

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

МАГІСТЕРСЬКА КВАЛІФІКАЦІЙНА РОБОТА

на тему:

«Інтелектуалізований лазерний поляриметр із Фур'є-аналізом для
медичної діагностики біологічних тканин»

Виконав: студент 2-го курсу, групи
ЛТО-24м спеціальності
175 – Інформаційно-вимірвальні
технології, освітня програма «Лазерна
техніка та оптоінформатика»

 Смоляренко С.О.

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

 Заболотна Н. І.

« 01 » 12 2025 р.

Опонент: к.т.н., доцент каф. ОТ

 Гарновський М.Г.

« 01 » 12 2025 р.

Допущено до захисту

Завідувач кафедри БМІОЕС

 к.т.н., доц. Коваль Л.Г.

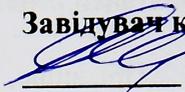
« 01 » 12 2025 р.

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
Смоляренка Сергія Олександровича

1. Тема роботи: Інтелектуалізований лазерний поляриметр із Фур'є-аналізом для медичної діагностики біологічних тканин

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

затверджені наказом вищого навчального закладу 24.09.2025 р., №313

2. Строк подання студентом магістерської дипломної роботи: 10.12.2025

3. Вихідні дані до роботи:

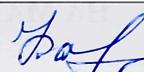
1. Функціональне призначення системи: вимірювання та аналіз розподілів різночастотних складових азимутальних поляризаційних та мюллер-матричних інваріантів біологічних тканин (БТ), отриманих в результаті перетворень Фур'є. 2. Тип лазера для опромінювання: напівпровідниковий, довжина хвилі 0,63 мкм. 3. Досліджувані зразки: гістологічні зрізи з коефіцієнтом екстинції 0,1. 4. Функції аналізу розподілів вимірних мап: обчислення статистичних моментів; їх класифікація при діагностиці захворювання.

4. Зміст текстової частини: Вступ 1. Аналіз методів та засобів азимутально інваріантної поляриметрії біологічних тканин для їх діагностики 2. Метод та архітектура фур'є-поляриметра на основі аналізу різночастотних складових азимутальних поляризаційних та мюллер-матричних інваріантів біологічних тканин 3. Реалізаційні аспекти інтелектуалізованого лазерного поляриметра із фур'є-аналізом для медичної діагностики біологічних тканин 4. Економічна частина. Висновки. Список використаних джерел. Додатки.

5. Перелік ілюстративного матеріалу: 1. Схема структурно-логічна Фур'є-аналізу поляризаційних параметрів зображень БП в поляриметрі 2. Блок-

схема способу азимутально незалежного вимірювання азимутів та еліптичностей об'єктного поля біотканини 3. Блок-схема методу визначення мюллер-матричних інваріантів біотканини. 4. Схема структурна інтелектуалізованого фур'є-поляриметра 5. Схема структурна оптична вимірювального каналу фур'є-поляриметра. 6. Архітектура програмного забезпечення інтелектуалізованого лазерного поляриметра біологічних тканин із фур'є-аналізом .

6. Консультанти розділів роботи

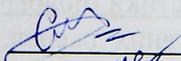
Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата	
		Завдання видав	Завдання прийняв
Спеціальна частина, розділи 1-3	Заболотна Н.І., д.т.н., професор каф. БМІОЕС		
Економічна частина	Кавецький В.В., доц. доц. каф. ЕПВМ		

7. Дата видачі завдання « 02 » 09 2025 р

КАЛЕНДАРНИЙ ПЛАН

№ з/п	Назва етапів МКР	Строк виконання етапів роботи	Примітка
1	Постановка задачі дослідження	14.09.2025	виконано
2	Аналіз методів та засобів азимутально інваріантної поляриметрії біологічних тканин для їх діагностики	09.10.2025	виконано
3	Метод та архітектура фур'є-поляриметра на основі аналізу різночастотних складових азимутальних поляризаційних та мюллер-матричних інваріантів біологічних тканин	09.11.2025	виконано
4	Дослідження технічної реалізації системи та оцінка її характеристик	19.11.2025	виконано
5	Економічний розділ	01.12.2025	виконано
6	Попередній захист МКР	08.12.2025	виконано
7	Нормоконтроль МКР	10.12.2025	виконано
8	Рецензування МКР	12.12.2025	виконано
8	Остаточний захист МКР	15.12.2025	виконано

Студент
Керівник роботи




С. О.Смоляренко
Н.І. Заболотна

АНОТАЦІЯ

Смоляренко С.О. Інтелектуалізований лазерний поляриметр із Фур'є-аналізом для медичної діагностики біологічних тканин. Магістерська кваліфікаційна робота за спеціальністю 175 – Інформаційно-вимірювальні технології, освітня програма «Лазерна техніка та оптоінформатика». Вінниця: Вінницький національний технічний університет, 2025.

На укр. мові. Бібліогр. 35 назв.; рис. 36; табл. 20.

Мета роботи полягає у розширенні функціональних можливостей лазерного поляриметра із Фур'є-аналізом азимутально інваріантних поляризаційних параметрів біологічних шарів для медичної діагностики біологічних тканин за рахунок його доповнення методами інтелектуалізації прийняття рішення. У даній роботі розвинено метод Фур'є-аналізу вимірних розподілів азимутально інваріантних азимутів та еліптичностей поляризації зображення біологічного шару та його мюллер-матричних інваріантів, доповненого класифікаційним аналізом статистичних характеристик різночастотних розподілів. Удосконалено архітектуру Фур'є-поляриметра на основі розробленого методу, що дозволило покращити достовірність проведення медичної діагностики біологічних тканин.

Графічна частина складається із 6 плакатів: структурно-логічної схеми та архітектури Фур'є-поляриметра, блок-схем вимірювання різночастотних складових азимутально-незалежних мап азимутів, еліптичностей та матриць Мюллера об'єкта, схеми вимірювального каналу та архітектури програмного забезпечення системи.

Ключові слова: лазерний поляриметр, Фур'є-аналіз, біологічні тканини, азимутально інваріантні параметри, мюллер-матричні інваріанти, класифікаційний аналіз, підтримка прийняття рішення, достовірність діагностики.

ABSTRACT

Smoliarenko S.O. Intelligent Laser Polarimeter with Fourier Analysis for Medical Diagnostics of Biological Tissues. Master's Qualifying Work in Specialty 175 – Information-Measuring Technologies, Educational Program "Laser Engineering and Optoinformatics". Vinnytsia: Vinnytsia National Technical University, 2025.

In Ukrainian language. Bibliographer: 35 titles; fig. 36; tabl. 20.

The purpose of the work is to expand the functionality of the laser polarimeter with Fourier analysis of azimuthally invariant polarization parameters of biological layers for medical diagnostics of biological tissues by complementing it with methods of intelligent decision-making. In this work, a method of Fourier analysis of measured distributions of azimuthally invariant azimuths and ellipticities of polarization of the biological layer image and its Muller matrix invariants, supplemented by a classification analysis of statistical characteristics of different frequency distributions, has been developed. The architecture of the Fourier polarimeter has been improved based on the developed method, which has allowed to improve the reliability of medical diagnostics of biological tissues.

The graphic part consists of 6 posters: a structural and logical diagram and architecture of the Fourier polarimeter, block diagrams of measuring the multi-frequency components of azimuth-independent maps of azimuths, ellipticities and Muller matrices of the object, a diagram of the measuring channel and the architecture of the system software.

Key words: laser polarimeter, Fourier analysis, biological tissues (BT), azimuthally invariant parameters, Mueller-matrix invariants, classification analysis, decision support, diagnostic reliability.

ЗМІСТ

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ СКОРОЧЕНЬ.....	5
ВСТУП.....	6
1 АНАЛІЗ МЕТОДІВ ТА ЗАСОБІВ АЗИМУТАЛЬНО ІНВАРІАНТНОЇ ПОЛЯРИМЕТРІЇ БІОЛОГІЧНИХ ТКАНИН ДЛЯ ЇХ ДІАГНОСТИКИ.....	10
1.1 Основні підходи до поляризаційного картографування зображень оптично тонких біологічних зрізів.....	10
1.2 Загальні принципи Фур'є-поляриметрії оптичних полів, перетворених біологічним зрізом.....	18
1.3 Ідея азимутальної інваріантності зображень БТ для систем поляриметричної діагностики.....	23
1.4 Відомі методи інтелектуалізації в поляриметричних системах.....	25
1.5 Порівняльний аналіз відомих лазерних Фур'є-поляриметрів з азимутальною інваріантністю.....	28
1.6 Висновки за розділом 1.....	30
2 МЕТОД ТА АРХІТЕКТУРА ФУР'Є-ПОЛЯРИМЕТРА НА ОСНОВІ АНАЛІЗУ РІЗНОЧАСТОТНИХ СКЛАДОВИХ АЗИМУТАЛЬНИХ ПОЛЯРИЗАЦІЙНИХ ТА МЮЛЛЕР-МАТРИЧНИХ ІНВАРІАНТІВ БІОЛОГІЧНИХ ТКАНИН.....	31
2.1 Математична модель просторово-частотної фільтрації мікроскопічних поляризаційних параметрів зображень біологічних зрізів	31
2.2 Структурно-логічна схема та блок-схеми просторово-частотної фільтрації азимутів поляризації об'єктного зображення БШ та його мюллер-матричних зображень при умовах азимутальної інваріантності.....	37
2.3 Статистичне оброблення параметрів Фур'є-поляриметрії біологічних зрізів та їх класифікація при діагностиці біологічних зрізів	46

2.4	Архітектура інтелектуалізованого Фур'є-поляриметра на основі розробленого методу та алгоритм її роботи.....	51
2.5	Висновки до розділу 2.....	54
3	РЕАЛІЗАЦІЙНІ АСПЕКТИ ІНТЕЛЕКТУАЛІЗОВАНОГО ЛАЗЕРНОГО ПОЛЯРИМЕТРА БІОЛОГІЧНИХ ТКАНИН ІЗ ФУР'Є-АНАЛІЗОМ.....	55
3.1	Вимірювальний канал Фур'є-поляриметра	55
3.2	Розробка архітектури програмного забезпечення інтелектуалізованого Фур'є-поляриметра для діагностики БТ.....	57
3.3	Результати вимірювань та аналізу різночастотних складових азимутально інваріантних азимутів та еліптичностей поляризації біотканин при діагностиці міокарда.....	63
3.4	Результати вимірювань та аналізу різночастотних складових азимутально інваріантного фазового ММЗ біотканин при діагностиці міокарда.....	70
3.5	Технічні характеристики лазерного поляриметра із Фур'є-аналізом.....	75
3.6	Висновки до розділу 3.....	79
4	ЕКОНОМІЧНА ЧАСТИНА.....	80
4.1	Проведення комерційного та технологічного аудиту науковотехнічної розробки.....	80
4.2	Розрахунок витрат на здійснення науково-дослідної роботи.....	82
4.3	Розрахунок економічної ефективності науково-технічної розробки за її можливої комерціалізації потенційним інвестором.....	92
4.4	Висновки до розділу 4.....	97
	ВИСНОВКИ.....	99
	СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ.....	101
	ДОДАТКИ.....	105
	ДОДАТОК А (Обов'язковий) ТЕХНІЧНЕ ЗАВДАННЯ.....	106
	Додаток Б (обов'язковий) ПРОТОКОЛ ПЕРЕВІРКИ КВАЛІФІКАЦІЙНОЇ РОБОТИ.....	111
	Додаток В(обов'язковий) ІЛЮСТРАТИВНА ЧАСТИНА.....	112

Додаток В.1(обов'язковий) Схеми структурно-логічна Фур'є-аналізу поляризаційних параметрів зображень БШ в поляриметрі.....	113
Додаток В.2 (обов'язковий) Блок-схеми способу вимірювання азимутально незалежних $\alpha(x, y); \beta(x, y)$ за елементами вектора Стокса.....	114
Додаток В.3 (обов'язковий) Блок-схеми методу визначення мюллер-матричних інваріантів біотканини.....	115
Додаток В.4 (обов'язковий) Схеми структурна інтелектуалізованого фур'є-поляриметра.....	116
Додаток В.5 (обов'язковий) Схеми структурна оптична вимірювального каналу фур'є-поляриметра.....	117
Додаток В.6 (обов'язковий) Архітектура програмного забезпечення інтелектуалізованого лазерного поляриметра біологічних тканин із фур'є-аналізом.....	118
Додаток Г (Обов'язковий) Лістинг фрагменту коду програми прийняття рішення.....	119

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ СКОРОЧЕНЬ

БД	– база даних
БР	– біологічна рідина
БТ	– біологічна тканина
ГЗ	– гістологічний зріз
ІММЗ	– інваріантне мюллер-матричне зображення
ІС	– інформаційна система
ММЗ	– мюллер-матричне зображення
ПЗ	– програмне забезпечення
ППР	– підтримка прийняття рішення
СУБД	– система управління базами даних

ВСТУП

Актуальність теми. Лазерні поляриметри сьогодні знайшли широке застосування в медичних діагностичних технологіях, зокрема при визначенні патологічних станів організму людини. Серед відомих технічних рішень виділяють отримання за допомогою поляриметрії зображення поляризованого світла, яке взаємодіяло з біологічним об'єктом, з вимірюванням його розподілів інтенсивностей, азимутів, еліптичностей поляризації та векторів Стокса, а також розподілів елементів матриці Мюллера або Джонса самого досліджуваного об'єкту. Застосування аналізу цих параметрів дозволило розробити методи та засоби, які доповнюють класичні технології ранньої діагностики раку молочних залоз, шлунку та кишечника, катаракти та цукрового діабету, захворювань шкіри [1]–[6].

Пошук нових діагностичних параметрів лазерної поляриметрії, за допомогою яких описують оптико-анізотропну структуру біологічних тканин (БТ) та біологічних рідин (БР), спонукає до вивчення результатів застосування різних методів аналізу до вимірюваних поляризаційних параметрів та характеристик біооб'єктів. Так, застосування аналізу Фур'є для просторово-частотної фільтрації мікроскопічних поляризаційних зображень біологічних шарів, яке реалізовано в оптичному виконанні в далекій зоні дифракції, дозволило отримати нові діагностичні параметри – високочастотні та низькочастотні складові азимутів та еліптичностей оптичного поля або мюллер-матричних зображень (ММЗ) [7], [8].

Крім того, в роботах [7]–[9] за допомогою лазерного Фур'є-поляриметра досліджено такі азимути, еліптичності вихідного оптичного поля та елементи ММЗ, які є азимутально інваріантними до повороту дослідних зразків БТ відносно лазерного опромінюючого пучка. Цей факт, а також застосування методів класичного статистичного оброблення до вимірюваних поляризаційних параметрів БТ підвищує достовірність медичної діагностики в системах на їх основі.

В той же час, в медичній діагностиці активного застосування набули методи машинного навчання та інтелектуалізації при формуванні рішень [10]–[12], які покращують якість діагностики.

Недоліком лазерного поляриметра з Фур'є-аналізом для діагностики БТ і БР є обмежені функціональні можливості, обумовлені відсутністю можливості формування автоматизованого рішення за виміряними різночастотними складовими мап азимутів, еліптичностей та матриць Мюллера БТ. З іншого боку, для покращення достовірності діагностики БТ і БР необхідно врахувати умови незалежності діагностичних параметрів від повороту об'єкта відносно джерела опромінення.

Мета і задачі роботи. Метою роботи є розширення функціональних можливостей лазерного поляриметра із Фур'є-аналізом азимутально інваріантних поляризаційних параметрів біологічних шарів для медичної діагностики біологічних тканин за рахунок його доповнення методами інтелектуалізації прийняття рішення.

Для досягнення мети в магістерській кваліфікаційній роботі поставлено нижченаведені завдання:

- проаналізувати методи та засоби азимутально інваріантної поляриметрії біологічних тканин для їх діагностики;
- розвинути метод Фур'є-аналізу зображень біологічного зрізу із визначенням азимутально інваріантних азимутів та еліптичностей об'єктного поля та мюллер-матричних інваріантів, їх статистичним та класифікаційним аналізом;
- розробити архітектуру інтелектуалізованого Фур'є-поляриметра на основі розробленого методу та алгоритм її роботи;
- розробити обчислювальні модулі для Фур'є-поляриметра та модуль інтелектуалізованого аналізу вимірних розподілів поляризаційних параметрів БТ;

- отримати результати вимірювань та аналізу різночастотних складових азимутально інваріантних азимутів та еліптичностей поляризації біотканин на експериментальному лабораторному макеті;
- оцінити технічні характеристики методу та інтелектуалізованого Фур'є-поляриметра.

Об'єкт дослідження – процеси вимірювання та аналізу поляризаційних параметрів та мюллер-матричних зображень біологічних шарів у Фур'є площині об'єктного поля.

Предмет дослідження – методи та поляризаційні системи вимірювання та аналізу поляризаційних параметрів та ММЗ біологічних шарів у Фур'є площині об'єктного поля.

Методи досліджень. При виконанні магістерської роботи знайшли застосування такі методи досліджень: методи системного аналізу (при аналізі технічних характеристик прототипу та аналогів), методи поляриметричних вимірювань; теорія обробки сигналів (просторово-частотна фільтрація); методи аналізу статистичних розподілів (визначення статистичних моментів), методи побудови експертних систем (побудова класифікаційних правил).

Наукова новизна отриманих результатів.

Отримав подальший розвиток метод Фур'є-аналізу вимірюваних розподілів азимутально інваріантних азимутів та еліптичностей поляризації зображення біологічного шару та його мюллер-матричних інваріантів, доповнений класифікаційним аналізом статистичних характеристик різночастотних розподілів, що розширило його функціональні характеристики та дозволило підвищити достовірність діагностики біологічних шарів.

Практичне значення результатів, що отримані в магістерській роботі, полягає в удосконаленні архітектури Фур'є-поляриметра на основі розробленого методу за рахунок введення блоку підтримки прийняття рішення при проведенні медичної діагностики БТ. Такі додаткові можливості системи дозволили покращити достовірність проведення медичної діагностики БТ.

Апробація результатів роботи.

Отримані в роботі наукові та практичні результати пройшли апробацію на X Міжнародній науково-практичній конференції «Сучасні проблеми інфокомунікацій, радіоелектроніки та наносистем» (м. Вінниця, 2025).

Публікації. Оpubліковано тези доповіді [34] за матеріалами магістерської кваліфікаційної роботи у матеріалах X Міжнародної науково-практичної конференції «Сучасні проблеми інфокомунікацій, радіоелектроніки та наносистем» (м. Вінниця, 2025).

1 АНАЛІЗ МЕТОДІВ ТА ЗАСОБІВ АЗИМУТАЛЬНО ІНВАРІАНТНОЇ ПОЛЯРИМЕТРІЇ БІОЛОГІЧНИХ ТКАНИН ДЛЯ ЇХ ДІАГНОСТИКИ

1.1 Основні підходи до поляризаційного картографування зображень оптично тонких біологічних зрізів

Одним із найважливіших способів отримання інформації про досліджуваний об'єкт є формування поляризаційної мапи світлового потоку, що пройшло або відбилось від об'єкта в процесі його опромінення певним лазерним джерелом, у вигляді двовимірного розподілу азимутів і еліптичностей поляризації.

На рисунку 1.1 показано утворену траєкторію електромагнітної лазерної хвилі, що називають поляризацією, причому розглянуто як поводить себе вектор електричної напруженості \vec{E} , що має дві ортогональні складові E_x, E_y .

Можливі види поляризації залежать від вигляду отриманої траєкторії руху вектора \vec{E} : лінійна поляризація (траєкторією є пряма лінія), циркулярна поляризація (траєкторією є коло), еліптична поляризація (траєкторією є коло).

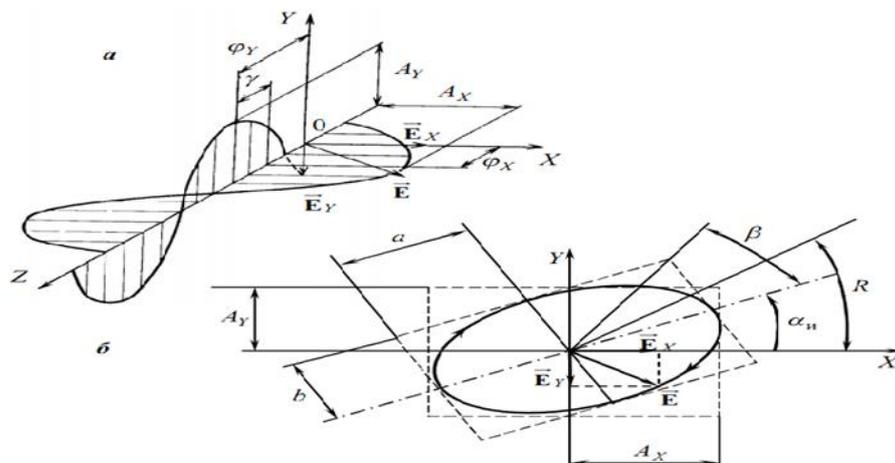


Рисунок 1.1 – Поляризація: а) траєкторія руху вектора;
б) еліптична поляризація

Еліптична поляризація (рисунок 1.1, б) має азимут α та еліптичність β поляризації, які визначають так:

- за кутом нахилу великого діаметра еліпса до координатної осі ОХ визначають азимут поляризації α ;
- еліптичність знаходять як результат обчислень тригонометричної функції

$$\beta = \operatorname{arctg}(b / a), \quad (1.1)$$

де $a; b$ – половина величини відповідно більшого та меншого діаметра еліпса.

При дослідженнях об'єкта за допомогою поляризаційних методик важливо оцінити, чи здійснювалось перетворення типів та параметрів поляризації опромнюючого пучка після взаємодії з ним. Таку характеристику надає вектор Стокса \vec{S} , що має 4 елемента

$$\vec{S} = [S_1 \quad S_2 \quad S_3 \quad S_4]. \quad (1.2)$$

Найпростіша схема для визначення елементів вектора Стокса показана на рисунку 1.2.

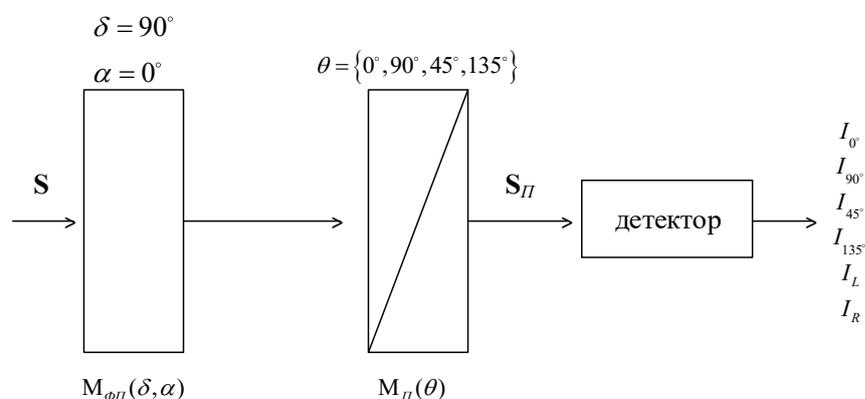


Рисунок 1.2 – Схема генерації видів інтенсивностей перетвореного світлового пучка для вимірювання вектора Стокса [13]

Схема реалізує метод, що названо феноменологічним чи природнім. Суть його в тому, що необхідно отримати набір із 6 вимірних інтенсивностей світла на виході детектора, який фіксує вихідні характеристики інтенсивностей лазерного поляризованого променя.

Тоді отримаємо 4 елементи вектора Стокса

$$\begin{aligned} S_1 &= I_0 + I_{90} = I_{45^\circ} + I_{135^\circ} = I_{\otimes} + I_{\oplus}, \\ S_2 &= I_0 - I_{90}, \\ S_3 &= I_{45^\circ} - I_{135^\circ}, \\ S_4 &= I_{\otimes} - I_{\oplus}, \end{aligned} \quad (1.3)$$

де I_g – інтенсивність вихідного поляризованого променя одного із можливих типів $g = 0^\circ; 90^\circ; 45^\circ; 135^\circ$ лінійної поляризації або $g = \otimes; \oplus$ – правоциркулярна чи лівоциркулярна поляризація.

Для застосування в медичній діагностиці лазерної поляриметрії важливу роль має те, якої геометричної та оптичної товщини досліджуваний об'єкт. Більш дослідженими методиками лазерної поляриметрії є оптично тонкі зразки біологічних тканин різної природи: м'язова, нервова, сполучна біологічна тканина (БТ) з геометричними параметрами товщини від 5 мкм до 10 мкм. При цьому коефіцієнт оптичної товщини або екстинції таких БТ має значення 0,1. Доведено, що за такого його значення буде лише один акт взаємодії фотона пучка опромінення із молекулою БТ, а значить можна точно здійснити моделювання вихідного значення поляризації та інтенсивності перетвореного лазерного променя.

При певній оптимізації вимірювань лише за чотирма інтенсивностями $I_0, I_{90}, I_{45}, I_{\otimes}$ можна виміряти елементи вектора Стокса [13]:

$$S = \begin{bmatrix} I_0 + I_{90} \\ I_0 - I_{90} \\ 2I_{45} - (I_0 + I_{90}) \\ 2I_{\otimes} - (I_0 + I_{90}) \end{bmatrix}. \quad (1.4)$$

В обох наведених методах (1.3) і (1.40) необхідний тип поляризації інтенсивності отримано за допомогою повороту поляризаційного фільтра та фазозсуваючої пластинки, які наведено на рисунку 1.2. В реальних автоматизованих схемах поляриметрів ці повороти виконують з використанням крокових двигунів, які обертають оправи оптичних елементів. Це може бути причиною додаткових похибок при вимірюваннях, проте повороти є необхідною умовою для забезпечення можливості виміряти вектор Стокса.

Стокс-картографування мап БТ використовується для аналізу особливостей розсіяння світла та його взаємодії з тканиною, що дозволяє отримати детальні дані про її оптико анізотропну структуру та склад. Ця техніка допомагає візуалізувати та кількісно оцінити клітинні та судинні структури, а також виявляти зміни в зрізі БТ на клітинному рівні до розмірів мікрометрів, що обумовлено довжиною хвилі опромінюючого випромінювання.

Зміни в анізотропії мікроструктури БТ, пов'язані з такими станами, як злякисні утворення, некротичні зміни або інші патології, призводять до змін у поляризаційних властивостях світла, що проходить крізь них. Аналіз мап параметрів Стокса дозволяє виявити ці зміни на ранніх стадіях.

В той же час, за елементами вектора Стокса можна визначити азимут та еліптичність поляризації перетвореного лазерного променя таким чином:

$$\alpha = 0,5 \arctg \left(\frac{S_3}{S_2} \right), \quad (1.5)$$

$$\beta = 0,5 \arcsin \left(\frac{S_4}{S_1} \right), \quad (1.6)$$

де $S_1 - S_4$ – елементи вектора Стокса.

