через високу анізотропію розсіювання еритроцитами.

Основним теоретичним інструментом для опису поширення світла в оптично товстих середовищах є векторне рівняння переносу випромінювання. Воно описує зміну вектора Стокса, який повністю характеризує поляризаційний стан світла, вздовж шляху поширення з урахуванням поглинання, розсіювання та діатенуації.

Для чисельного моделювання багаторазового розсіювання зазвичай застосовують поляризаційно-чутливий метод Монте-Карло, який дозволяє відстежувати траєкторію кожного фотона та зміну його поляризаційного стану після кожної події розсіювання.

Слід зазначити, що навіть у режимі багаторазового розсіювання проявляються ефекти «пам'яті». Зокрема, циркулярно поляризоване світло зберігає свій поляризаційний стан значно довше, ніж лінійно поляризоване, через так званий ефект пам'яті кругової поляризації. Це пов'язано з тим, що при зворотному розсіюванні циркуляція поляризації (право- або лівополяризованість) змінюється на протилежну, що призводить до пригнічення деполаризованої компоненти.

1.2.4 Аналіз оптичної моделі розсіювання світла двошаровою оптично тонкою біологічною тканиною

При вивченні двошарових біологічних тканин важливим є аналіз їхньої оптичної анізотропії. Мюллер-матричний формалізм дозволяє моделювати та досліджувати поляризаційно-анізотропні властивості як оптично товстих, так і багатокомпонентних чи багатошарових структур. Завдяки цьому вдається простежити взаємозв'язок між фізіологічним станом складних біотканин і змінами елементів їхніх матриць Мюллера.

У випадку оптично товстих об'єктів для їх математичного опису доцільно застосовувати відому модель багатошарової системи.

Геометричне відображення такого підходу подано на рисунку 1.3, де кожен окремий шар $\{M\}_k$ характеризується власною матрицею Мюллера, наведеною на рисунку 1.3 з відповідним позначенням [9].

В магістерській роботі використаємо випадок двошарової двокомпонентної структури БТ.

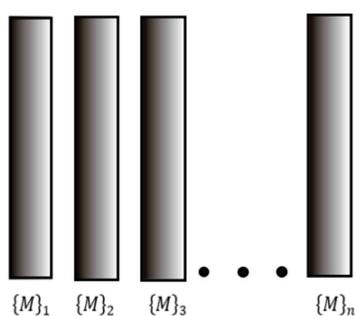


Рисунок 1.3 – Модель багатошарової БТ подана у вигляді індивідуальних матриць Мюллера

Матриця Мюллера Z двошарової двокомпонентної біологічної тканини визначається як добуток матриць Мюллера окремих шарів M_1 та M_2 , які розглядаються як оптично тонкі. У загальному вигляді це можна записати так:

$$Z = M_1 \times M_2, \quad (1.7)$$

де M_1 та M_2 — матриці Мюллера першого та другого шару відповідно.

Було виконано комп'ютерне моделювання формування результуючих ММЗ для двокомпонентних біологічних шарів (БШ), модельні типи яких подані на рисунку 1.4. Зокрема, БШ типу «А» описується у вигляді прямолінійних циліндричних структур, тоді як БШ типу «Б» моделюється системою колоподібних циліндрів.

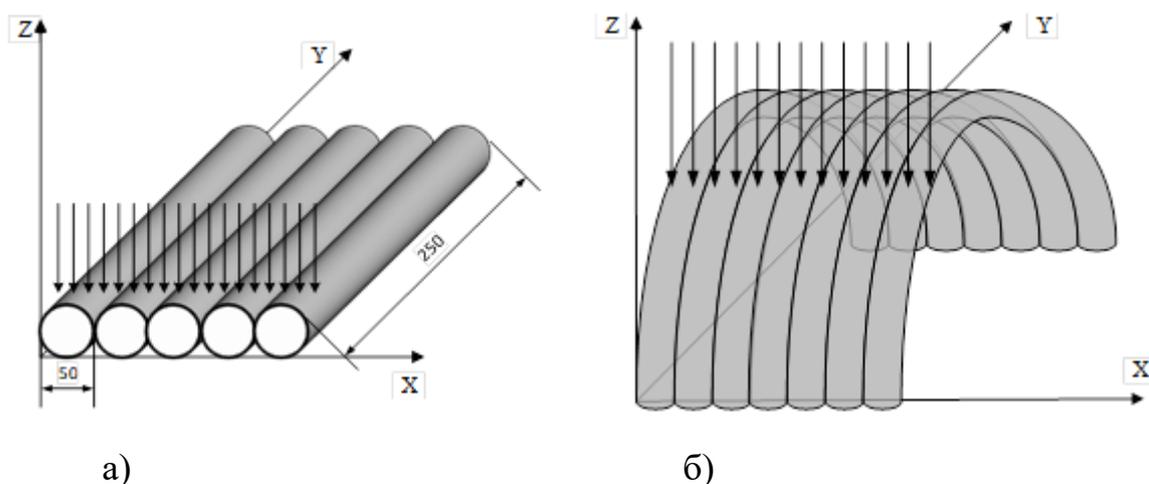


Рисунок 1.4 – Моделі БШ різної природи походження [9]:
а) прямолінійні циліндри; б) колоподібні циліндри

Характерні відмінності між шарами різного походження визначаються їх оптичними орієнтаційними (ρ) та фазовими (δ) параметрами, тобто набором для шару А (ρ_A, δ_A) та (ρ_B, δ_B) для шару В. На рисунку 1.5 подано результуючі карти ММЗ для окремих біологічних шарів і двокомпонентної тканини.

Опрацювання результатів комп'ютерного моделювання процесу формування ММЗ двокомпонентної біологічної тканини за допомогою статистичного та кореляційного аналізу дало змогу детальніше визначити відмінні особливості окремих елементів матриці Мюллера двошарової БТ.

Статистичний аналіз застосовується для оцінки розподілів елементів мюллер-матричних зображень (ММЗ). Він базується на обчисленні статистичних моментів (середнє, дисперсія, асиметрія, ексцес), що дозволяють кількісно описати варіації та характер розподілу даних. Завдяки цьому визначаються закономірності, які відображають фізіологічний стан біологічної тканини .

Кореляційний підхід ґрунтується на вивченні просторових зв'язків між даними. Для цього аналізується автокореляційна функція, яка показує, наскільки значення в різних точках зображення взаємопов'язані. На основі обчислених кореляційних моментів можна робити висновки про вплив структурних особливостей тканини на її оптичні властивості [20].

Якщо ж говорити про реконструкцію параметрів полікристалічної структури кожного із двох шарів А та В при відомій виміряній матриці Мюллера Z двошарової структури, то з математичної точки зору така задача є некоректною.

Тому для вирішення оберненої задачі поляриметрії для реконструкцій орієнтаційно-фазових параметрів шарів (ρ_A, δ_A), (ρ_B, δ_B) використовувались спеціальні умови, про яких можливі відтворення параметрів внутрішнього шару БТ на фоні зовнішнього шару [20].

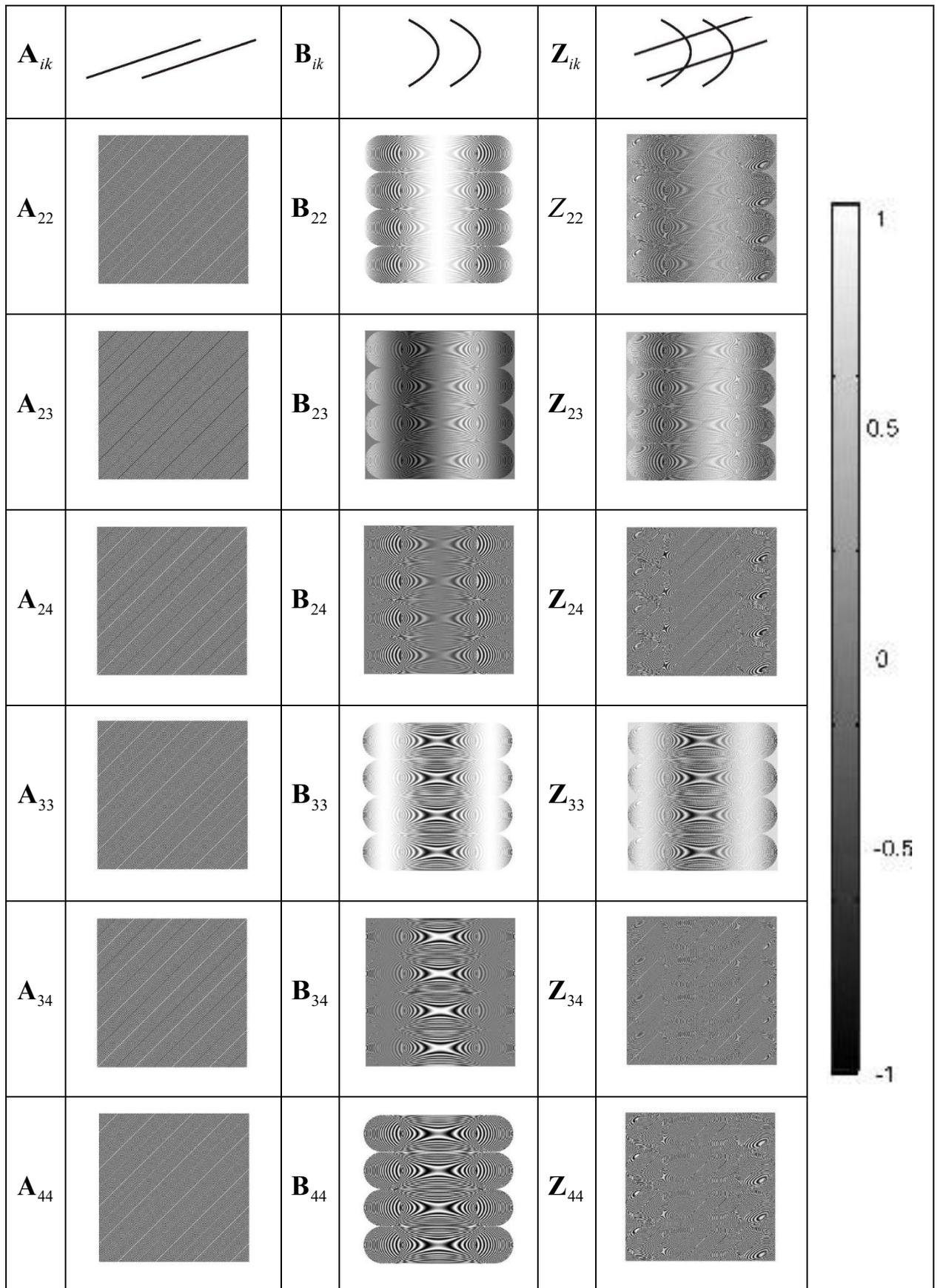


Рисунок 1.5 – ММЗ окремих шарів A; B та Z двокомпонентної БТ [9]

1.3 Порівняльний аналіз відомих методів та засобів для реконструкції оптичної анізотропії біологічно тканини складної структури на основі матриці Мюллера

Вирішення оберненого рівняння поляриметрії для оптично тонкого шару БТ було продемонстровано в методах опосередкованого та прямого реконструювання параметрів оптико-анізотропної структури біологічного шару.

Так, в роботі [21], [22] показано метод прямої реконструкції напрямів орієнтації фібрилярних осей БТ, в схемі системи реалізації якого (рисунок 1.6) виявлено умови, за яких можлива однозначна реконструкція мапи $\rho(x,y)$. Умови створено у вимірювальному каналі системи поляриметрії, яка містить традиційні елементи, зображені на рисунку 1.6. Це лазер 1, чвертьхвильова фазова пластинка 3, поляризатор 4, об'єкт 5, об'єктив 6, аналізатор 7, які утворюють вимірювальний канал. В цьому каналі вимірювання фактично здійснюють камерою 8, з якої зареєстровані зображення поступають до комп'ютера 9.

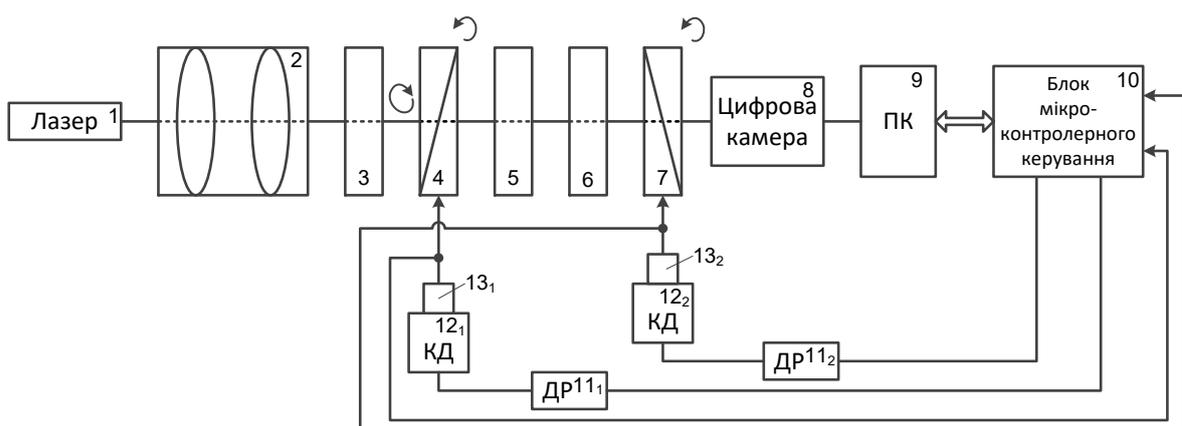


Рисунок 1.6 – Схема структурна системи для прямого метода реконструкції орієнтаційних параметрів оптично тонкого БШ [23]

Якщо синхронно обертати схрещені під кутом 90° аналізатор 7 і поляризатор 4, то значення азимуту поляризації $\tilde{\alpha}$ в деякій (jk) точці зображення, зареєстрованого камерою 9, співпадатиме з напрямом ρ оптичної осі БШ [23]:

$$\tilde{\alpha}(jk) = \rho(jk) \quad (1.8)$$

Щоб виявити таку ситуацію в методі проводять аналіз розподілів нульових значень інтенсивності зображень, які утворились на виході схрещених «аналізатора-поляризатора» в результаті їх обертання. Тоді отримують набір таких координатних розподілів на кожному кроці обертання $\Delta\theta$ [23]:

$$\begin{cases} \theta = \theta_0 = 0^\circ \Rightarrow \rho^{(0)}(m \times n) \equiv R(\theta_0); \\ \theta_1 = \theta_0 + \Delta\theta \Rightarrow \rho^{(1)}(m \times n) \equiv R(\theta_1) = R(\theta_0 + \Delta\theta); \\ \theta_k = \theta_{k-1} + k\Delta\theta \Rightarrow \rho^{(k)}(m \times n) \equiv R(\theta_k) = R(\theta_0 + k\Delta\theta). \end{cases} \quad (1.9)$$

Недолік методу реконструкції орієнтаційних характеристик досліджуваного БШ полягає в тому, що його можна застосовувати лише для оптично тонких окремих БШ.

Недоліком системи для реконструкції орієнтаційної мапи структури БШ є її обмежені функціональні властивості, які не дозволяють реконструювати орієнтаційні мапи для шарів складної двошарової структури БТ.

В роботах [23], [24] наведено метод реконструкції фазових характеристик досліджуваного оптично тонкого БШ. Згідно з методом досліджуваний зразок треба розмістити між схрещеними поляризаційно – фазовими фільтрами в системі на рисунку 1.7.

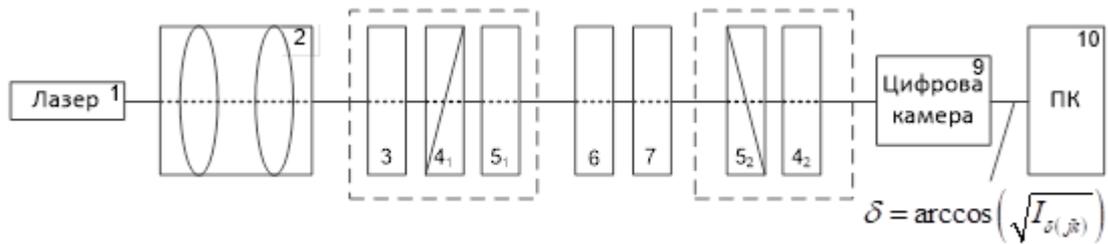


Рисунок 1.7 – Схема поляриметричної системи реконструкції фазових мап [23]

В наведеній системі елементи 3 (чвертьхвильова пластинка), 4₁ (поляризатор), 5₁ (чвертьхвильова пластинка) утворюють фільтр з назвою «права циркуляція». Елементи 5₂ (чвертьхвильова пластинка) та аналізатор 4₂ утворюють фільтр з назвою «ліва циркуляція». Отже, опромінюючи правоциркулярним поляризаційним пучком об'єкт 6, після об'єктиву 7 здійснюється його поляризаційний аналіз лівоциркулярним фільтром.

За рахунок таких дій відбувається реконструкція фазових мап $\delta(ik)$ біооб'єкту за такою формулою [23], [24]:

$$\tilde{I}(jk) = \cos^2 \delta(jk), \quad (1.10)$$

де $I(jk)$ – інтенсивність відфільтрованого поляризаційного випромінювання.

Недоліком системи для реконструкції фазової мапи структури БШ є її обмежені функціональні властивості, які не дозволяють реконструювати фазові мапи для шарів складної двошарової структури БТ.

В роботах [20], [23] усунуто недолік методів та систем, які дозволяли провести реконструкцію параметрів анізотропії лише для одношарових об'єктів, що були оптично тонкими. Було запропоновано метод [20], який дозволяє для двошарових БТ визначати параметри анізотропії у вигляді мапи розподілу орієнтацій та мапи розподілу фазових зсувів. Суть методу в тому, щоб створити такі умови для опромінення поляризованим світлом двошарового об'єкта, при яких один із його шарів стане практично «оптично

прозорим». Зафіксувати такі умови можна шляхом аналізу вектора Стокса перетвореного біологічною тканиною поляризаційного випромінювання.

Схема для реалізації такого методу є фактично схемою для вимірювання матриці Мюллера двошарового об'єкта, поданої на рисунку 1.8 [23].

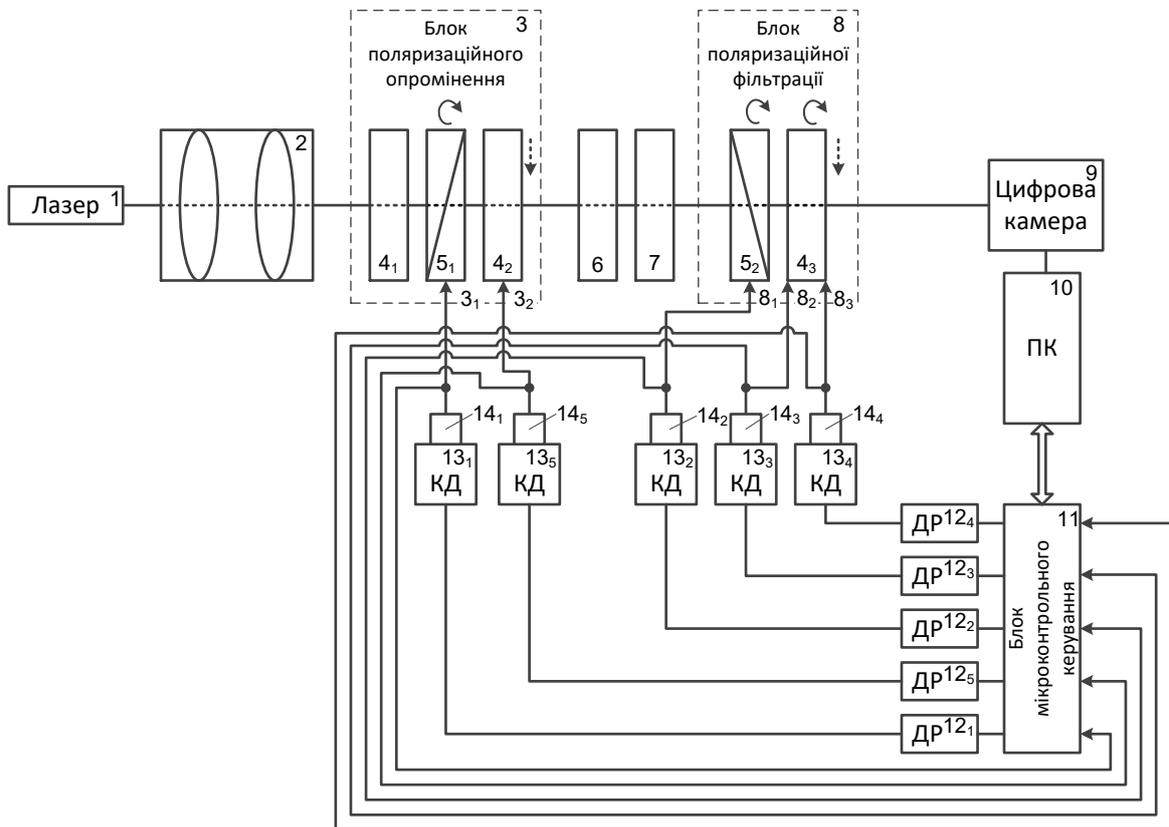


Рисунок 1.8 – Схема для вимірювання матриці Мюллера та реконструкції параметрів БТ на її основі [23]

Реконструкція орієнтаційних та фазових параметрів як наборів для шару А (ρ_A, δ_A) та (ρ_B, δ_B) для шару В в схемі на рисунку 1.8 відбувається алгоритмічно. На їх основі обчислюють матриці Мюллера для окремих БШ та двошарової структури БТ в цілому. Після чого проводиться комплексний аналіз отриманих даних, на основі яких можна пересвідчитись в різниці в параметрах для різних типів БТ та їх станів в нормальному стані та при патологіях.

За їх допомогою досягнуто достовірність експериментальної діагностики гепатиту у пацієнтів на рівні 90,5% [11]. Тому дану систему можна розглядати як прототип до системи, яка буде розроблятися в даній роботі. Інформація про можливі аналоги до розроблюваної системи наведена в таблиці 1.1, в якій за досліджуваний матеріал взято БТ печінки пацієнтів (здорових та хворих на гепатит).

Таблиця 1.1- Основні характеристики систем реконструктивної Мюллер-поляриметрії та аналізу анізотропних біологічних шарів

Назва системи	Метод реконструкції анізотропії БТ	Методи аналізу реконструйованих параметрів	Методи класифікації реконструйованих параметрів	Достовірність діагностики двошарових БТ
Система прямої поляриметричної реконструкції орієнтаційних мап біологічного шару [21]	Метод прямої реконструкції орієнтаційних мап БШ	Статистичний та кореляційний аналіз	Відсутні	83,5%
Система прямої поляриметричної реконструкції фазових мап біологічного шару [23]	Метод прямої реконструкції фазових мап БШ	Статистичний та кореляційний аналіз	Відсутні	89,5%
Багатопараметрична система для поляризаційної реконструкції анізотропії двошарових БТ [20]	Метод мюллер-матричної реконструкції підповерхневих шарів двошарової БТ	Статистичний та кореляційний аналіз	Відсутні	90,5%

Проте недоліком вказаної системи є її обмежені функціональні можливості, обумовлені відсутністю класифікаційного автоматизованого аналізу характеристик реконструйованих параметрів шарів двошарової БТ, що також призводить до обмежень рівня достовірності їх діагностики в ІВС.

З іншого боку, актуальним для покращення достовірності діагностики є врахування умов азимутальної незалежності окремих елементів матриці Мюллера двошарової БТ та їх суперпозицій [13], [14] в ІВС, що розробляється.

Варто зазначити, що серед елементів матриці Мюллера об'єкта досліджень лише окремі елементи характеризуються властивістю бути незалежними від кута, під яким їх опромінює лазерний поляризаційний промінь. Це елементи $M_{11}, M_{14}, M_{41}, M_{44}$, які далі обробляють та аналізують в діагностичних медичних методах [14], а також суперпозиції $S_{22,33}; D_{23,32}$ певних елементів ММЗ, наприклад, [14]

$$\begin{aligned} S_{22,33} &= M_{22} + M_{33}, \\ D_{23,32} &= M_{23} - M_{32}. \end{aligned} \tag{1.11}$$

Тому з урахуванням (1.11) необхідно буде обирати інформативні параметри діагностики в системі, яка розробляється.

Як в системах аналогів, в розроблюваній системі доцільно застосувати статистичний та кореляційний аналіз для визначення ознак їх класифікації при подальшій діагностиці.

Серед відомих методів класифікації поляризаційних зображень за вектором їх ознак можна відзначити ймовірнісні методи, методи дискримінантного аналізу, методи машинного навчання, в тому числі й на основі нейромереж, методи нечіткої логіки. В подальшому необхідно здійснити вибір одного із цих методів для класифікатора в даній системі та реалізувати його на програмному рівні.

1.4 Висновки до розділу 1

В результаті проведеного аналізу методів та вимірювальних систем реконструкції параметрів оптичної анізотропії двошарових біологічних тканин для їх діагностики встановлено перспективність методів на основі мюллер-матричного підходу.

Метод та система для поляризаційної реконструкції орієнтаційно-фазових параметрів підповерхневих шарів складної двошарової БТ обрано за аналог до системи, яка розробляється в даній роботі. Визначено необхідність розширення її функціональних можливостей та підвищення достовірності медичної діагностики на її основі.

Мюллер-матричні інваріанти та автоматизована класифікація можуть бути способами розширення функціональних можливостей при якіснішій медичній діагностиці двошарових БТ.

2 МЕТОД ТА АРХІТЕКТУРА СИСТЕМИ ДЛЯ РЕКОНСТРУКЦІІ ПАРАМЕТРІВ ОПТИЧНОЇ АНІЗОТРОПІЇ ДВОШАРОВИХ БІОЛОГІЧНИХ ТКАНИН НА ОСНОВІ ЇХ АЗИМУТАЛЬНИХ МЮЛЛЕР-МАТРИЧНИХ ІНВАРІАНТІВ

2.1 Загальна характеристика азимутальної інваріантності поляризаційних параметрів лазерного випромінювання та об'єктних параметрів біотканин

Поляризаційні підходи до дослідження біологічних тканин належать до провідних оптичних методів сучасної діагностики, тому що забезпечують отримання відомостей про їх мікроструктурні й морфологічні параметри без потреби в інвазивному втручанні [3–4]. Сутність цих технологій полягає у вивченні перетворень стану поляризації лазерного зонduючого випромінювання під час його проходження крізь або відбиття від анізотропних шарів біологічних об'єктів.

Для кількісного опису цих процесів використовується формалізм Мюллер-матричного опису процесів перетворення поляризації вхідного пучка, яка зв'язує його вхідний та вихідний стан через вектори Стокса:

$$S_s = M \cdot S_i, \quad (2.1)$$

де S_s — вхідний вектор Стокса, S_i — вихідний, а M — Мюллер-матриця об'єкта. У біотканинах ця матриця відображає ефекти двопроменезаломлення, діатенюації, деполяризації та інші оптичні зміни [3-4].

На практиці значення, отримані під час вимірювання Мюллер-матриці, визначаються не лише оптичними властивостями досліджуваного середовища, а й просторовою орієнтацією зразка щодо оптичної осі системи. Зміна азимутального кута його повороту викликає зміну елементів матриці, що ускладнює порівняння результатів між різними зразками або під час

повторного аналізу одного й того ж об'єкта [5,6]. Тому важливим напрямом розвитку в цій галузі є створення методів і вимірювальних систем, нечутливих до азимутального обертання біотканини.

Під азимутальною інваріантністю у поляризаційній діагностиці розуміють властивість певних параметрів зберігати своє значення при повороті об'єкта навколо оптичної осі. Розрізняють два основні типи інваріантності [13-14]:

- азимутальна незалежність азимутів та еліптичностей поляризаційного зображення;
- азимутальна незалежність елементів Мюллер-матриці біологічного розсіювача.

Фізичний зміст азимутальних інваріантів полягає у відображенні внутрішньої симетрії поляризаційної реакції біологічної тканини. Для двошарових анізотропних систем, зокрема епітеліальних покривів або сполучних структур, такі інваріанти дозволяють окремо оцінювати внесок поверхневого та глибинного шарів, виокремлюючи між ними орієнтаційно-фазові відмінності.

2.1.1 Азимутальна інваріантність азимутів та еліптичностей поляризаційного зображення.

Концепція методу безпосереднього вимірювання мап азимутів $\alpha(X, Y)$ та еліптичностей $\beta(X, Y)$ поляризації була запропонована у працях [26, 27]. Для визначення цих параметрів у полі розсіяного випромінювання застосовується формалізм Мюллера–Стокса, оскільки вектор Стокса повністю описує як інтенсивність, так і стан поляризації вхідного та вихідного лазерного зонduючого пучка.

Використовуючи три параметри вектора Стокса S_2, S_3, S_4 можна обчислити азимут α і еліптичність β поляризації лазерного випромінювання у точці з координатами (x, y) .

$$\alpha(x, y) = 0,5 \arctg(S_3/S_2), \quad (2.2)$$

$$\beta(x, y) = 0,5 \arcsin(S_4(x, y)). \quad (2.3)$$

Інваріантність цих параметрів забезпечується шляхом математичної компенсації обертання системи координат або введенням спеціальних комбінацій Стокс-параметрів, що не змінюються при азимутальному повороті. Зокрема, азимутальна інваріантність азимутів і еліптичностей може бути досягнута шляхом нормалізації відносно інтегральних значень інтенсивності або використання різницевих фазових зображень [19, 25].

На рисунку 2.1 [28] наведено залежність поляризаційної структурності зображень гістологічного зрізу (ГЗ) міокарда від азимуту за різних умов, що відповідають різним станам поляризації лазерного зондуєчого пучка.

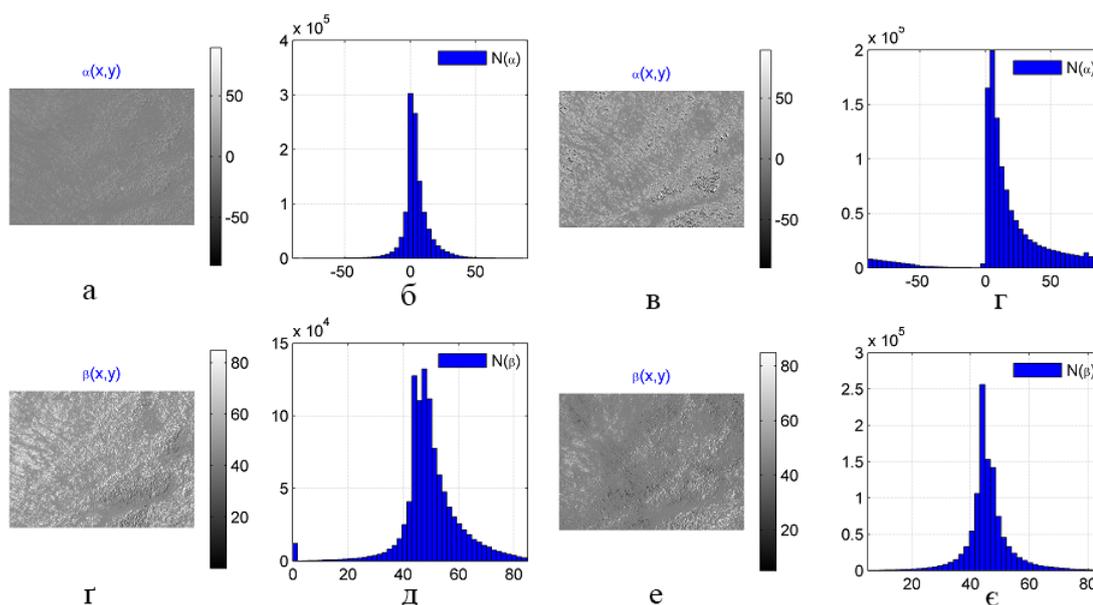


Рисунок 2.1 – Азимутальна залежність поляризаційної структурності зображень ГЗ міокарда [28]

На рисунках 2.1 (г) та 2.1 (е) подано мапи азимутів $\beta(M \times N)$, отримані при азимуті поляризації зонduючого пучка $\alpha_0 = 0^\circ$ та $\alpha_0 = 45^\circ$ відповідно.

Відповідні гістограми розподілу елементів цих мап наведено на рисунках 2.1 (д) і 2.1 (е).

Аналогічно, на рисунках 2.1 (а) та 2.1 (в) представлено мапи азимутів $\alpha(M \times N)$, розраховані для тих самих умов поляризації — $\alpha_0 = 0^\circ$ і $\alpha_0 = 45^\circ$. Гістограми розподілу елементів зазначених мап показано на рисунках 2.1 (б) та 2.1 (г).

Практична реалізація цього підходу у поляризаційній мікроскопії дозволяє отримувати стабільні картограми орієнтації та форми поляризації, які відображають лише структурні особливості тканин, незалежно від положення зразка.

2.1.2 Азимутальна інваріантність елементів Мюллер-матриці біологічного розсіювача

Інший спосіб досягнення азимутальної інваріантності базується на дослідженні елементів Мюллер-матриці як основного інструмента поляризаційної оптики, що детально характеризує зміни стану поляризації під час взаємодії світлового потоку з об'єктом. Застосування такого підходу дає змогу отримати комплексні дані про поляризаційні характеристики, що відображають оптичні властивості полікристалічної структури біологічних тканин різних органів людини. Подальшим етапом удосконалення методу стало впровадження координатного картографування просторового розподілу елементів Мюллер-матриці, відомого як Мюллер-матричні зображення (ММЗ). Широке використання Мюллер-матричного аналізу в рутинних лабораторних дослідженнях наразі залишається обмеженим, оскільки 12 із 16 його елементів змінюються при повороті зразка відносно напрямку опромінення.

Сукупність MMI, що відображає оптичну анізотропію шарів біологічних тканин, описується такими аналітичними виразами [13,25,28]:

- елементи матриці Мюллера :

$$M_{11}, M_{14}, M_{41}, M_{44}; \quad (2.4)$$

- суперпозиції елементів Мюллер-матриці:

$$S_{22+33} = M_{22} + M_{33}, \quad (2.5)$$

$$D_{23-32} = M_{23} - M_{32} \quad (2.6)$$

- довжини математичних векторів:

$$\begin{cases} V_{12+13} = \sqrt{M_{12}^2 + M_{13}^2}, \\ V_{21+31} = \sqrt{M_{21}^2 + M_{31}^2} \\ V_{42+43} = \sqrt{M_{42}^2 + M_{43}^2} \\ V_{24+34} = \sqrt{M_{24}^2 + M_{34}^2} \end{cases} \quad (2.7)$$

Отже, застосування набору MMI (співвідношення (2.3)–(2.7)) дозволяє розширити можливості Мюллер-матричного картографування для проведення статистичних або скрінінгових лабораторних досліджень біологічних шарів — таких як гістологічні зрізи та полікристалічні плівки органів людини в межах різних завдань біомедичної діагностики.

Метод розрахунку елементів Мюллер-матриці M_{ik} для частково деполаризованих біологічних шарів базується на класичних підходах стокс-поляриметрії. У цих підходах використовують комбінації інтенсивностей ортогонально поляризованих складових амплітуди лазерного випромінювання, які відповідають різним станам поляризації зондуємого світлового пучка.

Розрахунок кожного елементів Мюллер-матриці M_{ik} розраховується за такими формулами [13]:

$$\begin{aligned}
 M_{11} &= 0.5 (S_1^0 + S_1^{90}); & M_{21} &= 0.5 (S_2^0 + S_2^{90}); \\
 M_{12} &= 0.5 (S_1^0 - S_1^{90}); & M_{22} &= 0.5 (S_2^0 - S_2^{90}); \\
 M_{13} &= S_1^{45} - f_{11}; & M_{23} &= S_2^{45} - M_{21}; \\
 M_{14} &= S_1^{\otimes} - f_{11}; & M_{13} &= S_1^{\otimes} - M_{21}; \\
 M_{31} &= 0.5 (S_3^0 + S_3^{90}); & M_{41} &= 0.5 (S_4^0 + S_4^{90}); \\
 M_{32} &= 0.5 (S_3^0 - S_3^{90}); & M_{42} &= 0.5 (S_4^0 - S_4^{90}); \\
 M_{33} &= S_3^{45} - M_{31}; & M_{43} &= S_4^{45} - M_{41}; \\
 M_{34} &= S_3^{\otimes} - M_{31}; & M_{44} &= S_4^{\otimes} - M_{41},
 \end{aligned} \tag{2.8}$$

де позначення $S_{i=1;2;3;4}^{0;45;90;\otimes}$ — це значення параметрів вектора Стокса, отриманих у пікселях мікроскопічного зображення досліджуваного біологічного шару, які визначаються для зондуєчих лазерних пучків із лінійною поляризацією ($0^\circ, 45^\circ, 90^\circ$) та правоциркулярною (\otimes) поляризацією.

Вектори Стокса обчислюємо за класичними формулами :

$$\begin{aligned}
 S_{i=1}^{0;45;90;\otimes} &= I_0^{0;45;90;\otimes} + I_{90}^{0;45;90;\otimes}; \\
 S_{i=2}^{0;45;90;\otimes} &= I_0^{0;45;90;\otimes} - I_{90}^{0;45;90;\otimes}; \\
 S_{i=3}^{0;45;90;\otimes} &= I_{45}^{0;45;90;\otimes} - I_{135}^{0;45;90;\otimes}; \\
 S_{i=4}^{0;45;90;\otimes} &= I_{\otimes}^{0;45;90;\otimes} + I_{\oplus}^{0;45;90;\otimes};
 \end{aligned} \tag{2.9}$$

де $I_{0;45;90;135;\otimes;\oplus}$ — поляризаційно-відфільтровані інтенсивності лазерного випромінювання, перетвореного біологічним об'єктом.

Операція фільтрації відповідає виконанню таких експериментальних процедур: пропусканню об'єктного лазерного пучка через лінійний поляризатор, вісь пропускання якого послідовно орієнтують під кутами Θ 0° ,

45°, 90°, 135°, а також через фазову фільтраційну систему типу «чвертьхвильова пластинка – поляризатор». Система дає змогу виокремити праву (\otimes) та ліву (\oplus) циркулярно поляризовані компоненти.

На рисунках 2.2-2.3 подано мапи (фрагменти (1;3)) та гістограми розподілів (фрагменти (2;4)) величини M_{44} (рис. 2.2) та $S_{22+33} = M_{22} + M_{33}$ (рис. 2.3), що відображають прояви фазової та амплітудної анізотропії гістологічних зрізів (ГЗ) міокарда групи 1 (фрагменти (1;2)) і групи 2 (фрагменти (3;4)).

Практичне застосування подібних інваріантів реалізовано у сучасних інформаційно-вимірювальних комплексах азимутально-незалежної Мюллер-матричної поляриметрії [9,13].

Такі системи забезпечують автоматизовану обробку експериментальних даних, даючи змогу визначати оптичні осі, фазові зсуви та деполіризаційні характеристики шарів без потреби у точному позиціонуванні досліджуваного зразка. Це істотно спрощує процес вимірювань, підвищує надійність отриманих результатів і відкриває можливості для практичного впровадження технології у медичній діагностиці.

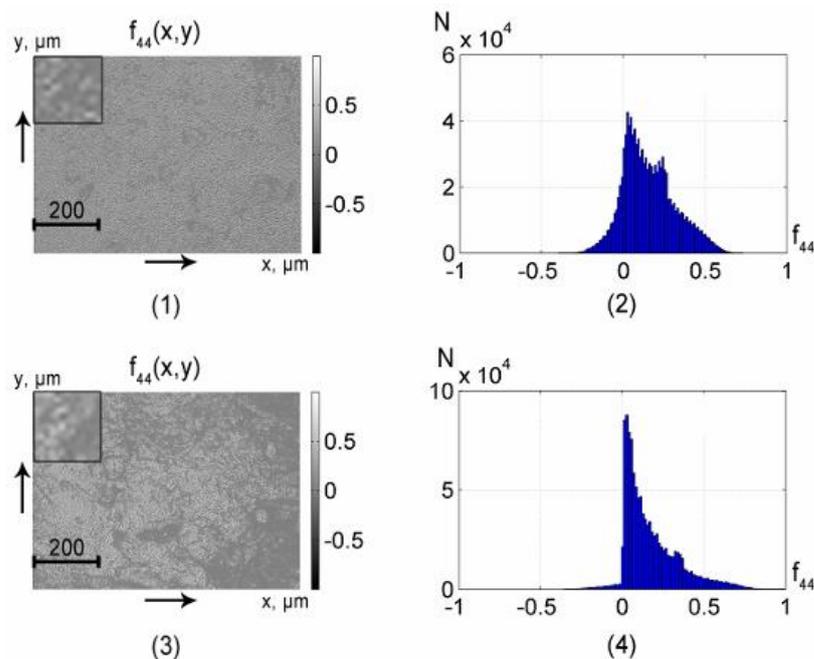


Рис. 2.2 – Мапи та гістограми розподілу величини ММІ M_{44} частково деполіризуючих гістологічних зрізів міокарда групи 1 і групи 2

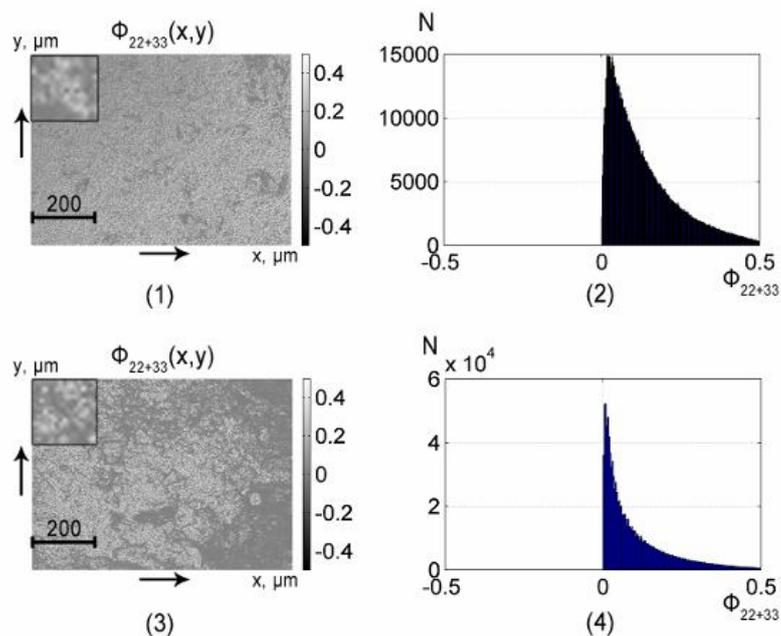


Рис. 2.3 – Мапи та гістограми розподілу величини $S_{22+33} = M_{22} + M_{33}$ частково деполаризуючих гістологічних зрізів міокарда групи 1 і групи 2

Отже, доцільно врахувати можливості азимутальної інваріантності поляризаційних параметрів лазерного випромінювання та об'єктних параметрів біотканин для розробки удосконаленого методу для реконструкції орієнтаційно-фазових параметрів двошарових біологічних тканин.

2.2 Розвиток методу для реконструкції орієнтаційно-фазових параметрів двошарових біологічних тканин на основі їх азимутальних мюллер-матричних інваріантів

Досліджуваний зразок в даній роботі є гістологічним зрізом двошарової БТ з коефіцієнтом екстинції 0,1, тобто є оптично тонким. Причому він може мати кожен із біологічних шарів двошарової структури БТ різного морфологічного складу, наприклад, «м'язова тканина – дерма шкіри», або «м'язова тканина – сполучна тканина». Приклад структури такої двошарової БТ, що має зовнішній шар А та внутрішній шар В, наведено на рисунку 2.4

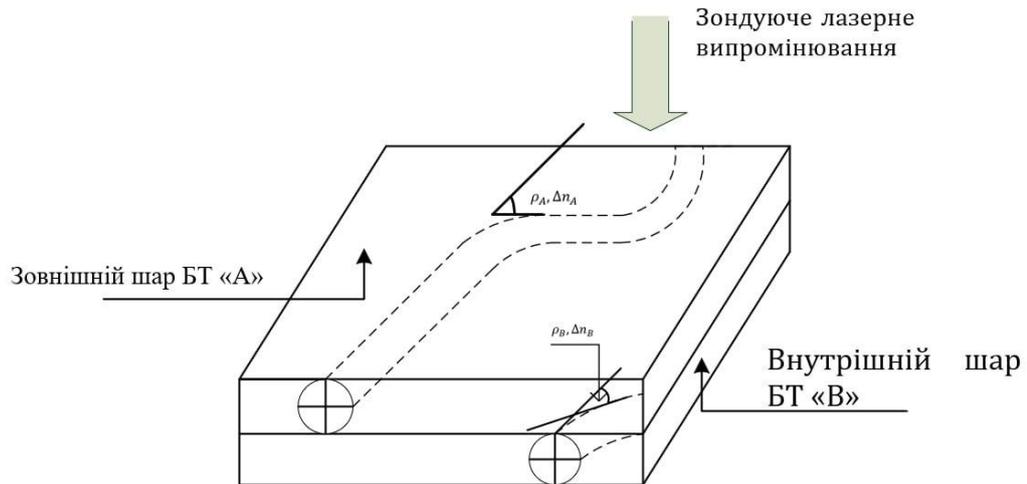


Рисунок 2.4 – Двошарова БТ із зовнішнім шаром А та внутрішнім шаром В

Знаючи матрицю Мюллера зовнішнього шару $A(N \times N)$ та матрицю Мюллера внутрішнього шару $B(N \times N)$, можна при їх перемноженні знайти матрицю Мюллера двошарової БТ $Z(N \times N)$:

$$Z(N \times N) = A(N \times N) \times B(N \times N), \quad (2.10)$$

де \times – знак множення матриць.

Кожен із двох шарів А та В має свою унікальну кристалічну фібрилярну структуру, яка характеризується в кожній координаті напрямом орієнтації кристалів $\rho_A(i, j)$ та $\rho_B(i, j)$ та фазовим зсувом $\delta_A(i, j)$ та $\delta_B(i, j)$. Проте виміряти за феноменологічним методом можна лише розподіли напрямів орієнтації кристалів і фазові зсуви для двошарової структури $\rho_Z(i, j), \delta_Z(i, j)$.

Процес реконструкції окремо для зовнішнього та внутрішнього шарів параметрів орієнтації кристалів $\rho_A(i, j), \rho_B(i, j)$ та фазових зсувів $\delta_A(i, j), \delta_B(i, j)$ на основі відомих параметрів двошарової структури $\rho_Z(i, j), \delta_Z(i, j)$ здійснюють за відомим методом, описаним в роботах [20].

Цей метод базується на створенні спеціальних умов поляризації, за яких поляризаційні параметри одного того із шарів, який є підповерхневим або зовнішнім, стають «прозорими».

Так, відомо з роботи [20], що якщо опромінити двошарову БТ випромінюванням з лінійною поляризацією $(a_{ik}(\delta = 0), a_{ik}(\delta = \pi))$, то елементи її мюллер-матричного зображення Z_{ik} будуть обраховані простіше, через ММЗ елементів внутрішнього шару В:

$$Z_{ik} = \begin{cases} Z_{22} = B_{22}; Z_{23} = B_{23}; Z_{32} = B_{32}; Z_{33} = B_{33}; \\ Z_{34} = B_{34}; Z_{43} = B_{43}; Z_{24} = B_{24}; Z_{42} = B_{42}; \\ Z_{44} = B_{44}. \end{cases} \quad (2.11)$$

Іншим прикладом є спрощене обчислення матриці Мюллера двошарової структури БШ при ситуації, коли елементи матриці Мюллера шару А мають значення $a_{ik}(\delta = \pm 0,5\pi)$ [20]. Тоді Z_{ik} двошарової БТ обчислюють так:

$$Z_{ik} = \begin{cases} Z_{22} = B_{23} + B_{24}; Z_{23} = B_{23} - B_{24}; \\ Z_{32} = B_{33} + B_{34}; Z_{33} = B_{32} + B_{34}; \\ B_{34} = B_{32} + B_{33}; B_{43} = B_{42} + B_{44}; \\ B_{24} = B_{22} + B_{23}; B_{42} = B_{43} + B_{44}; \\ B_{44} = B_{42} + B_{43}. \end{cases} \quad (2.12)$$

На основі аналізу умов (2.11) і (2.12) в роботі [20] запропоновано метод реконструкції орієнтаційно-фазових параметрів двошарових біологічних тканин. Згідно з ним: в процесі аналізу поворотів площини поляризації $\theta(x, y)$ лазерного пучка, що падає на зовнішній шар А, завжди можна виявити значення азимуту пучка $\theta = \alpha^*$, яке збігається з орієнтацією оптичної осі $\rho_A(x, y)$ зовнішнього шару А двошарової БТ.

Таку особливість можна відшукати, аналізуючи виконання умов для елементів вектора Стокса в кожній координаті випромінювання, перетвореного двошаровою БТ:

$$S_2^2(\theta) + S_3^2(\theta) + S_4^2(\theta) \rightarrow 1 \quad (2.13)$$

де θ – азимут зондуючого пучка; S_2, S_3, S_4 – другий, третій та четвертий параметри вектора Стокса.

Для відшуканого значення азимуту θ встановлено вирази, за якими знаходять реконструйовані параметри анізотропії $\rho_A, \delta_A, \rho_B, \delta_B$ кожного шару двошарової структури БТ [20]

$$\begin{cases} \rho_A^{(x,y)} = 0,25\pi + \theta; \\ \rho_B^{(x,y)} = 0,5 \arctg \left(\frac{S_3^{(x,y)}(\theta)}{S_2^{(x,y)}(\theta)} \right). \end{cases} \quad (2.14)$$

$$\begin{cases} \delta_A^{(x,y)} = \arccos \left(\pm \sqrt{1 + \frac{1 - \cos(\delta_B^{(x,y)})}{\cos^2(2(\rho_A^{(x,y)} - \rho_B^{(x,y)})(1 + \delta_A^{(x,y)})}} \right); \\ \delta_B^{(x,y)} = \arccos [S_4^{(x,y)}(\theta)]. \end{cases} \quad (2.15)$$

Для покращення достовірності діагностики двошарових БТ будемо враховувати далі умови азимутальної незалежності окремих елементів матриці Мюллера двошарової БТ та їх суперпозицій [13], [14], описані вище.

Це дозволить розвинути описаний метод реконструкції параметрів анізотропії шарів двошарових БТ, який полягає в наступному.

1. Формуємо значення поточного кута повороту $\theta_i = \theta_{i-1} + \Delta\theta$ площини поляризації пучка в межах від 0 до π , яким опромінюємо двошарову БТ на поточному кроці i , при цьому ($\alpha_0 = \theta_0$).

2. За феноменологічним методом при кожному θ_i формуємо 6 інтенсивностей $I^\alpha(N \times N)$ (де $\alpha = 0^\circ, 90^\circ, 45^\circ, 135^\circ, \oplus, \otimes$) відфільтрованих поляризацій пропущеного через БТ пучка з азимутом поляризації ($\alpha = \theta_i$), за якими визначаємо 4 елементи вектора Стокса $S1 - S4$ у вигляді:

$$\begin{aligned} S1(x, y) &= I^0(x, y) + I^{90}(x, y), \\ S2(x, y) &= I^0(x, y) - I^{90}(x, y), \\ S3(x, y) &= I^{45}(x, y) + I^{135}(x, y), \\ S4(x, y) &= I^\otimes(x, y) - I^\oplus(x, y), \end{aligned} \tag{2.16}$$

3. Обчислюємо співвідношення для суми квадратів елементів вектора Стокса в кожній точці з координатами (x, y)

$$S(x, y) = S2^2(x, y) + S3^2(x, y) + S4^2(x, y) \tag{2.17}$$

та аналізуємо його в кожній точці з координатами (x, y) на рівність 1.

Якщо виконується умова в точці (x, y)

$$S(x, y) = 1, \tag{2.18}$$

то можна провести реконструкцію параметрів анізотропії $\rho_A, \delta_A, \rho_B, \delta_B$ кожного БШ двошарової структури в точці (x, y) перерізу зразка БТ за формулами (2.14) та (2.15).

Якщо умова (2.18) не виконується, то треба виконати перевірку наступних точок в межах перерізу зразка БТ та роздільної здатності $(N \times N)$ камери, що фіксує поляризаційні інтенсивності зображень в системі поляриметрії.

4. За відомими значеннями $\rho_A, \delta_A, \rho_B, \delta_B$ обчислюємо азимутально інваріантні реконструйовані елементи матриці Мюллера $M_{11}, M_{14}, M_{41}, M_{44}$ та інші елементи матриці Мюллера для кожного із шарів А та В за формулами:

$$M_{ik}^{(x,y)}(\rho, \delta) = \begin{cases} M_{22}^{(x,y)} = \cos^2 2\rho^{(x,y)} + \sin^2 2\rho^{(x,y)} \cos \delta^{(x,y)}; \\ M_{23;32}^{(x,y)} = \cos 2\rho^{(x,y)} \sin 2\rho^{(x,y)} (1 - \cos \delta^{(x,y)}); \\ M_{33}^{(x,y)} = \sin^2 2\rho^{(x,y)} + \cos^2 2\rho^{(x,y)} \cos \delta^{(x,y)}; \\ M_{34;43}^{(x,y)} = \pm \cos 2\rho^{(x,y)} \sin \delta^{(x,y)}; \\ M_{24;42}^{(x,y)} = \pm \sin 2\rho^{(x,y)} \sin \delta^{(x,y)}; \\ M_{44}^{(x,y)} = \cos \delta^{(x,y)}. \end{cases} \quad (2.19)$$

5. Визначаємо суперпозиції $S_{22+33}(A), S_{22+33}(B)$ та $D_{23-32}(A), D_{23-32}(B)$ реконструйованих елементів Мюллер матриці кожного із шарів А і В для двошарової БТ за формулами (2.5), (2.6), а також довжини математичних векторів $V_{12+13}, V_{21+31}, V_{42+43}, V_{24+34}$ за формулами (2.7).

Отже, вище описано удосконалений метод реконструкції орієнтаційних та фазових параметрів шарів двошарової БТ, доповнений обчисленням реконструйованих азимутальних мюллер-матричних інваріантів кожного БШ.

2.3 Статистичний, кореляційний аналіз та класифікаційний аналіз реконструйованих азимутальних ММІ двошарових БТ

Реконструйовані азимутальні Мюллер-матричні інваріанти (ММІ) є ключовими параметрами, що характеризують оптичні властивості та структурну організацію двошарової БТ. Оскільки досліджувані зразки мають складну полікристалічну будову, кількісний аналіз ММІ потребує застосування статистичних підходів, які дозволяють виявити закономірності просторової мінливості оптичних характеристик та встановити взаємозв'язки між різними параметрами системи.