Мапи азимутів, мапи еліптичностей та мапи елементів вектора Стокса вихідного пучка, що пройшов або відбився від БТ, слугують параметрами, за аналізом яких проводять діагностику оптично тонких БШ.

Проте такі параметри є опосередкованими, а безпосередні оптико-анізотропні поляризаційні характеристики досліджуваного шару БТ можна отримати за аналізом його матриці Мюллера або Джонса.

Матриця Мюллера $M[4 \times 4]$, що містить 16 елементів, використовується в основному рівнянні вимірювального перетворення лазерного пучка при його взаємодії з БТ :

$$S_{вих.}[4 \times 1] = M[4 \times 4] \times S_{вх.}[4 \times 1], \quad (1.7)$$

де $S_{вих.}[4 \times 1]$ – вектор Стокса перетвореного пучка; $S_{вх.}[4 \times 1]$ – вектор Стокса опромінюючого пучка.

Поляриметрична візуалізація за допомогою матриці Мюллера дозволяє повністю виявити різні властивості БТ, що залежать від поляризації. Комплексне зображення біологічних зразків за допомогою поляриметричної візуалізації з матрицею Мюллера у діагностиці раку продемонструвало величезний потенціал та привернуло значну увагу до виявлення передракових станів [14–17]. Крім того, дослідження з матрицею Мюллера при візуалізації взятої тканини [17] та безпосередньо в (у поєднанні з кольпоскопом [16]) шийці матки людини також продемонструвало свій діагностичний потенціал.

Анізотропна організація колагенових волокон у тканинному шарі, наприклад, сполучної БТ, порушується під час прогресування раку. Інформація про структурні зміни пов'язана з її двоприменезаломлювальними та циркулярними поляризаційними властивостями. Проте аналіз різних орієнтацій повторюваної глобальної текстури колагенових волокон, пов'язаний із їхніми властивостями анізотропного поглинання та двоприменезаломлення, також може надати корисну інформацію для виявлення передракових станів шийки матки. Цю мережу з різними

орієнтаціями періодичної та регулярної текстури колагенових волокон можна дослідити за допомогою візуалізації матриці Мюллера. При цьому структурне картографування по-різному розташованих колагенових волокон проявляється в кожному з елементів матриці Мюллера основної сполучної ділянки як для нормальних, так і для різних ступенів (градацій) ракових тканин шийки матки [16], [17].

Матрицю Мюллера об'єкта дослідження можна виміряти за різними методиками, серед яких виділяється феноменологічний метод вимірювання, реалізований за схемою, наведеною на рисунку 1.3 [13].

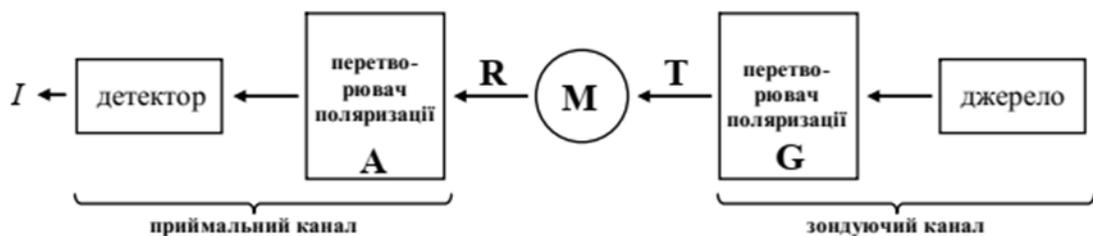


Рисунок 1.3 – Схема структурна для вимірювання матриці Мюллера [13]

Зондуєчий канал в схемі мюллер-матричної поляриметрії утворюють джерело та перетворювач G поляризації, на його виході маємо тип поляризації, позначений в схемі як T . Об'єкт характеризує матриця Мюллера M , яка має вплив на перетворення вхідної поляризації G , що відмічається параметром R в схемі. Аналіз поляризації R реалізує приймальний канал схеми, що складається із іншого перетворювача поляризації A і детектора.

Зауважимо, що перетворювачі A та G можуть бути ідентичними за своїми функціональними можливостями, але їх конкретний режим роботи залежить від того, яку із складових відфільтрованої інтенсивності поляризаційного сигналу необхідно сформувати.

На виході детектора формується одна із складових інтенсивностей I в загальному виразі для формування матриці Мюллера. Детектор в схемі 1.3 може бути фотодіодом для реєстрації оптичної інтенсивності сигналу.

Матрицю Мюллера об'єкта в кожній його точці (i,j) за феноменологічним методом визначають на основі співвідношень

$$M(i,j) = \begin{bmatrix} 0,5(I_H + I_V) & 0,5(I_H - I_V) & I_P - M(1,1) & I_R - M(1,1) \\ 0,5(Q_H + Q_V) & 0,5(Q_H - Q_V) & Q_P - M(2,1) & Q_R - M(2,1) \\ 0,5(U_H + U_V) & 0,5(U_H - U_V) & U_P - M(3,1) & U_R - M(3,1) \\ 0,5(V_H + V_V) & 0,5(V_H - V_V) & V_P - M(4,1) & V_R - M(4,1) \end{bmatrix}, \quad (1.8)$$

де H, V, P – величини кутів $0^\circ, 90^\circ, 45^\circ$ для інтенсивностей сигналів лінійної поляризації, R – колова права поляризація зондувального випромінювання.

Розвиток засобів візуалізації двовимірного детектування сигналів дозволив використовувати в схемах сучасних мюллер-поляриметрів камери. Приклад схеми поляриметра із формуванням елементів матриці Мюллера у вигляді мюллер-матричних зображень (ММЗ) наведено на рисунку 1.4 [5].

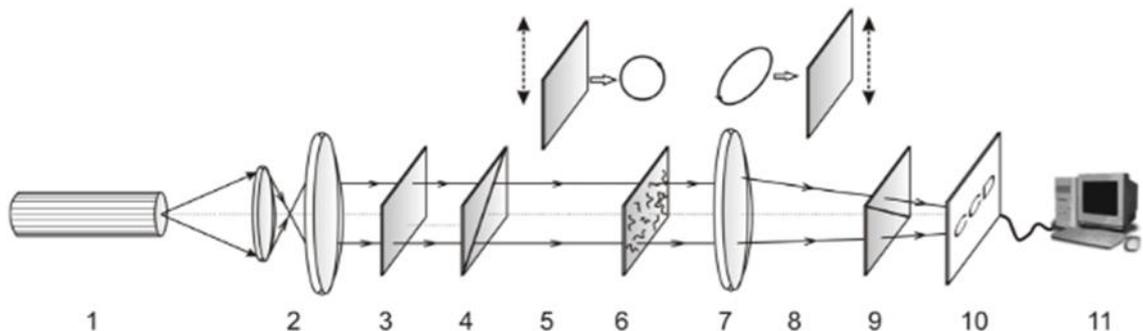


Рисунок 1.4 – Схема оптична структурна системи для вимірювання ММЗ [5]

Відмінність схеми на рисунку 1.4 від схеми на рисунку 1.3 полягає в тому, що в ній показано елементи та взаємозв'язки між ними для організації процесу формування елементів матриці Мюллера об'єкта у вигляді ММЗ. В схемі основним джерелом випромінювання є лазер 1. Коліматор 2, поляризаційні фазові пластинки 3, 5, 8 та поляризатор 4 і 9 утворюють вимірювальний канал, в якому є об'єктив 7 і об'єкт 6. Камера 10 сприймає

двовимірні розподіли фільтрованих поляризаційно інтенсивностей в процесі поворотів оптичних елементів та передає їх до комп'ютера 11 по інтерфейсу.

Основний недолік схеми мюллер-поляриметра на рисунку 1.4 полягає у відсутності автоматизації процесів вимірювань, що обмежує точність та функціональні можливості мюллер-поляриметрії.

В елементах матриці Мюллера закладена інформація про різні властивості досліджуваного зразка, зокрема враховуючи модель Ковіна аморфно-ізоморфної структури біологічних шарів [5], [6]. За теорією Ковіна є подібність волокнистої структури гістологічних зрізів чи плівок біологічних рідин до властивостей кристалу. Це дозволяє виділяти з матриці Мюллера параметри орієнтацій полікристалічних мереж $\rho(x, y)$ БШ та фазових зсувів $\delta(x, y)$ між ортогональними проекціями поляризаційної хвилі, що взаємодіяла зі зразком з коефіцієнтом двопронезаломлення $\Delta n(x, y)$.

За визначенням елементи матриці Мюллера розраховують так:

$$M(\rho, \delta) = \begin{cases} m_{22} = \cos^2(2\rho) + \sin^2(2\rho) \cdot \cos(\delta); \\ m_{22;32} = \cos(2\rho) \cdot \sin^2(2\rho) \cdot (1 - \cos \delta); \\ m_{33} = \sin^2(2\rho) + \cos^2(2\rho) \cdot \cos(\delta); \\ m_{34;43} = \pm \cos(2\rho) \cdot \sin(\delta); \\ m_{24;42} = \pm \sin(2\rho) \cdot \sin(\delta); \\ m_{44} = \cos \delta, \end{cases} \quad (1.9)$$

Причому невказані елементи в формулі (1.9) є такі:

$$m_{11} = 1, m_{12} = m_{13} = m_{14} = m_{21} = m_{31} = m_{41} = 0. \quad (1.10)$$

Отже, вимірюючи матриці Мюллера об'єкта біологічних шарів та азимути, еліптичності поляризації полів, розсіяних об'єктом, формують параметри, що несуть інформацію про оптичну анізотропію БШ для систем медичної діагностики.

1.2 Загальні принципи Фур'є-поляриметрії оптичних полів, перетворених біологічним зрізом

Для виокремлення потрібної інформації з вимірних мап елементів вектора Стокса, азимутів, еліптичностей поляризації перетвореного зразком випромінювання, елементів ММЗ зразка застосовують математичний аналіз. Так, в роботах [5], [6], [18], [19] застосовано статистичний та кореляційний підходи до аналізу розподілів параметрів. В результаті встановлено певні залежності між характеристиками параметрів вимірних розподілів $\alpha(x, y), \beta(x, y), M_{ij}(x, y)$ та самими розподілами при різних функціональних станах об'єкта дослідження.

Відомо також, що в лазерній поляриметрії БТ застосовують пряме та зворотне перетворення Фур'є. Його застосовують для отримання розкладання перетвореного поляризаційного чи анізотропного параметра у спектральні (просторово-частотні, хвильові) компоненти, з аналізом того, як структура БШ змінила поляризацію цих компонентів, і назад.

Пряме перетворення Фур'є полягає в здійсненні переходу від представлення сигналу $f(x)$ в часовій або просторовій області до представлення його в частотній області $F(w)$ за відомою формулою:

$$F(w) = \int_{-\infty}^{+\infty} f(x)e^{-ixw} dx, \quad (1.11)$$

де w —кутова частота, e^{-ixw} —експоненціальна складова з уявної частини комплексного числа.

Зворотне перетворення Фур'є полягає в здійсненні переходу від представлення сигналу в частотній області до часового представлення, тобто фактично це відновлення сигналу до застосування зворотного перетворення Фур'є.

Зворотнє перетворення Фур'є обчислюють за формулою:

$$f(x) = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{+\infty} F(w)e^{ixw} dw, \quad (1.12)$$

де $\frac{1}{2\pi}$ – нормувальний множник.

Метод, який поєднує аналіз поляризації зі спектрально-просторовим Фур'є-підходом можна називати «Фур'є-поляриметрия». Основна ідея цього підходу полягає у тому, щоб розкласти перетворений світловий вектор (електричне поле з відповідною поляризаційною структурою) у спектральні (просторово-частотні, хвильові) компоненти, і водночас аналізувати, як тканина змінила поляризацію цих компонентів.

Фізичні основи фур'є-поляриметрії біологічних тонких шарів наведено детально в роботах [7]–[9], [20]. В зазначених роботах показано, що оптичне зображення містить набір даних часової області, який описує всі властивості у змішаному форматі за допомогою форми хвилі. Після застосування швидкого перетворення Фур'є (ШПФ) кожна характеристика зображення описується незалежною просторовою частотною складовою, яка розподіляє характеристики зображення для детального аналізу компонентів зображення. Загалом, ШПФ оптичних зображень періодичних структур показує чітко визначені просторові частоти, тоді як спектр для випадкових текстур показує просторові частоти, розсіяні в усіх напрямках.

В роботі [20] наведено схему стокс-поляриметра з використанням прямого перетворення Фур'є (рисунок 1.5), в якій провели дослідження поляризаційної структурності фур'є-образів, отриманих для реальних лазерних зображень БТ. За зразки БТ використовували трабекули кісткової БТ. Показано, що суперпозиція когерентних парціальних хвиль з різною поляризацією, які формуються на різних масштабах оптико-анізотропними білковими структурами БТ, є причиною наявності структурної поляризаційної неоднорідності Фур'є спектру зображення БТ.

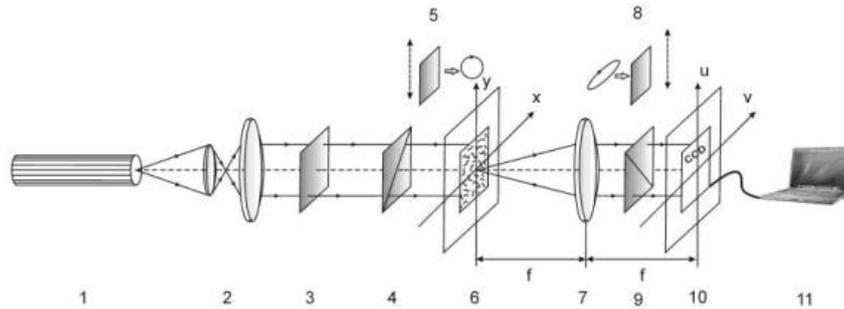


Рисунок 1.5 – Схема стокс-мюллер- поляриметра з прямим перетворенням Фур'є

Встановлено також в [20], що при статистичному обробленні мап азимутів та еліптичностей Фур'є-спектрів зображень досліджуваних зрізів БТ було знайдено залежність їх статистичних моментів від параметрів оптичної анізотропії самих зразків БТ. Це може слугувати ознакою для подальшого діагностування захворювань.

В роботі [21] встановлено, що просторовий розподіл частот, отриманий за допомогою ШПФ, висвітлює приховану інформацію про регулярні періодичні компоненти (тобто колаген) здорової тканини шийки матки.

Аналіз просторової частоти зображень матриці Мюллера у області Фур'є дає кількісні параметри анізотропії в стромальній області в нормальних і передракових зрізах тканин шийки матки людини [21]. Просторові частоти елементів ММЗ розкривають достовірну інформацію про мікроскопічну структурну організацію, що виникає внаслідок різних орієнтацій колагенових волокон у сполучній тканині та їх рандомізації з прогресуванням захворювання. Зокрема, локальне порушення, що виникає в нормальній періодичній і регулярній структурі колагену під час розвитку раку шийки матки, знаходить характерне проявлення в спектрі Фур'є вибраних елементів матриці Мюллера, що кодують ефекти анізотропії через затримку і двопронезаломлення. На відміну від цього, спектри Фур'є диференціальних зображень з поляризаційним елементом обмежуються лише одним напрямком колагену.

Фур'є-спектри елементів першого рядка M_{11} , M_{12} , M_{13} , M_{14} та елементів першого стовпчика M_{11} , M_{21} , M_{31} , M_{41} розрізняють шийну міжклітинну неоплазію (CIN)-I від зразків нормальної тканини шийки матки з чутливістю та точністю 95%–100%.

ШПФ-спектри елементів першого та четвертого ряду класифікують ступені CIN-I та CIN-II ракових тканин шийки матки з чутливістю 90%–100% та точністю 87%–100%. Зразки нормального та CIN-II ступеня успішно розрізняються за допомогою спектрів Фур'є кожного елемента ММ, тоді як елемент M_{31} виступає ключовим класифікатором серед нормального, CIN-I та CIN-II ступенів раку шийки матки з чутливістю та точністю 100%.

Ці результати демонструють перспективність просторового частотного аналізу зображень матриці Мюллера як нового підходу до виявлення раку та передракових станів [21].

В роботі [22] показано, що здорові зразки та зразки ступеня раку CIN-II були розрізнені за просторовими частотами кожного елемента ММЗ в схемі поляриметра, наведеній на рисунку 1.6.

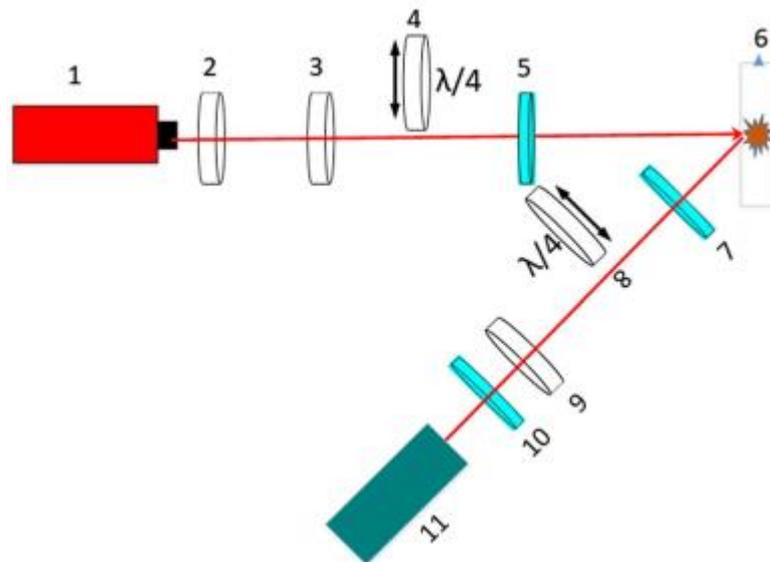


Рисунок 1.6 – Схема Мюллер-поляриметра на основі відбиття поляризованого світла від зразка БТ [22]

Елементи схеми на рисунку 1.6 є традиційними. Приклад реалізації схеми колькоскопа для огляду стану БТ шийки матки на основі структурної схеми мюллер-поляриметра, наведеного на рисунку 1.6, показано на рисунку 1.7 та описано в роботі [22].



Рисунок 1.7 –Схема колькоскопа на основі мюллер-поляриметра з фур'є аналізом [22]: 1 – мюллер-поляриметр; 2 – бінокулярна система для візуалізації; 3 – світловод; 4 – двокамерна система

Тканини з ступенем раку CIN-I та CIN-II також були диференційовані за допомогою спектрів Фур'є, що показано на рисунку 1.8. Фур'є-аналіз показав збільшення високочастотних компонентів зі збільшенням ступеню неоплазії шийки матки. Ці відмінності в просторових частотних профілях різних тканин шийки матки можуть служити корисною змінною для раннього виявлення раку.

Характеристика тканини шийки матки за допомогою оптичної поляриметрії має свої обмеження, як і будь-який інший метод візуалізації. Зокрема, візуалізація ММ in vivo створює інструментальні труднощі, оскільки

поляриметр повинен бути компактним і портативним, фіксувати точні зображення *in vivo* та мати можливість швидко отримувати всі 16 ММЗ. Оптичні поляриметричні зображення шийки матки відображають кумулятивні ефекти поляризації на глибині сканування 3–4 мм.

Основним недоліком розглянутого методу Фур'є аналізу ММЗ в колькоскопі є інструментальна залежність вимірюних ММЗ від азимуту опромінюючого пучка та відсутність автоматизованих рішень.

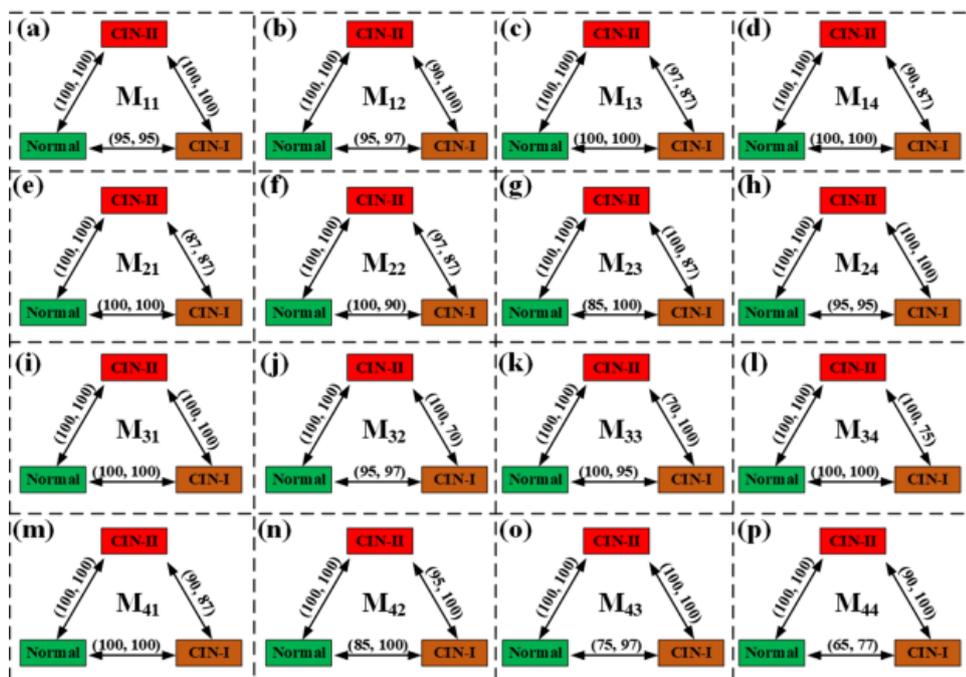


Рисунок 1.8 – Класифікаційна ефективність Фур'є-аналізу елементів матриць Мюллера для різних патологічних станів БТ [23]

1.3 Ідея азимутальної інваріантності зображень БТ для систем поляриметричної діагностики

В роботах [23], [24] описано метод визначення азимутально незалежних азимутів та еліптичностей поляризації зображення БТ від опромінюючого пучка, реалізований в системі лазерної поляриметрії на рисунку 1.4.

Основний результат по досягненню відсутності залежності азимутів та еліптичностей поляризації від кута падаючого променя на БТ досягнуто шляхом обрання циркулярно поляризованого випромінювання в якості зондуючого випромінювання.

В роботі [25] за прямим методом азимутально інваріантного картографування розподілів поляризаційних параметрів БШ (азимутів та еліптичностей) отримано зростання достовірності оцінювання стану міокарда. А саме на на 7,2% та на 4,8% зросла ефективність застосування діагностики міокарда на основі азимутально незалежних вимірювань відповідно азимутів БШ та еліптичностей БШ.

В інших роботах [12], [26], [27] було розглянуто ефективність азимутальної незалежності окремих ММЗ досліджуваних шарів для покращення достовірності діагностики. Відомо, що при виміряних 16 розподілах елементів ММЗ для 12 розподілів будуть спостерігатись вагомні зміни при обертанні зразка тканини відносно осі, за якою розповсюджуються поляризаційний лазерний пучок зондування.

Такі мюллер-матричні елементи як $M_{11}(i, j), M_{14}(i, j), M_{41}(i, j), M_{44}(i, j)$ в формулі (1.9) мають властивість інваріантності до кута повороту положення об'єкта відносно зондувального променя.

Крім них, подібну властивість мають сума $S_{22,33}$ та різниця $D_{23,32}$ інших елементів ММЗ, що записані як

$$\begin{aligned} S_{22,33} &= M_{22} + M_{33}, \\ D_{23,32} &= M_{23} - M_{32}. \end{aligned} \quad (1.13)$$

В системі з вимірюванням азимутально інваріантних ММЗ та сум і різниць (1.13) було проведено експеримент по виявленню онкологічного стану шийки матки. При цьому отримано високі рівні достовірності, що перевищували 95%, в тому числі й за рахунок азимутальної інваріантності вимірювань.

1.4 Відомі методи інтелектуалізації в поляриметричних системах

Застосування методів об'єктивного аналізу вимірних даних є однією із вагомих складових по підвищенню достовірності діагностики БТ на основі поляризаційних методів вимірювань.

В роботах групи вчених Чернівецького національного університету було започатковано проведення статистичного та кореляційного аналізу розподілів мап $\alpha(i, j)$, $\beta(i, j)$, $M_{pk}(i, j)$ досліджуваних зразків БТ з метою виявлення ознак подільшої діагностики [5]–[9]. Так, в роботі [8] було виміряно мапи азимутів та еліптичностей зображення, утвореного при поляриметрії зрізу БШ прямої кишки, з оцінюванням ознак на предмет наявності чи відсутності онкологічних змін. Ознаки було отримано при обчисленні статистичних моментів 1-го – 4-го порядків розподілів фур'є-спектрів лазерних зображень зразків, а їх також автокореляційних функцій (рисунок 1.9).

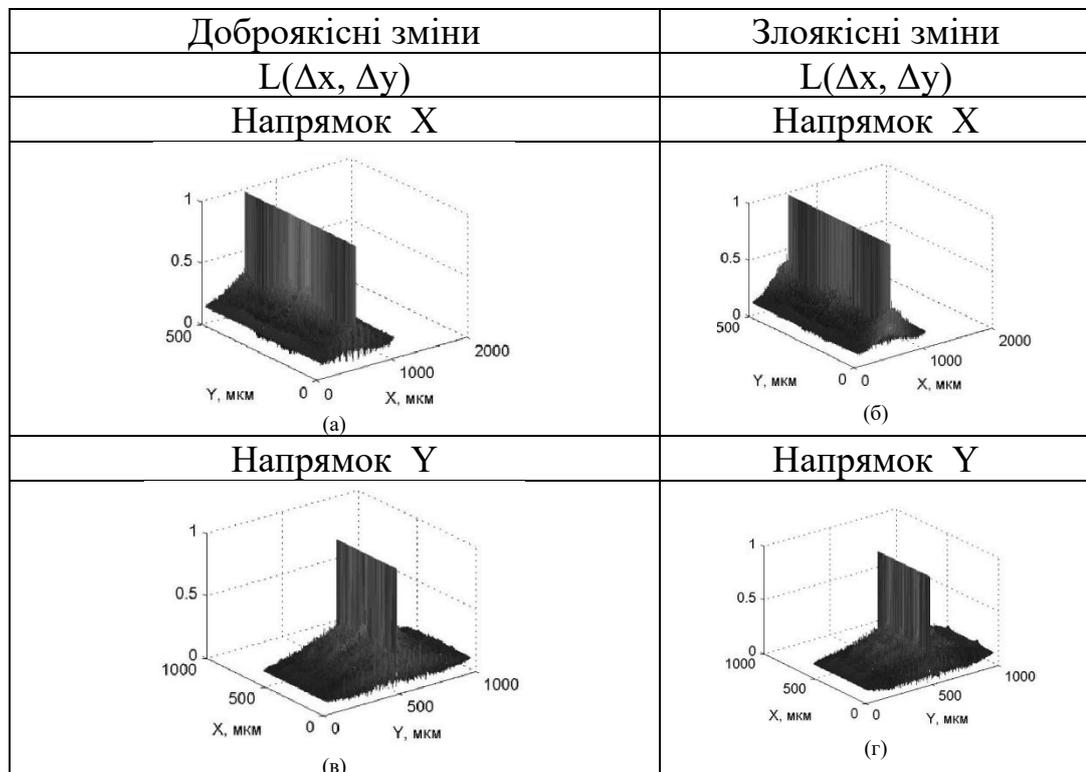


Рисунок 1.9 – Приклад автокореляційних функцій фур'є-спектрів лазерного поля БШ прямої кишки: (а) доброякісні зміни; (б) злоякісні зміни [8]

Застосування статистичного аналізу до фур'є спектрів зображень з розмірністю (256×256 pixels) елементів матриці Мюллера для стану норма (а) та станів онкопатологій типу CIN-I (б) та CIN-II (в) зразків тканин цервікального каналу зображено на рисунку 1.10 [21].

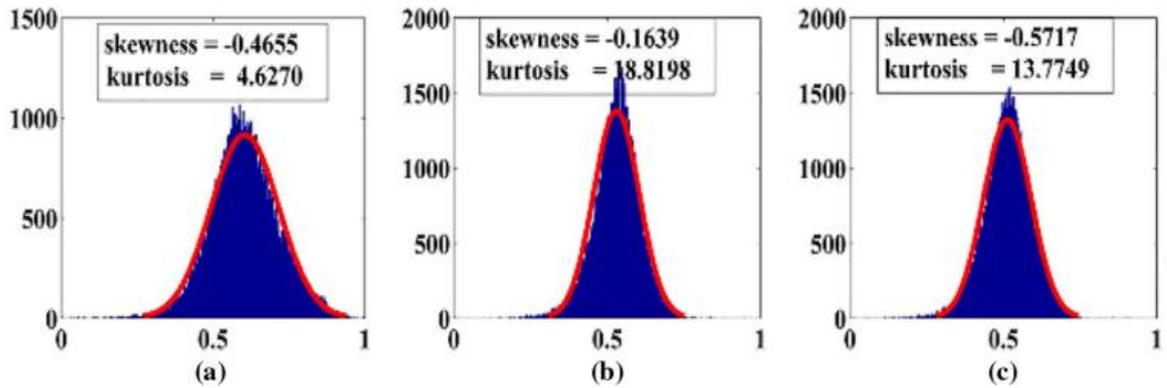


Рисунок 1.10 – Гістограма розподілу та параметри асиметрії та ексцесу для фур'є спектрів ММЗ БШ цервікального каналу в різних функціональних станах: (а) норма, (в) CIN-I, (с) CIN-II

Крім отримання числових значень векторів, які характеризують статистичний та кореляційний розподіл вимірних параметрів поляризації та анізотропії БШ, в роботах [10], [28] розглянуто доцільність застосування методів машинного навчання для прогнозування захворювань, наприклад, колоректального раку.

Для візуалізації зразків, отриманих у пацієнтів з колоректальним раком III стадії після хірургічної резекції, було використано просту установку мюллер-матричного мікроскопа. Різні потенційні біомаркери були отримані з елементів ММ за допомогою операцій декомпозиції та трансформації в розкладанні Лу-Чіпмена (рисунок 1.11).

Вони були використані як ознаки різними контрольованими моделями машинного навчання для розрізнення зразків від пацієнтів, у яких локально виник рецидив через 5 років, від тих, у яких його не було.

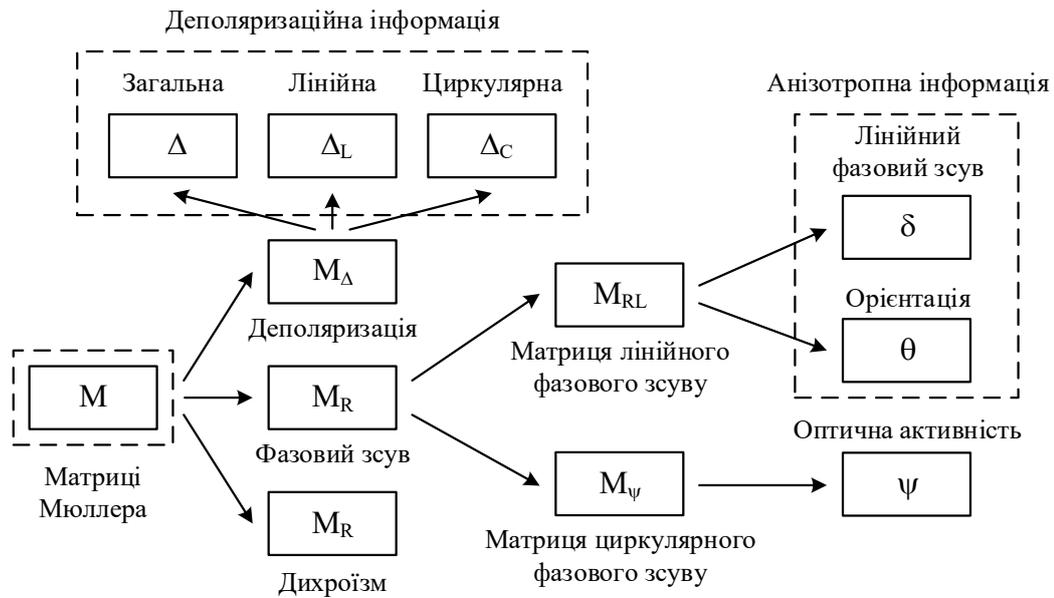


Рисунок 1.11 – Розкладання матриці Мюллера на складові за Лу і Чіпменом

Авторами в статті [10] розглянуто застосування методів машинного навчання, таких як : Random forest (рандомні ліси), XGBoost, SVM (метод опорних векторів), LDA, Logistic regression (логістична регресія). Дані методи призначені до роботи на основі ознак, а не зображень, тому для кожного з ММЗ було пораховано середнє значення.

Використовуючи п'ять найпрогностичніших поляриметричних біомаркерів, відсортованих за їхньою важливістю відповідних ознак, найефективніша модель машинного навчання XGBoost досягла точності діагностики на рівні пацієнта 86%. Після подальшої стратифікації пулу пацієнтів, точність 96% була досягнута в підкогорті пухлини III стадії.

Основним недоліком застосування моделей машинного навчання для діагностики за поляризаційними параметрами досліджуваного БШ є її велика чутливість до викидів.

Приклад іншого застосування методів прийняття рішення, які відносяться до інтелектуалізованих, продемонстровано в роботах вчених Вінницького національного технічного університету [11], [25], [27]. Серед розглянутих методів важливе місце займають методи нечіткої логіки.

До основних переваг нечіткої логіки можна віднести те, що при наявності неправильних окремих даних (викидів) буде менший вплив на достовірність рішення, ніж при інших методах прийняття рішень. Також важливо те, що можна використати безпосередній досвід експертів, не здійснюючи їх додаткове навчання.

Так, в роботі [25] було отримано підвищення достовірності діагностики ішемії міокарда з використанням методів азимутально незалежного вимірювання азимутів та еліптичності поляризаційного поля та нечіткого прийняття рішення. В роботі [27] інтелектуальний аналіз вимірних мюллер-матричних інваріант типу (1.13) із прийняттям рішення на основі нечітких моделей дозволив отримати підвищення достовірності діагностики онкопатологій шийки матки на рівні 96%.

1.5 Порівняльний аналіз відомих лазерних Фур'є-поляриметрів з азимутальною інваріантністю

Найближчим аналогом до системи лазерної поляриметрії з Фур'є-аналізом є система стокс-мюллер-поляриметра, наведена на рисунку 1.5 і описана в роботах [8], [9].

В ній в комп'ютері виконується просторово-частотна фільтрація, за допомогою якої було отримано «високочастотну» та «низькочастотну» складові азимутів та еліптичностей поляризації дослідного БШ та мюллер-матричного картографування, отримані при виконанні умов азимутально незалежного картографування. Також проведено статистичний аналіз отриманих розподілів відповідних різночастотних складових (таблиця 1.1).

Аналіз таблиці 1.1 показав максимальні значення достовірностей діагностики БШ, які можна досягти при виконанні низькочастотної та високочастотної фільтрації в результаті фур'є-перетворення азимутально-інваріантних мап $\alpha(x, y)$ та фазового ММЗ типу $M_{44}(x, y)$. Вони сягають від 72% до 86% і потребують покращення.

Таблиця 1.1 – Порівняльні характеристики методів високочастотної та низькочастотної фільтрації азимутально інваріантних мап поляризації та ММЗ зразку БШ міокарду

Назва системи	Метод картографування параметрів	Метод аналізу	Метод автоматизованої класифікації	Достовірність діагностики БШ
Система азимутально-інваріантної лазерної поляриметрії з Фур'є-аналізом [8], [9]	Метод картографування азимутально інваріантних азимутів поляризації	Статистичний аналіз високо-частотних складових азимутів	Відсутній	Диференціація асфіксії та інфаркту, оцінка достовірності 82,0 %
Система азимутально-інваріантної лазерної поляриметрії з Фур'є-аналізом [8], [9]	Метод картографування азимутально інваріантних азимутів поляризації	Статистичний аналіз низько-частотних складових азимутів	Відсутній	Диференціація асфіксії та інфаркту, оцінка достовірності 72,0 %
Система азимутально-інваріантного Мюллер-матричного картографування з Фур'є-аналізом [8], [9]	Метод картографування азимутально інваріантного фазового ММЗ	Статистичний аналіз високо-частотних складових азимутів	Відсутній	Диференціація асфіксії та інфаркту, оцінка достовірності 77%
Система азимутально-інваріантного Мюллер-матричного картографування з Фур'є-аналізом [8], [9]	Метод картографування азимутально інваріантного фазового ММЗ	Статистичний аналіз низько-частотних складових азимутів	Відсутній	Диференціація асфіксії та інфаркту, оцінка достовірності 86%

1.6 Висновки за розділом 1

В результаті аналізу методів та систем поляризаційно інваріантної поляриметрії встановлено доцільність проведення фур'є-аналізу для підвищення інформативності та точності діагностики БТ, результатом якого є отримання мап «високочастотних» та «низькочастотних» складових.

Розглянуто можливості інтелектуального аналізу поляризаційних та мюллер-матричних мап БТ, сформовано задачу його застосування до фур'є - перетворених «високочастотних» та «низькочастотних» складових.

2 МЕТОД ТА АРХІТЕКТУРА ФУР'Є-ПОЛЯРИМЕТРА НА ОСНОВІ АНАЛІЗУ РІЗНОЧАСТОТНИХ СКЛАДОВИХ АЗИМУТАЛЬНИХ ПОЛЯРИЗАЦІЙНИХ ТА МЮЛЛЕР-МАТРИЧНИХ ІНВАРІАНТІВ БІОЛОГІЧНИХ ТКАНИН

2.1 Математична модель просторово-частотної фільтрації мікроскопічних поляризаційних параметрів зображень біологічних зрізів

Спочатку необхідно описати підходи, які покладено в основу створення моделі процесу формування поляризаційних зображень з різними ступенями неоднорідності та їх спектри Фур'є, використовуючи різні механізми взаємодії полікристалічних мереж біологічних шарів (БШ), що мають лінійне та циркулярне двопронезаломлення, із поляризованим зондувальним випромінюванням (рисунок 2.1).

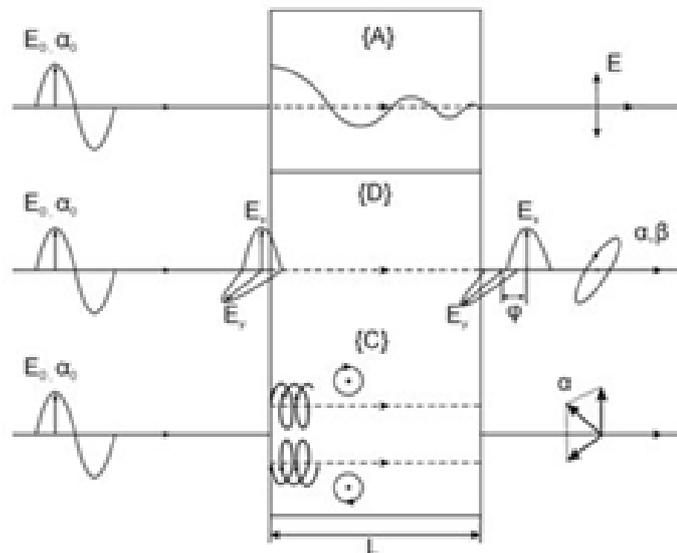


Рисунок 2.1 – Модельні уявлення процесу формування поляризованого зображення БШ після трансформації зондуючого поляризованого пучка середовищем БШ з різним типом двопронезаломлення

На рисунку 2.1 використано такі позначення : $E_0; \alpha_0$ – значення амплітуди та азимуту поляризації лазерного пучка для зондування об'єкта; E_x, E_y – значення ортогональних складових амплітуди по осях ОХ та ОУ; $\alpha; \beta; \varphi$ – значення параметрів азимуту, еліптичності, фази трансформованого пучка; $\{A\}; \{D\}; \{C\}$ – матриці Джонса БШ відповідно з такими типами двопронезаломлюючої складової як ізотропна, лінійна та циркулярна.

В подальшому при взаємодії поляризованого лазерного пучка з шаром БТ буде здійснюватись його модуляція за амплітудою та фазою, як показано на рисунку 2.1. Позначимо таким чином параметри полікристалічної мережі БШ при лінійному двопронезаломленні: γ – орієнтація оптичної осі кристалу; ϕ – фазовий зсув (рисунок 2.1). При циркулярному двопронезаломленні позначимо поворот площини поляризації як θ .

Тоді вектор Джонса для опису параметрів лазерного пучка можна представити як
$$\begin{pmatrix} E_x(\gamma, \phi, \theta) \\ E_y(\gamma, \phi, \theta) \end{pmatrix}.$$

Було визначено аналітичний зв'язок між амплітудно-фазовими та поляризаційними параметрами об'єктного пучка [7, 29]

$$\alpha(\gamma, \phi, \theta) = 0.5 \arctg \left(\frac{E_x(\gamma, \phi, \theta) E_y^*(\gamma, \phi, \theta) - E_y(\gamma, \phi, \theta) E_x^*(\gamma, \phi, \theta)}{E_x(\gamma, \phi, \theta) E_x^*(\gamma, \phi, \theta) - E_y(\gamma, \phi, \theta) E_y^*(\gamma, \phi, \theta)} \right) \quad (2.1)$$

$$\beta(\gamma, \phi, \theta) = 0.5 \arcsin \left(\frac{i(E_y(\gamma, \phi, \theta) E_x^*(\gamma, \phi, \theta) - E_x(\gamma, \phi, \theta) E_y^*(\gamma, \phi, \theta))}{E_x(\gamma, \phi, \theta) E_x^*(\gamma, \phi, \theta) + E_y(\gamma, \phi, \theta) E_y^*(\gamma, \phi, \theta)} \right) \quad (2.2)$$

де параметри E_x^*, E_y^* – комплексно спряжені, $i = \sqrt{-1}$.

Для того, щоб виділити розподіли азимутів α та еліптичностей β об'єктного пучка необхідно застосувати просторово-частотну фільтрацію. Тоді для БШ, що має більше властивостей лінійного двопронезаломлення, буде потрібно виділяти низькочастотну складову із зображення об'єктного

поля БШ. А для БШ, що має більше властивостей циркулярного двопронезаломлення, буде потрібно виділяти високочастотну складову із зображення об'єктного поля БШ.

Це відповідно можна зробити апаратними засобами. При внесенні в схему поляриметра фільтруючої $R(\Delta\nu, \Delta\mu)$ чи він'єтуючої діафрагми $R_{-1}(\Delta\nu, \Delta\mu)$, яку потрібно розмістити в центральній частині площини Фур'є, буде можливо відфільтрувати необхідну просторово-частотну область Фур'є спектру.

В першому випадку це буде спектр $\hat{U}(\gamma, \phi, \nu, \mu)$, сформований впливом лінійного типу двопронезаломлення структури досліджуваного БШ, а в другому – спектр $\dot{U}(\gamma, \phi, \nu, \mu)$ сформований переважно за рахунок впливу циркулярного двопронезаломлення.

Вони визначаються за такими виразами:

$$\begin{cases} \hat{U}(\gamma, \phi, \nu, \mu) = R(\Delta\nu, \Delta\mu)U(\nu, \mu) \\ \dot{U}(\theta, \nu, \mu) = R^{-1}(\Delta\nu, \Delta\mu)U(\nu, \mu) \end{cases} \quad (2.3)$$

де $U_x(\nu, \mu), U_y(\nu, \mu)$ – проекції розподілів амплітуд $E_x(\gamma, \phi, \theta)$ та відповідно $E_y(\gamma, \phi, \theta)$, просторові частоти яких визначають як $\nu = \frac{x}{\lambda f}; \mu = \frac{y}{\lambda f}$.

У випадку реконструкції значень параметрів

$$\begin{cases} \hat{E}_x(\gamma, \phi, x, y) \\ \hat{E}_y(\gamma, \phi, x, y) \end{cases} \quad i \quad \begin{cases} \dot{E}_x(\theta, x, y) \\ \dot{E}_y(\theta, x, y) \end{cases} \quad \text{необхідно застосувати зворотне перетворення}$$

Фур'є за співвідношеннями (2.4):

$$\begin{cases} \hat{E}_x(\gamma, \phi, x, y) = \frac{1}{i\lambda f} \int_{-\infty}^{\infty} R(\Delta\nu, \Delta\mu) \hat{U}_x(\nu, \mu) \exp[i2\pi(x\Delta\nu + y\Delta\mu)] d\nu d\mu \\ \hat{E}_y(\gamma, \phi, x, y) = \frac{1}{i\lambda f} \int_{-\infty}^{\infty} R(\Delta\nu, \Delta\mu) \hat{U}_y(\nu, \mu) \exp[i2\pi(x\Delta\nu + y\Delta\mu)] d\nu d\mu \\ \dot{E}_x(\theta, x, y) = \frac{1}{i\lambda f} \int_{-\infty}^{\infty} R^{-1}(\Delta\nu, \Delta\mu) \hat{U}_x(\nu, \mu) \exp[i2\pi(x\Delta\nu + y\Delta\mu)] d\nu d\mu \\ \dot{E}_y(\theta, x, y) = \frac{1}{i\lambda f} \int_{-\infty}^{\infty} R^{-1}(\Delta\nu, \Delta\mu) \hat{U}_y(\nu, \mu) \exp[i2\pi(x\Delta\nu + y\Delta\mu)] d\nu d\mu \end{cases} \quad (2.4)$$

Тоді обчислити елементи вектора Стокса $S_{1-4}(\nu)$ в поточній точці фур'є-образа мікроскопічного зображення досліджуваного БШ можна за формулами:

$$\begin{aligned} S_1(\nu) &= U_x U_x^* + U_y U_y^*; \\ S_2(\nu) &= U_x U_x^* - U_y U_y^*; \\ S_3(\nu) &= U_x U_y^* - U_y U_x^*; \\ S_4(\nu) &= i(U_y U_x^* - U_x U_y^*). \end{aligned} \quad (2.5)$$

де ортогональні складові обчислюють за співвідношеннями [8],[9]:

$$\begin{aligned} U_x(m^*) &= \frac{A}{i\lambda f} \int_{-\infty}^{+\infty} E_x(m) \exp\left[-i \frac{2\pi}{\lambda f} mm^*\right] dm = \frac{A}{i\lambda f} \int_{-\infty}^{+\infty} E_x(m) \exp[-i2\pi m \nu_m] dm, \\ U_x(n^*) &= \frac{A}{i\lambda f} \int_{-\infty}^{+\infty} E_x(m) \exp\left[-i \frac{2\pi}{\lambda f} nn^*\right] dn = \frac{A}{i\lambda f} \int_{-\infty}^{+\infty} E_x(m) \exp[-i2\pi m \nu_n] dn, \\ U_y(m^*) &= \frac{A}{i\lambda f} \int_{-\infty}^{+\infty} E_y(m) \exp\left[-i \frac{2\pi}{\lambda f} mm^*\right] dm = \frac{A}{i\lambda f} \int_{-\infty}^{+\infty} E_y(m) \exp[-i2\pi m \nu_m] dm, \\ U_y(n^*) &= \frac{A}{i\lambda f} \int_{-\infty}^{+\infty} E_y(n) \exp\left[-i \frac{2\pi}{\lambda f} nn^*\right] dn = \frac{A}{i\lambda f} \int_{-\infty}^{+\infty} E_y(n) \exp[-i2\pi n \nu_n] dn \end{aligned} \quad (2.6)$$

Різномодотні складові двовимірних розподілів азимутів поляризації в кожній поточній точці зображення БШ обчислюють за формулами [9]:

$$\hat{\alpha}^* = 0.5 \arctg\left(\frac{S_3}{S_2}\right) = 0.5 \arctg\left(\frac{\hat{E}_x \hat{E}_y^* - \hat{E}_y \hat{E}_x^*}{\hat{E}_x \hat{E}_x^* - \hat{E}_y \hat{E}_y^*}\right) \quad (2.7)$$

$$\dot{\alpha}^* = 0.5 \arctg\left(\frac{S_3}{S_2}\right) = 0.5 \arctg\left(\frac{\dot{E}_x \dot{E}_y^* - \dot{E}_y \dot{E}_x^*}{\dot{E}_x \dot{E}_x^* - \dot{E}_y \dot{E}_y^*}\right) \quad (2.8)$$

Різномодотні складові двовимірних розподілів еліптичностей поляризації в кожній поточній точці зображення БШ обчислюють за формулами [9]:

$$\hat{\beta}^* = 0.5 \arcsin(S_4) = 0.5 \arcsin(\hat{E}_y \hat{E}_x^* - \hat{E}_x \hat{E}_y^*) \quad (2.9)$$

$$\dot{\beta}^* = 0.5 \arcsin(S_4) = 0.5 \arcsin i(\dot{E}_y \dot{E}_x^* - \dot{E}_x \dot{E}_y^*) \quad (2.10)$$

В результаті проведення комп'ютерного моделювання в роботі [8] було підтверджено визначені за формулами (2.7), (2.8) взаємозв'язки між параметрами складових проекцій амплітуди об'єктного пучка та розподілами відповідних азимутів, а також вплив орієнтаційно-фазових параметрів БШ на ці розподіли. На рис. 2.2 зображено вигляд отриманих мап азимутів поляризаційних зображень для різної геометричної природи полікристалічних мереж БР, які змодельовано циліндричними та сферичними формами, у фур'є-площині. Було встановлено, що статистичні характеристики розподілів станів поляризації розсіяного лазерного випромінювання у фур'є-площині залежать від оптико-геометричних параметрів моделей впорядкованих циліндрів і куль.

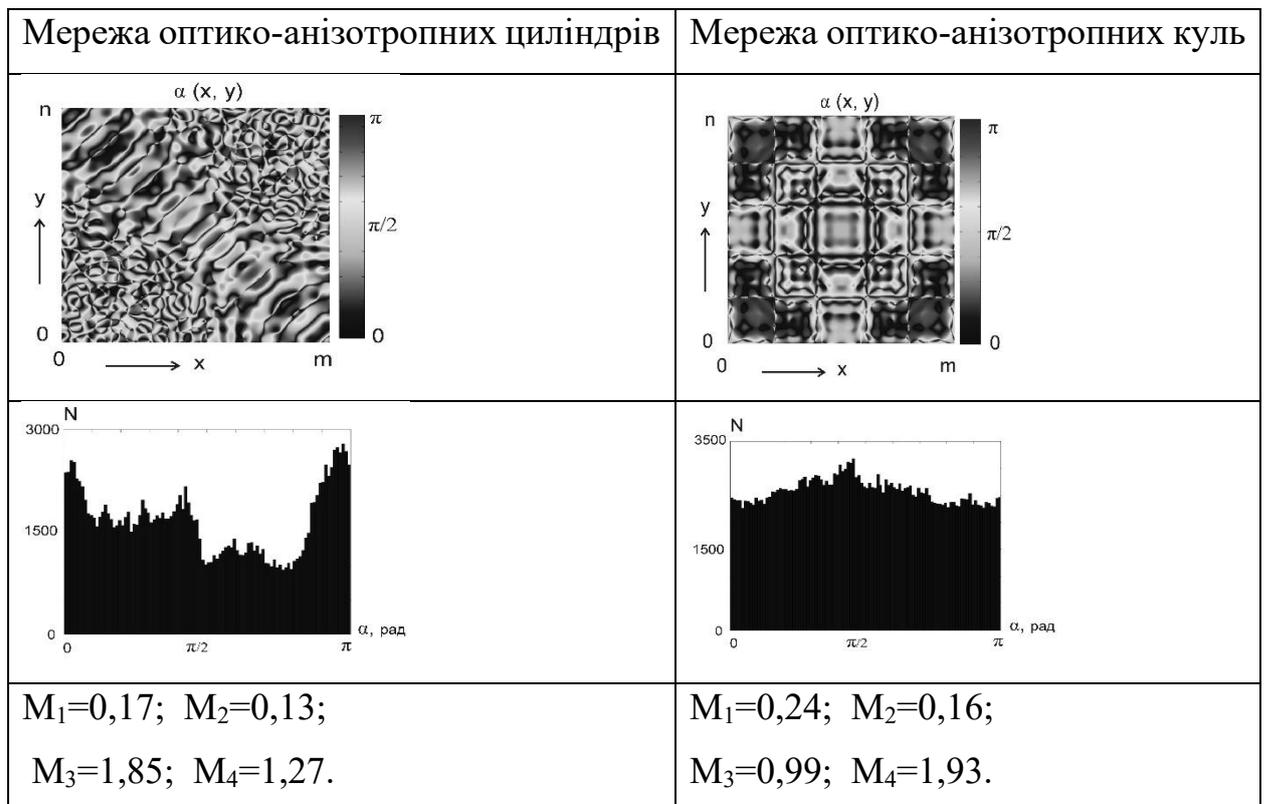


Рисунок 2.2 – Результати моделювання азимутів БШ, поданих різними геометричними формами полікристалічних мереж у фур'є-площині

Використовуючи комп'ютерне моделювання, в роботі [8] проаналізовано ефективність просторово-частотної фільтрації поляризаційних мап азимутів полікристалічних структур, сформованих упорядкованими оптико-анізотропними циліндрами. Для цього застосовано просторово-частотний фільтр, розміщений у фур'є-площині.

На рисунку 2.3 наведено приклади відповідних координатних ((а), (б), (в)) та імовірнісних ((г), (д)) розподілів, які підтверджують основні можливості по ефективній диференціації різночастотних складових мапи азимутів при різних механізмах формування показника двопронезаломлення [8].