Статистичний аналіз модельних розподілів мюллер-матричних інваріантів проводився із визначенням статистичних моментів з 1-го по 4-ий момент за відомими формулами [20]

$$\begin{aligned}
 M &= \frac{1}{MN} \sum_{j=1}^{MN} (z_{lk})_j; & D &= \sqrt{\frac{1}{MN} \sum_{j=1}^{MN} \left(\left(z_{lk} \right)_j \right)^2}; \\
 AX &= \frac{1}{D^3} \frac{1}{MN} \sum_{j=1}^{MN} \left(\left(z_{lk} \right)_j \right)^3; & EX &= \frac{1}{D^4} \frac{1}{MN} \sum_{j=1}^{MN} \left(\left(z_{lk} \right)_j \right)^4,
 \end{aligned}
 \tag{2.20}$$

де M_1 – середнє значення, D – дисперсія, AX – асиметрія, DX – ексцес, $M \times N$ - дискретизація площі перерізу.

Кореляційний аналіз в свою чергу розраховує автокореляційну функцію $R(s)$, що розраховується в напрямку осі OX . Отримані розподіли потім піддавались знову статистичному обробленню. Так визначались кореляційні моменти $K_1 - K_4$ з 1-го по 4-ий порядок [20]

$$\begin{aligned}
 K_1 &= \frac{1}{2M} \sum_{s=0}^{2M-1} \overline{R(s)}; & K_2 &= \sqrt{\frac{1}{2M-1} \sum_{s=0}^{2M-1} \left(\overline{R(s)} - K_1 \right)^2} \\
 K_3 &= \frac{1}{K_2^3} \frac{1}{2M-1} \sum_{s=0}^{2M-1} \left(\overline{R(s)} - K_1 \right)^3; & K_4 &= \frac{1}{K_2^4} \frac{1}{2M-1} \sum_{s=0}^{2M-1} \left(\overline{R(s)} - K_1 \right)^4.
 \end{aligned}
 \tag{2.21}$$

Отже, наступною задачею, яка має бути вирішена в даній роботі, є встановлення найбільш інформативних статистичних та кореляційних характеристик мюллер-матричних інваріант БТ, визначених на основі реконструйованих орієнтаційно-фазових параметрів кожного шару. На їх основі буде сформовано вектор ознак для кожного шару відповідно

$$V_A = \left[M^A \quad D^A \quad AX^A \quad EX^A \quad K_1^A \quad K_2^A \quad K_3^A \quad K_4^A \right] \tag{2.22}$$

$$V_B = \left[M^B \quad D^B \quad AX^B \quad EX^B \quad K_1^B \quad K_2^B \quad K_3^B \quad K_4^B \right]. \tag{2.23}$$

Кожен із векторів ознак, що містить по 8 елементів, необхідно класифікувати в подальшому, враховуючи обраний метод класифікації та базу даних, що відтворює функціональні стани «норми» та «патології» відповідного БШ в залежності від типу діагностики. На основі класифікації здійснюється формування рекомендацій системи для прийняття рішення лікарем щодо результатів діагностики.

Серед відомих методів класифікації векторів вирізняють дискримінантний аналіз, метод Баєса, нейромережеві підходи, «нечітку класифікацію».

Головна ідея дискримінантного аналізу полягає в побудові дискримінантної функції, яка максимізує відмінності між класами та мінімізує варіацію всередині класів, вирішуючи при цьому головні завдання, наведені на рисунку 2.5.



Рисунок 2.5 – Завдання, які вирішують дискримінантним аналізом

Відомий лінійний дискримінантний аналіз [29] як метод пошуку лінійної комбінації змінних, що найкращим чином розділяє деяку множину об'єктів на два або більше класів. З його допомогою зменшують розмірність вектора ознак при класифікації на етапі попередньої обробки.

Інший відомий метод дискримінантного аналізу, названий

гуляризованим [29], застосовують для одночасної класифікації декількох класів $k = 1, \dots, K$.

Тоді обчислюють критерій класифікації за нижченаведеною формулою:

$$f_k = (x - \mu_k)^T \Sigma_k^{-1} (x - \mu_k) + \log(\det(\Sigma_k^{-1})), k = 1 \dots K.$$

Новий зразок x відноситься до того класу, для якого значення вищенаведеного критерію найменше.

У байєсівській моделі класифікатора передбачається, що інформація надходить з двох джерел (рисунок 2.6). Так, апіорна інформація подається від дослідника та апостеріорна (експериментальна) інформація формується в результаті виконання експериментів.

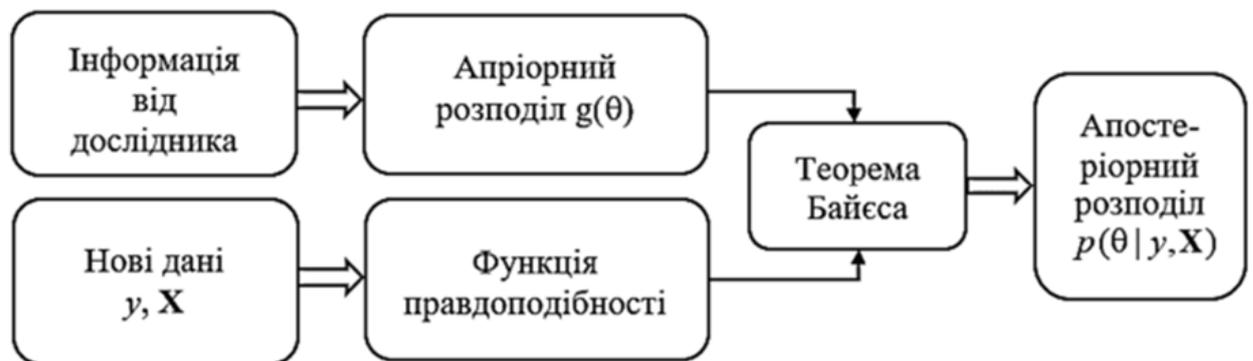


Рисунок 2.6 – Інформаційні потоки у системі за підходом Байєса

Наївні байєсівські класифікатори добре працюють, можуть бути надзвичайно швидкими порівняно з більш складними методами та потребують невеликої кількості навчальних даних для оцінки необхідних параметрів [30].

Нейронні мережі також, як тип моделей машинного навчання, здатні класифікувати вектори ознак об'єктів. Вони імітують роботу біологічних нейронів та здатні до моделювання складних нелінійних залежностей.

При класифікації даних кожен вектор ознак проходить таку обробку. Здійснюється спочатку оброблення вектора, який треба класифікувати, шарами (вхідним, одним або кількома прихованими та вихідним) (, де за допомогою множення вагових коефіцієнтів та функції активації визначають ймовірність належності об'єкта до конкретного класу.

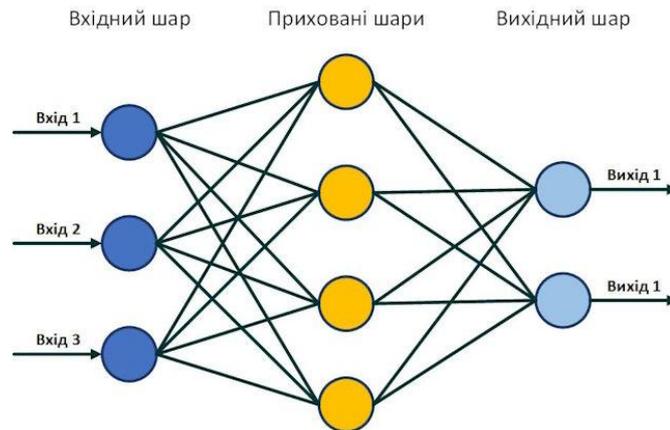


Рисунок 2.7 – Структура шарів нейронної штучної мережі

Приклад функціональної схеми штучного нейрона наведено на рисунку 2.8.

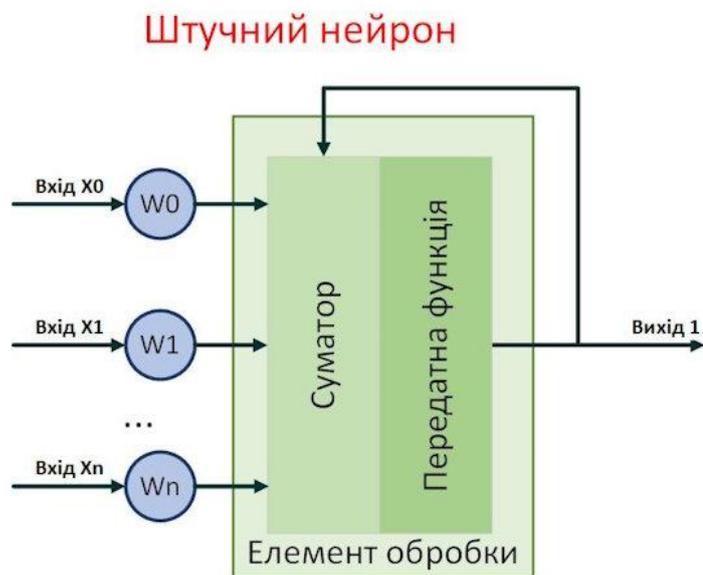


Рисунок 2.8 – Функціональна схема штучного нейрона [31]

Серед переваг нейронних мереж можна відзначити, насамперед, високу точність автоматичної класифікації на великих наборах даних.

Проте для класифікації векторів ознак реконструйованих параметрів підповерхневих шарів двошарової БТ застосування нейронної мережі є недоцільним, оскільки наявні бази даних є недостатні за обсягом для проведення тренування.

Інший класифікаційний підхід будується на основ нечіткої логіки.

Нечітка логіка є сучасним підходом до моделювання та класифікації даних, у яких існує невизначеність або розмиті межі між класами. В її основі лежить ідея багатозначної логіки, де ступінь істинності висловлювань може приймати будь-яке значення в інтервалі $[0,1]$. Цей підхід базується на теорії нечітких множин Л. Заде, де кожен елемент характеризується ступенем належності до певної множини [32].

Класифікація векторів ознак за допомогою нечіткої логіки здійснюється за допомогою спеціальних функцій належності та правил логічного висновку.

Виділяють 4 основних етапи при класифікації за нечіткою логікою.

Спочатку визначаємо ступінь належності вектора ознак до конкретного класу за допомогою функції $\mu(x) \in [0,1]$ приналежності елемента до нечіткої множини. Далі задаємо нечіткі правила типу «IF-THEN»: класифікаційна система формулює експертні правила, наприклад: «Якщо ознака xxx є великою, то клас — А». Лінгвістичні змінні («велика», «середня», «мала») описуються функціями належності.

Далі застосовують етап нечіткого виведення та дефазифікації. Так, для нового вектора обчислюють ступені належності до кожного класу, а потім за допомогою методів дефазифікації отримують остаточне рішення про клас.

Серед основних переваг методів класифікації на основі нечіткої логіки варто виділити можливість її застосування для задач медичної діагностики в умовах невизначеності при відсутності великої бази даних. Також відмітимо високу гнучкість при моделюванні розмитих меж між класам.

2.4 Архітектура ІВС реконструкції та аналізу орієнтаційно-фазових параметрів двошарових БТ на основі мюллер-матичних інваріант та алгоритм її роботи

Враховуючи вищеописані принципи вимірювання та аналізу орієнтаційно-фазових параметрів двошарових БТ, розроблено схему структурну відповідної ІВС, наведену на рисунку 2.9 (додаток В.1)

Відповідна блок-схема алгоритму методу реконструкції та аналізу орієнтаційно-фазових параметрів двошарових БТ на основі мюллер-матичних інваріант наведена на рисунку 2.10 (додаток В.2).

В схемі на рисунку 2.9 за допомогою лазера, коліматора та блоку поляризаційного сканування здійснюється сканування або зондування зразку двошарової БТ, розміщеному в об'єктному блоці, поляризаційним пучком з параметрами поляризації (α, β) . Лазер має довжину хвилі 0,632 мкм. Параметри α і β означають відповідно азимут та еліптичність пучка сканування, які залежать від кута нахилу оптичної осі фазової пластинки ФПІ та кута нахилу осі найшвидшого обертання поляризатора ПФ.

Для роботи ІВС необхідно, щоб ці параметри змінювались так: $0 \leq \alpha = \theta \leq \pi$ з кроком $\Delta\theta$; $0 \leq \beta \leq \pi / 4$.

Об'єктний блок, що входить до структурної схеми ІВС, представляє собою предметний столик, на якому закріплено зразок двошарової БТ, який опромінюють лазерним пучком під кутом 90° .

Саме вищеописані мюллер-матричні інваріанти та їх комбінації є незалежними від зміни величини повороту зразка відносно напрямку опромінення скануючим променем. До складу структурної схеми ІВС на рисунку 2.4 також входить проєкційний блок, який необхідний для формування зображення досліджуваного зразка із збільшенням. З його виходу перетворене зразком лазерне поляризоване випромінювання поступає на вхід багатоканального поляризаційного аналізатора.

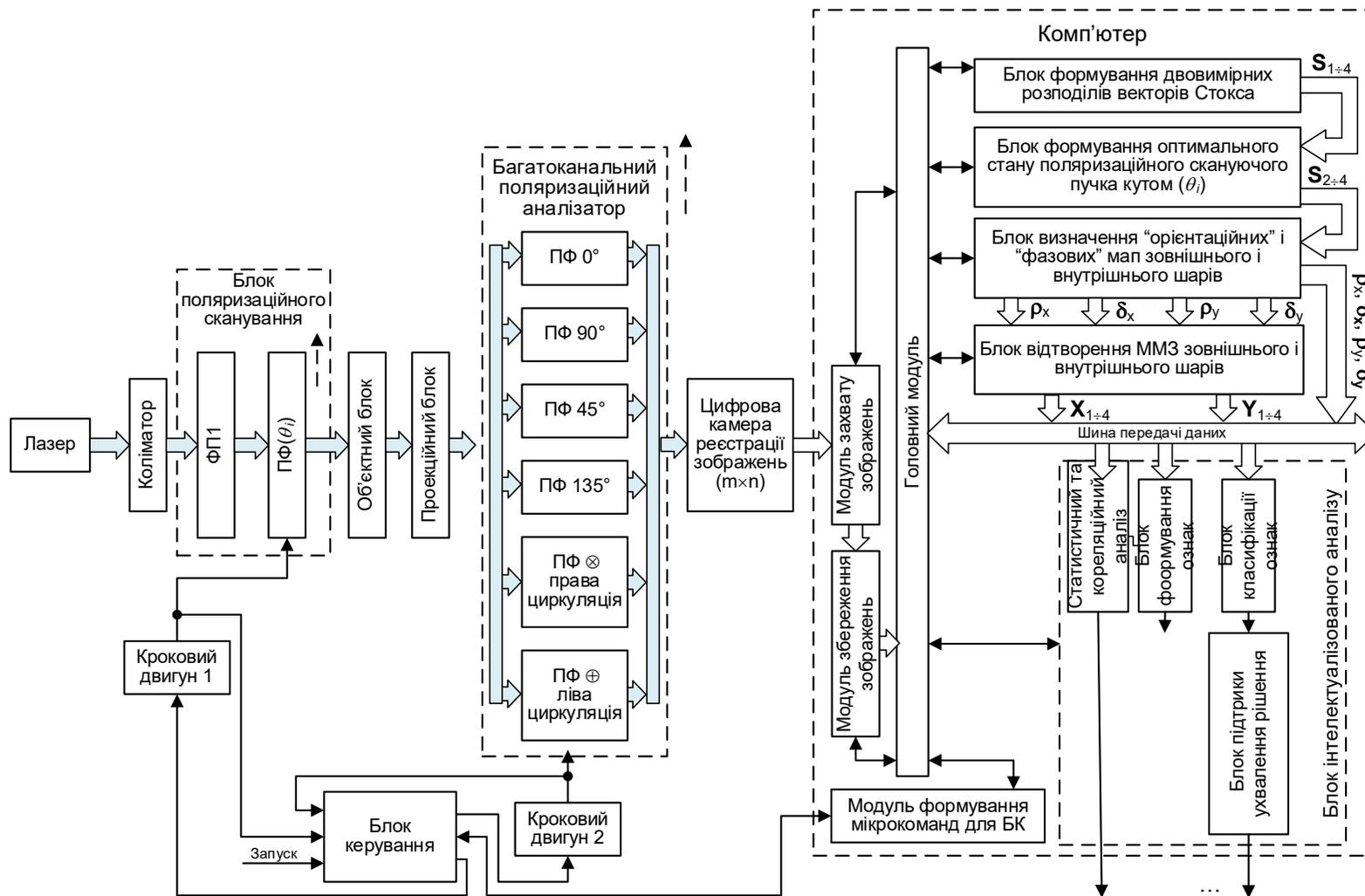


Рисунок 2.9 – Схема структурна ІВС для реконструктивної інваріантної Мюллер-поляриметрії та аналізу анізотропних шарів двошарової біологічної тканини

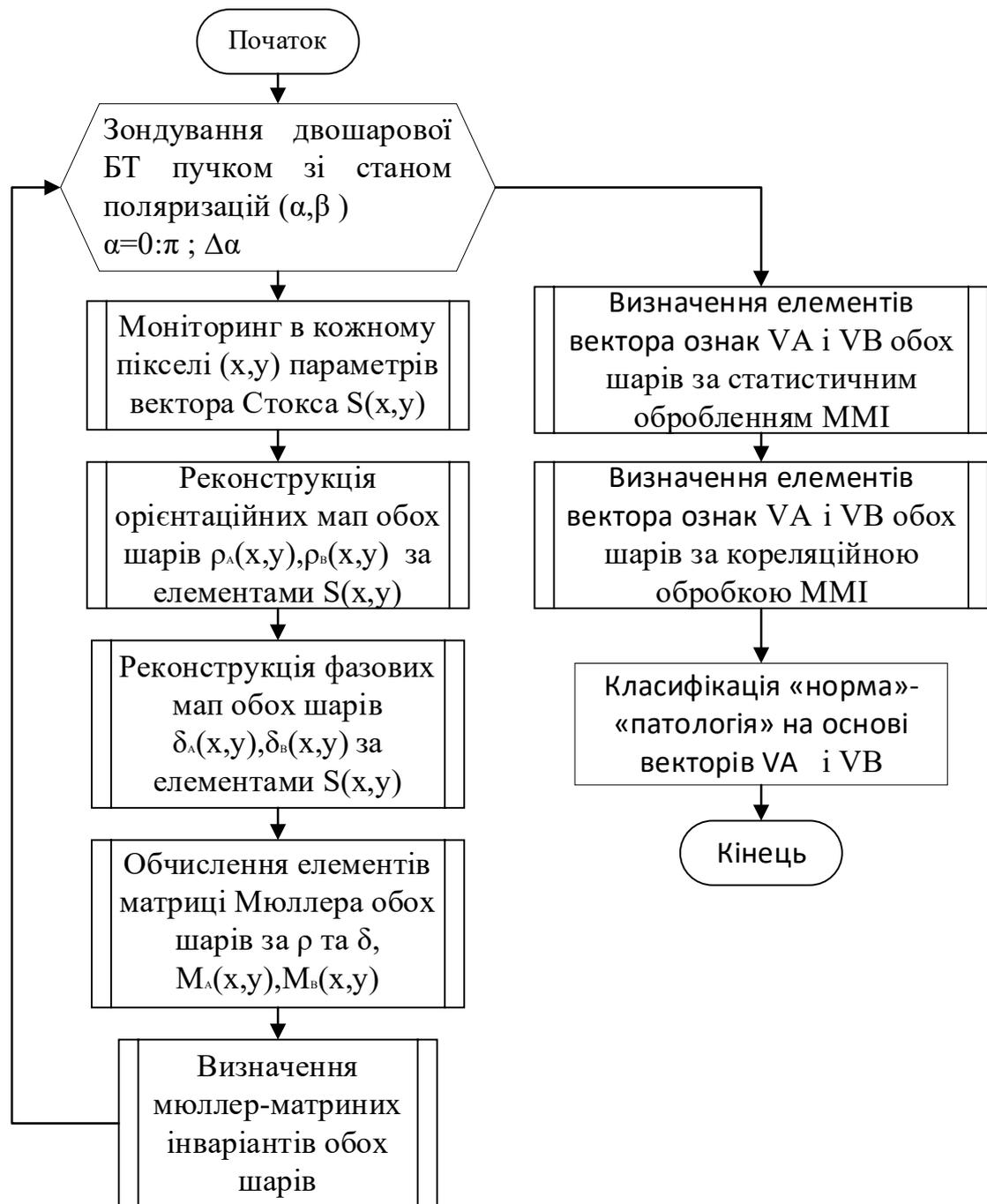


Рисунок 2.10 – Блок-схема методу реконструкції та аналізу мюллер-матричних інваріант шарів двошарової БТ

Цей блок утворюють чотири поляризаційні фільтри з азимутами відповідних аналізаторів (ПФ) $0^\circ, 90^\circ, 45^\circ, 135^\circ$ та двома циркулярними аналізаторами з «правою» циркуляцією $PF \otimes$ і «лівою» циркуляцією $PF \otimes$.

Таким чином, в результаті синхронної роботи блоку поляризаційного

сканування та поляризаційного аналізу обирається при певному типі поляризації лазерного зондувального пучка певний тип каналу поляризації для його аналізу і здійснюється поляризаційна фільтрація пропущеного через зразок випромінювання. Це дозволяє отримати певні інтенсивності відфільтрованих поляризаційних зображень, які фіксує цифрова камера, на основі яких отримують параметри вектора Стокса, описані формулами (2.16).

Цифрова камера через інтерфейс пов'язана із комп'ютером, в якому і проводяться необхідні процедури для збереження зображення, оброблення та аналізу.

Зазначимо, що керування роботою описаних елементів та блоків ІВС в схемі на рисунку 2.9 виконує блок керування. Його вхід є входом запуску системи, а виходи пов'язано із кроковими двигунами, що здійснюють механічні обертання та переміщення оптичних елементів в блоці поляризаційного сканування та багатоканального поляризаційного аналізу.

Крім того, блок керування має прямий і зворотній зв'язок із комп'ютером.

Отже, здійснивши моніторинг значень елементів вектора Стокса, обчисленого за виразом (2.18) можна провести реконструкцію параметрів анізотропії $\rho_A, \delta_A, \rho_B, \delta_B$ кожного БШ двошарової структури в точці (x, y) перерізу зразка БТ за формулами (2.14) та (2.15).

Подальші дії в алгоритмі роботи ІВС, наведеному на рисунку 2.10, передбачають алгоритмічні операції, які виконують за допомогою комп'ютера:

- моніторинг в кожному пікселі параметрів вектора Стокса $S(x, y)$;
- реконструкція орієнтаційних мап обох шарів $\rho_A(x, y), \rho_B(x, y)$;
- реконструкція фазових мап обох шарів $\delta_A(x, y), \delta_B(x, y)$;
- обчислення елементів матриці Мюллера обох БШ на основі реконструйованих орієнтаційних та фазових мап;
- визначення мюллер-матричних інваріант (ММІ) для зовнішнього та

- внутрішнього шару;
- визначення елементів вектора ознак V_A, V_B в результаті статистичного та кореляційного оброблення ММІ обох шарів;
 - автоматизована класифікація «норма»–«патологія» на основі векторів ознак кожного шару.

2.5 Розробка блок-схеми алгоритму методу вимірювання розподілів мюллер-матричних інваріант підповерхневих шарів двошарової БТ

Необхідно розглянути на детальнішому рівні алгоритм методу вимірювання розподілів орієнтаційних та фазових параметрів підповерхневих шарів двошарової БТ та знаходження на його основі мюллер-матричних інваріант, ніж це подано у вигляді окремих блоків в блок-схемі методу реконструкції та аналізу мюллер-матричних інваріант шарів двошарової БТ.

Зазначений апаратно-орієнтований алгоритм вимірювання наведено на рисунку 2.11 (додаток В.3). Вершини 2 і 3 блок-схеми алгоритму відображають встановлення умов поляризаційного сканування досліджуваного зразка, де з кроком $\Delta\theta$ повертають азимут площини поляризації $\alpha = \theta$ в межах від 0 до π лінійно поляризованого сканувального пучка (еліптичність $0 \leq \beta \leq 45$).

У вершинах 4–12 блок-схеми алгоритму описують процес формування 6 інтенсивностей поляризаційно фільтрованого лазерного пучка, перетвореного зразком, в межах конкретного значення кута сканування θ . Ці інтенсивності на кожному кроці використовують для обчислення в кожній координаті (x, y) параметрів вектора Стокса (цикл описано вершинами 13, 14, 15). В межах циклу знаходять контрольований параметр $S(x, y)$ (вершина 17), за аналізом якого здійснюють обчислення реконструйованих орієнтаційних значень $\rho_A(x, y), \rho_B(x, y)$ і фазових значень $\delta_A(x, y), \delta_B(x, y)$ структури кожного шару

(вершини 18-20) в кожній точці (x, y) перерізу зразка. Якщо не всі точки перерізу БТ проаналізовано, то працює повернення до циклу (вершини 13, 14).