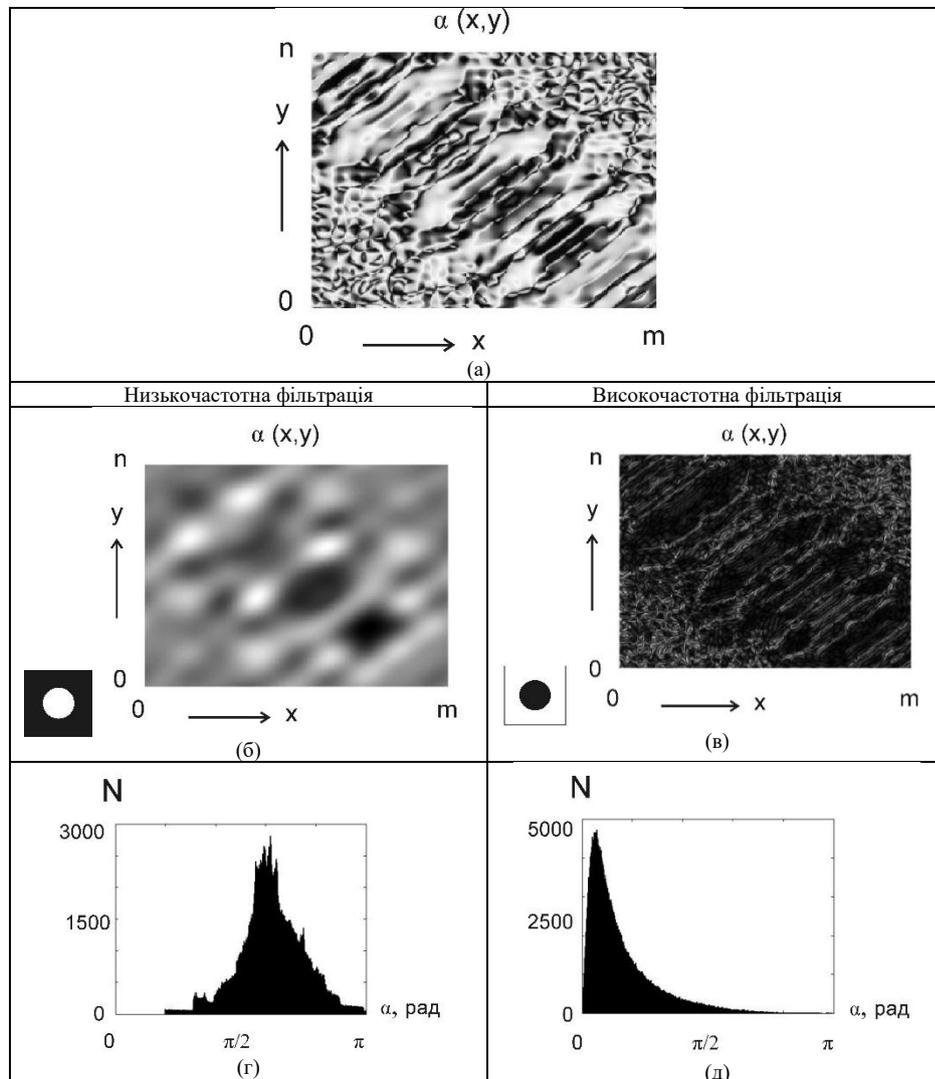


Рисунок 2.3 – Результати комп'ютерного моделювання просторово-частотної фільтрації поляризаційної мапи азимутів

В даній магістерській кваліфікаційній роботі не проводилось комп'ютерне моделювання, а були використані отримані вищенаведені результати, описані в роботах [7], [8] для подальшого розвитку методу фур'є-аналізу поляризаційних мап.

На основі статистичного аналізу розподілів елементів мапи азимутів було знайдено ознаки, за якими можна диференціювати різночастотні мапи $\alpha(x, y)$ зображень об'єктного поля БШ. Це – асиметрія та ексцес для крупномасштабної складової $\alpha(x, y)$, що відрізнялась в 2-3,5 рази, та дисперсія, асиметрія та ексцес, що відрізнялись в 1,5-4 рази для дрібномасштабної мапи.

Отже, є підстави очікувати подібні тенденції при експериментальному дослідженні БТ за допомогою методів фур'є-аналізу, застосованих до поляризаційних зображень БШ.

2.2 Структурно-логічна схема та блок-схеми просторово-частотної фільтрації азимутів поляризації об'єктного зображення БШ та його мюллер-матричних зображень при умовах азимутальної інваріантності

Для реалізації методики проведення фур'є поляризаційного аналізу у вигляді отримання різночастотних складових вимірних параметрів об'єктного поля та ММЗ БШ наведемо схему поляризаційного фур'є-поляриметра, наведену на рисунку 2.4.

В схемі використано лазер 1, що є напівпровідникового типу. З його виходу випромінювання через коліматор 2 поступає на формувач 3 стану поляризації опромінювального пучка, види поляризації показано умовно в блоці 11. В блоці 4 розташовується зразок БШ. Пропущене через нього поляризоване випромінювання розсіюється і модифікується. Після цього проходить через блоки оптичні блоки 5 і 7, що є мікрооб'єктивними, та блоки 6 чи 12, які є фільтрами відповідно низьких та високих частот.

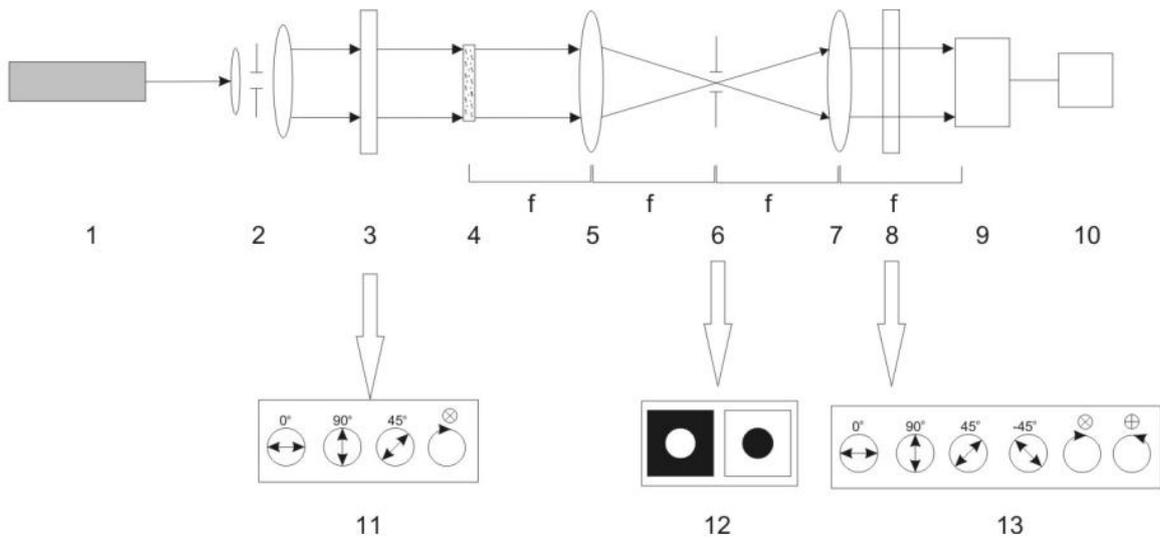


Рисунок 2.4 – Схема структурна фур'є-поляриметра

В схему входить блок 8 поляризаційного аналізу, який аналізує типи поляризації, вказані умовно в блоці 13. З виходу блоку поляризаційного аналізу оптичні поляризаційні модифіковані сигнали реєструє камера 9 у вигляді зображень та передає до комп'ютера 10.

Тоді відповідна схема структурно-логічна фур'є поляриметрії для визначення різночастотних мап азимутів та еліптичностей поляризації та ММЗ БШ має вигляд, зображений на рисунку 2.5.

Для врахування умов азимутальної інваріантності необхідно в блоці 11 обирати необхідні типи поляризації пучка, яким буде опромінюватись зразок.

Як відомо з розділу 1, для того щоб виміряти азимутально незалежні азимути та еліптичності зображення БШ, необхідно задати тип поляризації опромінюючого пучка «циркулярний», позначений в блоці 11 позначкою \otimes .

Розглянемо спосіб вимірювання азимутально незалежних азимутів та еліптичностей зображення БШ на основі вимірюваних елементів вектора Стокса., які проводились над різночастотними складовими $\alpha(x, y); \beta(x, y)$. Його блок-схема наведена на рисунку 2.6.

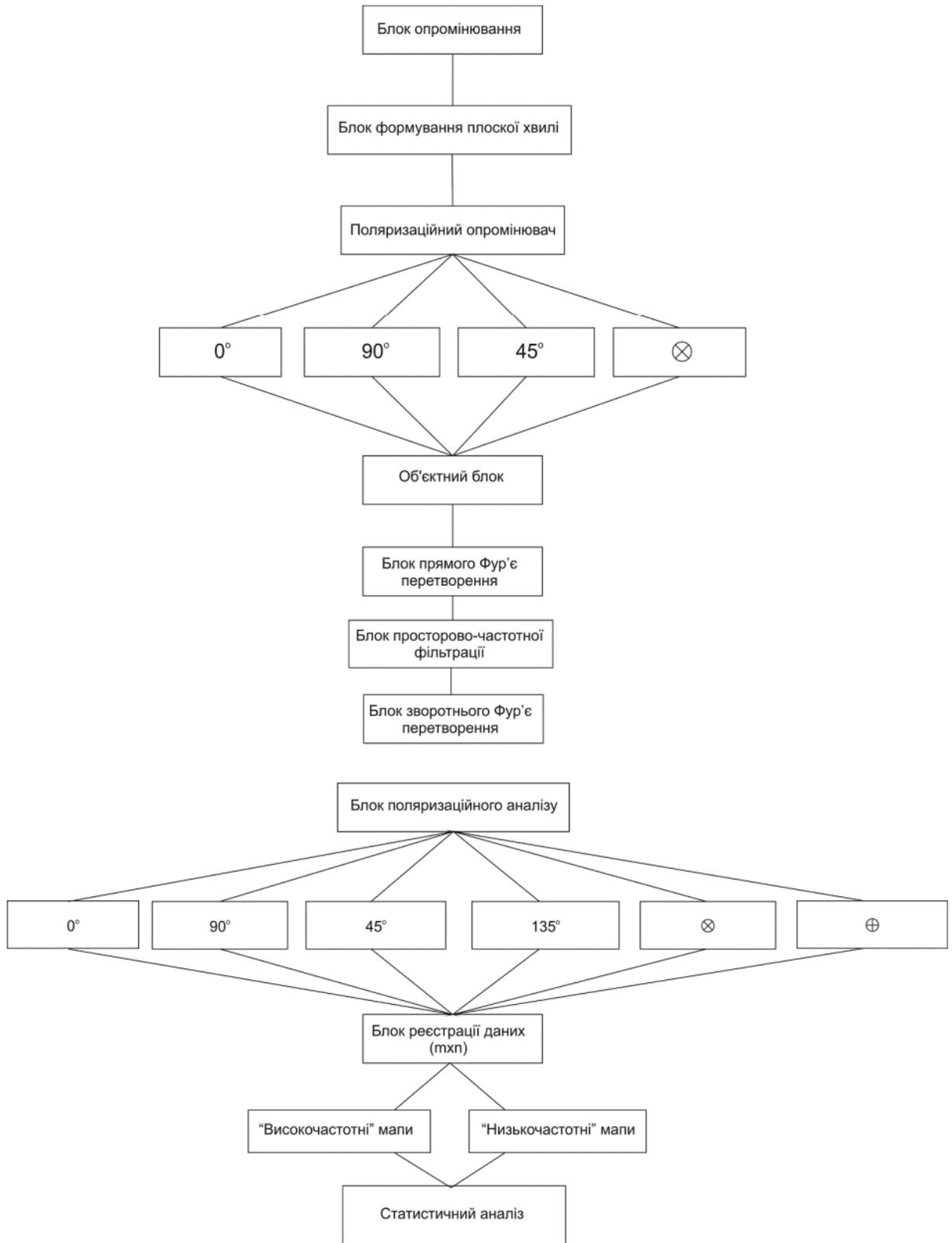


Рисунок 2.5 – Схема структурно-логічна Фур'є-аналізу поляризаційних параметрів зображень БШ

В блок-схемі на рисунку 2.6 виконують такі основні дії.

1. Встановлення формувача стану поляризації в стан «циркулярна поляризація лазерного опромінюючого променя» (\otimes) та опромінення ним зразка БШ.
2. Проходження випромінювання через дослідний зразок та його розсіювання часткове.
3. Виконання прямого перетворення Фур'є над розсіяним поляризованим випромінюванням, перетвореним дослідним зразком БШ.
4. Виділення високочастотної складової перетвореного поляризованого випромінювання за допомогою частотної фільтрації та її зворотне фур'є-перетворення.
5. Виділення низькочастотної складової перетвореного поляризованого випромінювання за допомогою частотної фільтрації та її зворотне фур'є-перетворення.
6. Почергове проведення поляризаційного аналізу виділених різночастотних складових із отриманням шести $I(0), I(90), I(45), I(135), I(\otimes), I(\times)$ складових інтенсивностей для формування елементів вектора Стокса.
7. Обчислення розподілів «високочастотних» та «низькочастотних» розподілів елементів $\alpha(X, Y), \beta(X, Y)$ за формулами (2.7), (2.10).

Для вимірювання азимутально інваріантних ММЗ $M_{11}(i, j), M_{14}(i, j), M_{41}(i, j), M_{44}(i, j)$ необхідно підібрати свої типи опромінюючих поляризацій в блоці 11.

В даній роботі будемо здійснювати експериментальне вимірювання лише фазового елемента $M_{44}(i, j)$ матриці Мюллера біологічного шару у відповідності до блок-схеми алгоритму, наведеної на рисунку 2.7

В блок-схемі реалізовано спосіб вимірювання азимутально незалежних різночастотних складових фазового елемента матриці Мюллера БШ з наведеною нижче послідовністю дій.

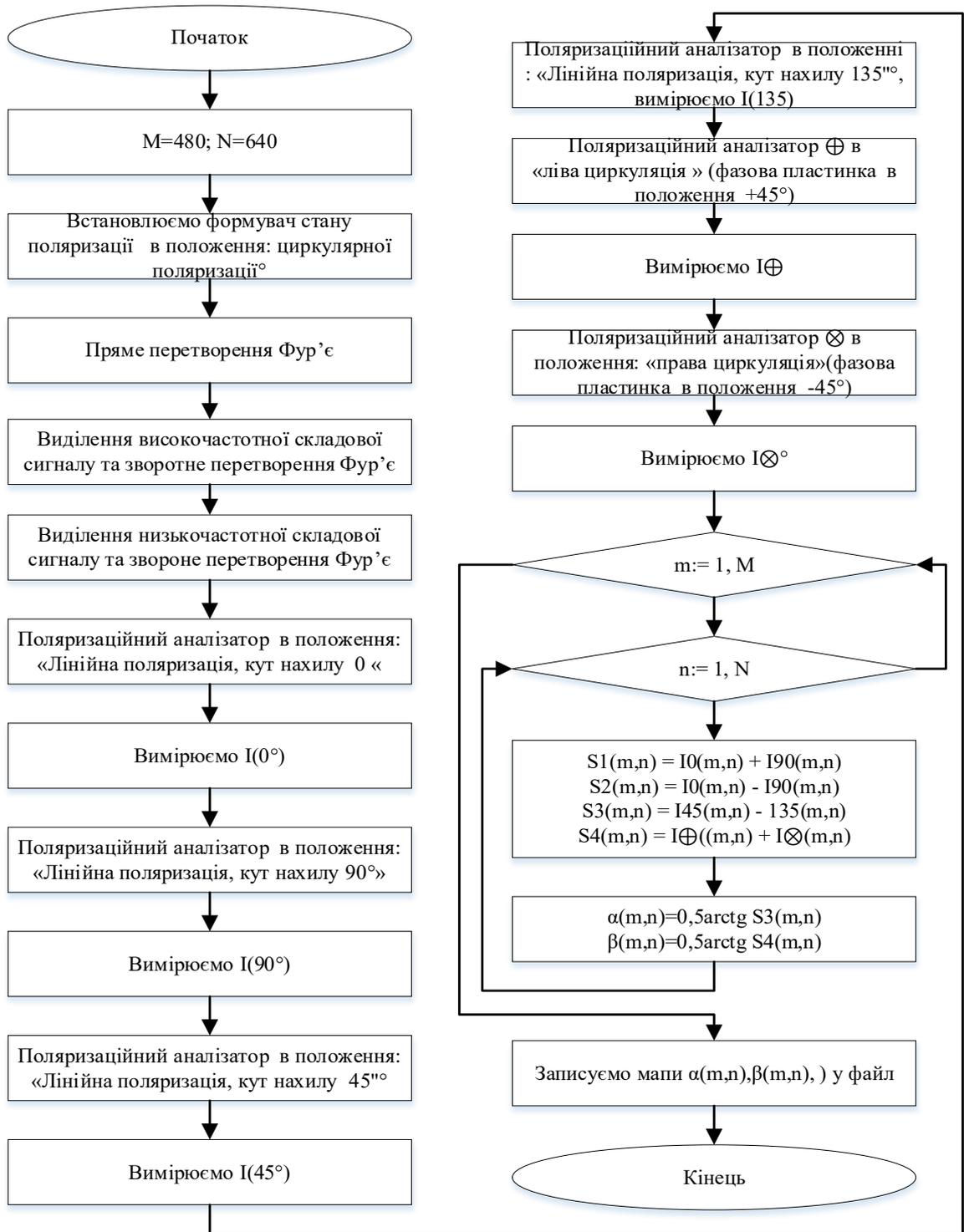


Рисунок 2.6 – Спосіб отримання азимутально незалежних $\alpha(x, y); \beta(x, y)$ за елементами вектора Стокса

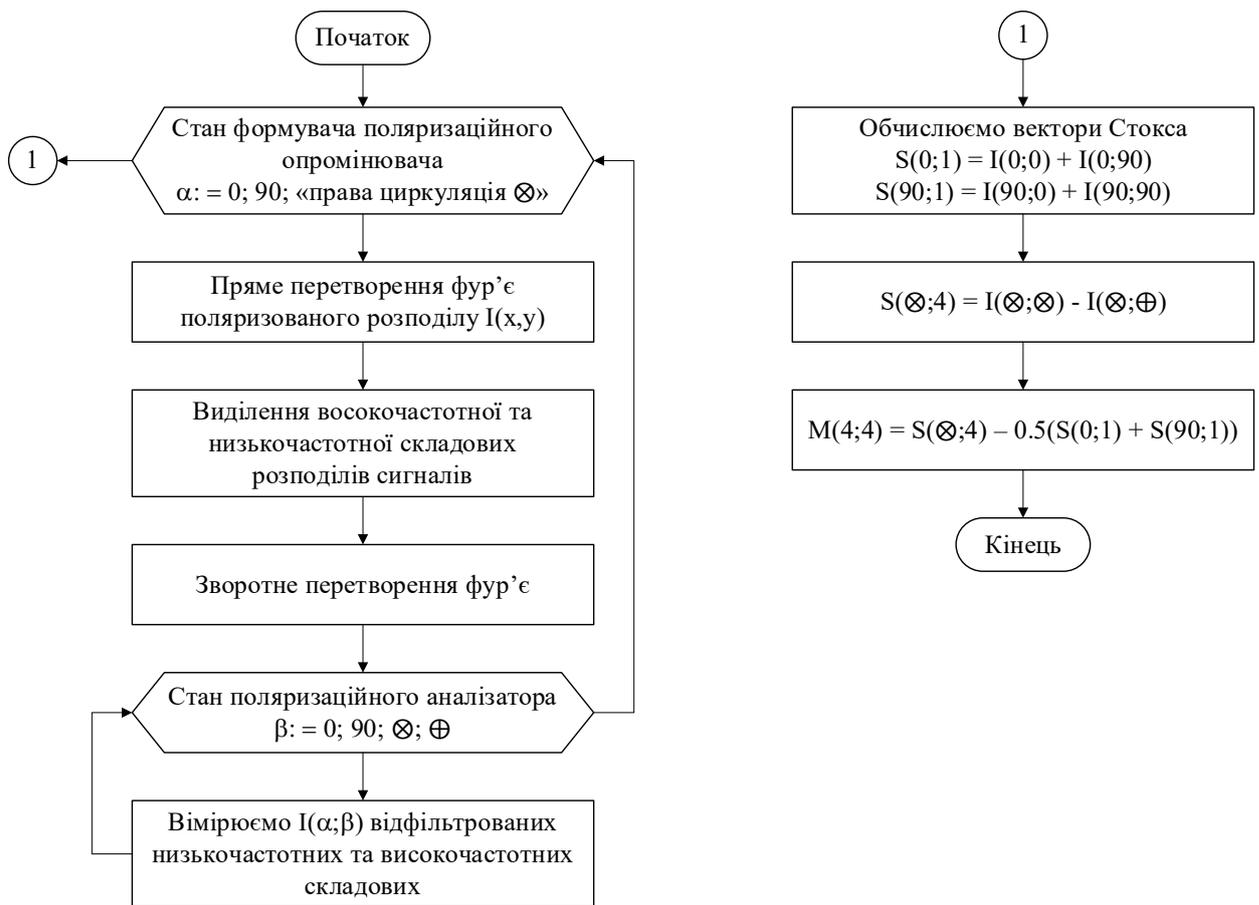


Рисунок 2.7 – Блок-схема вимірювання різночастотних складових фазового елемента $M_{44}(i, j)$ матриці Мюллера БТ

В блок-схемі вимірювання на рисунку 2.7 виконуються такі дії.

1. Встановлення формувача стану поляризаційного опромінювача в один із станів поляризації, що його визначає змінна α : для лінійної поляризації – це азимут поляризатора $\alpha = 0; 90$, а для циркулярної поляризації – «правоциркулярна поляризація» (\otimes) та опромінення ним зразка БШ.

2. Проходження випромінювання через дослідний зразок та його розсіювання часткове.

3. Виконання прямого перетворення Фур'є над розсіяним поляризованим випромінюванням, перетвореним дослідним зразком БШ.

4. Виділення високочастотної та низькочастотної складової перетвореного поляризованого випромінювання за допомогою частотної фільтрації.

5. Виконання зворотного фур'є-перетворення над різночастотними складовими.

6. Почергове проведення поляризаційного аналізу за допомогою аналізатора виділених різночастотних складових, що його визначає змінна β : для лінійної поляризації – це азимут аналізатора $\beta = 0;90$, а для циркулярної поляризації – «правоциркулярна (\otimes) та лівоциркулярна поляризація» (\oplus).

7. Вимірювання різночастотних складових поляризаційно відфільтрованих інтенсивностей $I(\alpha, \beta)$ для формування 1-их елементів вектора Стокса $S(0;1), S(90;1)$ при $\alpha = 0;90$ та 4-го елемента $S(\otimes;4)$.

Для обчислення необхідних різночастотних складових елементів вектора Стокса застосовують традиційні формули:

$$\begin{aligned} S(0;1) &= I(0;0) + I(0;90), \\ S(90;1) &= I(90;0) + I(90;90), \\ S(\otimes;4) &= I(\otimes; \otimes) + I(\otimes; \oplus). \end{aligned} \quad (2.11)$$

8. Визначають різночастотні складові азимутально незалежного фазового елемента матриці Мюллера $M(4;4)$ за вимірними векторами Стокса за формулою:

$$M(4,4) = S(\otimes;4) - 0,5(S(0;1) + S(90;1)). \quad (2.12)$$

Отже, структурно-логічна схема та блок-схеми просторово-частотної фільтрації азимутів поляризації об'єктного зображення БШ та його мюллер-матричних зображень враховують умови отримання азимутальної інваріантності вказаних розподілів відносно положення опромінюючого

лазерного пучка. Це дозволить підвищити точність вимірювань та достовірність діагностики БШ на їх основі.

Приклади окремих розподілів азимутально незалежних параметрів, отриманих із застосуванням фур'є-аналізу в схемі макету, наведеному на рисунку 2.4, наведемо нижче.

На рисунках 2.8, 2.9 показано розподіли «високочастотної» та «низькочастотної» складової азимуту $\alpha(x, y)$ поляризації для зображення зрізу міокарда, стан якого є результатом асфіксії (при удушенні) та результатом інфаркту міокарда (відповідно варіанти (а) та (б)).

На рисунках 2.10, 2.11 показано розподіли «високочастотної» та «низькочастотної» складової еліптичності $\beta(x, y)$ поляризації для зображення зрізу міокарда, стан якого є результатом асфіксії (при удушенні) та результатом інфаркту міокарда (відповідно варіанти (а) та (б)).