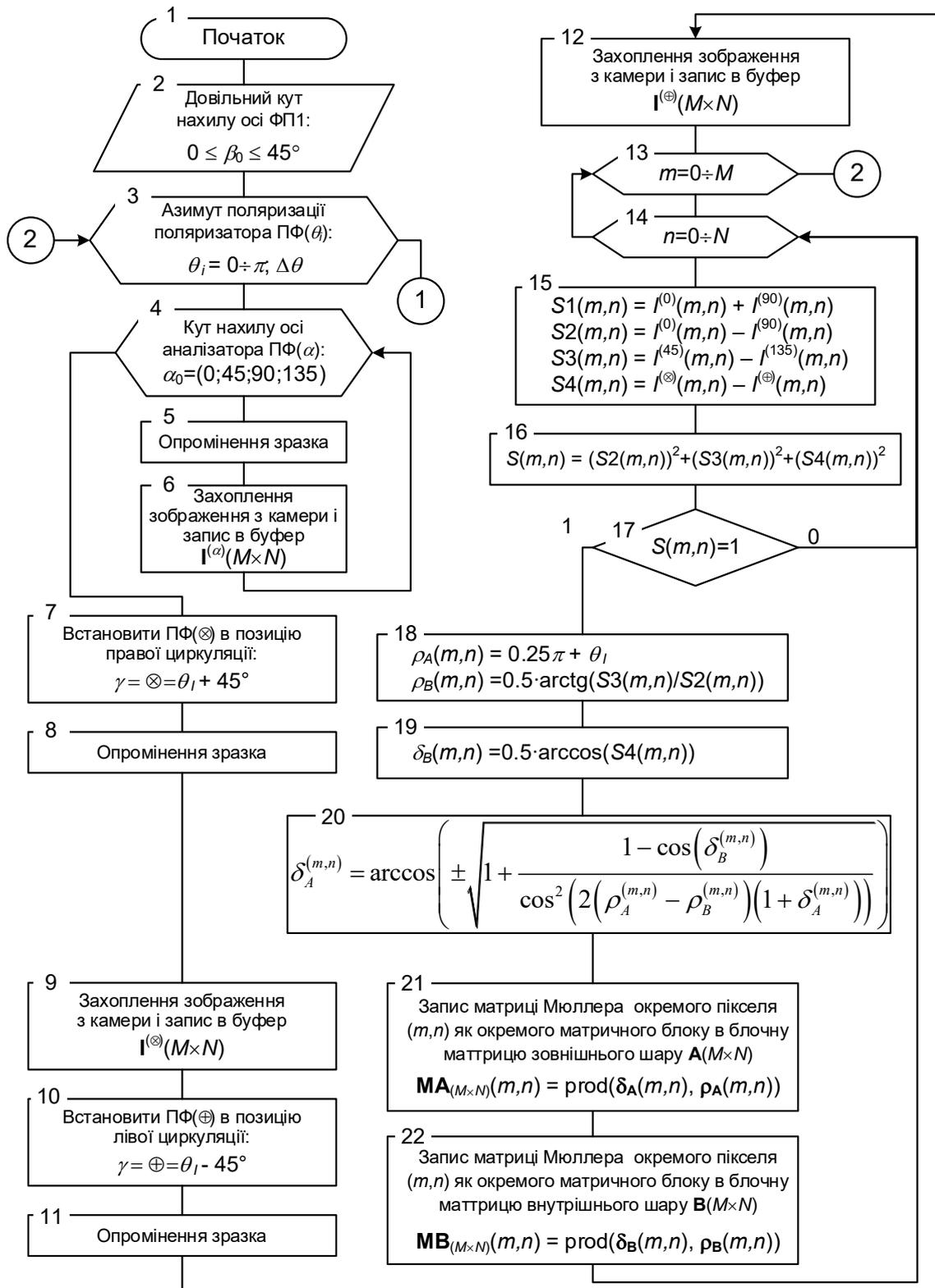


Рисунок 2.11 – Блок-схема алгоритму методу вимірювання розподілів мюллер-матричних інваріант підповерхневих шарів двошарової БТ

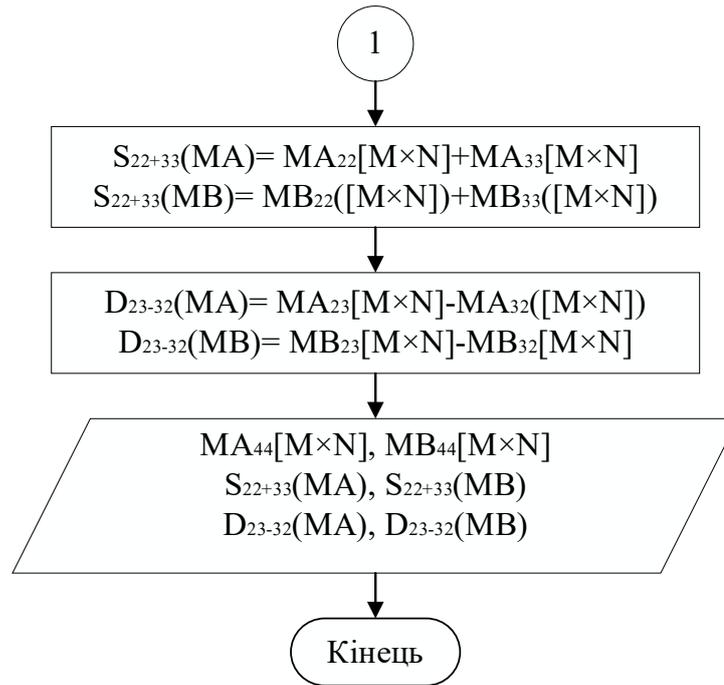


Рисунок 2.11 –Продовження

Після запису знайдених для кожного шару в конкретній точці значень $(\rho_A, \theta_A); (\rho_B, \theta_B)$; обчислюють матрицю Мюллера в цій точці шляхом виклику функції (вершина 21, 22). Обрахунки функції здійснюють за виразами (2.19).

Із матриць Мюллера в кожній точці (x, y) для зовнішнього та внутрішнього шару утворюють відповідних 16 мюллер-матричних зображення $MA_{ij}(M \times N)$ та $MB_{ij}(M \times N)$. Проте для подальшого аналізу нас цікавлять лише азимутально незалежні ММЗ. Тому ми обираємо для подальшої діагностики лише фазовий елемент відповідного шару $MA_{44}(M \times N)$ та $MB_{44}(M \times N)$ двошарової БТ, які були реконструйовані.

Також на основі інших реконструйованих ММЗ обчислюємо складові суперпозицій мюллер-матричних інваріант для зовнішнього та внутрішнього шару: сум $S_{22+33}(MA), S_{22+33}(MB)$; різниць $D_{23-32}(MA), D_{23-32}(MB)$. Ці елементи разом з фазовими ММЗ відповідних шарів в подальшому необхідно проаналізувати з метою визначення вектора ознак при класифікації.

2.6 Розробка блок-схеми алгоритму статистичного та кореляційного аналізу мюллер-інваріантів окремих шарів двошарової БТ

Для реалізації статистичного та кореляційного аналізу було розроблено алгоритмічну блок-схему з використанням вбудованих інструментів MATLAB; її подано на рисунку 2.12 (додаток В.4).

Алгоритм передбачає завантаження мюллер-матричних інваріантів (Z_{ij}) зовнішнього та внутрішнього шарів двошарової біотканини як вхідних даних для подальшої обробки. На першому етапі обчислюються базові статистичні характеристики — середнє значення та дисперсія, для чого використовуються стандартні функції MATLAB, зокрема *mean* та *std*.

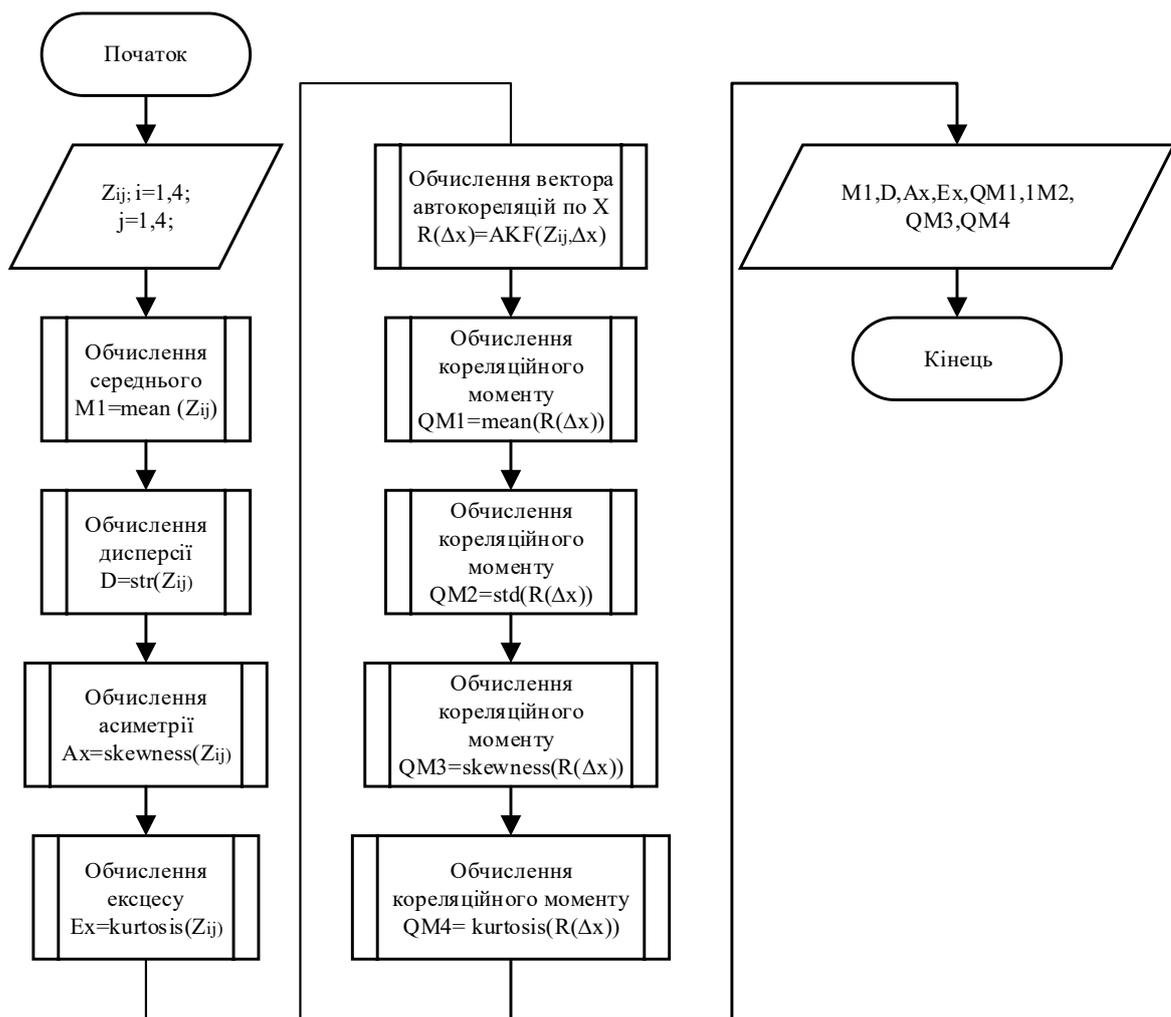


Рисунок 2.12- Алгоритм статистичного та кореляційного аналізу

Аналогічним чином визначаються характеристики розподілу $Z_{ij}(M \times N)$ вищих порядків: асиметрія (функція *skewness*) та ексцес (функція *kurtosis*). Ці параметри надалі застосовуються у кореляційному аналізі, який є наступним етапом опрацювання даних.

Наступним кроком є обчислення вектора автокореляції за координатою X для розподілу $Z_{ij}(M \times N)$. Для цього використовується функція АКФ, що дозволяє визначити автокореляційні залежності для обраного ММІ.

Після отримання автокореляційної функції виконуються розрахунки кореляційних моментів — за аналогією з методикою обчислення статистичних характеристик. На завершальному етапі алгоритм формує вектор із восьми ознак за формулами (2.22) та (2.23), які узагальнюють властивості досліджуваних мюллер-матричних інваріантів двокомпонентної біотканини.

Подальший етап полягає у виборі та застосуванні методів підтримки прийняття рішень для діагностики на основі сформованого набору ознак.

2.7 Висновки до розділу 2

Із врахуванням можливих методів формування азимутальної інваріантності поляризаційних параметрів об'єктних параметрів біотканин розвинуто метод для реконструкції орієнтаційно-фазових параметрів двошарових біологічних тканин, який має розширені функціональні характеристики при підвищеній достовірності діагностики двошарових БТ.

Розроблено архітектуру, алгоритм роботи інформаційно-вимірювальної системи реконструкції орієнтаційно-фазових параметрів двошарових біологічних тканин на основі удосконаленого методу.

Також розроблено алгоритм вимірювань, статистичного та кореляційного аналізу мюллер-матричних інваріант шарів двошарової БТ. Описано підходи до класифікаційного аналізу та обрано нечітку логіку як метод для подальшого класифікаційного аналізу вектора ознак шарів.

3 ДОСЛІДЖЕННЯ ТЕХНІЧНОЇ РЕАЛІЗАЦІЇ СИСТЕМИ ДЛЯ РЕКОНСТРУКТИВНОЇ АЗИМУТАЛЬНО ІНВАРІАНТНОЇ МЮЛЛЕР- ПОЛЯРИМЕТРІЇ ШАРІВ ДВОШАРОВОЇ БТ

3.1 Оптико-електронна реалізація вимірювального каналу системи, архітектура програмного забезпечення системи та похибки вимірювань

Вимірювальний канал системи для реконструктивної азимутально-інваріантної мюллер-поляриметрії БТ двошарової структури може бути реалізований на основі модернізації лабораторного макету системи багатопараметричної поляриметрії БТ, наведеної на рисунку 3.1. Макет виготовлений в лабораторії кафедри БМІОЕС ВНТУ під керівництвом д.т.н., професора кафедри Заболотної Н.І.

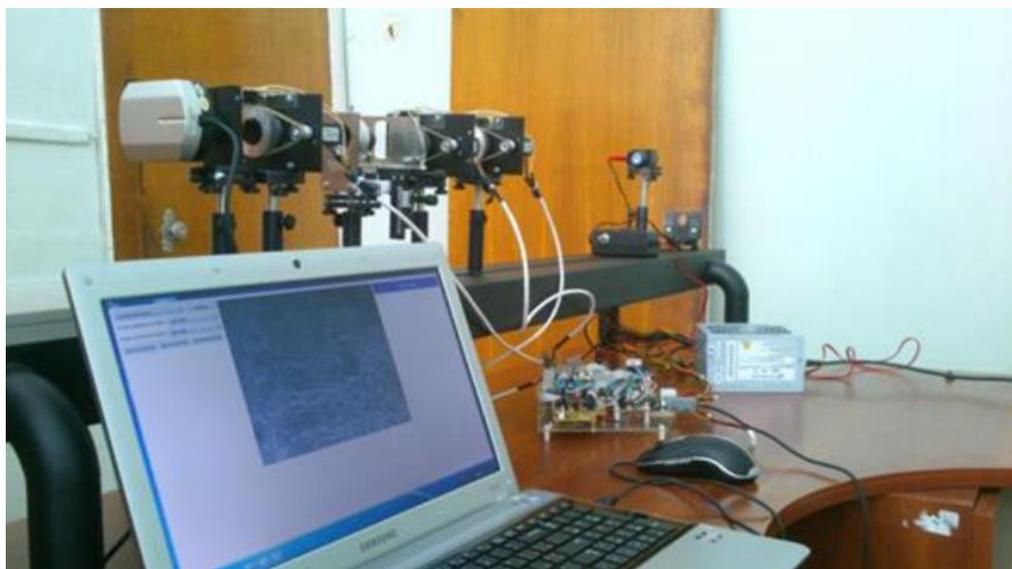


Рисунок 3.1 – Макет системи багатопараметричної поляриметрії БТ [33]

Реалізацію основних вузлів та блоків системи наведено нижче.

Система використовує напівпровідниковий лазерний модуль Laser TREE 450 nm Single-mode fiber-coupled, що працює на довжині хвилі 450 нм, з

напругою живлення 5 В і споживаною потужністю близько 0,04 Вт. Цей лазер забезпечує стабільний одномодовий промінь з високою поляризаційною чистотою, що підходить для точних оптичних досліджень.

У системі присутні блоки генератора поляризаційного стану та аналізатор, що включають поляризатори П1 і П2, а також фазові пластини ФП1 і ФП2. Поляризатори, показані на рисунку 2.9, у багатопараметричній системі (рисунок 3.1) виконані з використанням поляризаційних фільтрів типу HRT CIR-PL UV від компанії HOYA. Діаметр скляних елементів поляризаторів становить 52 мм, робочий діапазон довжин хвиль — від 450 до 632 нм. Фазові пластини ФП1 і ФП2 в обох блоках реалізовані за допомогою ахроматичних пластинок АРАW.

Пристроями, що забезпечують поворот оптичних елементів П1, П2, ФП1, ФП2, є крокові двигуни DRV8825, які отримують керуючі сигнали з блоку управління.

У систему діагностики інтегровано об'єктив Olympus PLN 4x Achromat, який забезпечує чотириразове збільшення об'єкта дослідження. Діаметр об'єктива становить 30 мм, а числова апертура — 0,1.

У системі наявна цифрова камера. Для неї було використано чорно-білу камеру IDS UI-3240CP. Чутливість сенсора цієї камери становить близько 0,05 люкс, а роздільна здатність — 640×480 пікселів.

Блок керування виконано на базі мікроконтролера ATmega сімейства AVR, що забезпечує стабільну роботу системи та керування всіма компонентами.

Частина модулів системи діагностики була розроблена раніше з використанням інструментів MATLAB для аналізу. Також у складі макета присутні програмні компоненти, написані на мові Java, сумісній із MATLAB.

Ключовим елементом є блок прийняття рішень у підсистемі ППР, модель якого створена на основі бази даних, зібраної під час дослідження

двокомпонентної двошарової структури «ДШ-МТ», із застосуванням функціоналу системи діагностики.

На рисунку 3.2 покажемо UML-діаграму класів для застосованого програмного забезпечення ІВС, що розроблена в даній роботі. Мову Java тут розглянуто як базову для реалізації об'єктно-орієнтованого підходу.

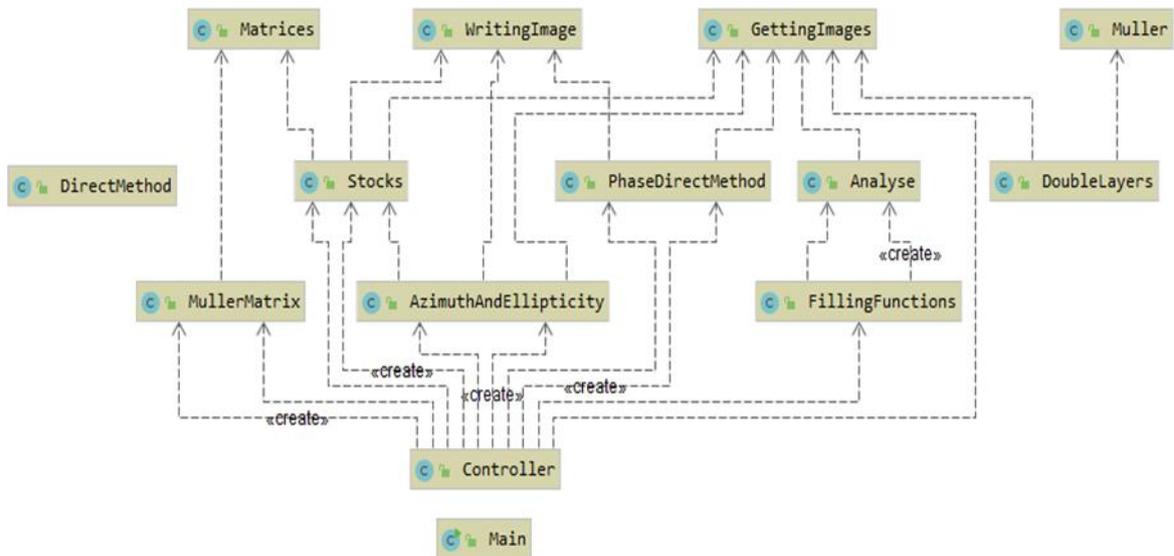


Рисунок 3.2 – UML-діаграма класів програми блоків оброблення та інтелектуалізованого аналізу в ІВС

Основні класи, що формують загальну структуру програмного забезпечення ІВС (див. рис. 3.2), можна поділити на такі групи:

- Main — відповідає за запуск програми та ініціалізацію стартового вікна;
- Controller — забезпечує взаємодію користувача з графічним інтерфейсом;
- WritingImages, GettingImages, Matrices — допоміжні класи, призначені для опрацювання матриць;
- AzimuthAndEllipticity, Stocks, MullerMatrix — обчислення азимуту та еліптичності поляризації вектора Стокса та Мюллер-матриці БШ;
- Analyse — реалізує модулі статистичного, кореляційного та класифікаційного аналізу.

Похибки лабораторного макету було досліджено в роботах [33], [34]. Оскільки не було внесено змін в схему вимірювального каналу розробленої системи в порівнянні з лабораторним макетом, то можна вважати, що похибки вимірювань, описані в роботах [33], [34] є актуальними.

Методика оцінювання похибок базувалась на вимірюванні ММЗ тестових об'єктів з референтними значеннями ММЗ.

Так, для 5% розчину глюкози у дистильованій воді, нанесеному на лабораторне скельце і висушеному при кімнатній температурі, було виміряно фазовий азимутально інваріантний елемент $M_{44}(N \times N)$. Його розподіл показано на рисунку 3.3.

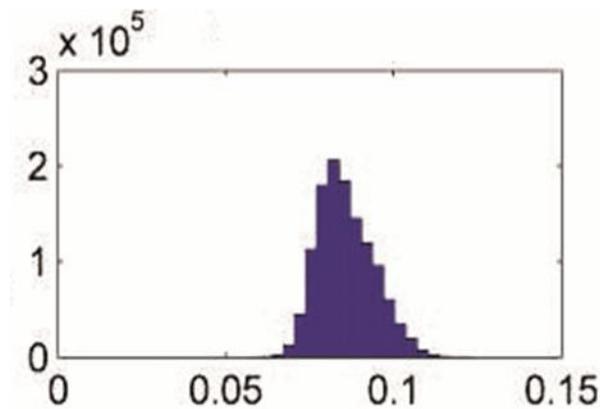


Рисунок 3.3 – Гістограма розподілу азимутально інваріантного ММЗ M_{44} для тестового БШ – 5% розчину глюкози

За умови, що відоме значення матриці Мюллера для тестового БШ

$$M = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0,984 & 0,174 & 0 \\ 0 & -0,174 & 0,984 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \end{pmatrix}, \quad (3.1)$$

було визначено середнє значення абсолютної похибки

$$\overline{\Delta M_{44}} = |M_{44}^{sim.} - M_{44}^{ref.}| = 0,097 \text{ при значенні СКВ } \sigma = 0,025, \text{ тобто}$$

$$|\Delta M_{44}| = 0,097 \pm 0,0025.$$

3.2 Розробка модулів статистичного та кореляційного оброблення вимірних розподілів параметрів анізотропії БШ та їх програмна реалізація

3.2.1 Вибір мови програмування

Для розробки програмної частини модулів статистичного та кореляційного аналізу зображень було обрано мову Python. Цей вибір зумовлений її широким застосуванням у сфері обробки зображень, наявністю таких потужних бібліотек, як NumPy, OpenCV, SciPy, Matplotlib, та зручністю синтаксису для реалізації чисельних методів.

Python дозволяє швидко реалізовувати проведення розрахунків у реальному часі статистичного та кореляційного аналізу, та забезпечує засоби для візуалізації результатів аналізу. Завдяки цьому мова є ідеальним інструментом для виконання низькорівневої обробки зображень і аналізу результатів.

3.2.2 Аналіз розробленого програмного забезпечення та інструкція користувача

Було розроблено програмне забезпечення, що виконує аналіз статистичний та кореляційний аналіз двовимірного розподілу даних у відповідності до блок-схеми обчислень, наведеної на рисунку 2.12.

Використовуючи мову програмування Python, короткий опис був наведений вище, та потужні бібліотеки, був написаний код, який використовує як вхідні дані напівтонове зображення $Z_{ij}(N \times M)$, в якості якого виступають ММЗ зовнішнього чи внутрішнього шару двошарової БТ.

Приклад тестового зображення, яке вводилось в програмний блок статистичного та кореляційного аналізу, наведено на рисунку 3.4.

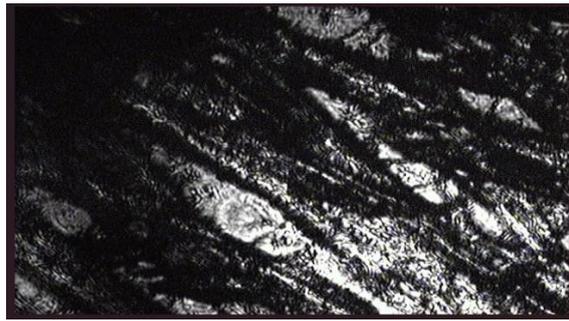


Рисунок 3.4 - Тестове зображення

Бібліотеки, які використовувались для виконання даного завдання, такі:

- NumPy- використовується для числових операцій та роботи з масивами (пікселі зображень). Бібліотека відповідає за зберігання пікселів зображення у вигляді масиву, розрахунок статистичних та кореляційних характеристик;
- matplotlib.pyplot – виконує побудову графіків або гістограм;
- PIL.Image- для завантаження зображень і переведення їх у масив;
- OS- виконує перевірку існування файлу;
- tkinter —для створення графічного інтерфейсу користувача.

Код програми поділений на декілька функцій, що запускаються по чергово. Ці функції мають назву : `statistical_analysis`, `correlation_analysis` та `show_histogram`; більш детально про дані функції буде описуватись нище.

Перед початком роботи потрібно завантажити тестове зображення, яке буде проходити аналіз. Користувачеві запропонується вибрати зображення або вказати шлях до потрібного зображення. Після чого, відбувається перевірка чи дійсно існує вибраний файл (зображення) за вказаним шляхом. Якщо файл відсутній або його не існує за вказаним шляхом, то програма повідомить користувача про це і завершить роботу.

В іншому випадку (зображення існує за вказаним шляхом), програмне забезпечення відкриє зображення та запустить функцію `show_histogram`, що виводить тестове зображення та його гістограму.

Початок програми та перша функція (show_histogram) наведені на рисунку 3.5.

a)

```

root = Tk()
root.withdraw()
image_path = filedialog.askopenfilename(
    title="Оберіть зображення",
    filetypes=[("Зображення", "*.jpg *.jpeg *.png *.bmp *.tiff")]
)
if os.path.exists(image_path):
    original = Image.open(image_path).convert('L')
    original = np.array(original)

    fig, axs = plt.subplots(nrows=1, ncols=2, figsize=(12, 5))
    show_histogram(original, title='Оригінал', axs[0], axs[1])
    plt.tight_layout()
    plt.show()

    statistical_analysis(original)
    correlation_analysis(original)
else:
    print("Файл зображення не знайдено.")

```

b)

```

import numpy as np
import matplotlib.pyplot as plt
from PIL import Image
import os
from tkinter import Tk, filedialog

def show_histogram(image, title, ax_img, ax_hist):
    ax_img.imshow(image, cmap='gray')
    ax_img.set_title(title)
    ax_img.axis('off')

    ax_hist.hist(image.ravel(), bins=256, range=(0, 256), color='black')
    ax_hist.set_title(f'Гістограма: {title}')
    ax_hist.set_xlim([0, 255])

```

Рисунок 3.5- Код початку програми (a) та використані бібліотеки та функція show_histogram

Після цього, виводиться результат цієї операції, а саме вибране зображення та його гістограма. Результат виведення тестового зображення наведено на рисунку 3.6

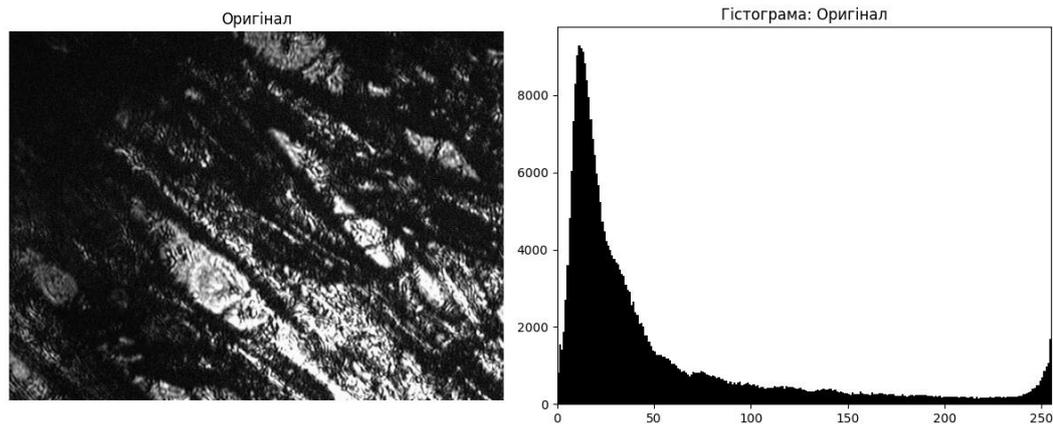


Рисунок 3.6- Виведене тестове зображення та його гістограма

Далі програмне забезпечення запускає наступні функції по чергово, а саме: `statistical_analysis` та `correlation_analysis`. Код кожної функції наведено на рисунку 3.7.

a)

```
def statistical_analysis(image):
    """usage"""
    pixels = image.flatten()
    M1 = np.mean(pixels)
    D = np.sqrt(np.mean((pixels - M1) ** 2))
    AX = np.mean(((pixels - M1) / D) ** 3)
    EX = np.mean(((pixels - M1) / D) ** 4) - 3

    print("\nСтатистичний аналіз:")
    print(f"M1 (середнє значення) = {M1:.4f}")
    print(f"D (середньоквадратичне відхилення) = {D:.4f}")
    print(f"AX (коефіцієнт асиметрії) = {AX:.4f}")
    print(f"EX (екцєс) = {EX:.4f}")
```

b)

```
def correlation_analysis(image):
    """usage"""
    pixels = image.flatten()
    mean_val = np.mean(pixels)
    autocorr = np.correlate(pixels - mean_val, pixels - mean_val, mode='full')
    autocorr = autocorr[autocorr.size // 2:]
    autocorr /= autocorr[0]

    M = len(autocorr) // 2

    QM1 = np.sum(autocorr[:2*M]) / (2*M)
    QM2 = np.sqrt(np.sum((autocorr[:2*M] - QM1) ** 2) / (2*M))
    QM3 = np.sum((autocorr[:2*M] - QM1) ** 3) / (QM2 ** 3 * (2*M))
    QM4 = np.sum((autocorr[:2*M] - QM1) ** 4) / (QM2 ** 4 * (2*M))

    print("\nКореляційний аналіз:")
    print(f"QM1 = {QM1:.4f}")
    print(f"QM2 = {QM2:.4f}")
    print(f"QM3 = {QM3:.4f}")
    print(f"QM4 = {QM4:.4f}")
```

Рисунок 3.7 - Програмний код статистичного (а) та кореляційного (б) аналізів

В результаті програмного забезпечення є виведення вибраного оператором зображення (рисунок 3.6) та проведення статистичного та кореляційного аналізу (рисунок 3.8).

```
Статистичний аналіз:  
M1 (середнє значення) = 51.7008  
D (середньоквадратичне відхилення) = 61.0143  
AX (коефіцієнт асиметрії) = 1.9167  
EX (екцес) = 2.8846  
  
Кореляційний аналіз:  
QM1 = 0.0000  
QM2 = 0.0760  
QM3 = 2.2616  
QM4 = 11.5227
```

Рисунок 3.8- Результат проведеного аналізу

Після виведення результатів програмне забезпечення завершує свою роботу, а для проведення наступного аналізу потрібно спочатку запусити програму.