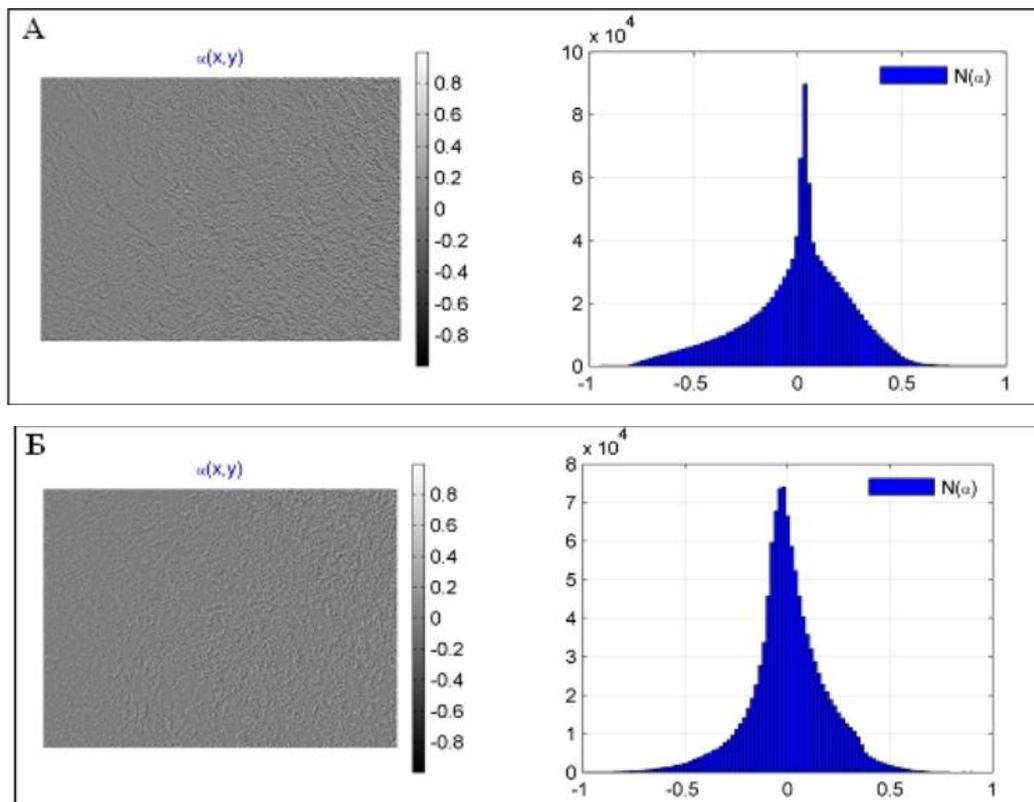


Рисунок 2.8 – «Високочастотні» складові азимутально незалежного розподілу $\alpha(x, y)$ БШ міокарду : а) при асфіксії; б) при інфаркті міокарда

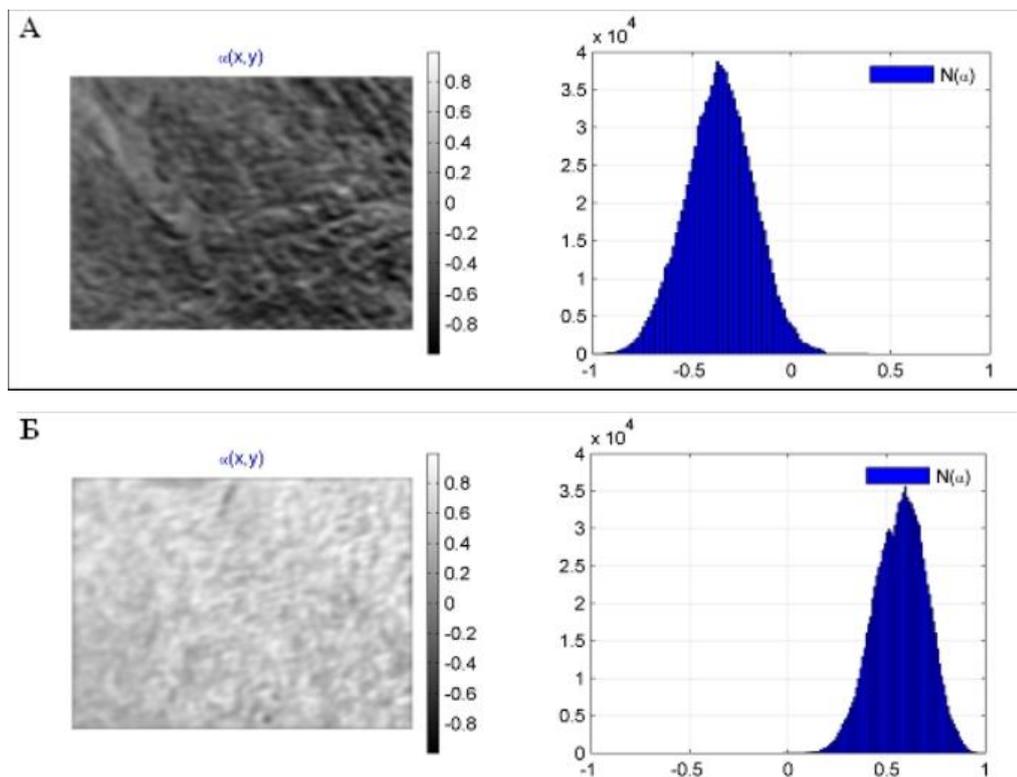


Рисунок 2.9 – «Низькочастотні» складові азимутально незалежного розподілу $\alpha(x, y)$ БШ міокарду : а) при асфіксії; б) при інфаркті міокарда

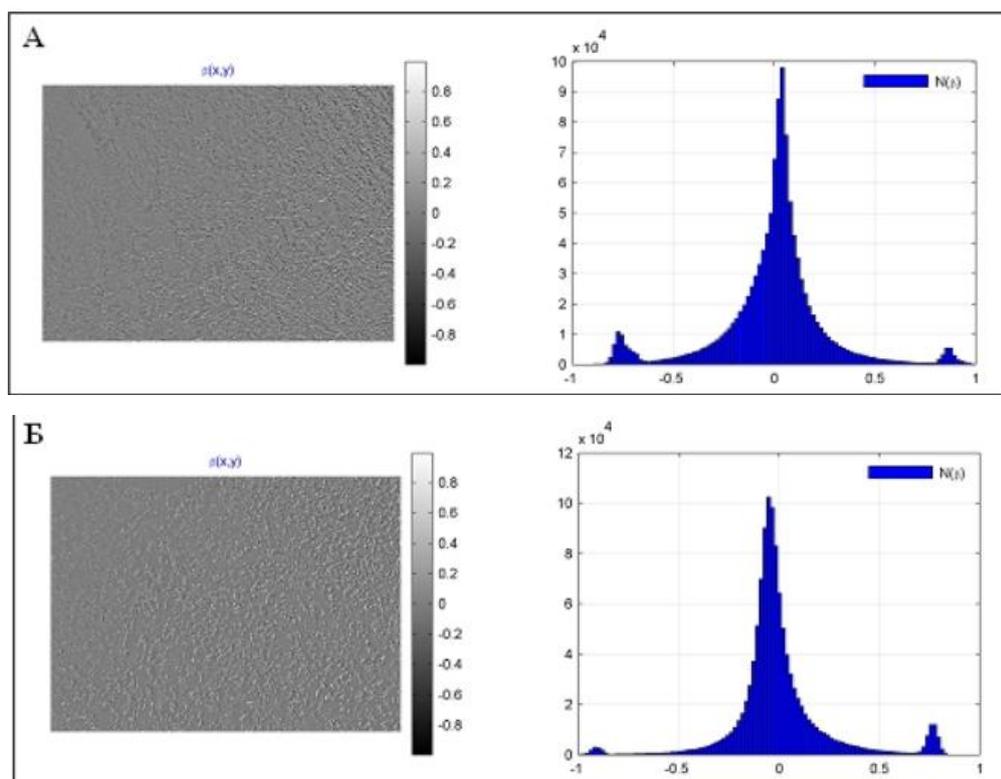


Рисунок 2.10 – «Високочастотні» складові азимутально незалежного розподілу $\beta(x, y)$ БШ міокарду : а) при асфіксії; б) при інфаркті міокарда

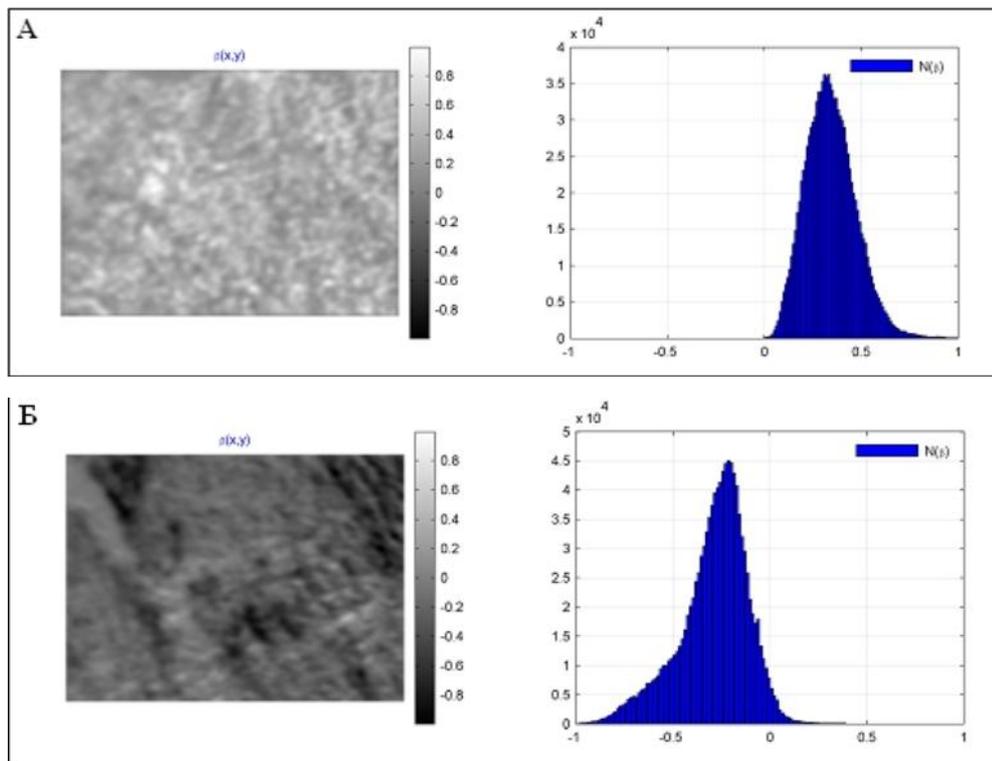


Рисунок 2.11– «Низькочастотні» складові азимутально незалежного розподілу $\beta(x, y)$ БШ міокарду : а) при асфіксії; б) при інфаркті міокарда

Маючи виміряні розподіли азимутально незалежних різночастотних складових $\alpha(x, y), \beta(x, y)$ та фазового елемента $M(4, 4)$ проведемо їх статистичне оброблення.

2.3 Статистичне оброблення параметрів Фур'є-поляриметриї біологічних зрізів та їх класифікація при діагностиці біологічних зрізів

В процесі подальшого оброблення виміряних розподілів доцільно провести виявлення їх інформативних ознак на основі статистичного аналізу, про доцільність якого із вказаною метод йдеться в роботах [25]–[27].

Для цього застосовують обчислення статистичних моментів виміряних розподілів різних порядків: від першого – до четвертого. Наведемо відомі формули, покладені в основу статистичного оброблення деякого масиву

$M(l, k)$, під яким в подальшому розуміють височастотні складові параметрів $\alpha(x, y), \beta(x, y), M(4, 4)$ та їх низькочастотні складові $\dot{\alpha}(x, y), \dot{\beta}(x, y), \dot{M}(4, 4)$.

Отже, обчислимо по черзі інформативні ознаки K_1, K_2, K_3, K_4 як середнє, дисперсію, асиметрію, ексцес розподілу $M(l, k)$ за формулами:

$$K_1 = \frac{1}{n} \sum_{j=1}^n (|m_{lk}|)_j, \quad (2.13)$$

$$K_2 = \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{j=1}^n (m_{lk}^2)_j} \quad (2.14)$$

$$K_3 = \frac{1}{K_2^3 \cdot n} \sum_{j=1}^n (m_{lk}^3)_j \quad (2.15)$$

$$K_4 = \frac{1}{K_2^4 \cdot n} \sum_{j=1}^n (m_{lk}^4)_j \quad (2.16)$$

Таким чином, ми зменшили розмірність класифікованих об'єктів від двовимірної до векторної. Тепер кожна різночастотна складова виміряного параметра характеризується своїм значенням вектора $w(\alpha), w(\beta), w(M(4;4))$ із 4 елементів, в якості яких будуть застосовуватись ознаки:

$$\begin{aligned} w(\alpha) &= [K_1(\alpha) \quad K_2(\alpha) \quad K_3(\alpha) \quad K_4(\alpha)]; \\ w(\dot{\alpha}) &= [K_1(\dot{\alpha}) \quad K_2(\dot{\alpha}) \quad K_3(\dot{\alpha}) \quad K_4(\dot{\alpha})]; \\ w(\beta) &= [K_1(\beta) \quad K_2(\beta) \quad K_3(\beta) \quad K_4(\beta)]; \\ w(\dot{\beta}) &= [K_1(\dot{\beta}) \quad K_2(\dot{\beta}) \quad K_3(\dot{\beta}) \quad K_4(\dot{\beta})]; \\ w(M(4;4)) &= [K_1(M(4;4)) \quad K_2(M(4;4)) \quad K_3(M(4;4)) \quad K_4(M(4;4))]; \\ w(\dot{M}(4;4)) &= [K_1(\dot{M}(4;4)) \quad K_2(\dot{M}(4;4)) \quad K_3(\dot{M}(4;4)) \quad K_4(\dot{M}(4;4))]; \end{aligned} \quad (2.17)$$

де $\alpha, \beta, M(4, 4)$ та $\dot{\alpha}, \dot{\beta}, \dot{M}(4, 4)$ - відповідно високочастотні та низькочастотні складові параметрів $\alpha, \beta, M(4;4)$.

Для проведення діагностики двох станів БТ за допомогою розробленої системи поляриметрії з фур'є-аналізом, серед яких один стан є нормальним (належить здоровому пацієнту), а другий – ненормальний або патологічний (належить хворому пацієнту), застосуємо бінарний класифікатор.

Для цього можна використати один із відомих методів бінарної класифікації [10]: метод Naive Bayes (наївний Баєс), k-Nearest Neighbors (к-найближчих сусідів), Support Vector Machines (опорних векторів), Random forest (дерева рішення) чи методи на основі неїчної логіки [25], [27].

Згорткові нейронні мережі є одним із найбільш застосовуваних методів, за допомогою яких можна класифікувати зображення, якими є фактично виміряні в даній роботі двовимірні розподіли високочастотної та низькочастотної складових азимута, еліптичності чи фазового ММЗ.

Їхня ключова сила полягає у здатності автоматично виділяти суттєві ознаки зображення, зменшуючи кількість параметрів і зберігаючи важливу просторову структуру.

Приклад структури нейромережі згорткового типу наведено на рисунку 2.12 [30], де в основі роботи лежить ядро або згортка.

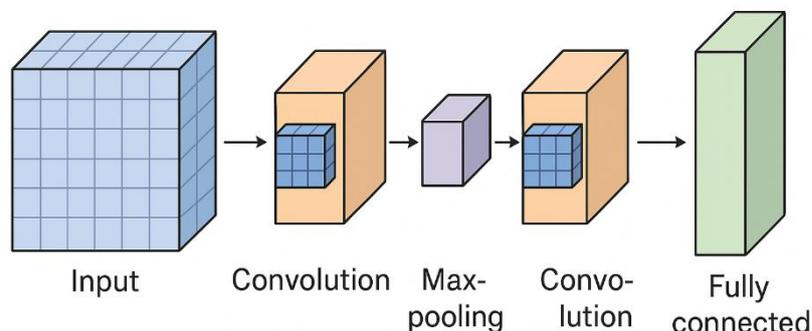


Рисунок 2.12 – Структура згорткової нейромережі

Першим кроком під час виконання операції згортки є вибір фільтра (названого ще ядром згортки), який буде застосовуватися. Далі цей фільтр накладається на матрицю зображення так, щоб його верхній лівий елемент збігався з верхнім лівим елементом зображення. Потім відбувається поелементне множення значень ядра на відповідні елементи матриці зображення, які воно покриває. Після множення всі отримані добутки підсумовуються, і ця сума записується в першу позицію нової матриці.

Потім фільтр зміщується вправо на заданий крок, і процес повторюється, доки не буде оброблено весь рядок зображення. Після цього ядро опускається вниз на визначену кількість кроків (цей параметр задається в згортковій мережі), і знову здійснюється така ж послідовність дій. Таким способом вихідна матриця заповнюється до моменту, поки не буде пройдено всі рядки та стовпці вхідного зображення. Отримана в результаті операції згортки матриця називається мапою ознак.

Проте наявність малої кількості вимірних мап поляризаційних параметрів БШ, які застосовують як навчальні дані в нейромережі, створює низку характерних проблем при класифікації зображень БШ. Серед них найскладнішим є те, що мережа запам'ятовує тренувальні зразки розподілів параметрів замість того, щоб узагальнювати їх. У результаті маємо на тренувальному наборі високу точність, а на тестових зображеннях – низьку.

Тому в даній роботі не актуальним є застосування нейромережевого класифікатора.

При класифікації за методом дерева рішення будуємо ієрархічну структуру у вигляді дерева. Кожне внутрішнє вузлове правило, присутнє в цій структурі, розділяє простір ознак на підмножини, а листові вузли містять рішення — один із двох класів.

На першому етапі роботи методу дерева рішення необхідно здійснити вибір найкращої ознаки та порогу. Тому для кожного вузла перебираються всі ознаки x_j всі можливі пороги t . Обчислюється метрика “чистоти” вузлів після розбиття, в якості якої найчастіше застосовують індекс Джині або ентропію.

Після вибору правила вузол потрібно розділити на такі підвузли: лівий підвузол, для якого $x_j \leq t$; правий підвузол, для якого $x_j > t$. Для кожного з них треба повторити процедуру пошуку найкращого правила.

Алгоритм завершує рекурсивне розбиття при виконанні хоча б однієї умови [31]:

- якщо було досягнуто максимальну глибину дерева,
- якщо опрацьована кількість зразків у вузлі є меншою за мінімальний обраний поріг,
- якщо усі зразки у вузлі будуть належати лише одному класу,
- якщо подальше розбиття не зможе покращити чистоту.

Для того, щоб класифікувати новий вектор інформативних ознак x вимірних розподілів поляризаційних параметрів, необхідно почати з кореневого вузла. Потім за результатами перевірки умови, необхідно перейти у той підвузол, для якого умову виконано. Цикл повторюється до досягнення листа, в якому зберігається клас (0 або 1), що є представляє собою відповідь.

Серед переваг методу дерева рішення відзначимо, насамперед, можливість швидкого прийняття рішення та те, що для методу не потрібно нормалізувати ознаки. Тому цим методом можна скористатись для побудови класифікатора ознак в даній роботі. Проте такі недоліки, як висока чутливість до шуму у вибірках можуть вплинути на точність класифікації.

Найкращим варіантом класифікаційного метода для даної роботи можна назвати методи класифікації на основі нечіткої логіки, оскільки саме вони найменш чутливі до шуму у вибірках даних.

На відміну від класичних алгоритмів класифікації, де кожний вектор ознак жорстко порівнюється з порогами або правилами, у нечіткій логіці кожна ознака має нечіткий ступінь належності до лінгвістичних термів [31].

Для бінарної класифікації за цим методом потрібно сформувані дві нечіткі множини: D_0 – клас 0; D_1 – клас 1. Кожен вектор ознак має власний ступінь належності до кожного з класів:

$$\mu_{D_0}(M(4; 4)), \mu_{D_1}(M(4; 4)).$$

Слід зазначити, що значення ступеня належності класам не є бінарними числами, в загальному випадку вони лежать у діапазоні $[0,1]$.

Система вирішальних правил в такому класифікаторі будується на наборі нечітких продукційних правил типу: «якщо... то...». Вхідний вектор порівнюють з усіма правилами, обчислюючи ступінь виконання умови : $w_i = \mu_{\text{умова}_i}(M(4; 4))$. Далі всі активовані правила комбінуються. Так формуються нечіткі висновки щодо кожного класифікаційного класу.

На етапі дефазифікації визначають максимум належності, за яким формують результат класифікації: якщо $\mu_{D_1}(M(4; 4)) > \mu_{D_0}(M(4; 4))$, то клас $= 1$.

Отже, метод бінарної класифікації на основі нечіткої логіки має переваги над іншими вищерозглянутими методами при малій вибірці даних, шумах в даних, нечітких межах між класами. Тому будемо його застосовувати далі.

2.4 Архітектура інтелектуалізованого Фур'є-поляриметра на основі розробленого методу та алгоритм її роботи

Взявши за основу відому схему поляриметра з фур'є-аналізом, наведену на рисунку 2.4, та враховуючи особливості азимутально-незалежного вимірювання азимута, еліптичності та фазового ММЗ за її допомогою, а також необхідність автоматизації схеми та інтелектуального аналізу в ній даних, було розроблено схему структурну інтелектуалізованого Фур'є-поляриметра на рисунку 2.13.

До основних блоків схеми належать: 1 – блок лазерного опромінення; 2 – формувач плоскої оптичної лазерної хвилі; 3 – генератор поляризаційних станів (ГПС); 4 – об'єктний блок, в якому розташовують зразок БТ; 5₁ – оптичний блок визначення прямого перетворення Фур'є (ППФ); 6 – просторово-частотний фільтр; 5₂ – оптичний блок зворотного перетворення Фур'є (ЗПФ); 7 – аналізатор поляризаційних станів (АПС); 8 – блок у вигляді відеокамери; 9 – обчислювальний засіб; 10₁, 10₂, 10₃ – крокові двигуни для

повороту оптичних елементів; $11_1, 11_2$ – серводвигуни для переміщення елементів; 12–блок керування системою.

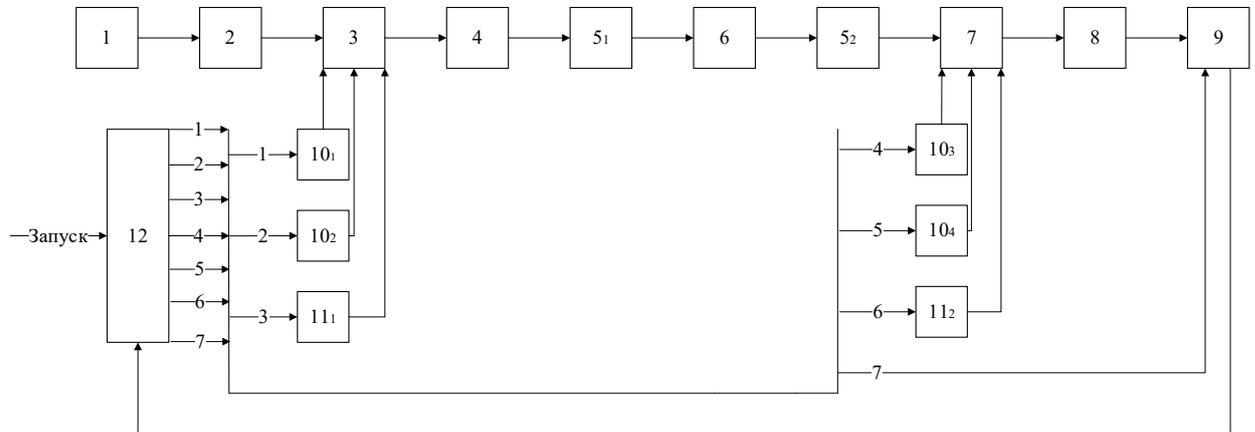


Рисунок 2.13 – Схема структурна інтелектуалізованого Фур'є поляриметра

Удосконалений метод Фур'є-поляриметричного аналізу зображень біологічного зрізу, реалізований на схемі системи, поданій на рисунку 2.13, полягає в таких діях.

1. Циркулярно поляризованим лазерним променем (\otimes), сформованим блоком лазерного опромінення, формувачем плоскої хвилі та ГПС взаємодіємо з зразком БШ, розташованим в об'єктному блоці.

2. В розсіяному зразком поляризованому випромінюванні на відстані f за першою лінзою у її задній фокальній площині формуємо розподіл амплітуди світла, що є просторовим двовимірним перетворенням Фур'є функції пропускання об'єкта.

3. Виконуємо за допомогою фільтруючої чи він'єтуючої діафрагми виділення високочастотної та низькочастотної складової перетвореного поляризованого випромінювання як результат просторово-частотної фільтрації.

4. За допомогою другої ідентичної лінзи, розміщеної на відстані f від площини Фур'є, виконуємо зворотне перетворення Фур'є над світловим полем, що пройшло крізь фільтр.

5. Почергово проводимо поляризаційний аналіз виділених двох різночастотних складових (високочастотної та низькочастотної) із отриманням шести $I(0), I(90), I(45), I(135), I(\otimes), I(\times)$ інтенсивностей для кожного випадку із формування відповідних високочастотних та низькочастотних складових елементів вектора Стокса.

6. Обчислення розподілів високочастотних та низькочастотних розподілів елементів $\hat{\alpha}(X, Y), \dot{\alpha}(X, Y)$ азимутів та $\hat{\beta}(X, Y), \dot{\beta}(X, Y)$ здійснюємо за формулами (2.7), (2.10).

7. По черзі формуємо один із лінійних станів поляризації $\alpha = 0; 90$, та стан правоциркулярної поляризації (\otimes) лазерного пучка за допомогою блоку лазерного опромінення, формувача плоскої хвилі та ГПС та взаємодіємо ним із зразком БШ, розташованим в об'єктному блоці.

8. Виконуємо пряме перетворення Фур'є над розсіяним поляризованим випромінюванням, перетвореним дослідним зразком БШ при кожній взаємодії.

9. Виділяємо високочастотну та низькочастотну складову перетвореного поляризованого випромінювання за допомогою просторово-частотної фільтрації.

10. Виконуємо зворотне фур'є-перетворення над різночастотними складовими поля в межах кожної взаємодії лазерного випромінювання зі зразком.

11. Почергово проводимо поляризаційний аналіз за допомогою аналізатора виділених різночастотних складових в межах лінійної поляризації з азимутами $0; 90$ та для «правоциркулярної (\otimes) та лівоциркулярної поляризації» (\oplus).

12. Вимірюємо різночастотні складові поляризаційно відфільтрованих інтенсивностей $I(\alpha, \beta)$ для формування необхідних розподілів елементів вектора Стокса за формулами (2.11) та на їх основі обчислюємо високочастотну та низькочастотну складові фазового елемента матриці Мюллера за формулою (2.12) у вигляді $\hat{M}(4;4); \dot{M}(4;4)$.

13. Визначаємо на основі статистичного аналізу за формулами (2.13)-(2.16) різночастотних складових вимірних параметрів азимутів, еліптичностей та фазового ММЗ, які є азимутально незалежними, значення вектора ознак $w(\alpha), w(\beta), w(M(4;4))$ для кожної складової у вигляді (2.17).

14. Проводимо бінарну класифікацію за високочастотними та низькочастотними складовими векторів ознак (2.17) для досліджуваного зразка БШ за правилами нечіткої логіки, які потребують подальшого визначення в експериментальному розділі 3 роботи.

Отже, за наведеним удосконаленим методом Фур'є-поляриметричного аналізу перетворених зразком біологічного шару світлового поля буде отримано 6 можливих рішень діагностики. На їх основі лікар зможе вивести своє заключення з вищою достовірністю, ніж в системі-аналогу.

2.5 Висновки до розділу 2

Наведено математичну модель просторово-частотної фільтрації розподілів поляризаційних параметрів біооб'єктів, яка дозволила встановити зв'язки між різночастотними складовими азимутів, еліптичностей розсіяного зразком випромінювання та його оптико-анізотропними характеристиками.

Розроблено структурно-логічна схема та блок-схеми просторово-частотної фільтрації азимутів поляризації об'єктного зображення БШ та його мюллер-матричних зображень при умовах азимутальної інваріантності.

На їх основі удосконалено метод Фур'є-поляриметричного аналізу зображень біологічного зрізу за рахунок інтелектуалізованого аналізу. Розроблено архітектуру системи для його реалізації.

3 РЕАЛІЗАЦІЙНІ АСПЕКТИ ІНТЕЛЕКТУАЛІЗОВАНОГО ЛАЗЕРНОГО ПОЛЯРИМЕТРА БІОЛОГІЧНИХ ТКАНИН ІЗ ФУР'Є-АНАЛІЗОМ

3.1 Вимірювальний канал Фур'є-поляриметра

Розглянемо особливості вимірювального каналу схеми структурної інтелектуалізованого Фур'є поляриметра, зображеного на рисунку 2.13.