Також повний програмний код статистичного та кореляційного оброблення реконструйованих ММЗ наведено в додатку Г1.

Розглянемо інструкцію користувача.

Після запуску програмного забезпечення користувачу буде запропоновано вибрати зображення. Для цього у вікні, що з'явиться після запуску, потрібно вказати місце розташування потрібного зображення.

Обране зображення буде використано для подальшого аналізу. Далі достатньо зачекати, доки програма завершить проведення аналізу.

По завершенню роботи програми буде виведено зображення, його гістограму, а також результати статистичного та кореляційного аналізу.

3.3 Результати експериментальної реконструкції шарів двошарової тканини в ІВС та виведення нечітких правил класифікації на їх основі

В таблицях 3.1 та 3.2 наведено результати обчислення характеристик координатного розподілу та АКФ ММЗ поляризаційно реконструйованих зовнішнього та внутрішнього шарів двошарової структури «ДШ-МТ». Результати були розділені в межах двох груп зразків : перша група «норма» та друга група «патологія». Для цих даних спочатку потрібно провести дослідження, щоб перевірити їх на інформативність наведених ознак.

Кожне значення з таблиць 3.1 та 3.2 було перевірено на інформативність, а саме: поділили більше значення на менше та порівняли отриманий результат зі значенням експериментально встановленого коефіцієнта, що є сталим значенням і рівний 1,24 [20].

Таблиця 3.1 – Характеристики координатного розподілу та АКФ ММЗ поляризаційно реконструйованих зовнішніх шарів структури «ДШ-МТ» в стані «норма» та «патологія»

Стан	Норма	Патологія	Норма	Патологія
	SA_{22+33}^n	S_{22+33}^n	MA_{44}^n	MA_{44}^n
<i>M</i>	$0,28 \pm 0,029$	$0,39 \pm 0,03$	$0,22 \pm 0,021$	$0,17 \pm 0,012$
<i>D</i>	$0,19 \pm 0,015$	$0,09 \pm 0,007$	$0,16 \pm 0,011$	$0,09 \pm 0,0054$
<i>Ax</i>	$0,35 \pm 0,026$	$3,67 \pm 0,31$	$0,29 \pm 0,021$	$0,81 \pm 0,066$
<i>Ex</i>	$3,54 \pm 0,30$	$4,91 \pm 0,48$	$1,76 \pm 0,157$	$6,58 \pm 0,576$
<i>K1</i>	$0,48 \pm 0,031$	$0,38 \pm 0,022$	$0,36 \pm 0,019$	$0,22 \pm 0,017$
<i>K2</i>	$0,26 \pm 0,019$	$0,19 \pm 0,014$	$0,21 \pm 0,015$	$0,15 \pm 0,011$
<i>K3</i>	$0,37 \pm 0,028$	$0,83 \pm 0,062$	$0,23 \pm 0,022$	$0,33 \pm 0,031$
<i>K4</i>	$1,3 \pm 0,103$	$2,5 \pm 0,213$	$0,94 \pm 0,072$	$1,91 \pm 0,155$

Таблиця 3.2 – Характеристики координатного розподілу та АКФ ММЗ поляризаційно реконструйованих внутрішніх шарів структури «ДШ-МТ» в стані «норма» та «патологія»

Стан	Норма	Патологія	Норма	Патологія
	SB_{22+33}^n	SB_{22+33}^n	MB_{44}^n	MB_{44}^n
<i>M</i>	$0,08 \pm 0,005$	$0,095 \pm 0,075$	$0,56 \pm 0,047$	$0,44 \pm 0,035$
<i>D</i>	$0,11 \pm 0,008$	$0,142 \pm 0,012$	$0,15 \pm 0,012$	$0,18 \pm 0,014$
<i>Ax</i>	$0,13 \pm 0,012$	$0,234 \pm 0,016$	$0,88 \pm 0,071$	$1,32 \pm 0,11$
<i>Ex</i>	$0,21 \pm 0,015$	$0,298 \pm 0,019$	$0,59 \pm 0,043$	$0,92 \pm 0,087$
<i>K1</i>	$0,07 \pm 0,006$	$0,089 \pm 0,008$	$0,25 \pm 0,017$	$0,32 \pm 0,026$
<i>K2</i>	$1,22 \pm 0,11$	$1,02 \pm 0,09$	$0,22 \pm 0,017$	$0,26 \pm 0,011$
<i>K3</i>	$1,61 \pm 0,15$	$2,389 \pm 0,158$	$1,05 \pm 0,107$	$0,79 \pm 0,064$
<i>K4</i>	$0,22 \pm 0,013$	$0,265 \pm 0,018$	$0,31 \pm 0,023$	$0,33 \pm 0,028$

Коли результат даного порівняння більший за коефіцієнт 1,24, то даний стан буде використовуватися в подальших розрахунках. Якщо ж результат буде меншим, рівним чи близьким до вказаного коефіцієнта, тоді цей стан буде вважатися малоінформативним і не буде використовуватися далі.

Після перевірки на інформативність вимірювальних даних таблиці 3.1 та таблиці 3.2 маємо:

1. Для ММЗ, позначеного як SA_{22+33} , будуть використовуватись в подальших розрахунках такі ознаки : *M*, *D*, *Ax*, *K3*, *K4*;
2. Для ММЗ, позначеного як MA_{44} , будуть використовуватись ознаки *D*, *Ax*, *Ex*, *K1*, *K4*;
3. Для ММЗ, позначеного як SB_{22+33} , інформативними ознаками є: *D*, *Ax*, *Ex*, *K1*, *K3*;
4. Для ММЗ, позначеного як MB_{44} , інформативними ознаками є *M*, *Ax*, *Ex*, *K1*, *K3*.

Розділимо діапазон кожного стану параметра розподілу ММЗ, для кожного шару двошарової БТ, які були виміряні незалежно від їх віднесення до груп «норма» або «патологія», на п'ять піддіапазонів: Н, НС, С, ВС, В, що збігаються з нечіткими термами (таблиця 3.3).

Після цього створимо базу знань, де буде наведено усі можливі стани «норма» та «патологія» для кожного елемента двошарової структури БТ (таблиця 3.4).

Таблиця 3.3 – Значення діапазонів змінювання параметрів розподілів ММЗ виду SA_{22+33} після введення нечітких термів

	Н	НС	С	ВС	В
<i>M</i>	0.251 ÷ 0.280	0.280 ÷ 0.314	0.314 ÷ 0.357	0.357 ÷ 0.399	0.399 ÷ 0.420
<i>D</i>	0.083 ÷ 0.098	0.098 ÷ 0.129	0.129 ÷ 0.159	0.159 ÷ 0.190	0.190 ÷ 0.205
<i>Ax</i>	0.324 ÷ 0.781	0.781 ÷ 1.695	1.695 ÷ 2.609	2.609 ÷ 3.523	3.523 ÷ 3.98
<i>K3</i>	0.342 ÷ 0.411	0.411 ÷ 0.548	0.548 ÷ 0.686	0.686 ÷ 0.823	0.823 ÷ 0.892
<i>K4</i>	1.197 ÷ 1.387	1.387 ÷ 1.766	1.766 ÷ 2.144	2.144 ÷ 2.524	2.524 ÷ 2.713

Таблиця 3.4 – База знань із результатами параметрів SA_{22+33} нечітких термів для станів «норма» та «патологія».

Діагноз	M	D	Ax	K3	K4
Норма	Н	ВС	Н	Н	Н
	НС	В			НС
Патологія	ВС	Н	ВС	ВС	ВС
	В		В	В	В

Тоді функції належності $\mu_{norm}(M, D, Ax, K3, K4)$ та $\mu_{pathol}(M, D, Ax, K3, K4)$, для таблиці 3.4, до класів відповідно «норма» - «патологія» запишемо у вигляді формул. Це і будуть вирішальні правила за нечіткими термами.

На основі функцій належності $\mu^H(r), \mu^{HC}(r), \mu^C(r), \mu^{BC}(r), \mu^B(r)$ нечітких термів визначимо функцію $\mu_{norm}(M, D, Ax, K3, K4)$ належності стану «норма» інваріанти суперпозиції ММЗ SA_{22+33} реконструйованого зовнішнього шару ДШ двошарової структури «ДШ-МТ»:

$$\begin{aligned} \mu_{SA_{22+33}}^{НОРМА}(M, D, Ax, K3, K4) = & \\ & [\mu^H(M) \wedge \mu^{BC}(D) \wedge \mu^H(Ax) \wedge \mu^H(K3) \wedge \mu^H(K4)] \vee \\ & [\mu^H(M) \wedge \mu^B(D) \wedge \mu^H(Ax) \wedge \mu^H(K3) \wedge \mu^H(K4)] \vee \\ & [\mu^H(M) \wedge \mu^{BC}(D) \wedge \mu^H(Ax) \wedge \mu^H(K3) \wedge \mu^{HC}(K4)] \vee \\ & [\mu^H(M) \wedge \mu^B(D) \wedge \mu^H(Ax) \wedge \mu^H(K3) \wedge \mu^{HC}(K4)] \vee \\ & [\mu^{HC}(M) \wedge \mu^{BC}(D) \wedge \mu^H(Ax) \wedge \mu^H(K3) \wedge \mu^H(K4)] \vee \\ & [\mu^{HC}(M) \wedge \mu^B(D) \wedge \mu^H(Ax) \wedge \mu^H(K3) \wedge \mu^H(K4)] \vee \\ & [\mu^{HC}(M) \wedge \mu^{BC}(D) \wedge \mu^H(Ax) \wedge \mu^H(K3) \wedge \mu^{HC}(K4)] \vee \\ & [\mu^{HC}(M) \wedge \mu^B(D) \wedge \mu^H(Ax) \wedge \mu^H(K3) \wedge \mu^{HC}(K4)]. \end{aligned}$$

Визначимо функцію $\mu_{pathol}(M, D, Ax, K3, K4)$ інваріанти SA_{22+33} як::

$$\begin{aligned} \mu_{SA_{22+33}}^{ПАТОЛОГИЯ}(M, D, Ax, K3, K4) = & \\ & [\mu^{BC}(M) \wedge \mu^H(D) \wedge \mu^{BC}(Ax) \wedge \mu^{BC}(K3) \wedge \mu^{BC}(K4)] \vee \\ & [\mu^{BC}(M) \wedge \mu^H(D) \wedge \mu^B(Ax) \wedge \mu^{BC}(K3) \wedge \mu^{BC}(K4)] \vee \\ & [\mu^{BC}(M) \wedge \mu^H(D) \wedge \mu^{BC}(Ax) \wedge \mu^B(K3) \wedge \mu^{BC}(K4)] \vee \\ & [\mu^{BC}(M) \wedge \mu^H(D) \wedge \mu^{BC}(Ax) \wedge \mu^{BC}(K3) \wedge \mu^B(K4)] \vee \\ & [\mu^{BC}(M) \wedge \mu^H(D) \wedge \mu^B(Ax) \wedge \mu^B(K3) \wedge \mu^B(K4)] \vee \\ & [\mu^{BC}(M) \wedge \mu^H(D) \wedge \mu^B(Ax) \wedge \mu^B(K3) \wedge \mu^{BC}(K4)] \vee \\ & [\mu^{BC}(M) \wedge \mu^H(D) \wedge \mu^{BC}(Ax) \wedge \mu^B(K3) \wedge \mu^B(K4)] \vee \\ & [\mu^B(M) \wedge \mu^H(D) \wedge \mu^{BC}(Ax) \wedge \mu^{BC}(K3) \wedge \mu^B(K4)] \vee \\ & [\mu^B(M) \wedge \mu^H(D) \wedge \mu^B(Ax) \wedge \mu^B(K3) \wedge \mu^B(K4)] \vee \\ & [\mu^B(M) \wedge \mu^H(D) \wedge \mu^B(Ax) \wedge \mu^B(K3) \wedge \mu^{BC}(K4)] \vee \\ & [\mu^B(M) \wedge \mu^H(D) \wedge \mu^{BC}(Ax) \wedge \mu^B(K3) \wedge \mu^B(K4)]. \end{aligned}$$

Аналогічно було виведено правила нечіткої логіки для елементів на основі таблиці 3.5 із піддіапазонами зовнішнього шару фазового ММЗ MA_{44} та отриманою базою знань на їх основі в таблиці 3.6.

Таблиця 3.5 – Значення діапазонів змінювання параметрів розподілів ММЗ виду MA_{44} після введення нечітких термів

	H	HC	C	BC	B
D	0.085 ÷ 0.096	0.096 ÷ 0.117	0.117 ÷ 0.139	0.139 ÷ 0.16	0.16 ÷ 0.171
Ax	0.269 ÷ 0.345	0.345 ÷ 0.497	0.497 ÷ 0.648	0.648 ÷ 0.8	0.8 ÷ 0.876
Ex	1.603 ÷ 2.297	2.297 ÷ 3.685	3.685 ÷ 5.074	5.074 ÷ 6.462	6.462 ÷ 7.156
$K1$	0.203 ÷ 0.225	0.225 ÷ 0.269	0.269 ÷ 0.313	0.313 ÷ 0.357	0.357 ÷ 0.379
$K4$	0.868 ÷ 1.018	1.018 ÷ 1.317	1.317 ÷ 1.616	1.616 ÷ 1.915	1.915 ÷ 2.065

Таблиця 3.6 – База знань із результатами параметрів MA_{44} нечітких термів для станів «норма» та «патологія».

Діагноз	D	Ax	Ex	K1	K4
Норма	BC	H	H	BC	H
	B			B	
Патологія	H	BC	BC	H	BC
		B	B	HC	B

На основі функцій належності нечітких термів визначимо функцію $\mu_{norm}(D, Ax, Ex, K1, K4)$ стану «норма» ММЗ MA_{44} реконструйованого зовнішнього шару ДШ двошарової структури «ДШ-МТ»:

$$\begin{aligned} \mu_{MA_{44}}^{HOPMA}(D, Ax, Ex, K1, K4) = \\ [\mu^{BC}(D) \wedge \mu^H(Ax) \wedge \mu^H(Ex) \wedge \mu^{BC}(K1) \wedge \mu^H(K4)] \vee \\ [\mu^{BC}(D) \wedge \mu^H(Ax) \wedge \mu^H(Ex) \wedge \mu^B(K1) \wedge \mu^h(K4)] \vee \\ [\mu^B(D) \wedge \mu^H(Ax) \wedge \mu^H(Ex) \wedge \mu^{BC}(K1) \wedge \mu^h(K4)] \vee \\ [\mu^B(D) \wedge \mu^H(Ax) \wedge \mu^H(Ex) \wedge \mu^B(K1) \wedge \mu^h(K4)] \end{aligned}$$

Визначимо функцію належності $\mu_{pathol}(D, Ax, Ex, K1, K4)$ стану «патологія» ММЗ MA_{44} реконструйованого зовнішнього шару ДШ двошарової структури «ДШ-МТ» як:

$$\begin{aligned} \mu_{MA_{44}}^{ПАТОЛОГІЯ}(D, Ax, Ex, K1, K4) = & \\ & [\mu^H(D) \wedge \mu^{BC}(Ax) \wedge \mu^{BC}(Ex) \wedge \mu^H(K1) \wedge \mu^{BC}(K4)] \vee \\ & [\mu^H(D) \wedge \mu^{BC}(Ax) \wedge \mu^{BC}(Ex) \wedge \mu^H(K1) \wedge \mu^B(K4)] \vee \\ & [\mu^H(D) \wedge \mu^{BC}(Ax) \wedge \mu^{BC}(Ex) \wedge \mu^{HC}(K1) \wedge \mu^{BC}(K4)] \vee \\ & [\mu^H(D) \wedge \mu^{BC}(Ax) \wedge \mu^{BC}(Ex) \wedge \mu^{HC}(K1) \wedge \mu^B(K4)] \vee \\ & [\mu^H(D) \wedge \mu^{BC}(Ax) \wedge \mu^B(Ex) \wedge \mu^{HC}(K1) \wedge \mu^{BC}(K4)] \vee \\ & [\mu^H(D) \wedge \mu^{BC}(Ax) \wedge \mu^B(Ex) \wedge \mu^{HC}(K1) \wedge \mu^B(K4)] \vee \\ & [\mu^H(D) \wedge \mu^B(Ax) \wedge \mu^{BC}(Ex) \wedge \mu^{HC}(K1) \wedge \mu^B(K4)] \vee \\ & [\mu^H(D) \wedge \mu^B(Ax) \wedge \mu^B(Ex) \wedge \mu^H(K1) \wedge \mu^{BC}(K4)] \vee \\ & [\mu^H(D) \wedge \mu^B(Ax) \wedge \mu^B(Ex) \wedge \mu^H(K1) \wedge \mu^B(K4)] \vee \\ & [\mu^H(D) \wedge \mu^B(Ax) \wedge \mu^B(Ex) \wedge \mu^{HC}(K1) \wedge \mu^{BC}(K4)] \vee \\ & [\mu^H(D) \wedge \mu^B(Ax) \wedge \mu^B(Ex) \wedge \mu^{HC}(K1) \wedge \mu^B(K4)]. \end{aligned}$$

Аналогічно було виведено правила нечіткої логіки для елементів на основі таблиці 3.7 із піддіапазонами внутрішнього шару ММЗ SB_{22+33} та отриманою базою знань на їх основі в таблиці 3.8.

Таблиця 3.7 – Значення діапазонів змінювання параметрів розподілів ММЗ виду SB_{22+33} після введення нечітких термів

	H	HC	C	BC	B
D	0.102 ÷ 0.109	0.109 ÷ 0.121	0.121 ÷ 0.135	0.135 ÷ 0.147	0.147 ÷ 0.154
Ax	0.118 ÷ 0.135	0.135 ÷ 0.167	0.167 ÷ 0.2	0.2 ÷ 0.234	0.234 ÷ 0.25
Ex	0.195 ÷ 0.21	0.21 ÷ 0.241	0.241 ÷ 0.271	0.271 ÷ 0.302	0.302 ÷ 0.317
$K1$	0.064 ÷ 0.068	0.068 ÷ 0.076	0.076 ÷ 0.085	0.085 ÷ 0.093	0.093 ÷ 0.097
$K3$	1.46 ÷ 1.596	1.596 ÷ 1.868	1.868 ÷ 2.139	2.139 ÷ 2.411	2.411 ÷ 2.547

Таблиця 3.8 – База знань із результатами параметрів SB_{22+33} нечітких термів для станів «норма» та «патологія».

Діагноз	D	Ax	Ex	K1	K3
Норма	H	H	H	H	H
	HC	HC	HC	HC	HC
Патологія	C	BC	BC	C	BC
	BC	B	B	BC	B
	B			B	

На основі функцій належності нечітких термів визначимо функцію $\mu_{norm}(D, Ax, Ex, K1, K3)$ для ММЗ SB_{22+33} внутрішнього шару МТ двошарової структури «ДШ-МТ» так:

$$\begin{aligned} \mu_{SB_{22+33}}^{HOPMA}(D, Ax, Ex, K1, K3) = & \\ & [\mu^H(D) \wedge \mu^H(Ax) \wedge \mu^H(Ex) \wedge \mu^H(K1) \wedge \mu^H(K3)] \vee \\ & [\mu^H(D) \wedge \mu^H(Ax) \wedge \mu^H(Ex) \wedge \mu^H(K1) \wedge \mu^{HC}(K3)] \vee \\ & [\mu^H(D) \wedge \mu^H(Ax) \wedge \mu^H(Ex) \wedge \mu^{HC}(K1) \wedge \mu^H(K3)] \vee \\ & [\mu^H(D) \wedge \mu^H(Ax) \wedge \mu^{HC}(Ex) \wedge \mu^H(K1) \wedge \mu^{HC}(K3)] \vee \\ & [\mu^H(D) \wedge \mu^H(Ax) \wedge \mu^{HC}(Ex) \wedge \mu^{HC}(K1) \wedge \mu^{HC}(K3)] \vee \\ & [\mu^H(D) \wedge \mu^{HC}(Ax) \wedge \mu^H(Ex) \wedge \mu^{HC}(K1) \wedge \mu^H(K3)] \vee \\ & [\mu^H(D) \wedge \mu^{HC}(Ax) \wedge \mu^{HC}(Ex) \wedge \mu^{HC}(K1) \wedge \mu^{HC}(K3)] \vee \\ & [\mu^{HC}(D) \wedge \mu^H(Ax) \wedge \mu^H(Ex) \wedge \mu^H(K1) \wedge \mu^H(K3)] \vee \\ & [\mu^{HC}(D) \wedge \mu^H(Ax) \wedge \mu^{HC}(Ex) \wedge \mu^{HC}(K1) \wedge \mu^{HC}(K3)] \vee \\ & [\mu^{HC}(D) \wedge \mu^{HC}(Ax) \wedge \mu^{HC}(Ex) \wedge \mu^H(K1) \wedge \mu^{HC}(K3)] \vee \\ & [\mu^{HC}(D) \wedge \mu^{HC}(Ax) \wedge \mu^{HC}(Ex) \wedge \mu^{HC}(K1) \wedge \mu^{HC}(K3)]. \end{aligned}$$

На основі функцій належності нечітких термів визначимо функцію $\mu_{pathol}(D, Ax, Ex, K1, K3)$ для ММЗ внутрішнього шару SB_{22+33} МТ двошарової структури «ДШ-МТ» у вигляді:

$$\begin{aligned} \mu_{SB_{22+33}}^{\text{ПАТОЛОГИЯ}}(D, Ax, Ex, K1, K3) = & \\ & [\mu^C(D) \wedge \mu^{BC}(Ax) \wedge \mu^{BC}(Ex) \wedge \mu^C(K1) \wedge \mu^{BC}(K3)] \vee \\ & [\mu^C(D) \wedge \mu^B(Ax) \wedge \mu^B(Ex) \wedge \mu^C(K1) \wedge \mu^{BC}(K3)] \vee \\ & [\mu^{BC}(D) \wedge \mu^{BC}(Ax) \wedge \mu^{BC}(Ex) \wedge \mu^C(K1) \wedge \mu^{BC}(K3)] \vee \\ & [\mu^B(D) \wedge \mu^B(Ax) \wedge \mu^B(Ex) \wedge \mu^B(K1) \wedge \mu^B(K3)] \vee \\ & [\mu^C(D) \wedge \mu^B(Ax) \wedge \mu^{BC}(Ex) \wedge \mu^B(K1) \wedge \mu^{BC}(K3)] \vee \\ & [\mu^{BC}(D) \wedge \mu^{BC}(Ax) \wedge \mu^B(Ex) \wedge \mu^B(K1) \wedge \mu^B(K3)] \vee \\ & [\mu^{BC}(D) \wedge \mu^{BC}(Ax) \wedge \mu^{BC}(Ex) \wedge \mu^{BB}(K1) \wedge \mu^{BB}(K3)] \vee \\ & [\mu^C(D) \wedge \mu^B(Ax) \wedge \mu^B(Ex) \wedge \mu^C(K1) \wedge \mu^B(K3)] \vee \\ & [\mu^B(D) \wedge \mu^{BC}(Ax) \wedge \mu^{BC}(Ex) \wedge \mu^C(K1) \wedge \mu^{BC}(K3)] \vee \end{aligned}$$

Аналогічно було виведено правила нечіткої логіки для елементів на основі таблиці 3.9 із піддіапазонами внутрішнього шару фазового ММЗ MB_{44} та отриманою базою знань на їх основі в таблиці 3.10.

Таблиця 3.9 – Значення діапазонів змінювання параметрів розподілів ММЗ виду MB_{44} після введення нечітких термів

	Н	НС	С	BC	В
M	0.405÷0.43	0.43÷0.481	0.481÷0.531	0.531÷0.582	0.582÷0.607
Ax	0.809÷0.887	0.887÷1.042	1.042÷1.197	1.197÷1.352	1.352÷1.43
Ex	0.547÷0.605	0.605÷0.72	0.72÷0.835	0.835÷0.949	0.949÷1.007
$K1$	0.233÷0.247	0.247÷0.275	0.275÷0.304	0.304÷0.332	0.332÷0.346
$K3$	0.726÷0.78	0.78÷0.888	0.888÷0.995	0.995÷1.103	1.103÷1.157

Таблиця 3.10 – База знань із результатами параметрів MB_{44} нечітких термів для станів «норма» та «патологія».

Діагноз	М	Ax	Ex	K1	K3
Норма	С	Н	Н	Н	С
	BC	НС	НС	НС	BC
	В				В
Патологія	Н	BC	С	С	Н
	НС	В	BC	BC	НС
			В	В	
				В	

Визначимо функцію $\mu_{norm}(D, Ax, Ex, K1, K3)$ елемента MB_{44} як ММЗ внутрішнього шару МТ двошарової структури «ДШ-МТ» у вигляді:

$$\begin{aligned} & \mu_{MB_{44}}^{НОРМА}(M, Ax, Ex, K1, K3) = \\ & [\mu^C(M) \wedge \mu^H(Ax) \wedge \mu^H(Ex) \wedge \mu^H(K1) \wedge \mu^C(K3)] \vee \\ & [\mu^C(M) \wedge \mu^{HC}(Ax) \wedge \mu^{HC}(Ex) \wedge \mu^{HC}(K1) \wedge \mu^C(K3)] \vee \\ & [\mu^{BC}(M) \wedge \mu^H(Ax) \wedge \mu^H(Ex) \wedge \mu^H(K1) \wedge \mu^{BC}(K3)] \vee \\ & [\mu^B(M) \wedge \mu^H(Ax) \wedge \mu^H(Ex) \wedge \mu^H(K1) \wedge \mu^B(K3)] \vee \\ & [\mu^{BC}(M) \wedge \mu^{HC}(Ax) \wedge \mu^{HC}(Ex) \wedge \mu^{HC}(K1) \wedge \mu^{BC}(K3)] \vee \\ & [\mu^B(M) \wedge \mu^{HC}(Ax) \wedge \mu^{HC}(Ex) \wedge \mu^H(K1) \wedge \mu^B(K3)] \vee \\ & [\mu^C(M) \wedge \mu^{HC}(Ax) \wedge \mu^H(Ex) \wedge \mu^{HC}(K1) \wedge \mu^B(K3)] \vee \\ & [\mu^{BC}(M) \wedge \mu^{HC}(Ax) \wedge \mu^H(Ex) \wedge \mu^H(K1) \wedge \mu^B(K3)] \vee \\ & [\mu^{BC}(M) \wedge \mu^{HC}(Ax) \wedge \mu^H(Ex) \wedge \mu^H(K1) \wedge \mu^{BC}(K3)]. \end{aligned}$$

Визначимо функцію $\mu_{pathol}(D, Ax, Ex, K1, K3)$ для елемента MB_{44} як ММЗ внутрішнього шару МТ двошарової структури «ДШ-МТ» у вигляді:

$$\begin{aligned} & \mu_{MB_{44}}^{ПАТОЛОГИЯ}(M, Ax, Ex, K1, K3) = \\ & [\mu^H(M) \wedge \mu^{BC}(Ax) \wedge \mu^C(Ex) \wedge \mu^C(K1) \wedge \mu^H(K3)] \vee \\ & [\mu^H(M) \wedge \mu^B(Ax) \wedge \mu^C(Ex) \wedge \mu^C(K1) \wedge \mu^H(K3)] \vee \\ & [\mu^H(M) \wedge \mu^B(Ax) \wedge \mu^{BC}(Ex) \wedge \mu^C(K1) \wedge \mu^H(K3)] \vee \\ & [\mu^{HC}(M) \wedge \mu^{BC}(Ax) \wedge \mu^{BC}(Ex) \wedge \mu^C(K1) \wedge \mu^H(K3)] \vee \\ & [\mu^{HC}(M) \wedge \mu^B(Ax) \wedge \mu^C(Ex) \wedge \mu^B(K1) \wedge \mu^{HC}(K3)] \vee \\ & [\mu^H(M) \wedge \mu^{BC}(Ax) \wedge \mu^B(Ex) \wedge \mu^B(K1) \wedge \mu^H(K3)] \vee \\ & [\mu^{HC}(M) \wedge \mu^B(Ax) \wedge \mu^B(Ex) \wedge \mu^B(K1) \wedge \mu^{HC}(K3)] \vee \\ & [\mu^{HC}(M) \wedge \mu^B(Ax) \wedge \mu^C(Ex) \wedge \mu^B(K1) \wedge \mu^{HC}(K3)]. \end{aligned}$$

Для попарних вирішальних правил, виведених для стану «норма» та «патологія» далі необхідно здійснити перевірку виконання умови:

якщо $\mu_{norm} > \mu_{pathol}$, то рекомендований діагноз – «норма», в протилежному випадку буде діагноз – «патологія».

Важливим є те, як обиратимуться закони зміни функції приналежності параметра до нечітких термів $\mu^H(r), \mu^{HC}(r), \mu^C(r), \mu^{BC}(r), \mu^B(r)$ на інтервалі $[0;1]$. Один із популярних варіантів такої залежності подано на рисунку 3.8.

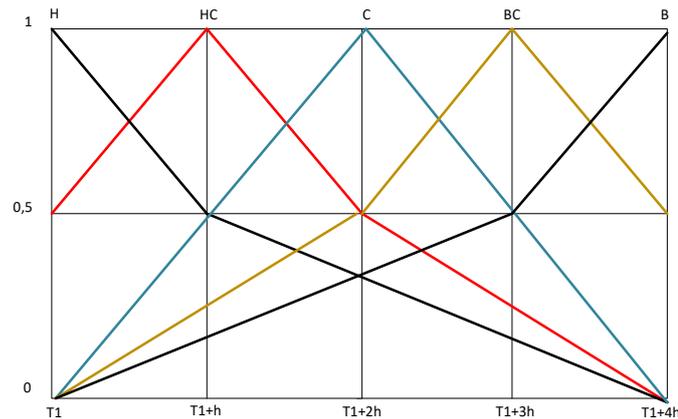


Рисунок 3.9 – Залежність для вибору законів функції належності

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

Аналітичні форми графічних функцій приналежності наведено в роботі [35] при побудові вирішальних нечітких правил ППР. Блок-схема ПЗ ІВС, що розроблена в даній роботі, наведена на рисунку 3.10.

Приклад фрагменту коду для формування рішення за вирішальним правилом для параметра M_{44} наведено в додатку Г.2.

3.4 Оцінка достовірності методу діагностики двошарової структури БТ в розробленій ІВС

Для проведення експериментальної «сліпої» діагностики двошарових БТ за удосконаленням в роботі методом реконструктивної Мюллер-поляриметрії на основі азимутальних мюллер-матричних інваріантів було

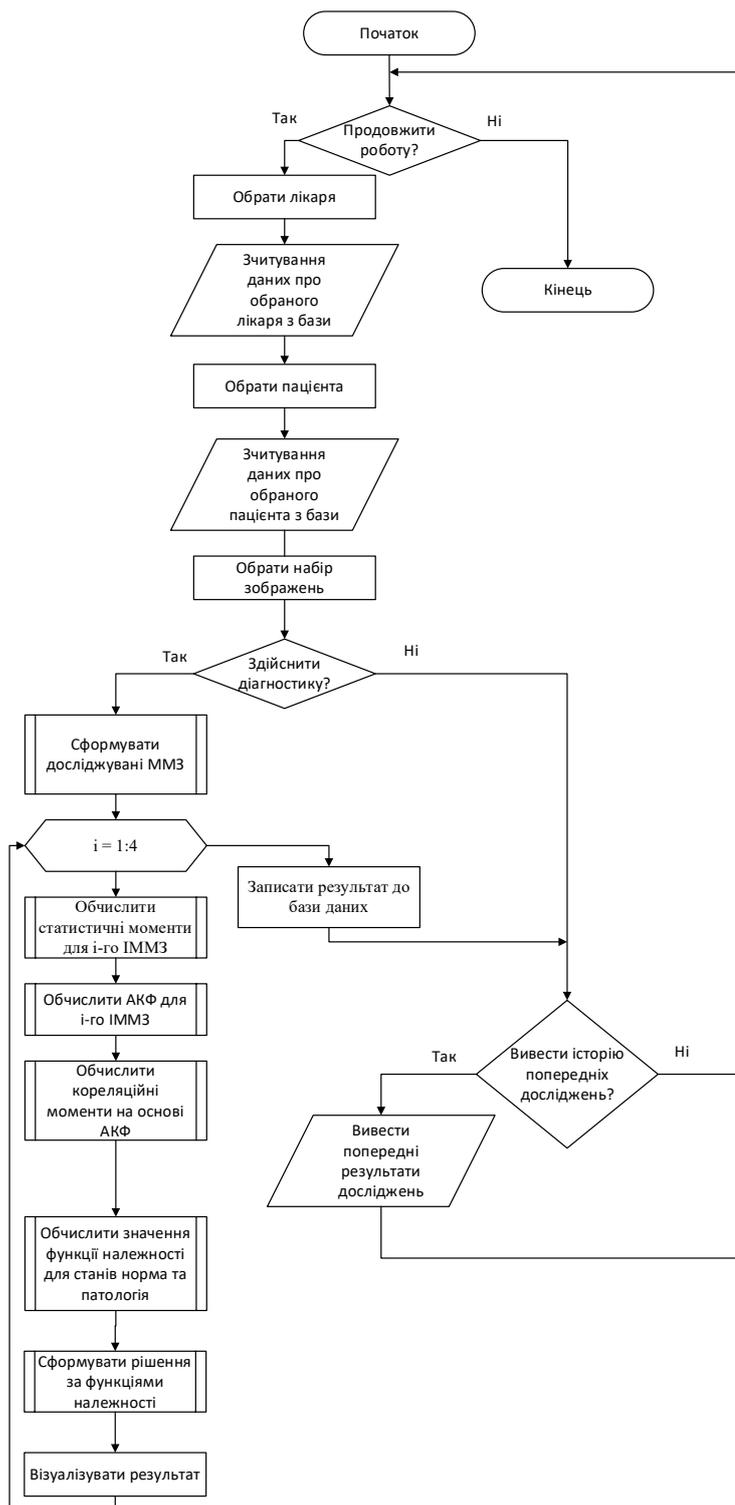


Рисунок 3.10 – Блок-схема роботи ПЗ розробленої ІВС при діагностиці

використано вибірку зразків, яка налічувала 42 екземпляри. Серед них виділено було 2 групи оптично тонких БШ з верифікацією діагнозів осіб, яким вони належали, в кожній з яких було по 21 зразку.

Групу 1 утворювали екземпляри зразків двошарових БШ типу «дерма шкіри (ДШ) – м'язова тканина (МТ)», що відповідають стану «норма», а до групи 2 ввійшли зразки зі станом «патологія» (онкологічні зміни).

У таблиці 3.11 наведемо результати перевірки гіпотези щодо формування рішення «діагностовано патологію» на основі вибірки з 42 зразків в системі за трьома методами. Використані в таблиці позначення: **TP** — коректно встановлено стан «патологія», **TN** — коректно визначено «нормальний стан», **FP** — помилково діагностовано «патологія», **FN** — помилково класифіковано стан «норма».

Таблиця 3.11 – Достовірність диференціації «норма»-«патологія» двошарової тканини «ДШ–МТ» за методами реконструктивної мюллер-поляриметрії в ІВС

№з/п	Тип діагностичного параметра двошарової БТ в методі діагностики	Вид та кількість рішень				Функціональні можливості аналізу	Оцінка достовірності, %
		TP	FP	TN	FN		
1	Реконструкція фазового ММЗ зовнішнього шару MA_{44} двошарової БТ в розроблені системі	20	1	20	1	Статистичний Кореляційний Класифікаційний	95,3
2	Реконструкція фазового ММЗ внутрішнього шару MA_{44} двошарової БТ в розробленій системі	19	1	20	2	Статистичний Кореляційний Класифікаційний	92,8
3	Мюллер-матрична рекон-струкція підповерхневих шарів двошарової БТ в системі аналогу	19	1	19	2	Статистичний Кореляційний	90,5%

Достовірність D - вірогідність правильних рішень, визначена за формулою

$$D = \frac{TP + TN}{N},$$

де TP - правильне рішення «патологія», TN - правильне рішення «норма».

На перших двох прикладах, наведених в таблиці 3.11, видно, що в порівнянні з аналогом в запропонованих методах реконструкції мюллер-інваріантної поляриметрії двошарових БТ розширено функціональні можливості методу за рахунок забезпечення можливості класифікаційного аналізу. Крім цього, видно що також у порівнянні з аналогом підвищилась достовірність діагностики в ІВС за рахунок класифікації інформативних ознак реконструйованих параметрів як зовнішнього, так і внутрішнього шару двошарової БТ, відповідно на 4,8% в першому методі та на 2,3% в другому запропонованому методі.

Отже, в розробленій ІВС досягнуто поставлену мету по розширенню функціональних можливостей та отриманню кращої достовірності діагностики двошарових БТ за удосконаленням методом.

3.5 Висновки до розділу 3

Продемонстровано реалізацію системи у вигляді модифікованого макета багатопараметричної лазерної поляриметрії із зміненою архітектурою ПЗ.

Отримано експериментальні дані та проведено аналіз мюллер-матричних інваріантів зрізів двошарової БТ для нормального стану та патології (онкології), на основі чого виведено класифікаційні вирішальні правила на нечіткій логіці.

Оцінено точність вимірювань, рівень функціональності та встановлено рівень достовірності запропонованого діагностичного методу в межах розробленої ІВС.

4 ЕКОНОМІЧНА ЧАСТИНА

Ключовими критеріями наукового ефекту дослідницької роботи виступають її новизна, рівень теоретичного опрацювання, перспективність отриманих результатів, масштаб їх розповсюдження та можливість практичної реалізації.

У магістерській кваліфікаційній роботі здійснюється розроблення інформаційно-вимірювальної системи для реконструктивної Мюллер-поляриметриї та аналізу анізотропних шарів двошарових біологічних тканин. Робота містить елементи наукової новизни у постановці задачі та методах дослідження; отримані результати дозволяють систематизувати й узагальнити відомі дані, а також визначити напрями подальших наукових пошуків.

4.1 Проведення комерційного та технологічного аудиту науково-технічної розробки інформаційно-вимірювальної системи для реконструктивної Мюллер-поляриметриї та аналізу анізотропних шарів двошарової біологічної тканини

Метою проведення комерційного і технологічного аудиту дослідження за темою «Інформаційно-вимірювальної системи для реконструктивної Мюллер-поляриметриї та аналізу анізотропних шарів двошарової біологічної тканини» 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 роботі [36].

Результати оцінювання науково-технічного рівня та комерційного потенціалу науково-технічної розробки наведено в таблиці 4.1.

Таблиця 4.1 – Результати оцінювання науково-технічного рівня і комерційного потенціалу розробки експертами

Критерії	Експерт (ПІБ, посада)		
	1	2	3
	Бали:		
1. Технічна здійсненність концепції	4	3	3
2. Ринкові переваги (наявність аналогів)	3	2	2
3. Ринкові переваги (ціна продукту)	3	3	2
4. Ринкові переваги (технічні властивості)	4	3	3
5. Ринкові переваги (експлуатаційні витрати)	3	3	3
6. Ринкові перспективи (розмір ринку)	3	2	2
7. Ринкові перспективи (конкуренція)	3	2	2
8. Практична здійсненність (наявність фахівців)	4	3	3
9. Практична здійсненність (наявність фінансів)	3	2	2
10. Практична здійсненність (необхідність нових матеріалів)	3	3	2
11. Практична здійсненність (термін реалізації)	4	3	3
12. Практична здійсненність (розробка документів)	3	3	2
Сума балів	40	32	29
Середньоарифметична сума балів СБс	33.67		

За результатами оцінювання 3-х експертів, що наведено в таблиці 4.1, можна зробимо висновок щодо науково-технічного рівня і рівня комерційного потенціалу розробки. При цьому використаємо рекомендації, наведені в табл. 4.2 [36].

Таблиця 4.2 – Науково-технічні рівні та комерційні потенціали розробки

Середньоарифметична сума балів СБ 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-вимірнювальної системи для реконструктивної Мюллер-поляриметрії та аналізу анізотропних шарів двошарової біологічної тканини» становить 33,67 бала, що, відповідно до таблиці 4.2, свідчить про

комерційну важливість проведення даних досліджень (рівень комерційного потенціалу розробки вище середнього).

4.2 Розрахунок витрат на здійснення НДР

Витрати, пов'язані з виконанням науково-дослідної роботи (НДР) на тему «інформаційно-вимірювальної системи для реконструктивної Мюллер-поляриметрії та аналізу анізотропних шарів двошарових біологічних тканин», групуються за такими критеріями:

- витрати на оплату праці;
- відрахування на соціальні заходи;
- матеріали;
- паливо та енергія для науково-виробничих цілей;
- витрати на службові відрядження;
- спецстаткування для наукових (експериментальних) робіт;
- програмне забезпечення для наукових (експериментальних) робіт;
- витрати на роботи, які виконують сторонні підприємства, установи і організації;
- інші витрати;
- накладні (загальновиробничі) витрати.

4.2.1 Витрати на оплату праці

Першим критерієм для розрахунків витрат є «Витрати на оплату праці», до якої належить витрати на заробітну плату (основна й додаткова) керівникам відділів, лабораторії, 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, відрядни ми розцінками, тарифними ставками згідно з чинними в організаціях системами оплати праці, також будь-які види грошових і матеріальних до плат, які належать до елемента «Витрати на оплату праці».

Основна заробітна плата дослідників

Витрати на основну заробітну плату дослідників (Z_0) розраховуємо у відповідності до посадових окладів працівників, за формулою :

$$Z_0 = \sum_{i=1}^k \frac{M_{ni} \cdot t_i}{T_p}, \quad (4.1)$$

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, $T_p=21$ дні.

Отже, витрати на заробітну плату для керівника проекту та інженера-розробника розраховуємо за формулою 4.2:

- для керівника проекту : $Z_0 = (42500 \cdot 23)/21 = 46550$ грн

- для інженера-розробника: $Z_0 = (35000 \cdot 23)/21 = 38330$ грн

Проведені розрахунки зведемо до таблиці.

Таблиця 4.3 – 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	42500	42500/21 =2024	23	46550
Інженер-розробник лазерних технологій та оптотехніки	35000	35000/21 = 1667	23	38330
Всього				84880

Основна заробітна плата робітників

Витрати на основну заробітну плату робітників (Z_p) за відповідними найменуваннями робіт розраховують за формулою:

$$Z_p = \sum_{i=1}^n C_i \cdot t_i \quad (4.2)$$

де C_i – погодинна тарифна ставка робітника відповідного розряду, за виконану відповідну роботу, грн/год; t_i – час роботи робітника на виконання певної роботи, год.

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

$$C_i = \frac{M_M \cdot K_i \cdot K_C}{T_p \cdot t_{3M}}, \quad (4.3)$$

де M_M – розмір прожиткового мінімуму працездатної особи або мінімальної місячної заробітної плати (залежно від діючого законодавства), 8000 грн;

K_i – коефіцієнт міжкваліфікаційного співвідношення для встановлення тарифної ставки робітнику відповідного розряду;

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 – середня кількість робочих днів в місяці, приблизно $T_p = 21$ день;

t_{3M} – тривалість зміни, 8 год.

На рисунку 4.1 наведено приклад розрахунку витрат на основну заробітну плату для робітників (4.3) та розрахунок погодиної тарифної ставки робітника певного розряду (4.4). Для прикладу розрахунків було використано перше найменування робіт, а саме : монтаж оптичної схеми експериментальної установки.

Таблиця 4.4 – Витрати на заробітну плату робітників

Найменування робіт	Тривалість операції, годин	Розряд роботи	Тарифний коефіцієнт	Погодинна тарифна ставка, грн.	Величина оплати, грн.
Монтаж оптичної схеми експериментальної установки	40	4	1.5	117.85	4714.28
Підготовка та калібрування лазерного випромінювача	35	3	1.35	106	3712.5
Виготовлення та полірування зразків біотканин	30	3	1.35	96.42	3375
Проведення серії оптичних вимірювань і фіксація даних	50	4	1.5	107.14	5357.14
Первинна обробка експериментальних результатів	45	4	1.5	107.14	4821.42
Оформлення звітів та підготовка графічних матеріалів	30	2	1.1	78.57	2357.14
Всього					24337.48

Додаткова заробітна плата дослідників та робітників

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

$$Z_{\text{дод}} = (Z_o + Z_p) \cdot \frac{N_{\text{дод}}}{100\%}, \quad (4.4)$$

де $N_{\text{дод}}$ – норма нарахування додаткової заробітної плати.

Будемо вважати, що норма нарахування додаткової заробітної плати становитиме 12%. Тепер використовуючи 4.5 розраховуємо додаткову плату:

$$Z_{\text{дод}} = (84880 + 24337,48) \cdot 0.12 = 13110 \text{ грн.}$$

Отже, додаткова заробітна плата робітників та дослідників становитиме 13110 грн.

4.2.2 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:

$$Z_n = (Z_o + Z_p + Z_{дод}) \cdot \frac{H_{zn}}{100\%} \quad (4.5)$$

де Z_o – основна заробітна плата розробників, грн.; Z_p – основна заробітна плата робітників, грн.; $Z_{дод}$ – додаткова заробітна плата всіх розробників та робітників, грн.; H_{zn} – норма нарахування на заробітну плату, яка рівняється 22%.

Оскільки усі значення було розраховано раніше, це дає можливість знайти відрахування на соціальні заходи використовуючи формулу 4.6:

$$Z_n = (84880 + 24337,48 + 13110) \cdot 0.22 = 26910 \text{ грн.}$$

Тоді нарахування на заробітну плату дослідників та робітників буде рівне 26910 грн.

4.2.3 Розрахунок витрат на комплектуючі.

Витрати на комплектуючі K_6 , що були використані під час виконання науково-дослідної роботи, розраховуються за формулою:

$$K_6 = \sum_{j=1}^n H_j \cdot C_j \cdot K_j \quad (4.6)$$

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

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

K_j – коефіцієнт транспортних витрат, ($K_j = 1,1 \dots 1,15$), було обрано 1.1.

Для прикладу розрахунку витрат для комплектуючі буде розраховано випрати на лазерний модуль:

$$K_g = 1 * 4284 * 1.1 = 4712.4 \text{ грн}$$

Результати усіх розрахунків зведемо до таблиці.

Таблиця 4.5 - Комплектуючі, що використані на розробку

Найменування комплектуючих	Кількість, шт.	Ціна за штуку, грн.	Сума, грн.
Лазерний модуль Laser TREE 450 nm Single-mode fiber-coupled	1	4 284	4712.4
Поляризатор HRT CIR-PL UV – HOYA.	2	950	2090
Ахроматичні пластинки APAW	2	3700	8140
Аналізатор	1	300	330
Крокові двигуни (DRV8825)	4	400	1760
Об'єктив Olympus PLN 4x Achromat	1	22000	24200
Цифрова камера IDS UI-3240CP	1	3500	3850
Кріплення та оправи	1	1500	1650
Блок керування	1	1000	1100
Всього з врахуванням коефіцієнта транспортних витрат		47832.4	

4.2.4 Спецустаткування для наукових (експериментальних) робіт

До цього пункту виконання наукових (експериментальних) робіт» відносять витрати, пов'язані з виготовленням або придбанням спеціальних приладів, верстатів, стендів, апаратів, інструментів, механізмів та іншого обладнання, без якого неможливо провести дослідження. Сюди ж включаються витрати на їх проектування, виготовлення, транспортування, монтаж і введення в експлуатацію.

Вартість такого устаткування визначають за гуртовими преїскурантами або за інформацією підприємств-виробників за діючими відпускними та договірними цінами. До балансової вартості додають витрати на доставку та монтаж — зазвичай у межах 10–12 % від вартості самого обладнання.

Розрахунок балансової вартості спецустаткування здійснюють за формулою:

$$B_{\text{спец}} = \sum_{i=1}^k C_i \cdot C_{\text{пр.і}} \cdot K_i, \quad (4.7)$$

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

$C_{\text{пр.і}}$ – кількість одиниць устаткування відповідного найменування, які придбані для проведення досліджень, шт.;

K_i – коефіцієнт, що враховує доставку, монтаж, налагодження устаткування тощо, ($K_i = 1,10 \dots 1,12$), було обрано 1.1;

k – кількість найменувань устаткування.

$$B_{\text{спец}} = 32000 \cdot 1 \cdot 1,1 = 35200 \text{ грн.}$$

Отримані результати зведемо до таблиці:

Таблиця 4.6 – Витрати на придбання спецустаткування по кожному виду

Найменування устаткування	Кількість, шт	Ціна за одиницю, грн	Вартість, грн
ноутбук	1	32000	35200
координатний стіл 30x50см	1	7000	7700
Всього			42900

4.2.5 Програмне забезпечення для наукових (експериментальних) робіт

Тут розраховуються витрати на розробку та придбання спеціальних програмних засобів або програмного забезпечення, (програм, алгоритмів, баз

даних) необхідних для проведення досліджень, також витрати на їх проектування, формування та встановлення.

Балансову вартість програмного забезпечення розраховуємо за формулою:

$$B_{\text{прог}} = \sum_{i=1}^k C_{\text{прог},i} \cdot C_{\text{прог},i} \cdot K_i = 300 \cdot 1 \cdot 1,01 = 3434,00 \text{ грн}, \quad (4.8)$$

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

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

K_i – коефіцієнт, що враховує інсталяцію, налагодження програмного засобу тощо, ($K_i = 1,10 \dots 1,12$), вибрано 1.1;

k – кількість найменувань програмних засобів.

Отримані результати зведемо до таблиці:

Таблиця 4.7– 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	300	330
Програмне середовище розробки Python (PyCharm Professional (JetBrains))	1	160	176
База даних формату MySQL	1	850,00	935
MATLAB (базовий)	1	2900	3190
Всього			4631

4.2.6 Амортизація обладнання, програмних засобів та приміщень

У спрощеному підході амортизаційні відрахування для кожного виду обладнання, програмного забезпечення та приміщень можуть бути визначені

за прямолінійним методом амортизації. Розмір річних амортизаційних відрахувань розраховують за формулою:

$$A_{обл} = \frac{Ц_б}{T_г} \cdot \frac{t_{вик}}{12} = (11550,71 \cdot 1) / (2 \cdot 12) = 481.28 \text{ грн}, \quad (4.9)$$

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;

$T_г$ – строк корисного використання обладнання, програмних засобів, приміщень тощо, років.

Проведені розрахунки зведемо до таблиці.

Таблиця 4.8– Амортизаційні відрахування по кожному виду обладнання

Найменування обладнання	Балансова вартість, грн	Строк корисного використання, років	Термін використання обладнання, місяців	Амортизаційні відрахування, грн
Програмне забезпечення MATLAB (Academic)	11550,71	2	1	481.28
Комп'ютер / робоча станція для аналізу	25000	2	1	1041.6
Програмні пакети Microsoft Windows, Office	6000	2	1	250
Приміщення дослідницької лабораторії	120000	20	1	500
Офісна оргтехніка	10000	4	1	208.3
Обладнання монтажне	8000	4	1	166.6
Спец. засоби для тестування та налагодження (мультиметр, осциллограф тощо)	15000	4	1	312.5
Випробувальний стенд (лабораторний макет)	20000	4	1	416.6
Всього				3376.88

4.2.7 Витрати на електроенергію для науково-виробничих цілей

Витрати на силову електроенергію (B_e) розраховуємо за формулою:

$$B_e = \sum_{i=1}^n \frac{W_{yi} \cdot t_i \cdot C_e \cdot K_{eni}}{\eta_i}, \quad (4.10)$$

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), грн;

K_{eni} – коефіцієнт, що враховує використання потужності, $K_{eni} < 1$, обрано 0,95;

η_i – коефіцієнт корисної дії обладнання, $\eta_i < 1$, обрано 0,97.

$$C_e = (C_{\text{опт}} + C_{\text{розп}} + C_{\text{пост}}) * \left(1 + \frac{\text{ПДВ}}{100\%}\right) \quad (4.11)$$

де $C_{\text{опт}}$ -середня оптова ціна електроенергії, яка визначається оператором ринку (без ПДВ), грн за 1 кВт·год, було взято 6.39 грн/кВт*год;

$C_{\text{розп}}$ -вартість розподілу електроенергії окремою енергорозподільною компанією (без ПДВ), грн за 1 кВт·год, було взято 2.67 грн/кВт*год;

$C_{\text{пост}}$ -вартість постачання електроенергії від енергорозподільної компанії до конкретного споживача (без ПДВ), грн за 1 кВт·год, було взято 0,18 грн/кВт*год.