Перші вісім елементів, пронумерованих і 1-го до 8-го, в схемі системи на рисунку 2.13 утворюють вимірювальний канал разом із засобом відображення та збереження вимірної інформації, яким є комп'ютер 9 (рисунок 3.1). Блок 3 ГПС складається із двох оптичних фазозсувачів 10_1 і 10_2 та поляризаційного фільтра 11_1 , що мають керуючі електричні входи 12_1 - 12_3 . Блок 7 аналізатора поляризаційного складається із оптичного фазозсувача 10_3 та поляризаційного фільтра 11_2 , які мають керуючі входи 12_4 - 12_6 .

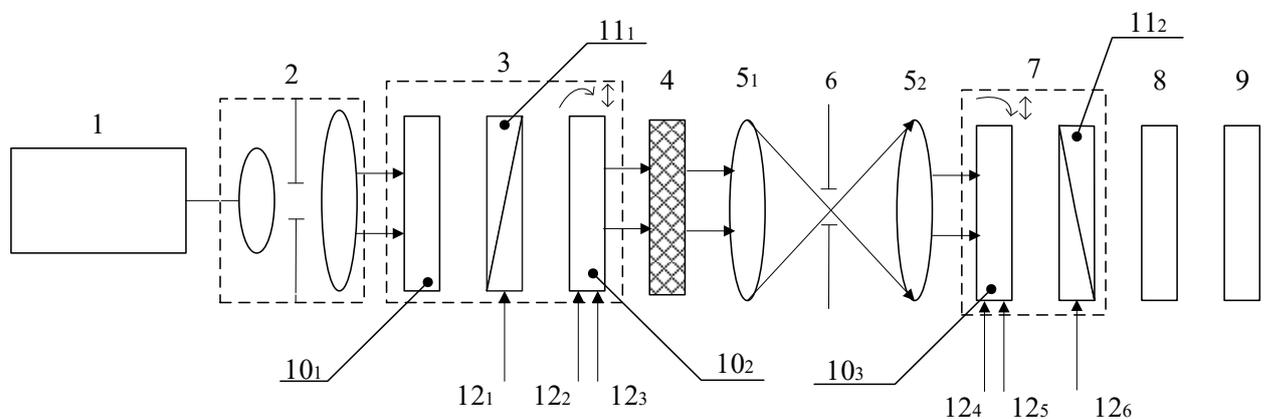


Рисунок 3.1 – Схема структурна вимірювального каналу інтелектуалізованого Фур'є-поляриметра: 1-лазер; 2-формувач плоскої оптичної хвилі; 3- ГПС; 4-біооб'єкт; 5₁ і 5₂-оптичні мікрооб'єктиви; 6-діафрагма; 7-аналізатор поляризаційний; 8-камера; 9-комп'ютер; 10₁-10₃-фазозсувачі; 11₁,11₂-поляризаційні фільтри;12₁-12₆-входи керування

Особливістю Фур'є-аналізу в схемі вимірювального каналу є те, що операції прямого перетворення Фур'є (ППФ) та зворотного перетворення Фур'є (ЗПФ) в ній реалізовано в оптичному виконанні.

Так, оптичне ППФ здійснюється за допомогою простої оптичної системи, що складається з однієї збиральної лінзи 5_1 , названої мікрооб'єктивом, яка розташовується так, щоб світло проходило через неї. Фотоприймач у вигляді камери 8 розміщується у задній фокальній площині лінзи, тобто на відстані f за лінзою.

Згідно з принципами фур'є-оптики, збиральна лінза має властивість перетворювати кутові компоненти (спектр плоских хвиль) світлового поля в певні просторові положення у своїй задній фокальній площині:

- різні просторові частоти (або кути дифракції) вхідного сигналу (об'єкта) фокусуються в різних точках (різних латеральних положеннях) у фокальній площині;
- розподіл амплітуди світла в задній фокальній площині лінзи є просторовим двовимірним перетворенням Фур'є функції пропускання об'єкта.

Отже, у фокальній площині відображено інтенсивність, як модуль у квадраті, перетворення Фур'є структури об'єкта. Центральна вісь відповідає нульовій просторовій частоті (постійній складовій), а віддалені точки — вищим просторовим частотам (дрібнішим деталям об'єкта).

Якщо використати другий мікрооб'єктив 5_2 в схемі вимірювального каналу і розмістити його на відстані f від площини Фур'є, то здійсниться ЗПФ в так званій 4F-системі.

Отже, фактично схема вимірювального каналу на рисунку 3.1 має в своїй структурі два мікрооб'єктиви (тонкі лінзи), що мають фокусну відстань f , які розташовані один від одного на деякій відстані, рівній $2f$.

Важлива властивість оптичної тонкої лінзи полягає в тому, що вона здатна виконувати просторове ППФ світлового поля за умови правильного розташування: зазвичай між передньою та задньою фокальними площинами. Оскільки ППФ і ЗПФ відрізняються лише масштабним множником та

інверсією координат (яка в оптиці проявляється як поворот зображення на 180° і зазвичай не впливає на інтенсивність), то подвійне проходження світла через дві лінзи фактично повертає початкове зображення. Отже, застосування стандартної 4F-конфігурації дозволяє оптично реалізувати як ППФ, так і ЗПФ.

Функція діафрагми b в схемі на рисунку 3.1 зводиться до регулювання кількості світла та його якісного складу. Змінюючи розмір отвору діафрагми, можна здійснювати контроль того, скільки поступить світла на сенсор.

В нашому випадку таким чином можна фільтрувати частоти оптичних сигналів, виділяючи височастотні та низькочастотні складові інформативних сигналів.

3.2 Розробка архітектури програмного забезпечення інтелектуалізованого Фур'є-поляриметра для діагностики БТ

Як описано раніше за допомогою вищенаведеного вимірювального каналу в системі діагностики БТ будуть формуватись різночастотні складові інтенсивностей для подальшого обчислення кожного із поляризаційних параметрів: височастотних $\alpha(x, y), \beta(x, y), M(4, 4)$ та низькочастотних $\dot{\alpha}(x, y), \dot{\beta}(x, y), \dot{M}(4, 4)$.

Далі ці розподіли інтенсивностей будуть проходити відповідну обробку програмним забезпеченням (ПЗ) комп'ютера інтелектуалізованого Фур'є - поляриметра при діагностиці БТ. Його архітектура розроблена в даній роботі та наведена на рисунку 3.2. Вхідними даними даного ПЗ є розподіли інтенсивностей, які є різночастотними складовими при формуванні різних параметрів. Вони надходять до модуля захоплення зображення, а з нього – до модуля запису зображення. Основними модулями програмного забезпечення системи є також модуль вибору функцій обчислення параметрів та їх аналізу, модулі формування розподілів $\alpha(x, y), \beta(x, y), M(4, 4), \dot{\alpha}(x, y), \dot{\beta}(x, y), \dot{M}(4, 4)$, модуль статистичного аналізу та модуль бінарної класифікації.

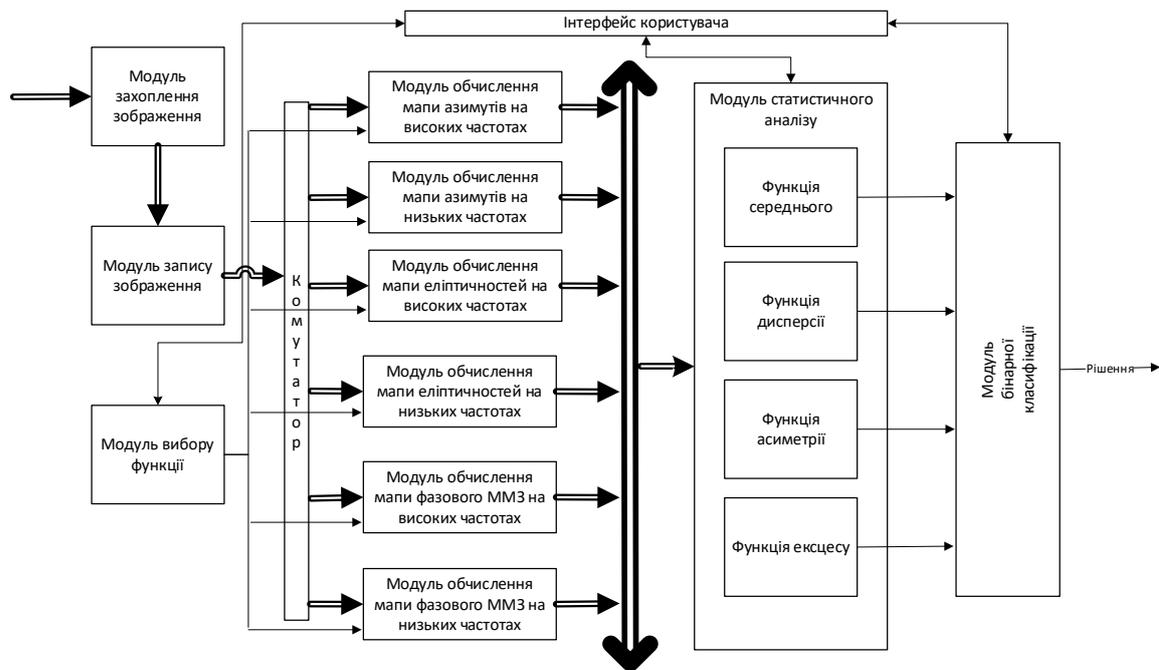


Рисунок 3.2 – Архітектура програмного забезпечення інтелектуалізованого лазерного поляриметра біологічних тканин із фур'є-аналізом

Модулі обчислення мапи азимутів на високій частоті та на низькій частоті містять функції, що реалізують модель (2.7), (2.8), але на основі визначення параметрів вектора Стокса на відповідній частоті $\nu = \nu_g; \nu = \nu_n$; $S_1(\nu), S_2(\nu), S_3(\nu), S_4(\nu)$.

Модулі обчислення мапи еліптичностей на високій частоті та на низькій частоті містять функції, що реалізують модель (2.9), (2.10), проте теж включають в себе звернення до тих же функції $S_1(\nu), S_2(\nu), S_3(\nu), S_4(\nu)$ при $\nu = \nu_g; \nu = \nu_n$;

Модуль обчислення мапи фазового ММЗ на верхній та нижній частоті містить функції, що реалізують модель обчислень за формулою (2.12) на основі попередньо визначених параметрів вектора Стокса, обчислених за формулою (2.11).

Фрагмент коду для отримання вектора Стокса на основі відомих інтенсивностей наведено на рисунку 3.3.

```

for row in rows:
    some_array = data_start[row][0] + data_start[row][90]
    stocks_matrix.loc[row, 1] = some_array / 2
    stocks_matrix.loc[row, 2] = (data_start.loc[row, 0] -
                                data_start.loc[row, 90])
    stocks_matrix.loc[row, 3] = (data_start.loc[row, 45] -
                                data_start.loc[row, 135])
    stocks_matrix.loc[row, 4] = (data_start.loc[row, 180] -
                                data_start.loc[row, 225])

```

Рисунок 3.3 -Код для формування вектора Стокса

Для обчислення фазового елемента матриці Мюллера $M(4;4)$ результати запишемо в датафрейм. Фрагмент коду з обчисленням $M(4;4)$ наведено на рисунку 3.4.

```

for j in range(1, 5):
    muller_matrix.loc[j, 1] = (stocks_matrix.loc[0, j]
                              + stocks_matrix.loc[90, j]) / 2
    muller_matrix.loc[j, 2] = (stocks_matrix.loc[0, j]
                              - stocks_matrix.loc[90, j]) / 2
    muller_matrix.loc[j, 3] = stocks_matrix.loc[45, j]
                              - muller_matrix.loc[j, 1]
    muller_matrix.loc[j, 4] = stocks_matrix.loc[135, j]
                              - muller_matrix.loc[j, 1]

```

Рисунок 3.4 –Фрагмент коду для формування фазового елемента $M(4;4)$

Модуль статистичного аналізу двовимірного розподілу передбачає обрахунок чотирьох статистичних моментів одного із обраних розподілів $\alpha(x, y), \beta(x, y), M(4, 4)$ чи $\dot{\alpha}(x, y), \dot{\beta}(x, y), \dot{M}(4, 4)$ за формулами (2.13)–(2.16).

Його блок-схему наведено на рисунку 3.5. У внутрішньому блоці циклічного обчислення накопичуються значення інтенсивностей пікселів зображення, зведені у необхідну степінь. При цьому здійснюємо операцію нормування та центрування.

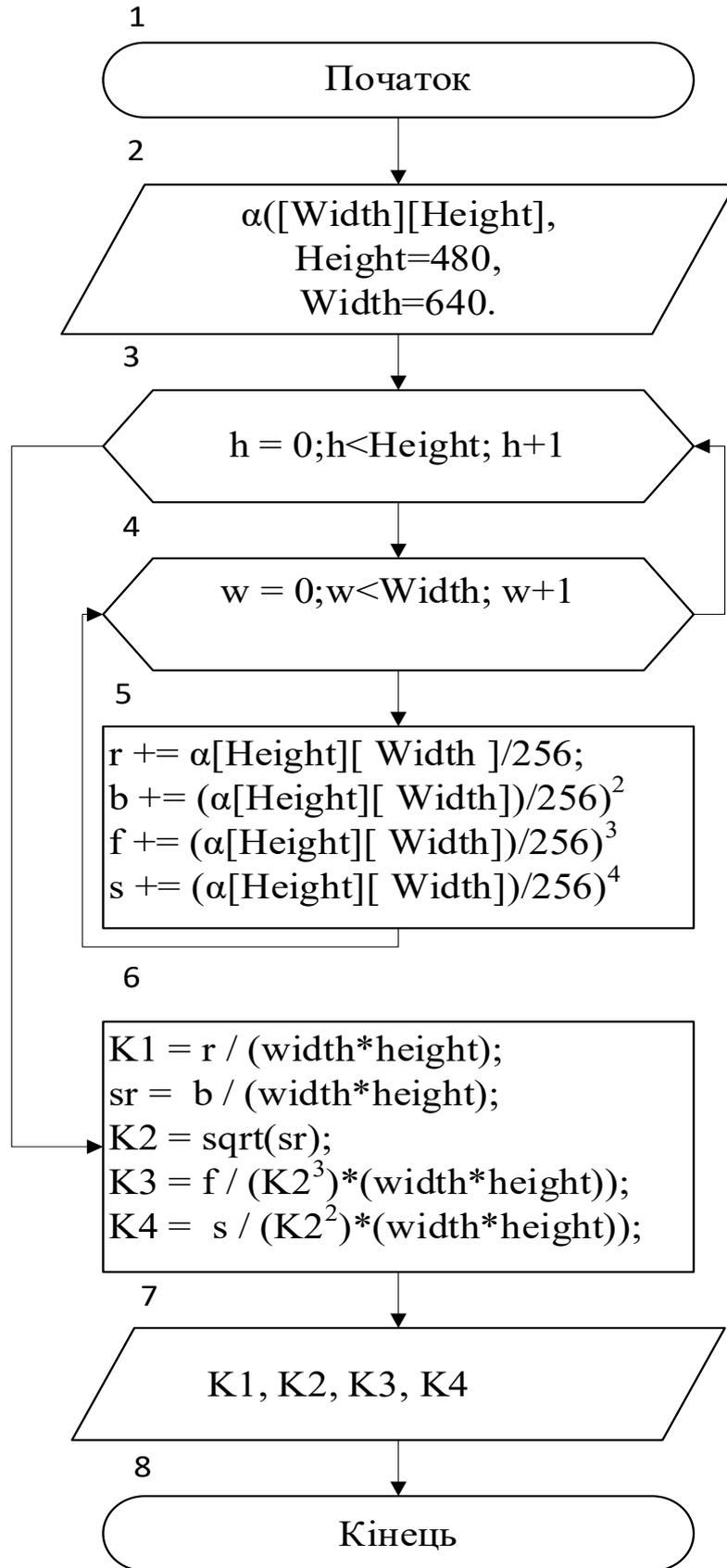


Рисунок 3.5 – Блок-схема організації статистичного аналізу в ПЗ системи

Центрування – це віднімання від поточного значення інтенсивності пікселя зображення середнього значення по зображенню, описується блоками 3-5 в блок-схемі на рисунку 3.6.

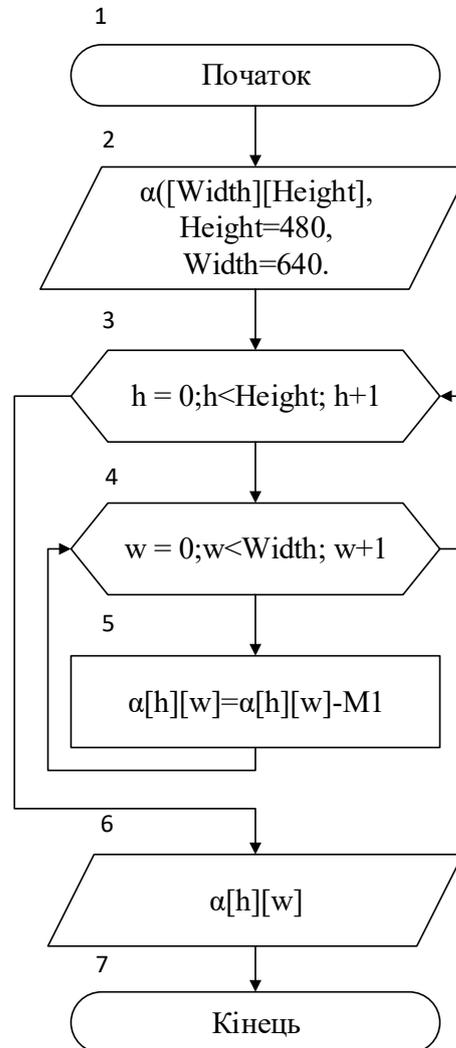


Рисунок 3.6 – Функція центрування

Модуль бінарної класифікації ПЗ для поляриметра із Фур'є-аналізом може бути реалізований за різними методами. Враховуючи переваги, що їх надає методологія побудови програмних класифікаторів на основі нечіткої логіки, виведемо правила, що будуть вирішальними для класифікації «норма» - «патологія» в розробленій архітектурі інтелектуалізованого поляриметра із Фур'є-аналізом в наступних пунктах розділу 3 даної роботи.

Блок-схема роботи всього програмного забезпечення системи, що розробляється в даній роботі, наведена на рисунку 3.7.

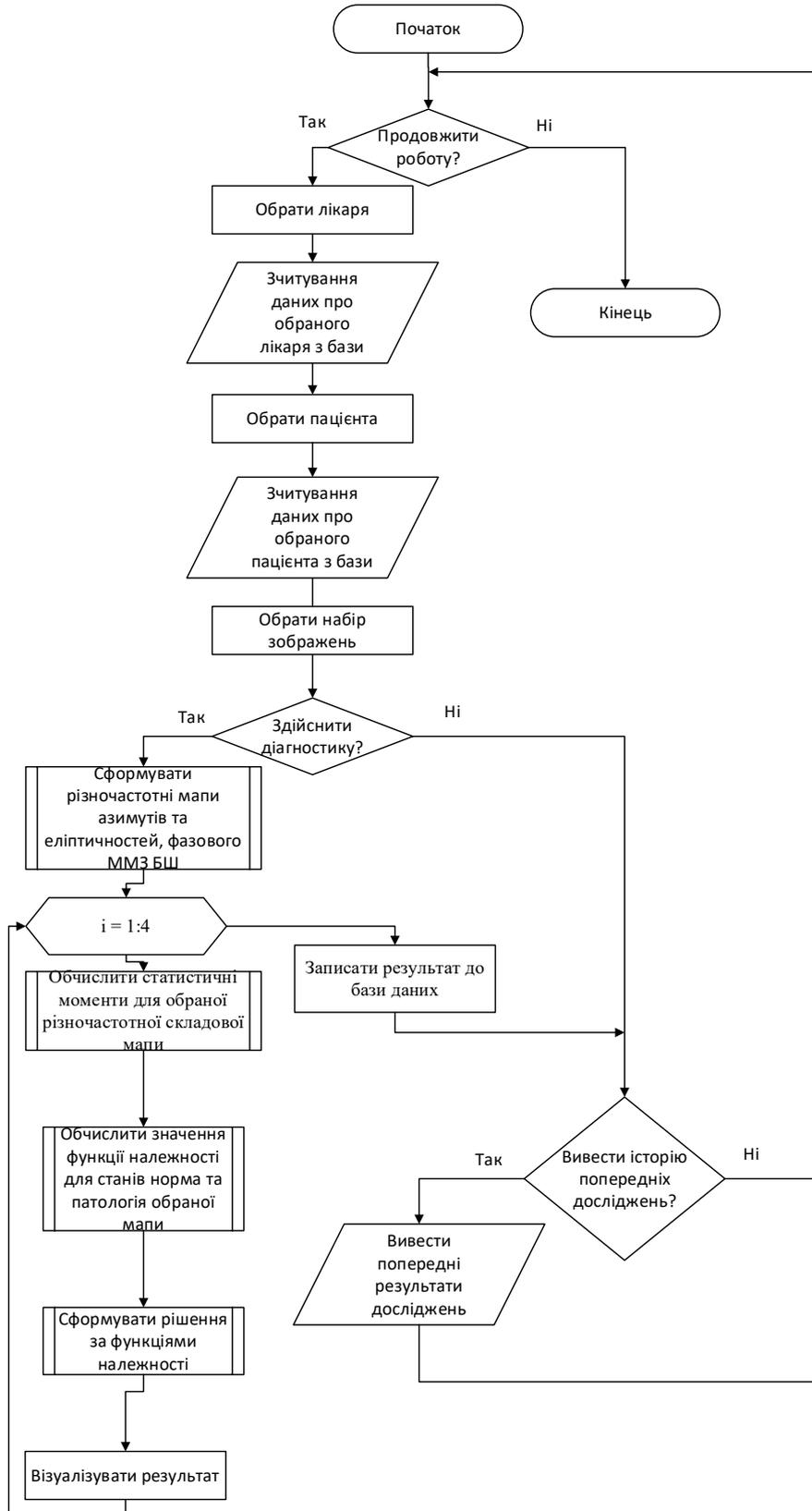


Рисунок 3.7 – Блок-схема роботи ПЗ системи фур'є-поляриметрії БШ

3.3 Результати вимірювань та аналізу різночастотних складових азимутально інваріантних азимутів та еліптичностей поляризації біотканин при діагностиці міокарда

Беручи до уваги, що серцево-судинні патології нині посідають перше місце серед причин смертності у світі, а також враховуючи наявний масив поляриметричних даних, напрацьований на кафедрі БМІОЕС у попередні роки, у цій роботі було виконано експериментальне дослідження біологічних зразків під час діагностики стану міокарда.

Часто фіксуються ситуації раптової смерті, спричиненої гострою коронарною недостатністю, що потребує проведення судово-медичної експертизи. Саме тому виникає потреба у швидких та надійних методах діагностики серцевої недостатності, які дозволили б підтвердити або виключити можливість насильницької смерті. У зв'язку з цим особливо важливим стає удосконалення та розвиток оперативних, достовірних діагностичних методик, серед яких — метод, модернізований у межах цієї роботи.

На рисунках 2.8, 2.9 в розділі 2 було показано приклади отриманих розподілів «високочастотної» та «низькочастотної» складової азимуту $\alpha(x, y)$ поляризації для зображення зрізу міокарда, стан якого є результатом асфіксії при насильницькій смерті та є результатом інфаркту міокарда (відповідно варіанти (а) та (б)).

На рисунках 2.10, 2.11 в розділі 2 було показано розподіли «високочастотної» та «низькочастотної» складової еліптичності $\beta(x, y)$ поляризації для зображення зрізу міокарда, стан якого є результатом асфіксії при насильницькій смерті та результатом інфаркту міокарда (відповідно варіанти (а) та (б)).

Для отримання бази даних, необхідної для виведення вирішальних правил діагностики, було опрацьовано дві групи зразків БШ. Це група 1 зразків

БШ, яка належить людям, що мали насильницький характер смерті в результаті асфіксії, та група 2 зразків БШ людей, що мали інфаркт міокарда .

Маємо 42 зразки всього, по 21 зразку в кожній з двох груп.

Для кожного досліджуваного замороженого біозразка БШ, підготовленого хірургом-патологоанатомом, та при зберіганні його в холодильнику при температурі 1° було виміряно азимути та еліптичності при високій та низькій частоті фільтрації.

Тоді в результаті проведеного статистичного аналізу було отримано для кожного розподілу по 4 інформативних ознаки у вигляді K_1, K_2, K_3, K_4 , які були усереднені по кожній з двох груп.

Так, наведемо в таблиці 3.1 отримані усереднені значення елементів вектора інформативних ознак мап азимутів, що виміряні на високій та низькій частоту, для розподілів кожної групи.

Наведемо в таблиці 3.2 отримані усереднені значення елементів вектора інформативних ознак мап еліптичностей, що виміряні на високій та низькій частоту, для розподілів кожної групи

Таблиця 3.1 – Середнє значення та його стандартне відхилення для різночастотних складових розподілів азимутів поляризації для БШ міокарда при асфіксії та інфаркті

Параметр	Високочастотна складова мапи азимутів		Низькочастотна складова мапи азимутів	
	Асфіксія	Інфаркт	Асфіксія	Інфаркт
K_1	$0,14 \pm 0,021$	$0,12 \pm 0,015$	$0,57 \pm 0,070$	$0,53 \pm 0,061$
K_2	$0,07 \pm 0,002$	$0,08 \pm 0,008$	$0,16 \pm 0,022$	$0,12 \pm 0,017$
K_3	$0,36 \pm 0,041$	$0,52 \pm 0,066$	$1,46 \pm 0,18$	$1,77 \pm 0,23$
K_4	$1,23 \pm 0,18$	$1,78 \pm 0,22$	$1,19 \pm 0,15$	$1,37 \pm 0,18$

Таблиця 3.2 – Середнє значення та його стандартне відхилення для різночастотних складових розподілів еліптичностей поляризації для БШ міокарда при асфіксії та інфаркті

Параметр	Високочастотна складова мапи еліптичностей		Низькочастотна складова мапи еліптичностей	
	Асфіксія	Інфаркт	Асфіксія	Інфаркт
K_1	$0,078 \pm 0,008$	$0,064 \pm 0,009$	$0,31 \pm 0,048$	$0,28 \pm 0,036$
K_2	$0,14 \pm 0,017$	$0,11 \pm 0,014$	$0,15 \pm 0,022$	$0,11 \pm 0,013$
K_3	$0,65 \pm 0,087$	$0,71 \pm 0,087$	$1,32 \pm 0,17$	$1,77 \pm 0,24$
K_4	$1,86 \pm 0,24$	$1,98 \pm 0,29$	$0,64 \pm 0,087$	$1,49 \pm 0,062$

За даними таблиці 3.1 були побудовані діапазони змінювання оцінок характеристик $K_1 - K_4$ високочастотних та низькочастотних складових азимутів, як наприклад наведено на рисунку 3.8. Інформативними є лише ті з них, діапазони змінювання яких не перетинаються при двох різних діагнозах.

Тому обрано такі інформативні параметри для опису високочастотних складових мап азимутів : $K_2; K_3; K_4$. Для низькочастотних складових мап азимутів інформативним буде лише параметр K_2 , а діапазони інших параметрів – частково перетинаються.

В таблиці 3.3 наведено розбиття на піддіапазони нечітких рівнів цих коефіцієнтів для обох складових мап азимутів.

Таблиця 3.3 – Розбиття на нечіткі рівні діапазонів змінювання інформативних ознак різночастотних складових мап азимутів поляризації БТ

Ознака	Н	НС	С	ВС	В
$K_2^s(\alpha)$	0.068 - 0.072	0.072 - 0.076	0.076 - 0.08	0.08 - 0.084	0.084 - 0.088
$K_3^s(\alpha)$	0.319 - 0.372	0.372 - 0.426	0.426 - 0.479	0.479 - 0.533	0.533 - 0.586
$K_4^s(\alpha)$	1.05 - 1.24	1.24 - 1.43	1.43 - 1.62	1.62 - 1.81	1.81 - 2.0
$K_2^h(\alpha)$	0.103 - 0.119	0.119 - 0.135	0.135 - 0.15	0.15 - 0.166	0.166 - 0.182

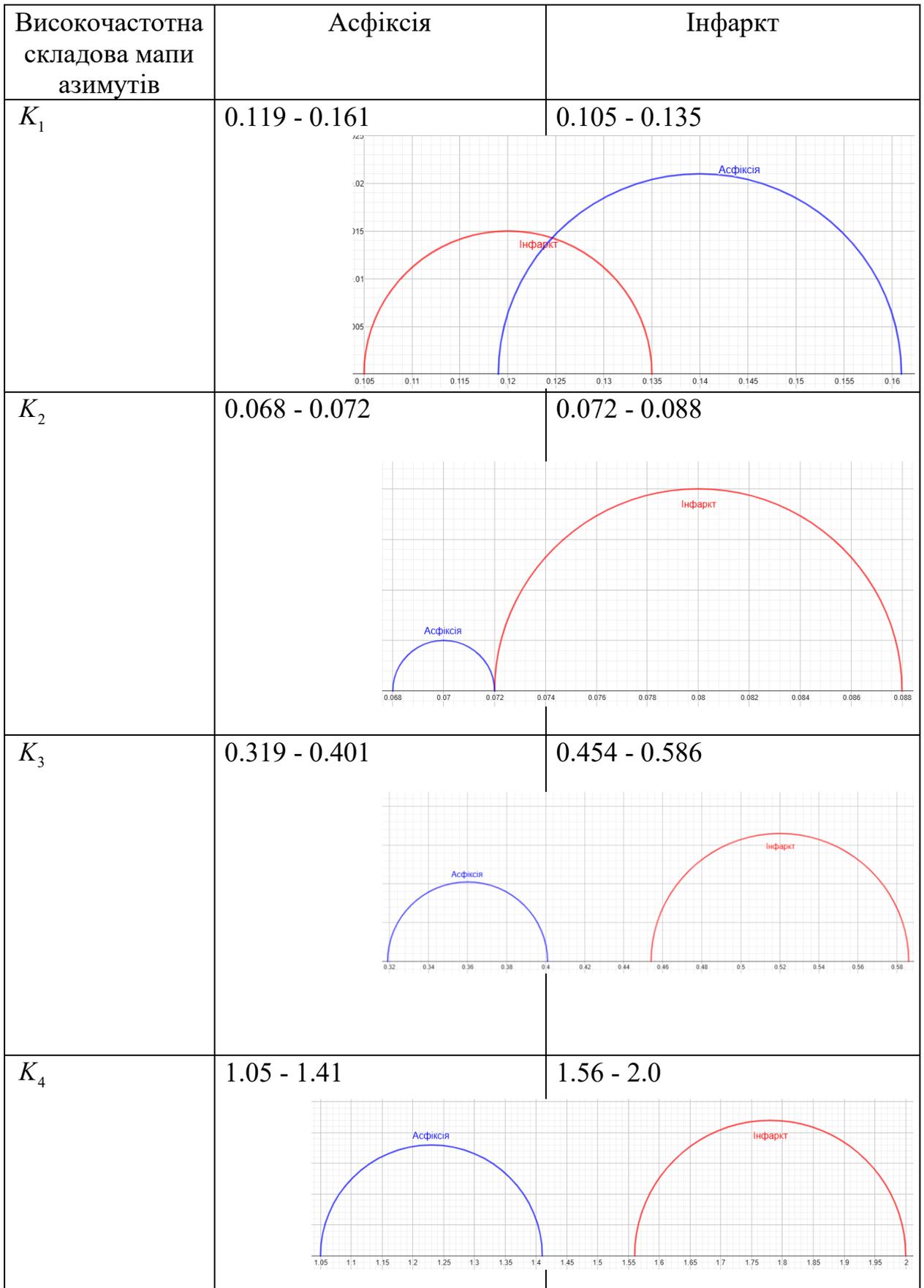


Рисунок 3.8 – Приклад графіків діапазонів змінювання оцінок статистичних моментів мап високочастотної складової азимутів

Розглянувши табл. 3.1, табл.3.3, запишемо базу знань в таблицю 3.4, в якій стани опишемо діагнози «асфіксія» та «інфаркт міокарда» за допомогою виділених нечітких відповідних термів з традиційним позначенням: Н (низький рівень), НС (нижче середнього рівень), С (середній рівень), ВС (вище середнього рівень), В (високий). В таблиці 3.4 і надалі ознаки для високочастотних складових азимутів позначено з верхнім індексом «В»: $K_2^6(\alpha)$, $K_3^6(\alpha)$, $K_4^6(\alpha)$, а для низькочастотних складових мап азимутів – з верхнім індексом «н»: $K_2^H(\alpha)$.

Таблиця 3.4 – База знань для опису асфіксії та інфаркту міокарда нечіткими термами різночастотних мап азимутів поляризації БШ

Діагноз	$K_2^6(\alpha)$	$K_3^6(\alpha)$	$K_4^6(\alpha)$	$K_2^H(\alpha)$
Асфіксія	Н	Н НС	Н НС	Н НС С
Інфаркт	НС С ВС В	С ВС В	С ВС В	С ВС В

Виведемо класифікаційні правила $Z_{\alpha}^{асф}(K_2^6, K_3^6, K_4^6, K_2^H)$ та $Z_{\alpha}^{інфаркт}(K_2^6, K_3^6, K_4^6, K_2^H)$ на нечіткій логіці з використанням даних таблиці 3.4 та функцій належності $\mu^H(q), \mu^{HC}(q), \mu^C(q), \mu^{BC}(q), \mu^B(q)$:

$$\begin{aligned}
 Z_{\alpha}^{асф}(K_2^6, K_3^6, K_4^6, K_2^H) = & (\mu^H(K_2^6) \wedge \mu^H(K_3^6) \wedge \mu^H(K_4^6) \wedge \mu^H(K_2^H)) \vee \\
 & \vee (\mu^H(K_2^6) \wedge \mu^{HC}(K_3^6) \wedge \mu^{HC}(K_4^6) \wedge \mu^{HC}(K_2^H)) \vee (\mu^H(K_2^6) \wedge \mu^{HC}(K_3^6) \wedge \\
 & \wedge \mu^{HC}(K_4^6) \wedge \mu^C(K_2^H)) \vee \mu^H(K_2^6) \wedge \mu^H(K_3^6) \wedge \mu^{HC}(K_4^6) \wedge \mu^H(K_2^H)) \vee \\
 & \vee (\mu^H(K_2^6) \wedge \mu^H(K_3^6) \wedge \mu^{HC}(K_4^6) \wedge \mu^{HC}(K_2^H)) \vee (\mu^H(K_2^6) \wedge \mu^H(K_3^6) \wedge \\
 & \wedge \mu^{HC}(K_4^6) \wedge \mu^C(K_2^H)) \vee \mu^H(K_2^6) \wedge \mu^H(K_3^6) \wedge \mu^H(K_4^6) \wedge \mu^{HC}(K_2^H)) \vee \\
 & \vee (\mu^H(K_2^6) \wedge \mu^H(K_3^6) \wedge \mu^H(K_4^6) \wedge \mu^C(K_2^H));
 \end{aligned} \tag{3.1}$$

Формула $Z_{\alpha}^{\text{інфаркт}}(K_2^{\beta}, K_3^{\beta}, K_4^{\beta}, K_2^{\eta})$ виводиться за аналогічним принципом, що й (3.1), проте не наводиться в тексті роботи, бо є занадто громіздкою.

На етапі дефазифікації визначаємо максимум належності, за яким формуємо результат класифікації дослідного зразка БШ на основі аналізу різночастотних складових мап азимутів поляризаційних зображень.

Якщо $Z_{\alpha}^{\text{acф}}(K_2^{\beta}, K_3^{\beta}, K_4^{\beta}, K_2^{\eta}) \succ Z_{\alpha}^{\text{інф}}(K_2^{\beta}, K_3^{\beta}, K_4^{\beta}, K_2^{\eta})$, то формуємо результат діагностики «БШ міокарда належить особі, що померла при асфіксії».

Якщо $Z_{\alpha}^{\text{acф}}(K_2^{\beta}, K_3^{\beta}, K_4^{\beta}, K_2^{\eta}) \prec Z_{\alpha}^{\text{інф}}(K_2^{\beta}, K_3^{\beta}, K_4^{\beta}, K_2^{\eta})$, то формуємо результат діагностики «БШ міокарда належить особі, що померла при інфаркті міокарда».

За даними таблиці 3.2 були побудовані діапазони змінювання оцінок характеристик $K_1 - K_4$ високочастотних та низькочастотних складових еліптичностей. Інформативними є лише ті з них, діапазони змінювання яких не перетинаються при двох різних діагнозах. Тому не обрано інформативних параметрів для опису високочастотних складових мап еліптичностей, адже діапазони змінювання всіх статистичних моментів перетинались. Для низькочастотних складових мап еліптичностей інформативними є параметри $K_2^{\eta}(\beta), K_3^{\eta}(\beta), K_4^{\eta}(\beta)$.

В таблиці 3.5 наведено розбиття на піддіапазони нечітких рівнів цих коефіцієнтів для мап еліптичностей.

Таблиця 3.5 – Розбиття на нечіткі рівні діапазонів змінювання інформативних ознак низькочастотних складових мап еліптичностей поляризації БТ

Ознака	Н	НС	С	ВС	В
$K_2^{\eta}(\beta)$	0.097 - 0.112	0.112 - 0.127	0.127 - 0.142	0.142 - 0.157	0.157 - 0.172
$K_3^{\eta}(\beta)$	1.15 - 1.322	1.322 - 1.494	1.494 - 1.666	1.666 - 1.838	1.838 - 2.01
$K_4^{\eta}(\beta)$	0.553 - 0.753	0.753 - 0.953	0.953 - 1.152	1.152 - 1.352	1.352 - 1.552

Розглянувши табл. 3.2, табл.3.5, запишемо базу знань в таблицю 3.6, в якій нечіткими станами опишемо діагнози «асфіксія» та «інфаркт міокарда» за допомогою виділених нечітких відповідних термів.

Таблиця 3.6 – База знань для опису асфіксії та інфаркту міокарда нечіткими термами різночастотних мап еліптичностей поляризації БШ

Діагнози	$K_2^H(\beta)$	$K_3^H(\beta)$	$K_4^H(\beta)$
Асфіксія	С ВС В	Н НС С	Н
Інфаркт	Н НС	С ВС В	В

Виведемо класифікаційні правила $Z_\beta^{асф}(K_2^H, K_3^H, K_4^H)$ та $Z_\alpha^{інфаркт}(K_2^H, K_3^H, K_4^H)$ на нечіткій логіці з використанням даних таблиці 3.6 та функцій належності $\mu^H(q), \mu^{HC}(q), \mu^C(q), \mu^{BC}(q), \mu^B(q)$:

$$\begin{aligned}
 Z_\beta^{асф}(K_2^H, K_3^H, K_4^H) = & (\mu^C(K_2^H) \wedge \mu^H(K_3^H) \wedge \mu^H(K_4^H)) \vee (\mu^C(K_2^H) \wedge \mu^{HC}(K_3^H) \wedge \\
 & \mu^H(K_4^H)) \vee (\mu^C(K_2^H) \wedge \mu^C(K_3^H) \wedge \mu^H(K_4^H)) \vee (\mu^{BC}(K_2^H) \wedge \mu^H(K_3^H) \wedge \mu^H(K_4^H)) \vee \\
 & (\mu^{BC}(K_2^H) \wedge \mu^{HC}(K_3^H) \wedge \mu^H(K_4^H)) \vee (\mu^{BC}(K_2^H) \wedge \mu^C(K_3^H) \wedge \mu^H(K_4^H)) \vee (\mu^B(K_2^H) \wedge \\
 & \mu^H(K_3^H) \wedge \mu^H(K_4^H)) \vee (\mu^B(K_2^H) \wedge \mu^{HC}(K_3^H) \wedge \mu^H(K_4^H)) \vee (\mu^B(K_2^H) \wedge \mu^C(K_3^H) \wedge \\
 & \mu^H(K_4^H)) \vee
 \end{aligned} \tag{3.2}$$

$$\begin{aligned}
 Z_\beta^{інфаркт}(K_2^H, K_3^H, K_4^H) = & (\mu^H(K_2^H) \wedge \mu^C(K_3^H) \wedge \mu^B(K_4^H)) \vee (\mu^H(K_2^H) \wedge \mu^{BC}(K_3^H) \wedge \\
 & \mu^B(K_4^H)) \vee (\mu^H(K_2^H) \wedge \mu^B(K_3^H) \wedge \mu^B(K_4^H)) \vee (\mu^{HC}(K_2^H) \wedge \mu^C(K_3^H) \wedge \mu^B(K_4^H)) \vee \\
 & (\mu^{HC}(K_2^H) \wedge \mu^{BC}(K_3^H) \wedge \mu^B(K_4^H)) \vee (\mu^{HC}(K_2^H) \wedge \mu^B(K_3^H) \wedge \mu^B(K_4^H)) \vee
 \end{aligned} \tag{3.3}$$

якщо $Z_\beta^{асф}(K_2^H, K_3^H, K_4^H) \succ Z_\beta^{інф.}(K_2^H, K_3^H, K_4^H)$, то формуємо результат діагностики «БШ міокарда належить особі, що померла при асфіксії».

Якщо $Z_{\beta}^{ac\phi}(K_2^H, K_3^H, K_4^H) < Z_{\beta}^{inf.}(K_2^H, K_3^H, K_4^H)$, то формуємо результат діагностики «БШ міокарда належить особі, що померла при інфаркті міокарда».

Графічна модель відображення залежностей $\mu^H(q), \mu^{HC}(q), \mu^C(q), \mu^{BC}(q), \mu^B(q)$ подана на рисунку 3.9. Відповідні їм математичні описи функцій представлені в роботі [27], програмна реалізація наведена в додатку Г.

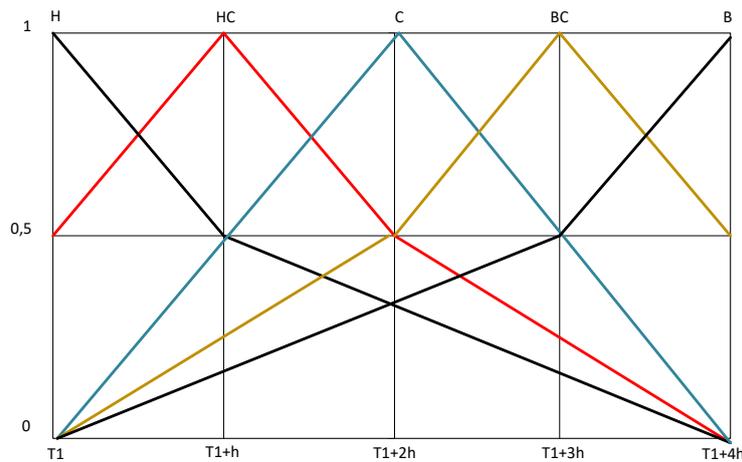


Рисунок 3.9 – Закони змінювання залежностей базових нечітких термів

3.4 Результати вимірювань та аналізу різночастотних складових азимутально інваріантного фазового ММЗ біотканин при діагностиці міокарда

За допомогою розробленого фур'є-поляриметра для підготовлених двох груп зразків БШ міокарда (по 21 зразку в кожній групі) було також виміряно розподіли високочастотної та низькочастотної складової фазового ММЗ $M_{44}(N \times N)$ за алгоритмом вимірювань, наведеним на рисунку 2.7. Приклади наведено для верифікованих діагнозів асфіксії та інфаркту міокарда на рисунках 3.10 та 3.11.

Тоді в результаті проведеного статистичного аналізу за формулами (2.13)–(2.16) було отримано для кожного розподілу $M_{44}(N \times N)$, виміряного на високій та низькій частоті, по 4 інформативних ознаки у вигляді елементів

K_1, K_2, K_3, K_4 векторів ознак $w(M(4;4)); w(\dot{M}(4;4))$, які були усереднені по кожній з двох груп.

Так, наведемо в таблиці 3.7 отримані усереднені значення елементів вектора інформативних ознак мап фазового ММЗ типу $M_{44}(N \times N)$, що виміряні на високій та низькій частоту, для розподілів кожної групи.

За аналізом таблиці 3.7 було визначено інформативні елементи відповідних векторів ознак для класифікації діагнозів асфіксія та інфаркт для фазового ММЗ.

Бачимо, що для високочастотних складових фазових ММЗ інформативні такі елементи: $K_3^e(M_{44})$, які відрізняються для двох діагнозів в 1,45 раз та не перетинаються за діапазонами; $K_4^e(M_{44})$, які відрізняються в 1,3 раз для двох діагнозів та не перетинаються за діапазонами.

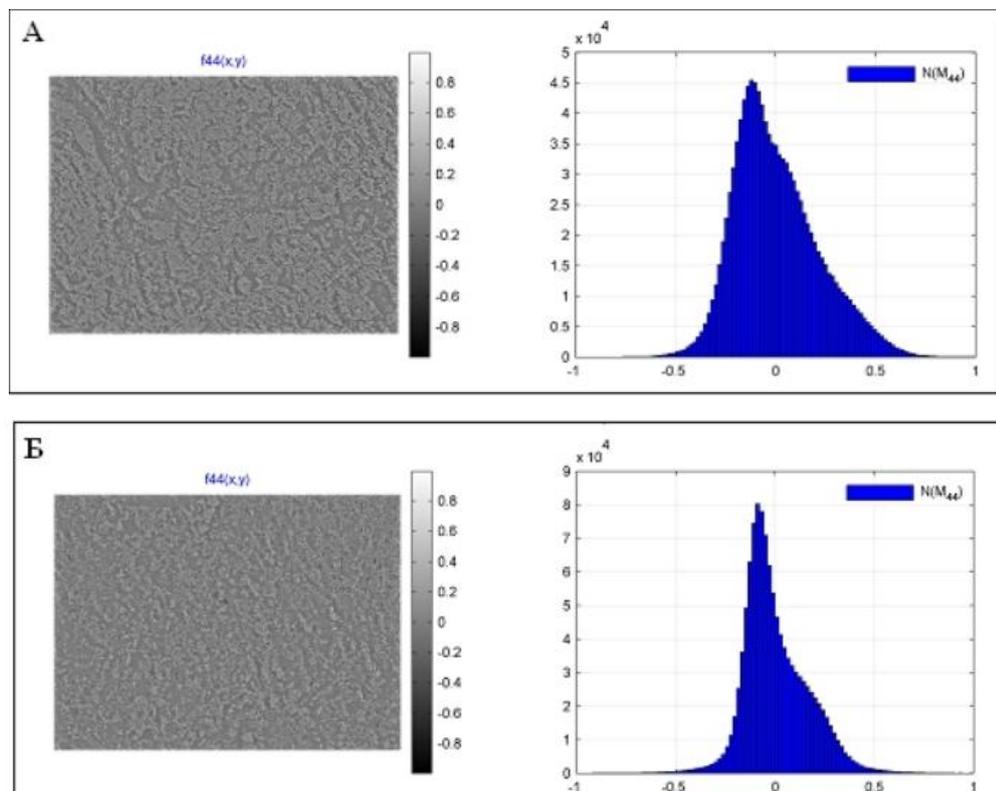


Рисунок 3.10 – «Високочастотні» складові фазового ММЗ $M_{44}(N \times N)$ БШ міокарду : а) при асфіксії; б) при інфаркті міокарда

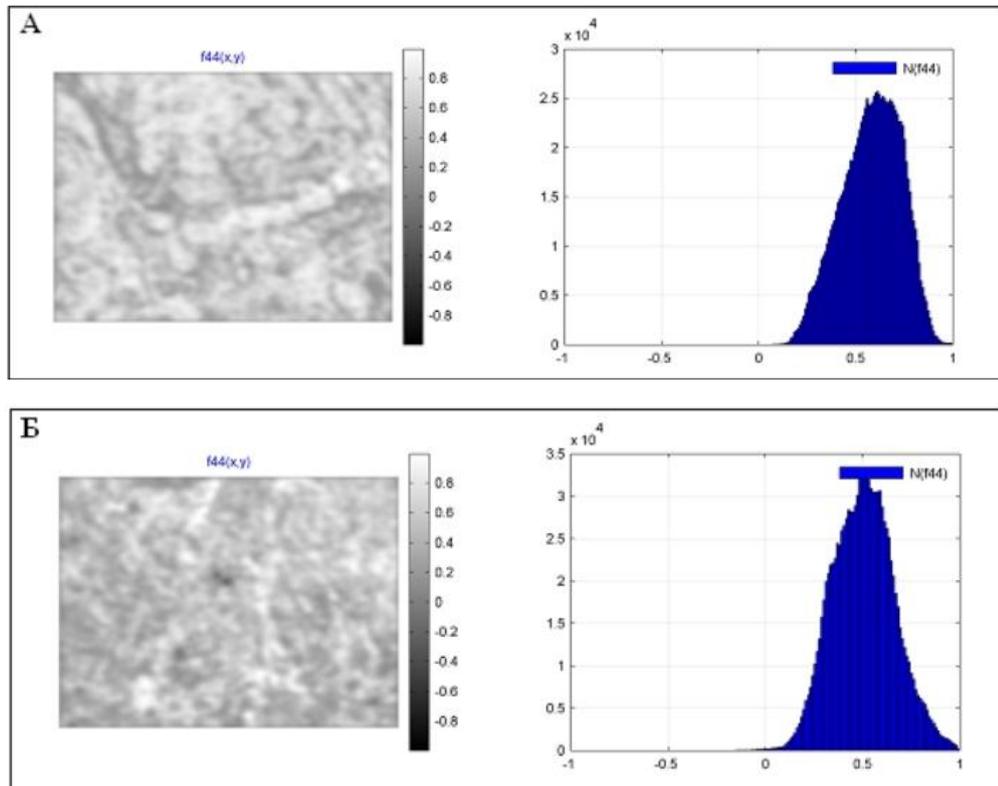


Рисунок 3.11 – «Низькочастотні» складові фазового ММЗ $M_{44}(N \times N)$ БШ міокарду : а) при асфіксії; б) при інфаркті міокарду

Таблиця 3.7 – Середнє значення та його стандартне відхилення для різночастотних складових розподілів фазового ММЗ M_{44} для БШ міокарду при асфіксії та інфаркті

Параметр	Високочастотна складова мапи фазового ММЗ		Низькочастотна складова мапи фазового ММЗ	
	Асфіксія	Інфаркт	Асфіксія	Інфаркт
$K_1(M_{44})$	$0,12 \pm 0,014$	$0,15 \pm 0,017$	$0,37 \pm 0,044$	$0,45 \pm 0,059$
$K_2(M_{44})$	$0,11 \pm 0,018$	$0,13 \pm 0,017$	$0,18 \pm 0,023$	$0,21 \pm 0,031$
$K_3(M_{44})$	$0,44 \pm 0,059$	$0,32 \pm 0,046$	$0,34 \pm 0,049$	$1,23 \pm 0,034$
$K_4(M_{44})$	$0,81 \pm 0,098$	$0,61 \pm 0,084$	$0,28 \pm 0,037$	$0,19 \pm 0,023$

Для низькочастотних складових фазових ММЗ інформативні такі елементи: $K_3^H(M_{44})$, які відрізняються для двох діагнозів в 1,5 раз та не перетинаються за діапазонами; $K_4^H(M_{44})$, які відрізняються в 1,47 раз для двох діагнозів та не перетинаються за діапазонами.

В таблиці 3.8 наведено розбиття на піддіапазони нечітких рівнів цих коефіцієнтів для обох складових мап фазового ММЗ M_{44} .

Таблиця 3.8 – Розбиття на нечіткі рівні діапазонів змінювання інформативних ознак різночастотних складових мап фазового ММЗ БТ

Ознака	Н	НС	С	ВС	В
$K_3^e(M_{44})$	0,274- 0,319	0,319- 0,364	0,364- 0,409	0,409- 0,454	0,454- 0,499
$K_4^e(M_{44})$	0,526- 0,602	0,602- 0,679	0,679- 0,755	0,755- 0,832	0,832- 0,908
$K_3^H(M_{44})$	0,291- 0,486	0,486- 0,680	0,680- 0,875	0,875- 1,069	1,069- 1,264
$K_4^H(M_{44})$	0,167- 0,197	0,197- 0,227	0,227- 0,257	0,257- 0,287	0,287- 0,317

Розглянувши табл. 3.7, табл.3.8, запишемо базу знань в таблицю 3.9, в якій стани опишемо діагнози «асфіксія» та «інфаркт міокарда» за допомогою виділених нечітких відповідних термів для фазового ММЗ БШ.