ПДВ-величина податку на додану вартість, %, у 2025 році ПДВ=20%.

Тоді $C_e = (6.39 + 2.67 + 0,18) * (1 + 0,20) = 11$ грн/кВт·год

$$B_e = \frac{0.35 * 184 * 11 * 0.95}{0.97} = 693.79 \text{ грн.}$$

Проведені розрахунки зведемо до таблиці.

Таблиця 4.9 – Витрати на електроенергію

Найменування обладнання	Встановлена потужність, кВт	Тривалість роботи, год	Сума, грн
Комп'ютер / робоча станція	0,35	184	693.79
Освітлення лабораторії	0,1	184	198.2
Офісна оргтехніка	0,4	50	215.4
Робоча схема (лазер + поляризатор/аналізатор..)	0,0323	184	64
Всього			1171.39

4.2.8 Службові відрядження

До статті «Службові відрядження» у межах дослідної роботи на тему «Інформаційно-вимірювальна система для реконструктивної Мюллер-поляриметрії та аналізу анізотропних шарів двошарової біологічної тканини» належать витрати, пов'язані з:

- відрядженням штатних співробітників та спеціалістів, залучених за цивільно-правовими договорами;
- поїздками аспірантів та дослідників, безпосередньо задіяних у виконанні наукової роботи;
- відрядженнями для участі у випробуваннях машин, приладів та експериментальних модулів;
- участю в наукових семінарах, конференціях, нарадах та інших заходах, пов'язаних з реалізацією проєкту.

У ході виконання дослідження не виникло потреби у службових відрядженнях. З огляду на це, витрати за статтею «Службові відрядження» відсутні.

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

До статті «Витрати на роботи, які виконують сторонні підприємства, установи і організації» відносять витрати на виконання досліджень, що не можуть бути забезпечені штатними працівниками або наявним обладнанням установи. Такі роботи реалізуються на договірній основі іншими організаціями незалежно від форми власності, а також можуть виконуватися позаштатними фахівцями, залученими для виконання окремих етапів дослідження.

У рамках виконання дослідної роботи не виникало потреби в залученні сторонніх організацій чи позаштатних виконавців, оскільки всі необхідні експериментальні, обчислювальні та аналітичні роботи були виконані штатними співробітниками та наявними засобами лабораторії. У зв'язку з цим витрати за даною статтею відсутні.

4.2.10 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.

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

$$I_e = (Z_o + Z_p) \cdot \frac{H_{ie}}{100\%}, \quad (4.12)$$

$$I_e = (81021 + 24337,48) * 0,6 = 65530 \text{грн}$$

де H_{ie} – норма нарахування за статтею «Інші витрати», прийmemo $H_{ie} = 60\%$.

4.2.11 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:

$$V_{\text{нзв}} = (Z_o + Z_p) \cdot \frac{H_{\text{нзв}}}{100\%}, \quad (4.13)$$

$$V_{\text{нзв}} = (84880 + 24337,48) * 1,2 = 131060,976 \text{ грн}$$

де $H_{\text{нзв}}$ – норма нарахування за статтею «Накладні (загальновиробничі) витрати», прийmemo $H_{\text{нзв}} = 120\%$.

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

$$V_{\text{заг}} = Z_o + Z_p + Z_{\text{доп}} + Z_{\text{н}} + M + K_{\text{в}} + V_{\text{спец}} + V_{\text{прог}} + A_{\text{обл}} + V_{\text{е}} + V_{\text{св}} + V_{\text{сп}} + I_{\text{в}} + V_{\text{нзв}} \quad (4.14)$$

$$V_{\text{заг}} = 445740,614 \text{ грн}$$

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

$$ZB = \frac{V_{\text{заг}}}{\eta} = \frac{443075,93}{0,95} = 469200,646 \text{ грн}, \quad (4.15)$$

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

4.3 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 «Інформаційновимірjuвальної системи для реконструктивної Мюллер-поляриметрії та аналізу анізотропних шарів двошарової біологічної тканини» передбачають комерціалізацію протягом 4-х років реалізації на ринку.

Ситуації та умови: 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;

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 25000,00 грн;

$\pm \Delta C_o$ – зміна вартості пристрою від впровадження результатів науково-технічної розробки, прийmemo 1050 грн.

Реалізація

Для будь якого випадку 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 :

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]:

$$\Delta\Pi_i = (\pm\Delta C_o \cdot N + C_o \cdot \Delta N)_i \cdot \lambda \cdot \rho \cdot \left(1 - \frac{\mathcal{G}}{100}\right), \quad (4.16)$$

де λ – коефіцієнт, який враховує сплату потенційним інвестором податку на додану вартість. У 2025 році ставка податку на додану вартість складає 20%, а коефіцієнт $\lambda = 0,8333$;

ρ – коефіцієнт, який враховує рентабельність інноваційного продукту).
Прийmemo $\rho = 0.5$;

\mathcal{G} – ставка податку на прибуток, який має сплачувати потенційний інвестор, у 2025 році $\mathcal{G} = 18\%$;

Збільшення чистого прибутку 1-го року:

$$\Delta\Pi_1 = (1050 \cdot 10000 + 26050 \cdot 600) \cdot 0,83 \cdot 0,5 \cdot \left(1 - \frac{18\%}{100}\right) = 10867467.8 \text{ грн}$$

Збільшення чистого прибутку 2-го року:

$$\Delta\Pi_2 = (1050 \cdot 10000 + 26050 \cdot 1800) \cdot 0,83 \cdot 0,5 \cdot \left(1 - \frac{18\%}{100}\right) = 23868502.7 \text{ грн}$$

Збільшення чистого прибутку 3-го року:

$$\Delta\Pi_3 = (1050 \cdot 10000 + 26050 \cdot 3600) \cdot 0,83 \cdot 0,5 \cdot \left(1 - \frac{18\%}{100}\right) = 43370055 \text{ грн}$$

Збільшення чистого прибутку 4-го року:

$$\Delta\Pi_4 = (1050 \cdot 10000 + 26050 \cdot 4600) \cdot 0,83 \cdot 0,5 \cdot \left(1 - \frac{18\%}{100}\right) = 54204250 \text{ грн}$$

Таблиця 4.10 – можливе збільшення чистого прибутку у потенційного інвестора

Показник	1-й рік	2-й рік	3-й рік	4-й рік
Збільшення кількості споживачів, осіб	600	1200	1800	1000
Збільшення чистого прибутку, грн	10867467.8	23868502.7	43370055	54204250

Знайдемо приведена вартість збільшення всіх чистих прибутків ПП, що їх може отримати потенційний інвестор від можливого впровадження та комерціалізації науково-технічної розробки:

$$ПП = \sum_{i=1}^T \frac{\Delta\Pi_i}{(1 + \tau)^i}, \quad (4.17)$$

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, $\tau = 0,15$;

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

Підставуємо усі відомі значення у формулу 4.17 та знаходимо приведену вартість.

Отже приведена вартість збільшення всіх чистих прибутків ПП після розрахунків буде рівною $ПП = 87005962.459$ грн.

Наступним кроком є розрахунок величини початкових інвестицій PV , які потенційний інвестор має вкласти для впровадження і комерціалізації науковотехнічної розробки:

$$PV = k_{инв} \cdot 3B, \quad (4.18)$$

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 469200.646грн.

$$PV = k_{инв} \cdot 3B = 2 \cdot 469200.646 = 938401.292 \text{ грн.}$$

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

$$E_{абс} = ПП - PV = 86067561.167 \text{ грн.} \quad (4.19)$$

де $ПП$ – приведена вартість зростання всіх чистих прибутків від можливого впровадження та комерціалізації науково-технічної розробки, 87005962.459 грн;

PV – теперішня вартість початкових інвестицій, 938401.292грн.

Величина $E_{абс}$ після розрахунків вийшло значним і додатним, це свідчить про потенційну зацікавленість інвесторів у впровадженні та комерціалізації даної науково-технічної розробки. Проте навіть за наявності позитивного економічного ефекту цього недостатньо для остаточного ухвалення рішення щодо її впровадження та виходу на ринок. Для остаточного прийняття рішення з цього питання необхідно розра хувати внутрішню економічну дохідність.

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

$$E_е = \sqrt[T_{жс}]{1 + \frac{E_{абс}}{PV}} - 1 = 2.103, \quad (4.20)$$

де $E_{абс}$ – абсолютний економічний ефект вкладених інвестицій, 86067561.167 грн;

PV – теперішня вартість початкових інвестицій, 938401.292 грн

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

Далі розраховують бар'єрну ставку дисконтування $\tau_{мін}$, нижче якої кошти у впровадження науково-технічної розробки та її комерціалізацію вкладатися не будуть і розраховується за формулою::

$$\tau_{мін} = d + f = 0,37, \quad (4.24)$$

де d – середньозважена ставка за депозитними операціями в комерційних банках; в 2025 році в Україні $d = 0,12$;

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

Оскільки $E_g > \tau_{мін}$, то потенційний інвестор може бути зацікавлений у фінансуванні впровадження та комерціалізацію науково-технічної розробки. Тобто інвестувати в науково-дослідну роботу за темою «Інформаційновимірjuвальної системи для реконструктивної Мюллер-поляриметрії та аналізу анізотропних шарів двошарової біологічної тканини» доцільно.

Далі знайдемо період окупності інвестицій $T_{ок}$, що вклали потенційні інвестори у впровадження та комерціалізацію науково-технічної розробки:

$$T_{ок} = \frac{1}{E_g} = 0.47 \text{ роки} = 5.64 \text{ місяця} \quad (4.25)$$

де E_g – внутрішня економічна дохідність вкладених інвестицій.

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

4.4 Висновки до розділу 4

Згідно проведеного комерційного та технологічного аудиту науково-технічної розробки за темою «інформаційно-вимірювальної системи для реконструктивної Мюллер-поляриметрії та аналізу анізотропних шарів двошарової біологічної тканини» становить 33.67 бала. Це дає можливість зрозуміти, що рівень комерційного потенціалу розробки вище середнього).

Також термін окупності становить 0,47 р., що менше 3-х років, що свідчить про достатньо високу комерційну привабливість науково-технічної розробки. Це означає, що впровадження запропонованого рішення може забезпечити інвестору відчутний приріст чистого прибутку, що, у свою чергу, створює реальні передумови для прийняття рішення щодо фінансування реалізації розробки та її подальшого виведення на ринок

Результати економічних розрахунків та проведений аналіз підтверджують доцільність, економічну ефективність і комерційну перспективність впровадження інформаційно-вимірювальної системи для реконструктивної Мюллер-поляриметрії та аналізу анізотропних шарів двошарової біологічної тканини. Розробка має значний науковий, технічний та інвестиційний потенціал.

ВИСНОВКИ

В даній магістерській кваліфікаційній роботі розширено функціональні можливості ІВС для реконструктивного поляризаційного відтворення анізотропії шарів двошарової БТ на основі вимірювання їх азимутальних мюллер-матричних інваріантів, доповненого класифікаційним аналізом, що дозволило підвищити достовірність медичної діагностики двошарових БТ.

Було проаналізовано методи та вимірювальні системи реконструкції параметрів оптичної анізотропії двошарових біологічних тканин для їх діагностики на основі визначення матриці Мюллера. В результаті цього встановлено необхідність розширення функціональних можливостей методу та ІВС на основі класифікаційного аналізу характеристик вимірних параметрів.

Розвинуто метод для реконструкції та аналізу орієнтаційно-фазових параметрів двошарових БТ за умов визначення азимутальних мюллер-матричних інваріантів $(MA_{44}(M \times N), MB_{44}(M \times N))$ внутрішнього та зовнішнього шарів двошарової БТ та суперпозицій підповерхневих шарів $(S_{22+33}(MA), S_{22+33}(MB), D_{23-32}(MA), D_{23-32}(MB))$ та їх автоматизованої класифікації.

Розроблено архітектуру ІВС реконструкції та аналізу орієнтаційно-фазових параметрів двошарових біологічних тканин на основі розробленого методу та алгоритм її роботи та роботи основних модулів. В архітектурі блоку аналізу додано блок визначення мюллер-матричних інваріант підповерхневих БШ та блок класифікаційного аналізу.

Отримано результати вимірювань азимутально інваріантних ММЗ підповерхневих шарів двошарової тканини «дерма шкіри-м'язова тканина» в ІВС на експериментальному лабораторному макеті системи для станів «норма»-«патологія» (онкологія). Виведено систему вирішальних класифікаційних правил для прийняття рішення по діагностиці двошарових

БТ типу «ДШ-МТ» для зовнішніх та внутрішніх шарів на основі аналізу $MA_{44}(M \times N), MB_{44}(M \times N), S_{22+33}(MA), S_{22+33}(MB), D_{23-32}(MA), D_{23-32}(MB)$.

Оцінено технічні характеристики методу та системи реконструктивної Мюллер-поляриметрії та аналізу анізотропних шарів двошарової біологічної тканини. Визначено середнє значення похибки вимірювань азимутально інваріантного ММЗ фазового елемента на рівні $|\Delta M_{44}| = 0,097 \pm 0,0025$, що задовільняє вимогам до подібних систем.

Оцінено зростання в порівнянні з аналогом достовірності діагностики станів «норма»-«онкологічний стан» двошарових БТ типу «ДШ-МТ» за запропонованим методом в розробленій ІВС на основі реконструкції фазового ММЗ зовнішнього БШ на 4,8% в та на 2,3% на основі реконструкції фазового ММЗ внутрішнього шару БШ.

Проведений економічний аналіз підтвердив високу доцільність і комерційну перспективність науково-технічної розробки інформаційно-вимірювальної системи для реконструктивної Мюллер-поляриметрії та аналізу анізотропних шарів двошарової біологічної тканини: рівень комерційного потенціалу оцінюється як вищий за середній (33,67 бала), а короткий термін окупності (0,47 року) свідчить про її інвестиційну привабливість, економічну ефективність і наявність реальних передумов для успішного впровадження та виведення на ринок.

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. William S. Bickel and G. Videen Stokes vectors, Mueller matrices and polarized scattered light: experimental applications to optical surfaces and all other scatterers. *American Journal of Physics*. 1985. Volume 53, Issue 5, pp. 468-478.
2. 2-D Mueller-matrix tomography of optically anisotropic polycrystalline networks of biological tissues histological sections / O.V. Olar et al. *Optoelectronics Review*. 2018. Vol.26. №3. P.252-259.
3. Ушенко О.Г., Пішак В.П., Ангельський О.В., Ушенко Ю.О. Лазерна поляризаційна морфологія біологічних тканин: статистичний і фрактальний підходи : монографія. Чернівці: Колір-Друк, 2007. 341 с.
4. Основи лазерної поляриметрії. Біологічні тканини людини / [Ушенко О.Г., Ушенко Ю.О., Томка Ю.Я. та ін.]; під ред. О.Г. Ушенка. Чернівці: Чернівецький нац. ун-т, 2010. 588 с.
5. Методи і засоби лазерної поляриметрії біологічних тканин. Т.1 / за ред. О.Г. Ушенка О.Г., Вінниця: Едельвейс, 2019. 269 с.
6. Ghosh N. Tissue polarimetry: concepts, challenges, applications, and outlook. *Journal of Biomedical Optics*. 2011. Vol. 16, no. 11. P. 110801. URL: <https://doi.org/10.1117/1.3652896> (date of access: 21.05.2024).
7. Wang X., Yao G., Wang H. Monte Carlo model and single-scattering approximation of polarized light propagation in turbid media containing glucose. *Appl. Opt.* 2002. Vol. 41. P. 792–801.
8. Cowin S.C. How is a tissue built? *Journal of Biomedical Engineering*. 2000. V.122. Issue 6. P. 553-568.
9. Заболотна Н. І., Шолота В. В., Левандовська, Ю. Ю., Вербоветацька, О.Д. Моделювання та аналіз Мюллер-матричних зображень багатосферних полікристалічних мереж з детермінованими розподілами орієнтаційних

- та фазових параметрів. *Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології*, 2011. №21(1). С. 82–92.
10. Заболотна, Н. І. Аналітичні основи поляризаційного картографування багатошарових двопрорене-заломлюючих полікристалічних мереж. *Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології*. 2011. № 2. С. 110–117.
11. Diagnostic efficiency of mueller-matrix polarization reconstruction system of the phase structure of liver tissue / N.I. Zabolotna et. al. *Proc. SPIE*. 2015. Vol. 9816. 98161E; doi: 10.1117/12.2229018.
12. Шолота В. В., Рачинський Д. Л. Експериментальне поляризаційне картографування двокомпонентних біологічних структур. Матеріали ІІІ науково-технічної конференції підрозділів ВНТУ, Вінниця, 20-22 березня 2024 р. Електрон. текст. дані. 2024. URI: <https://conferences.vntu.edu.ua/index.php/all-frtzp/all-frtzp-2024/paper/view/20604>.
13. Методи і засоби азимутально-інваріантної мюллер-матричної поляриметрії оптично-анізотропних біологічних шарів / Олар О.В. та ін. *Біофізичний вісник*. 2019. Вип.41. С.52–61.
14. Zabolotna N. I, Sholota V. V., Satymbekov M., Komada P. Azimuthally invariant system of Mueller-matrix polarization diagnosis of biological layers with fuzzy logical methods of decision-making. *Proc. SPIE*. 2022. Vol. 12476, 1247608.
15. Шолота В.В., Рачинський Д.Л. Аналіз методів та систем поляризаційного оцінювання оптичної анізотропії двошарових біологічних тканин при їх діагностиці. *Сучасні проблеми інфокомунікацій, радіоелектроніки та наносистем* : матеріали конф. Х Міжнар. наук.-практ. конф. (м. Вінниця, 2025). Вінниця, 2025. URL: <https://conferences.vntu.edu.ua/index.php/spirn/spirn2025/paper/viewFile/26021/21481> (дата звернення 11.12.2025).

16. Alali S., Vitkin A. Polarized light imaging in biomedicine: emerging Mueller matrix methodologies for bulk tissue assessment. *Journal of Biomedical Optics*. 2015. Vol. 20, no. 6. P. 061104. URL: <https://doi.org/10.1117/1.jbo.20.6.061104> (date of access: 21.05.2024).
17. Valery V. Tuchin. Polarized light interaction with tissues. *Journal of Biomedical Optics*. 2016. Jul 1;21(7):71114. doi: 10.1117/1.JBO.21.7.071114.
18. Дроненко О.В., Радченко К.О., Котлоченко І.В. Застосування системи поляризаційного картографування азимутів лазерних зображень плівок плазми крові у діагностиці патології молочних залоз. *Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології*. 2013. Том 25, №1. С. 73-81.
19. Заболотна Н. І., Шолота В. В., Колівошко А. І. Аналіз методів та систем лазерної поляриметрії для відтворення анізотропних параметрів біологічних шарів. *Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології*. 2019. Том 36, № 2. 60–71 с.
20. Zabolotna, N.I., Sholota V.V., Okarskyi H.H. Methods and systems of polarization reproduction and analysis of the biological layers structure in the diagnosis of pathologies. *Proceedings of SPIE*. 2020. Vol. 11369. 113691S. P. 501-513.
21. Zabolotna N.I., Dovhaliuk R.Y. Orientational tomography of optical axes directions distributions of multilayer biological tissues birefringent polycrystalline networks. *Proc. SPIE*. 2013. Vol. 8873. 887313; doi: 10.1117/12.2048634.
22. Zabolotna N.I., Radchenko K.O. A multifunctional automated system of 2D laser polarimetry of biological tissues. *Proc. SPIE*. 2014. Vol. 9205. 92050V; doi: 10.1117/12.2062140.
23. Заболотна Н.І. Архітектура і алгоритми функціонування та аналізу даних двовимірних систем лазерної поляриметрії біологічних тканин.

- Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології*. 2013. №1 54–65.
24. Mintser O.P., Zabolotna N.I. 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; doi: 10.1117/12.2019714.
25. Заболотна Н. І., Радченко К. О., Костюк С. В. Статистична, кореляційна і фрактальна структура Мюллер–матричних зображень багат шарових біологічних тканин. *Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології*. 2013. № 2. С. 58-66.
26. Спосіб поляризаційного картографування полікристалічних мереж оптико-анізотропних шарів біологічних об'єктів: пат. №67821 Україна: МПК G06N33/00; G01N21/39. U2011 08691; Заявл. 11.07.2011; опубл. 12.03.2012, Бюл. №15.
27. Ushenko Y.A. Scale-selective polarization cartography of biological polycrystalline net. *Proc. SPIE*. 2012. Vol. 8498 P. 84980Z.
28. Ванчуляк О. Я. Експертна оцінка гострої ішемії міокарда поляризаційно-кореляційними методами: дис. ... доктора мед. наук: 14.01.25 / ЧНУ, Чернівці, 2016. 292 с.
29. Ланде Д.В., Субач І.Ю., Бояринова Ю.Є. Основи теорії і практики інтелектуального аналізу даних у сфері кібербезпеки: навчальний посібник. К.: ІСЗЗІ КПІ ім. Ігоря Сікорського», 2018. 300 с.
30. Байєсівський аналіз даних : монографія / П. І. Бідюк, І. О. Калініна, О. П. Гожий. Херсон: Книжкове видавництво ФОП Вишемирський В.С., 2021. 208 с.
31. Матвієнко С. Штучні нейронні мережі. URL: https://itmaster.biz.ua/programming/vision/neural-networks.html?utm_source=chatgpt.com (дата звернення 20.11.2025).

32. Кондратенко Ю. П. Нечіткі множини та нечітка логіка. Методичні рекомендації та вказівки для виконання лабораторних робіт студентами спеціальності 122 «Комп'ютерні науки» / Ю. П. Кондратенко, Г. В. Кондратенко, Є. В. Сіденко ; під ред. д-р техн. наук, професор Ю. П. Кондратенка. Миколаїв : ЧНУ ім. Петра Могили, 2019. 36 с.
33. Заболотна, Н.І., Радченко, К.О. Аналіз похибок визначення матриці Мюллера біологічного шару в системі двовимірного мюллер-матричного картографування. *Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології*. 2014. №2. С. 62–70.
34. 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.
35. 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.
36. Методичні вказівки до виконання економічної частини магістерських кваліфікаційних робіт / Уклад. : В. О. Козловський, О. Й. Лесько, В. В. Кавецький. – Вінниця : ВНТУ, 2021. – 42 с.

ДОДАТКИ

ДОДАТОК А
(Обов'язковий)
ВНТУ

ЗАТВЕРДЖУЮ

Зав. каф. БМІОЕС,

к.т.н., доц.



І.Г. Коваль

« 30 » 09, 2025 р.

ТЕХНІЧНЕ ЗАВДАННЯ

на магістерську кваліфікаційну роботу

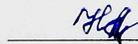
«Інформаційно-вимірювальна система для реконструктивної Мюллер-
поляриметрії та аналізу анізотропних шарів
двошарової біологічної тканини»

08-41. МКР.003.00.000 ТЗ

Керівник роботи

д.т.н., доцент,

проф. кафедри БМІОЕС



Заболотна Н.І.

Виконавець: ст. гр. ЛТО-24м



Рачинський Д.Л.

1 ПІДСТАВА ДЛЯ ВИКОНАННЯ РОБОТИ

Робота проводиться на підставі наказу ректора по Вінницькому національному технічному університету від 24.09.2025 р., №313 та індивідуального завдання на магістерську кваліфікаційну роботу.

Дата початку роботи: 14.09.2025 р.

Дата закінчення: 15.12.2025 р.

2 МЕТА І ПРИЗНАЧЕННЯ МКР

Мета роботи - розширення функціональних можливостей інформаційно-вимірювальної системи для реконструктивного поляризаційного відтворення анізотропії шарів двошарової біологічної тканини на основі вимірювання їх азимутальних мюллер-матричних інваріантів, доповненого класифікаційним аналізом, при медичній діагностиці біотканин з підвищеною достовірністю.

Для досягнення мети в магістерській кваліфікаційній роботі такі завдання було поставлено:

- проаналізувати методи та вимірювальні системи реконструкції параметрів оптичної анізотропії двошарових біологічних тканин для їх діагностики на основі визначення матриці Мюллера;
- розвинути метод для реконструкції та аналізу орієнтаційно-фазових параметрів двошарових біологічних тканин на основі визначення азимутальних мюллер-матричних інваріантів підповерхневих шарів та їх автоматизованої класифікації;
- розробити архітектуру інформаційно-вимірювальної системи реконструкції та аналізу орієнтаційно-фазових параметрів двошарових біологічних тканин на основі розробленого методу та алгоритм її роботи;
- розробити обчислювальні модулі для визначення та інтелектуалізованого аналізу параметрів реконструкції анізотропії біологічних шарів двошарової тканини з азимутальною Мюллер-інваріантністю;

– отримати результати вимірювань орієнтаційно-фазових мап підповерхневих шарів двошарової тканини в ІВС на експериментальному лабораторному макеті та вивести класифікаційні правила на основі нечіткої логіки для конкретного типу патології БТ;

– оцінити технічні характеристики методу та системи реконструктивної Мюллер-поляриметрії та аналізу анізотропних шарів двошарової біологічної тканини

Об’єкт дослідження – процеси поляризаційного вимірювання та аналізу елементів матриць Мюллера анізотропних шарів двошарових біологічних тканин.

Предмет дослідження – методи та поляризаційні системи для вимірювання та аналізу елементів матриць Мюллера анізотропних шарів двошарових біологічних тканин.

3 Джерела розробки МКР

1. Методи і засоби азимутально-інваріантної мюллер-матричної поляриметрії оптично-анізотропних біологічних шарів / Олар О.В. та ін. Біофізичний вісник. 2019. Вип.41. С.52–61.

2. Zabolotna N. I, Sholota V. V., Satymbekov M., Komada P. Azimuthally invariant system of Mueller-matrix polarization diagnosis of biological layers with fuzzy logical methods of decision-making. Proc. SPIE. 2022. Vol. 12476, 1247608.

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

4. 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 ВИМОГИ ДО ВИКОНАННЯ МКР

Основними вимогами є:

1. Функціональне призначення системи: вимірювання та аналіз розподілів реконструйованих мюллер-матричних інваріантів анізотропних шарів двошарових біологічних тканин (БТ).
2. Тип лазера для опромінювання: напівпровідниковий, довжина хвилі 0,632 мкм.
3. Досліджувані зразки: гістологічні зрізи двошарової БТ з коефіцієнтом екстинції 0,1.
4. Функції аналізу розподілів вимірних мап: обчислення статистичних моментів, кореляційних моментів реконструйованих мюллер-матричних інваріантів окремих шарів двошарової БТ; 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)	14.09.2025	20.09.2025	Розроблене ТЗ
2.	Аналіз методів та систем лазерної поляриметрії біологічних тканин.	20.09.2025	09.10.2025	Розділ 1 пояснювальної записки
3.	Розробка методів та архітектури системи	09.10.2025	09.11.2025	Розділ 2 пояснювальної записки
4.	Експериментальна реалізація системи	09.11.2025	19.11.2025	Розділ 3 пояснювальної записки

5.	Економічна частина	09.11.2025	01.12.2025	Розділ 4 пояснювальної записки
6.	Оформлення необхідної технічної документації. Підготовка МКР до публічного захисту	01.12.2025	10.12.2025	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 Б
(обов'язковий)
ПРОТОКОЛ ПЕРЕВІРКИ КВАЛІФІКАЦІЙНОЇ РОБОТИ

Назва роботи: «Інформаційно-вимірювальна система для реконструктивної Мюллер-поляриметрії та аналізу анізотропних шарів двошарової біологічної тканини»

Тип роботи: магістерська кваліфікаційна робота (бакалаврська кваліфікаційна робота / магістерська кваліфікаційна робота)

Підрозділ кафедра БМІОЕС, факультет ІЕС, ЛТО- 24м

Коефіцієнт подібності текстових запозичень, виявлених у роботі системою StrikePlagiarism 7,86 %

Висновок щодо перевірки кваліфікаційної роботи (відмітити потрібне)

- Запозичення, виявлені у роботі, є законними і не містять ознак плагіату, фабрикації, фальсифікації. Роботу прийняти до захисту
- У роботі не виявлено ознак плагіату, фабрикації, фальсифікації, але надмірна кількість текстових запозичень та/або наявність типових розрахунків не дозволяють прийняти рішення про оригінальність та самостійність її виконання. Роботу направити на доопрацювання.
- У роботі виявлено ознаки плагіату та/або текстових маніпуляцій як спроб укриття плагіату, фабрикації, фальсифікації, що суперечить вимогам законодавства та нормам академічної доброчесності. Робота до захисту не приймається.

Експертна комісія:

Коваль Л.Г., зав. каф. БМІОЕС

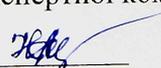
Заболотна Н.І., проф. каф. БМІОЕС



Особа, відповідальна за перевірку 

Тужанський С.С.

З висновком експертної комісії ознайомлений(-на)

Керівник 

Заболотна Н.І., проф. каф. БМІОЕС

Здобувач 

Рачинський Д.Л.

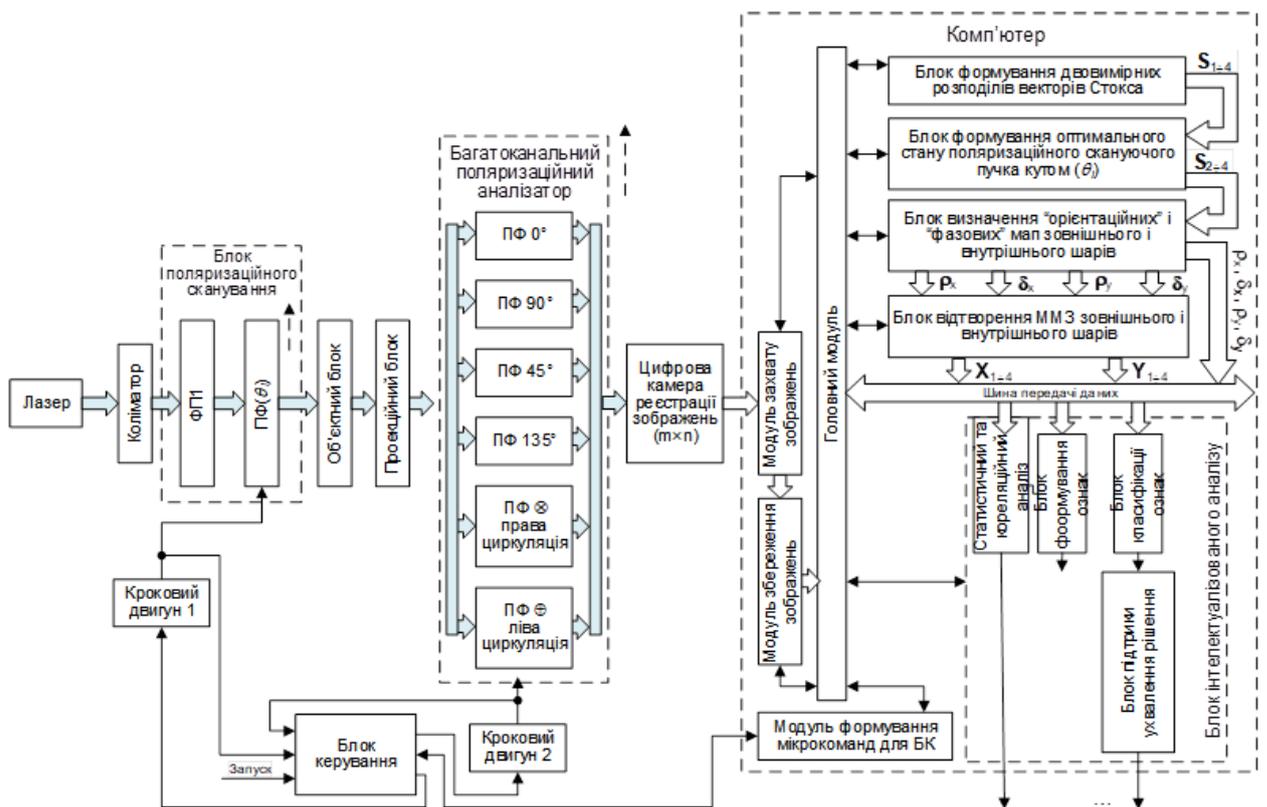
Додаток В
(обов'язковий)

ІЛЮСТРАТИВНА ЧАСТИНА

**ІНФОРМАЦІЙНО-ВИМІРЮВАЛЬНА СИСТЕМА ДЛЯ
РЕКОНСТРУКТИВНОЇ МЮЛЛЕР-ПОЛЯРИМЕТРІЇ ТА АНАЛІЗУ
АНІЗОТРОПНИХ ШАРІВ ДВОШАРОВОЇ БІОЛОГІЧНОЇ ТКАНИНИ**

Додаток В.1
(обов'язковий)

Схема структурна ІВС для реконструктивної інваріантної Мюллер-поляриметрії та аналізу анізотропних шарів двошарової біологічної тканини



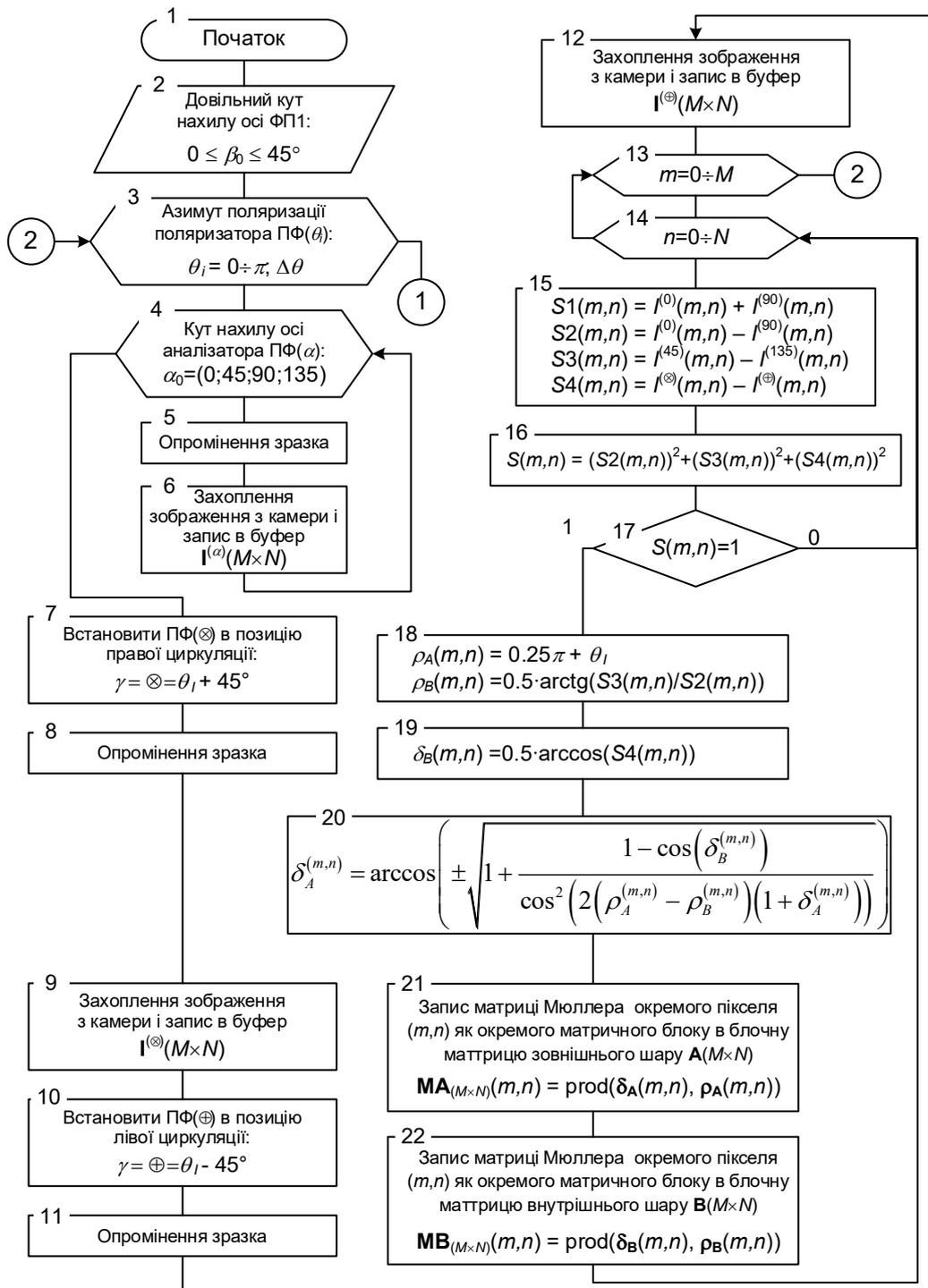
Додаток В.2
(обов'язковий)

Блок-схема методу реконструкції та аналізу мюллер-матричних інваріант шарів двошарової БТ



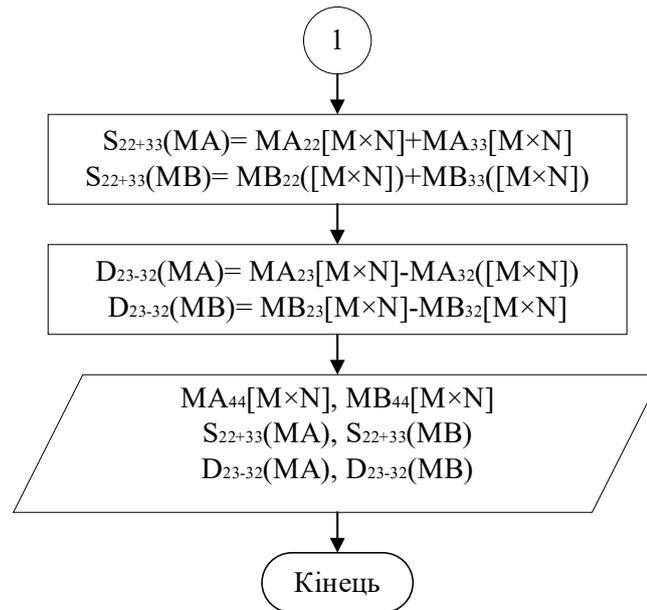
Додаток В.3
(обов'язковий)

Блок-схема методу вимірювання розподілів орієнтаційних та фазових параметрів підповерхневих шарів двошарової БТ та їх мюллер-інваріант



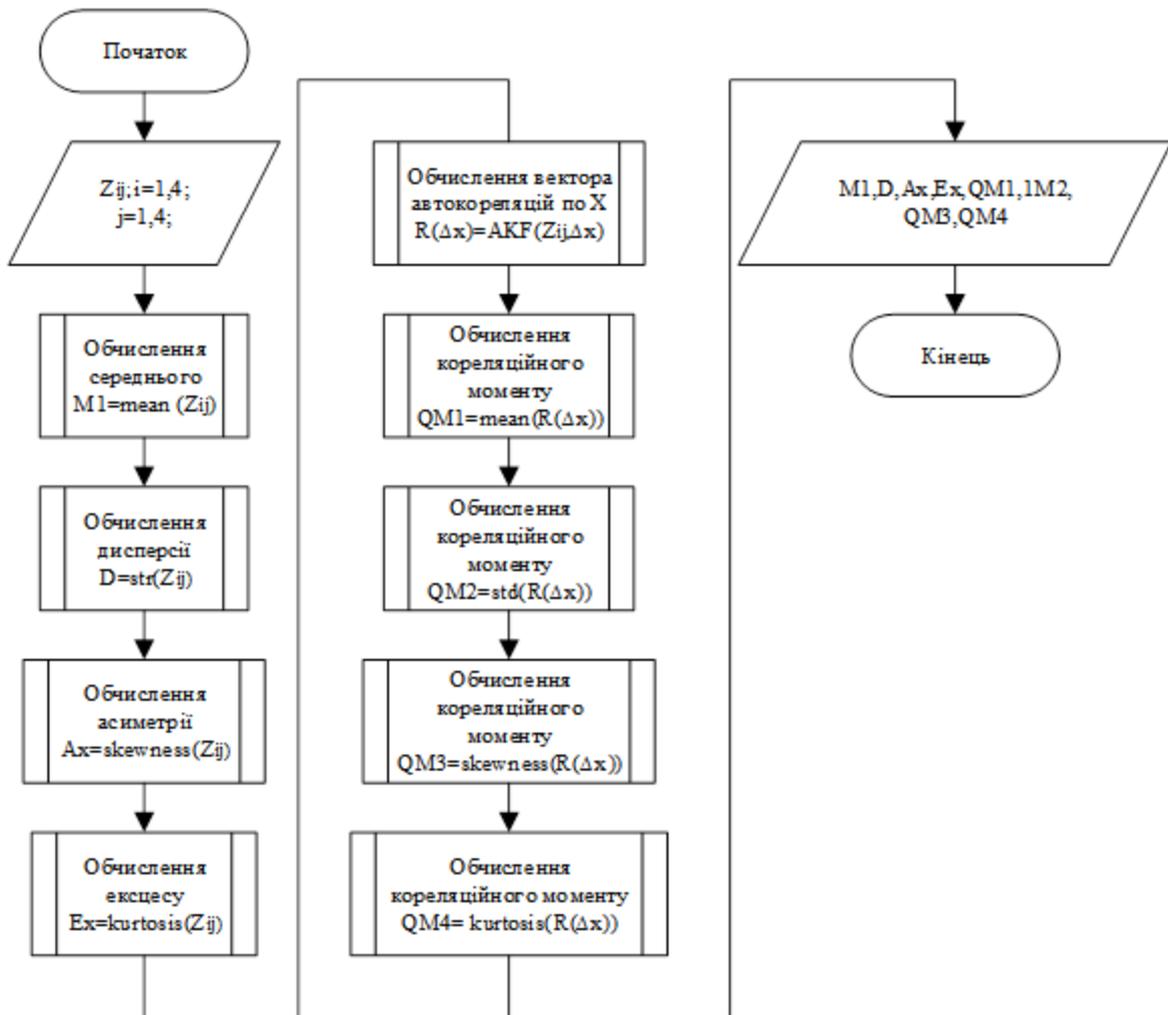
Додаток В.3
(продовження)

Блок-схема методу вимірювання розподілів орієнтаційних та фазових параметрів підповерхневих шарів двошарової БТ та їх мюллер-інваріант



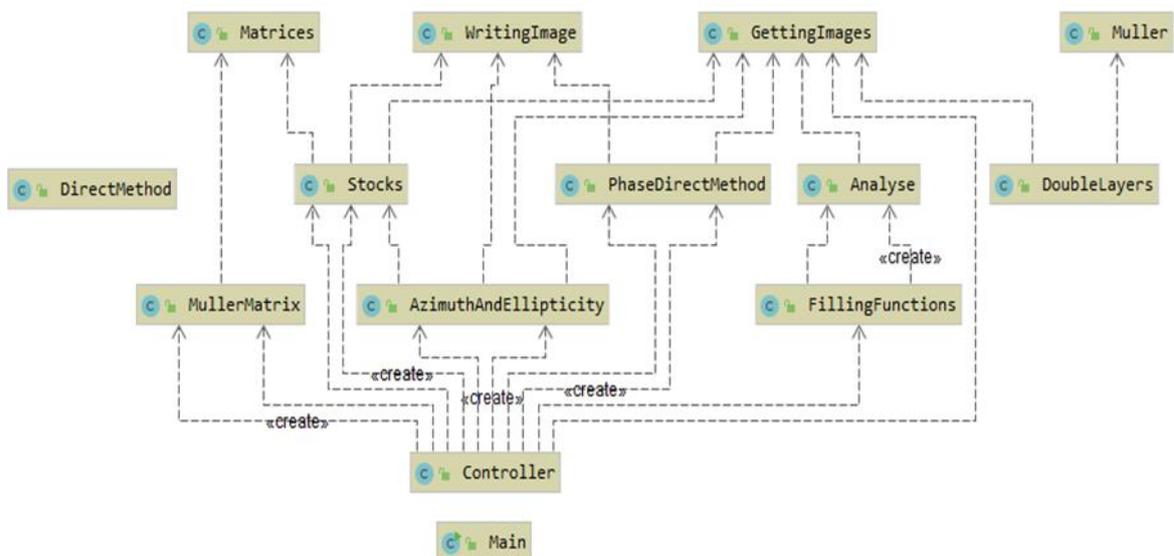
Додаток В.4
(обов'язковий)

Блок-схема алгоритму статистичного та кореляційного аналізу двовимірних розподілів вимірних параметрів



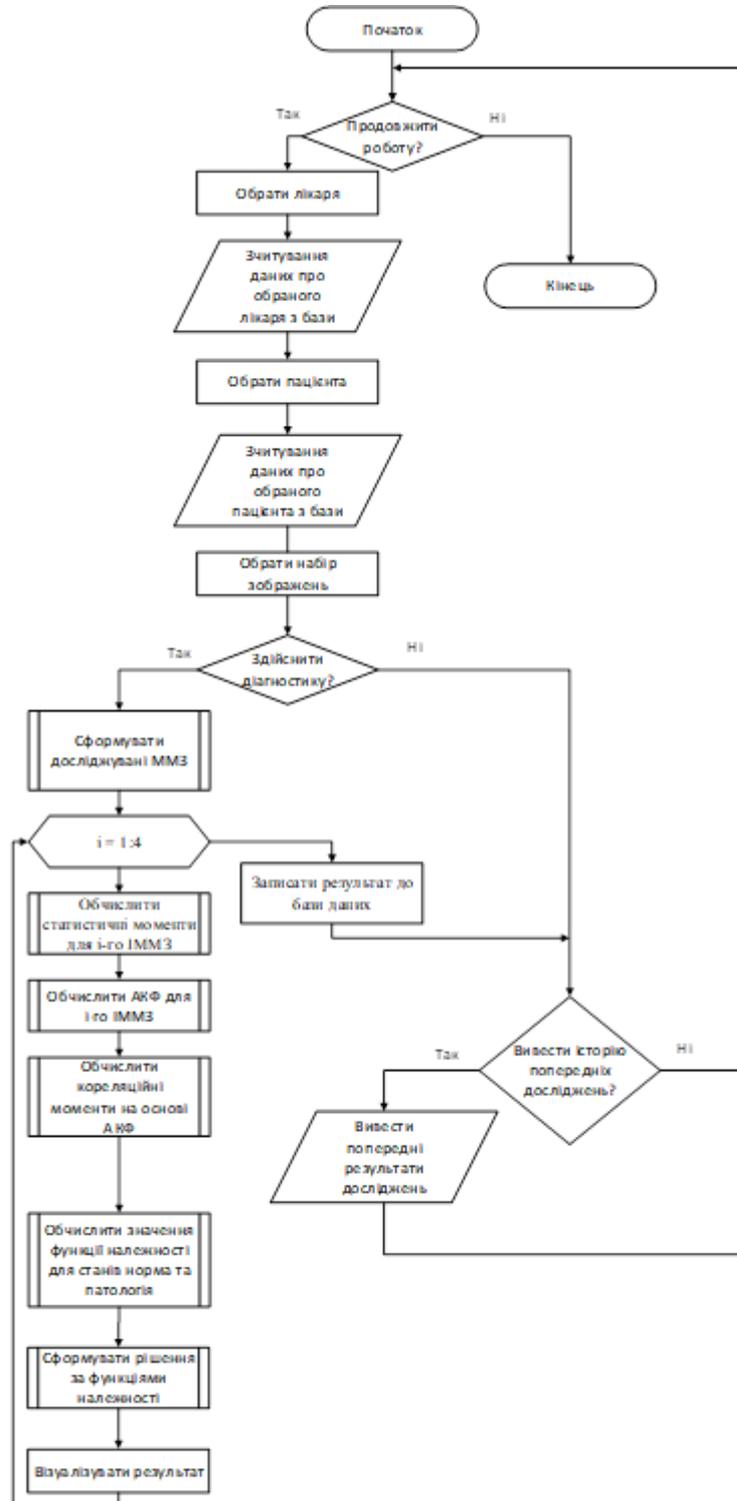
Додаток В.5
(обов'язковий)

UML-діаграма класів програми блоків оброблення та інтелектуалізованого аналізу в ІВС



Додаток В.6
(обов'язковий)

Блок-схема ПЗ розробленої ІВС при діагностиці



Додаток Г.1
(обов'язковий)

Лістинг програми статистичного та кореляційного аналізу реконструйованих
ММЗ в ІВС

```

import numpy as np
import matplotlib.pyplot as plt
from PIL import Image
import os
from tkinter import Tk, filedialog
def show_histogram(image, title, ax_img, ax_hist):
    ax_img.imshow(image, cmap='gray')
    ax_img.set_title(title)
    ax_img.axis('off')
    ax_hist.hist(image.ravel(), bins=256, range=(0, 256), color='black')
    ax_hist.set_title(f'Гістограма: {title}')
    ax_hist.set_xlim([0, 255])
def statistical_analysis(image):
    pixels = image.flatten()
    M1 = np.mean(pixels)
    D = np.sqrt(np.mean((pixels - M1) ** 2))
    AX = np.mean(((pixels - M1) / D) ** 3)
    EX = np.mean(((pixels - M1) / D) ** 4) - 3
    print("\nСтатистичний аналіз:")
    print(f'M1 (середнє значення) = {M1:.4f}')
    print(f'D (середньоквадратичне відхилення) = {D:.4f}')
    print(f'AX (коефіцієнт асиметрії) = {AX:.4f}')
    print(f'EX (екцес) = {EX:.4f}')
def correlation_analysis(image):
    pixels = image.flatten()
    mean_val = np.mean(pixels)
    autocorr = np.correlate(pixels - mean_val, pixels - mean_val, mode='full')
    autocorr = autocorr[autocorr.size // 2:]
    autocorr /= autocorr[0]
    M = len(autocorr) // 2
    K1 = np.sum(autocorr[:2*M]) / (2*M)
    K2 = np.sqrt(np.sum((autocorr[:2*M] - K1) ** 2) / (2*M))
    K3 = np.sum((autocorr[:2*M] - K1) ** 3) / (K2 ** 3 * (2*M))
    K4 = np.sum((autocorr[:2*M] - K1) ** 4) / (K2 ** 4 * (2*M))
    print("\nКореляційний аналіз:")
    print(f'K1 = {K1:.4f}')
    print(f'K2 = {K2:.4f}')
    print(f'K3 = {K3:.4f}')
    print(f'K4 = {K4:.4f}')
root = Tk()
root.withdraw()
image_path = filedialog.askopenfilename(

```

```
title="Оберіть зображення",
filetypes=["Зображення", "*.jpg *.jpeg *.png *.bmp *.tiff"])
)
if os.path.exists(image_path):
    original = Image.open(image_path).convert('L')
    original = np.array(original)
    fig, axs = plt.subplots(1, 2, figsize=(12, 5))
    show_histogram(original, 'Оригінал', axs[0], axs[1])
    plt.tight_layout()
    plt.show()
    statistical_analysis(original)
    correlation_analysis(original)
else:
    print("Файл зображення не знайдено.")
```

Додаток Г.2
(обов'язковий)

Фрагмент коду для формування рішення за вирішальним нечітким правилом

```
import numpy as np

# 1. Трикутна функція належності
def trimf(x, a, b, c):
    if x <= a or x >= c:
        return 0.0
    elif a < x < b:
        return (x - a) / (b - a)
    elif b <= x < c:
        return (c - x) / (c - b)
    return 0.0

# 2. Діапазони термів (МА44)
ranges = {
    "D": [(0.085, 0.096), (0.096, 0.117), (0.117, 0.139), (0.139, 0.160), (0.160, 0.171)],
    "Ax": [(0.269, 0.345), (0.345, 0.497), (0.497, 0.648), (0.648, 0.800), (0.800, 0.876)],
    "Ex": [(1.603, 2.297), (2.297, 3.685), (3.685, 5.074), (5.074, 6.462), (6.462, 7.156)],
    "K1": [(0.203, 0.225), (0.225, 0.269), (0.269, 0.313), (0.313, 0.357), (0.357, 0.379)],
    "K4": [(0.868, 1.018), (1.018, 1.317), (1.317, 1.616), (1.616, 1.915), (1.915, 2.065)]
}

terms = ["H", "HC", "C", "BC", "B"]

# 3. Фазифікація одного параметра
def fuzzify_param(x, name):
    μ = {}
    diaps = ranges[name]

    for i, (a, c) in enumerate(diaps):
        b = (a + c) / 2
        μ[terms[i]] = trimf(x, a, b, c)

    return μ

# 4. Оцінка приналежності нормі (правило Мамдані)
def mu_norm_MA44(fz):
    μ_D = max(fz["D"]["BC"], fz["D"]["B"])
    μ_Ax = fz["Ax"]["H"]
    μ_Ex = fz["Ex"]["H"]
    μ_K1 = max(fz["K1"]["BC"], fz["K1"]["B"])
    μ_K4 = fz["K4"]["H"]

    return min(μ_D, μ_Ax, μ_Ex, μ_K1, μ_K4)
```

5. Оцінка приналежності патології (правило Мамдані)

```
def mu_path_MA44(fz):
    mu_D = fz["D"]["H"]
    mu_Ax = max(fz["Ax"]["BC"], fz["Ax"]["B"])
    mu_Ex = max(fz["Ex"]["BC"], fz["Ex"]["B"])
    mu_K1 = max(fz["K1"]["H"], fz["K1"]["HC"])
    mu_K4 = max(fz["K4"]["BC"], fz["K4"]["B"])

    return min(mu_D, mu_Ax, mu_Ex, mu_K1, mu_K4)
```

6. Загальна функція класифікації

```
def classify_MA44(D, Ax, Ex, K1, K4):
```

```
    fz = {
        "D": fuzzify_param(D, "D"),
        "Ax": fuzzify_param(Ax, "Ax"),
        "Ex": fuzzify_param(Ex, "Ex"),
        "K1": fuzzify_param(K1, "K1"),
        "K4": fuzzify_param(K4, "K4")
    }
```

```
    mu_norm = mu_norm_MA44(fz)
    mu_path = mu_path_MA44(fz)
```

```
    diagnosis = "Норма" if mu_norm > mu_path else "Патологія"
```

```
    return mu_norm, mu_path, diagnosis, fz
```

7. Приклад виклику

```
if __name__ == "__main__":
```

```
    # Параметри в межах діапазонів (приклад)
```

```
    M1 = 51.7008
```

```
    D = 61.0143
```

```
    Ax = 1.9167
```

```
    Ex = 2.8846
```

```
    K1 = 0.0000
```

```
    K2 = 0.0760
```

```
    K3 = 2.2616
```

```
    K4 = 11.5227
```

```
    mu_norm, mu_path, diagnosis, fuzzy = classify_MA44(D, Ax, Ex, K1, K4)
```

```
    print("mu_norm =", mu_norm)
```

```
    print("mu_path =", mu_path)
```

```
    print("Діагноз:", diagnosis)
```