Таблиця 3.9 – База знань для опису асфіксії та інфаркту міокарда нечіткими термами різночастотних фазових ММЗ БШ

Діагноз	$K_3^e(M_{44})$	$K_4^e(M_{44})$	$K_3^H(M_{44})$	$K_4^H(M_{44})$
Асфіксія	С	С	Н	С
	ВС	ВС		ВС
	В	В		В
Інфаркт	Н	Н	В	Н
	НС	НС		НС

Виведемо класифікаційні правила $Z_{M44}^{ac\phi}(K_3^e, K_4^e, K_3^H, K_4^H)$ та $Z_{M44}^{in\phi}(K_3^e, K_4^e, K_3^H, K_4^H)$ на нечіткій логіці з використанням даних таблиці 3.9 та функцій належності $\mu^H(q), \mu^{HC}(q), \mu^C(q), \mu^{BC}(q), \mu^B(q)$.

$$\begin{aligned}
Z_{M44}^{ac\phi}(K_3^B, K_4^B, K_3^H, K_4^H) = & (\mu^C(K_3^B) \wedge \mu^C(K_4^B) \wedge \mu^H(K_3^H) \wedge \mu^C(K_4^H)) \vee \\
& (\mu^C(K_3^B) \wedge \mu^C(K_4^B) \wedge \mu^H(K_3^H) \wedge \mu^{BC}(K_4^H)) \vee (\mu^C(K_3^B) \wedge \mu^C(K_4^B) \wedge \mu^H(K_3^H) \wedge \\
& \mu^B(K_4^H)) \vee (\mu^C(K_3^B) \wedge \mu^{BC}(K_4^B) \wedge \mu^H(K_3^H) \wedge \mu^C(K_4^H)) \vee (\mu^C(K_3^B) \wedge \mu^{BC}(K_4^B) \wedge \\
& \mu^H(K_3^H) \wedge \mu^{BC}(K_4^H)) \vee (\mu^C(K_3^B) \wedge \mu^{BC}(K_4^B) \wedge \mu^H(K_3^H) \wedge \mu^B(K_4^H)) \vee (\mu^C(K_3^B) \wedge \\
& \mu^B(K_4^B) \wedge \mu^H(K_3^H) \wedge \mu^C(K_4^H)) \vee (\mu^C(K_3^B) \wedge \mu^B(K_4^B) \wedge \mu^H(K_3^H) \wedge \mu^{BC}(K_4^H)) \vee \\
& (\mu^C(K_3^B) \wedge \mu^{BC}(K_4^B) \wedge \mu^H(K_3^H) \wedge \mu^B(K_4^H)) \vee (\mu^{BC}(K_3^B) \wedge \mu^C(K_4^B) \wedge \mu^H(K_3^H) \wedge \\
& \mu^C(K_4^H)) \vee (\mu^{BC}(K_3^B) \wedge \mu^C(K_4^B) \wedge \mu^H(K_3^H) \wedge \mu^{BC}(K_4^H)) \vee (\mu^{BC}(K_3^B) \wedge \mu^C(K_4^B) \wedge \\
& \mu^H(K_3^H) \wedge \mu^B(K_4^H)) \vee (\mu^{BC}(K_3^B) \wedge \mu^{BC}(K_4^B) \wedge \mu^H(K_3^H) \wedge \mu^C(K_4^H)) \vee (\mu^{BC}(K_3^B) \wedge \\
& \mu^{BC}(K_4^B) \wedge \mu^H(K_3^H) \wedge \mu^{BC}(K_4^H)) \vee (\mu^{BC}(K_3^B) \wedge \mu^{BC}(K_4^B) \wedge \mu^H(K_3^H) \wedge \mu^B(K_4^H)) \vee \\
& (\mu^{BC}(K_3^B) \wedge \mu^B(K_4^B) \wedge \mu^H(K_3^H) \wedge \mu^C(K_4^H)) \vee (\mu^{BC}(K_3^B) \wedge \mu^B(K_4^B) \wedge \mu^H(K_3^H) \wedge \\
& \mu^{BC}(K_4^H)) \vee (\mu^{BC}(K_3^B) \wedge \mu^{BC}(K_4^B) \wedge \mu^H(K_3^H) \wedge \mu^B(K_4^H)) \vee (\mu^B(K_3^B) \wedge \mu^C(K_4^B) \wedge \\
& \mu^H(K_3^H) \wedge \mu^C(K_4^H)) \vee (\mu^B(K_3^B) \wedge \mu^C(K_4^B) \wedge \mu^H(K_3^H) \wedge \mu^{BC}(K_4^H)) \vee (\mu^B(K_3^B) \wedge \\
& \mu^C(K_4^B) \wedge \mu^H(K_3^H) \wedge \mu^B(K_4^H)) \vee (\mu^B(K_3^B) \wedge \mu^{BC}(K_4^B) \wedge \mu^H(K_3^H) \wedge \mu^C(K_4^H)) \vee \\
& (\mu^B(K_3^B) \wedge \mu^{BC}(K_4^B) \wedge \mu^H(K_3^H) \wedge \mu^{BC}(K_4^H)) \vee (\mu^B(K_3^B) \wedge \mu^{BC}(K_4^B) \wedge \mu^H(K_3^H) \wedge \\
& \mu^B(K_4^H)) \vee (\mu^B(K_3^B) \wedge \mu^B(K_4^B) \wedge \mu^H(K_3^H) \wedge \mu^C(K_4^H)) \vee (\mu^B(K_3^B) \wedge \mu^B(K_4^B) \wedge \\
& \mu^H(K_3^H) \wedge \mu^{BC}(K_4^H)) \vee (\mu^B(K_3^B) \wedge \mu^{BC}(K_4^B) \wedge \mu^H(K_3^H) \wedge \mu^B(K_4^H))
\end{aligned} \tag{3.4}$$

$$\begin{aligned}
Z_{M44}^{in\phi}(K_3^B, K_4^B, K_3^H, K_4^H) = & (\mu^H(K_3^B) \wedge \mu^H(K_4^B) \wedge \mu^B(K_3^H) \wedge \mu^H(K_4^H)) \vee \\
& (\mu^H(K_3^B) \wedge \mu^H(K_4^B) \wedge \mu^B(K_3^H) \wedge \mu^{HC}(K_4^H)) \vee (\mu^H(K_3^B) \wedge \mu^{HC}(K_4^B) \wedge \mu^B(K_3^H) \wedge \\
& \mu^H(K_4^H)) \vee (\mu^H(K_3^B) \wedge \mu^{HC}(K_4^B) \wedge \mu^B(K_3^H) \wedge \mu^{HC}(K_4^H)) \vee (\mu^{HC}(K_3^B) \wedge \mu^H(K_4^B) \wedge \\
& \mu^B(K_3^H) \wedge \mu^H(K_4^H)) \vee (\mu^{HC}(K_3^B) \wedge \mu^H(K_4^B) \wedge \mu^B(K_3^H) \wedge \mu^{HC}(K_4^H)) \vee (\mu^{HC}(K_3^B) \wedge \\
& \mu^{HC}(K_4^B) \wedge \mu^B(K_3^H) \wedge \mu^H(K_4^H)) \vee (\mu^{HC}(K_3^B) \wedge \mu^{HC}(K_4^B) \wedge \mu^B(K_3^H) \wedge \mu^{HC}(K_4^H))
\end{aligned} \tag{3.5}$$

Якщо $Z_{M44}^{acф}(K_3^6, K_4^6, K_3^H, K_4^H) \succ Z_{M44}^{инф}(K_3^6, K_4^6, K_3^H, K_4^H)$, то формуємо результат діагностики «БШ міокарда належить особі, що померла при асфіксії».

Якщо $Z_{M44}^{acф}(K_3^6, K_4^6, K_3^H, K_4^H) \prec Z_{M44}^{инф}(K_3^6, K_4^6, K_3^H, K_4^H)$, то формуємо результат діагностики «БШ міокарда належить особі, що померла при інфаркті міокарда».

Таким чином, синтезовано 6 основних вирішальних правил (3.1)-(3.6) для класифікації БШ в підсистемі підтримки прийняття рішення інтелектуалізованої системи Фур'є-поляриметриї БТ,

3.5 Технічні характеристики лазерного поляриметра із Фур'є-аналізом

Згідно з результатами, наведеними у роботі [32], точність відновлення мап азимутів та еліптичностей поляризації у поляриметричній схемі оцінюється на основі співвідношення

$$\Delta\alpha^{вимір} = \sqrt{\left(\frac{\partial\alpha}{\partial\delta}\Delta\delta\right)^2 + \sum_{i=1}^N \left(\frac{\partial\alpha}{\partial\alpha_i}\Delta\alpha_i\right)^2 + \left(\frac{\partial\alpha}{\partial\alpha_0}\Delta\alpha_0\right)^2 + \left(\frac{\partial\alpha}{\partial I_0}\Delta I\right)^2}, \quad (3.7)$$

де $\Delta\alpha_0$ – характеризує похибку задання початкового кута повороту аналізатора; $\Delta\delta$ – задає похибку фазового зсуву, зумовлену недосконалістю чвертьхвильової фазової пластинки; $\Delta\alpha$ – задає випадкову похибку встановлення кута повороту аналізатора під час реєстрації миттєвих значень інтенсивності випромінювання I ; N – кількість дискретних відліків сигналу фотоприймальної камери протягом одного повного циклу обертання поляризатора; ΔI – задає випадкову складову шуму, пов'язану з нестабільністю інтенсивності джерела випромінювання.

Для кількісної оцінки похибок вимірювання азимуту поляризації БШ було прийнято характерні значення параметрів недосконалостей, що відповідають умовам натурального експерименту. Зокрема, кількість відліків покладено рівною $N = 128$, а значення похибок становлять:

$$\Delta\alpha_0 = 0.2^\circ, \Delta\delta = 0.5^\circ, \Delta\alpha = 0.2^\circ, \Delta I = 0.001I_0. \quad (3.8)$$

За наведених умов було отримано середнє значення похибки визначення азимутів та еліптичностей поляризації $\Delta\alpha^{\text{вимір.}} = 0,002$.

За іншою методикою оцінювання похибок вимірювань в системі, наведеною в роботах [33], обирався тестовий об'єкт, для якого була відома еталонна матриця Мюллера. Цю методику можна застосувати для нашої системи також, досліджуючи фазову напівхвильову пластинку, що має фазовий зсув 180° .

Співвідношення (3.9) описує саме фазове ММЗ як тестовий об'єкт з відомою матрицею Мюллера.

На рисунку 3.12 отримано отримані результати вимірювань (а) фазового елемента в системі поляриметрії та гістограму похибок(б).

$$M_{44} = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & -1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & -1 \end{pmatrix} \quad (3.9)$$

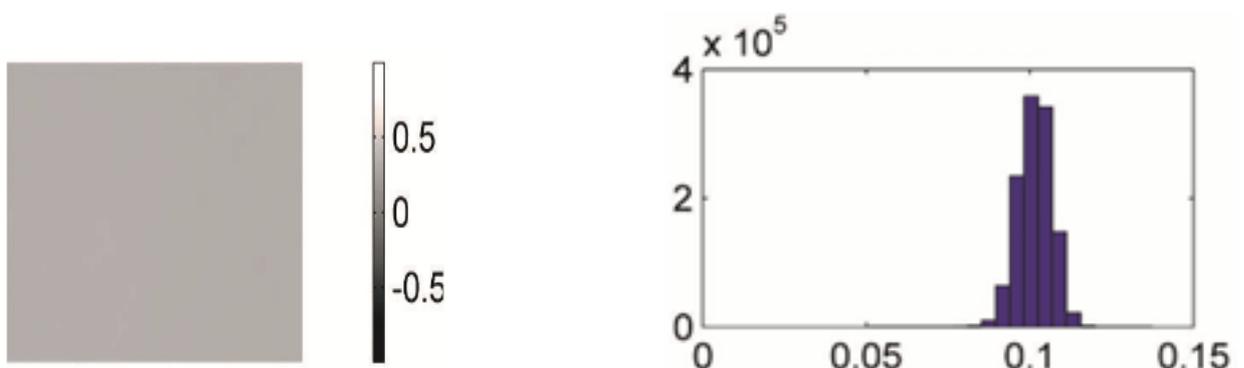


Рисунок 3.12 – Виміряне фазове ММЗ фазової пластинки (а) та відповідна гістограма похибок (б)

З вищенаведених результатів стає очевидно, що середнє значення похибки вимірювань фазового ММЗ в системі лазерної поляриметрії склало величину $\Delta M_{44} = 0,094 \pm 0,025$.

Іншими важливими характеристиками розробленої системи є її функціональні можливості та достовірність діагностики, оцінена при застосуванні методу визначення азимутально інваріантних азимутів та еліптичностей об'єктного поля та мюллер-матричних інваріантів на основі Фур'є аналізу зображень біологічного зрізу.

Маючи на кафедрі вибірку із 42 зразків БШ міокарда, всі з яких були верифіковані лікарем-патологоанатомом при наданні біоматеріалу, було проведено опрацювання всіх зразків на лабораторному макеті системи лазерної поляриметрії із модифікацією вимірювального каналу для фур'є-аналізу.

Для визначення достовірності діагностики БШ міокарду в системі було також застосовано програмне забезпечення, в якому враховано вирішальні класифікаційні правила, отримані в даній роботі. Фрагмент програмного забезпечення наведено в додатку Г.

Достовірність обраховано як відношення вірно класифікованих зразків з групи 1 (21 зразок БШ) та групи 2 (21 зразок БШ) до всіх зразків вибірки (42).

Результати подано в таблиці 3.10.

Отже, видно з таблиці 3.10, що у порівнянні з аналогом, в розробленій системі розширено функціональні можливості по класифікаційному аналізу виміряних мап, що в свою чергу, послугувало фактором, що дозволив підвищити достовірність діагностики БТ.

Для диференціації БТ асфіксії та інфаркту міокарда отримано зростання достовірності їх діагностики в розробленій системі.

Таблиця 3.10 – Порівняльні характеристики інтелектуалізованого лазерного поляриметра із Фур'є-аналізом з аналогами при диференціації асфіксії та інфаркту міокарда

Назва системи	Функціональні можливості аналізу системи	Достовірність діагностики БШ
Система-аналог азимутально-інваріантної лазерної поляриметрії з Фур'є-аналізом різночастотних складових [8], [9]	<ol style="list-style-type: none"> 1. Статистичний аналіз високочастотних та низькочастотних мап азимутів та еліптичностей поляризації 2. Відсутній автоматизований класифікаційний аналіз 	<p>Достовірності за аналізом мап азимутів 82,7%;</p> <p>еліптичностей 72%</p>
Інтелектуалізований лазерний поляриметр із Фур'є-аналізом, розроблений в МКР	<ol style="list-style-type: none"> 1. Статистичний аналіз високочастотних та низькочастотних мап азимутів та еліптичностей поляризації 2. Автоматизований класифікаційний аналіз на нечіткій логіці 	<p>Достовірності за аналізом мап азимутів 83,3%; (TP=17, TN=18)</p> <p>еліптичностей 78,6% (TP=17, TN=17)</p>
Система-аналог азимутально-інваріантного Мюллер-матричного картографування з Фур'є-аналізом різночастотних складових [8], [9]	<ol style="list-style-type: none"> 1. Статистичний аналіз високочастотних та низькочастотних мап фазового ММЗ 2. Відсутній автоматизований класифікаційний аналіз 	<p>Достовірності за аналізом :</p> <ul style="list-style-type: none"> -високочастотної складової M_{44} 77%; - низькочастотної складової M_{44} 86%;
Інтелектуалізований лазерний поляриметр із Фур'є-аналізом, розроблений в МКР	<ol style="list-style-type: none"> 1.Статистичний аналіз високочастотних та низькочастотних мап фазового ММЗ типу M_{44} 2. Автоматизований класифікаційний аналіз на нечіткій логіці 	<p>Достовірності за аналізом :</p> <ul style="list-style-type: none"> -високочастотної складової M_{44} 80,9%; (TP=18, TN=18) - низькочастотної складової M_{44} 88%; (TP=18, TN=19)

На основі вимірювання різночастотних складових азимутально незалежних мап азимутів є зростання достовірності діагностики з 82,7% до 83,3% та еліптичностей з 72% до 78,6%;

На основі вимірювання різночастотних азимутально незалежних мап фазового ММЗ для високочастотних мап M_{44} є зростання достовірності діагностики з 77% до 80,9%; для низькочастотних мап M_{44} з 86% до 88%.

Поставлена мета роботи виконана.

3.6 Висновки до розділу 3

Розроблено оптичну схему вимірювального каналу та архітектуру програмного забезпечення інтелектуалізованого поляриметра БШ з Фур'є-аналізом.

Наведено результати вимірювань на лабораторному макеті, модифікованому у відповідності з удосконаленим методом в роботі, різночастотних складових мап азимутально незалежних мап азимутів, еліптичностей та фазового ММЗ БТ для двох груп тканин міокарда : при асфіксії та інфаркту міокарда. Обчислено їх вектори інформативних ознак при класифікації.

Виведено 6 вирішальних класифікаційних правил на нечіткій логіці для диференціації асфіксії та інфаркту міокарда, як інтегровано в програмне забезпечення системи.

Оцінено похибки та достовірність діагностики в системі за виведеними правилами.

4 ЕКОНОМІЧНА ЧАСТИНА

4.1 Проведення комерційного та технологічного аудиту науковотехнічної розробки

Метою проведеного комерційного та технологічного аудиту стало оцінювання науково-технічного рівня та рівня комерційного потенціалу розробки, створеної в результаті науково-технічної діяльності під час виконання магістерської кваліфікаційної роботи на тему: «Інтелектуалізований лазерний поляриметр із Фур'є-аналізом для медичної діагностики біологічних тканин».

Для проведення цього аудиту було залучено 3-х незалежних експертів. До складу експертної групи увійшли провідні викладачі випускової та спорідненої кафедр, а також відомі фахівці галузі. Згідно з рекомендаціями, до складу експертів не залучалися керівник магістерської кваліфікаційної роботи та завідувач відповідної випускової кафедри.

Оцінювання науково-технічного рівня розробки та її комерційного потенціалу було успішно здійснено із застосуванням п'ятибальної системи оцінювання. Експерти надали свої оцінки за 12-ма критеріями, наведеними в Таблиці 4.1[35]. За результатами їхньої роботи було сформовано кінцеві оцінки, які відображають об'єктивне бачення як інноваційності, так і ринкової привабливості створеної розробки.

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

Критерії	Експерт		
	1	2	3
	Бали:		
1. Технічна здійсненність концепції	3	3	3
2. Ринкові переваги (наявність аналогів)	4	4	4
3. Ринкові переваги (ціна продукту)	2	3	3
4. Ринкові переваги (технічні властивості)	3	3	4
5. Ринкові переваги (експлуатаційні витрати)	3	2	2

6. Ринкові перспективи (розмір ринку)	2	2	1
7. Ринкові перспективи (конкуренція)	4	4	4
8. Практична здійсненність (наявність фахівців)	3	4	4
9. Практична здійсненність (наявність фінансів)	2	3	3
10. Практична здійсненність (необхідність нових матеріалів)	4	4	4
11. Практична здійсненність (термін реалізації)	4	3	4
12. Практична здійсненність (розробка документів)	4	3	3
Сума балів	38	38	39
Середньоарифметична сума балів $СБс$	$СБс = \frac{\sum_{i=1}^3 СБ_i}{3} = 38.3$		

Таблиця 4.2 – Науково-технічні рівні та комерційні потенціали розробки

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

За таблицею 4.2 було визначено, що науково технічний рівень та потенціал даної розробки вище середнього. Її перевагою стало розширення функціональних можливостей лазерного поляриметра із Фур'є-аналізом для медичної діагностики біологічних тканин за рахунок його доповнення методами інтелектуалізації прийняття рішення. Це є значною перевагою на ринку, тому що аналоги не мають таких підтримок.

Також значною перевагою вважається об'єднання 3-х методів обробки зображення, а саме: визначення азимутально-інваріантних мап для БШ, визначення еліптично-інваріантних мап для БШ, визначення інваріантних мап для елемента M_{44} матриці Мюллера та винесення рішення на основі всіх показників за нечіткою логікою.

За допомогою напівавтоматичної системи з кроковими двигунами значно пришвидшено час отримання даних із зразка. Ця система підвищує рівень продуктивності та достовірності даних.

4.2 Розрахунок витрат на здійснення науково-дослідної роботи

4.2.1 Витрати на оплату праці

Для розрахунку оплати праці потрібно поррахувати яку заробітну плату буде отримувати науковий співробітник та його керівник. Саме така кількість працівників потрібна для старту проекту. Витрати на основну заробітну плату дослідників (Z_o) розраховують відповідно до посадових окладів працівників, за формулою:

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

де k – кількість посад дослідників, залучених до процесу досліджень;
 M_{ni} – місячний посадовий оклад конкретного дослідника, грн;
 t_i – кількість днів роботи конкретного дослідника, дн.;
 T_p – середня кількість робочих днів в місяці, $T_p=21...23$ дні.

За підрахунками керівник проекту за місяць який складається з 22 робочих днів отримає 44000 грн., а науковий співробітник – 30800 грн.

Таблиця 4.3 – Витрати на заробітну плату дослідників

Найменування посади	Місячний посадовий оклад, грн	Оплата за робочий день, грн	Кількість днів роботи	Витрати на заробітну плату, грн
Керівник проекту	44000	2000	22	44000
Науковий співробітник	30800	1400	22	30800
Всього				74800

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:

$$C_i = \frac{M_M \cdot K_j \cdot K_c}{T_p \cdot t_{зм}} \quad (4.3)$$

де M_M – розмір прожиткового мінімуму працездатної особи або мінімальної місячної заробітної плати (залежно від діючого законодавства), грн;
 K_i – коефіцієнт міжкваліфікаційного співвідношення для встановлення тарифної ставки робітнику відповідного розряду (табл. Б.2, додаток Б);
 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. (табл. Б.1, додаток Б)

T_p – середня кількість робочих днів в місяці, приблизно $T_p = 21...23$ дні;

$t_{зм}$ – тривалість зміни, год.

Таблиця 4.4 – Величина витрат на основну заробітну плату робітників

Найменування робіт	Тривалість роботи, год	Розряд роботи	Тарифний коефіцієнт	Погодинна тарифна ставка, грн	Величина оплати на робітника грн
Розробка або покращення	60	7	2.2	117.64	15530

програмного забезпечення					
Налаштування обладнання	30	2	1.1	235.2	7764
Калібрування позиції лазера в установці	15	4	1.5	172.5	3882
Підготовка оптично тонких біологічних зразків	90	2	1.1	164.7	16306
Проведення оптичних вимірювань	65	3	1.35	191.7	16823
Запис результатів та створення звітів	80	1	1.0	181.1	14494
Всього					74799

Додаткова заробітна плата розраховується 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.

$$Z_{\text{дод}} = (74800 + 74799) \cdot \frac{12}{100\%} = 17951.88$$

4.2.2 Відрахування на соціальні заходи

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

$$З_{\text{н}} = (З_{\text{о}} + З_{\text{р}} + З_{\text{дод}}) \cdot \frac{H_{\text{зп}}}{100\%} \quad (4.5)$$

де $H_{\text{зп}}$ – норма нарахування на заробітну плату.

$$З_{\text{н}} = (74800 + 74799 + 17951.88) \cdot \frac{22}{100\%} = 36861.19$$

4.2.3 Розрахунок витрат на комплектуючі

Витрати на комплектуючі вироби ($K_{\text{в}}$), які використовують при дослідженні нового технічного рішення, розраховуються, згідно з їхньою номенклатурою, за формулою:

$$K_{\text{в}} = \sum_{j=1}^n H_j \cdot Ц_j \cdot K_j \quad (4.6)$$

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

$Ц_j$ – покупна ціна комплектуючих j -го виду, грн;

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

Вважатимемо, що $K_j = 1.13$

Таблиця 4.5 – Витрати на комплектуючі

Найменування комплектуючих	Кількість, шт.	Ціна за штуку, грн	Сума, грн
Камера BW13 SCIENCELAB 1.3MPix	1	10800	12204
Лазер HLDPM12-632 5mW	1	30000	33900

Поляризатор HRT CIR-PL UV – HOYA	2	3500	7910
Об’єктив Nikon CFI 60 Achromat (4x) N.A. 0.1, W.D. 30 mm.	1	18700	21131
Фазові пластини АРАW	3	10000	33900
Діафрагма	1	1600	1808
Формувач плоскої хвилі	1	12400	14012
Оптичний мікрооб’єктив	2	13300	30058
Кроковий двигун	4	5000	22600
Всього			177523

4.2.4 Спецустаткування для наукових (експериментальних) робіт

Вартість спецустаткування визначається за прейскурантом гуртових цін або за даними базових підприємств за відпускними і договірними цінами. До балансової вартості устаткування окрім прейскурантної вартості входять витрати на його транспортування і монтаж, тому ці витрати беруться додатково в розмірі 10...12% від вартості устаткування. Балансову вартість спецустаткування розраховують за формулою:

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

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

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

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

k – кількість найменувань устаткування.

Вважатимемо, що $K_i = 1.1$

Таблиця 4.6 – Витрати на придбання спецустаткування по кожному виду

Найменування устаткування	Кількість, шт	Ціна за одиницю, грн	Вартість, грн
Ноутбук	1	15600	17160
Стіл	2	2000	4400
Холодильник	1	3500	3850
Стілець	2	900	1980
Настільна лампа	1	600	660
Всього			28050

4.2.5 Програмне забезпечення для наукових (експериментальних) робіт

До балансової вартості програмного забезпечення входять витрати на його інсталяцію, тому ці витрати беруться додатково в розмірі 10...12% від вартості програмного забезпечення.

Балансову вартість програмного забезпечення розраховують за формулою:

$$V_{\text{прг}} = \sum_{i=1}^k C_{i\text{прг}} \cdot C_{i\text{прг}} \cdot K_i \quad (4.8)$$

Витрати на інсталяцію складатимуть 11%.

Таблиця 4.7 – Витрати на придбання програмних засобів по кожному виду

Найменування програмного засобу	Кількість, шт	Ціна за одиницю, грн	Вартість, грн
Windows	1	4500	4950
Matlab	1	5000	5500
Microsoft office	1	4000	4400
Всього			14850

4.2.6 Амортизація обладнання, програмних засобів та приміщень

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

$$A_{\text{обл}} = \frac{Цб}{T_b} \cdot \frac{t_{\text{вик}}}{12} \quad (4.9)$$

де $Цб$ – балансова вартість обладнання, програмних засобів, приміщень тощо, які використовувались для проведення досліджень, грн;

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

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

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
Ноутбук	17160	2	1	773.33
Стіл	4400	4	1	91.6
Холодильник	3850	4	1	80.2
Стілець	1980	4	1	41.25
Настільна лампа	660	4	1	13.75
Windows	4950	2	1	206.25
Matlab	5500	2	1	229.16
Microsoft office	4400	2	1	91.6

Лабораторна установка	177523	2	1	7396.8
Приміщення	72000	20	1	300
Всього				9023.94

4.2.7 Паливо та енергія для науково-виробничих цілей

Витрати на силову електроенергію (B_e) розраховують за формулою:

$$B_e = \sum_{i=1}^n \frac{W_{yi} \cdot t_i \cdot \mu_i \cdot K_{вп}}{\mu_i} \quad (4.10)$$

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

t_i – тривалість роботи обладнання на етапі дослідження, год;

μ_i – вартість 1 кВт-години електроенергії, грн; (вартість електроенергії визначається за даними енергопостачальної компанії);

$K_{вп}$ – коефіцієнт, що враховує використання потужності, $K_{вп} < 1$; обрано 0.8

η_i – коефіцієнт корисної дії обладнання, $\eta_i < 1$; обрано 0.7

Тарифи на електроенергію для непобутових споживачів (промислових підприємств) відрізняються від тарифів на електроенергію для населення. При цьому тарифи на розподіл електроенергії у різних постачальників (енергорозподільних компаній), будуть різними. Крім того, розмір тарифу залежить від класу напруги (1-й або 2-й клас). Тарифи на розподіл електроенергії для всіх енергорозподільних компаній встановлює Національна комісія з регулювання енергетики і комунальних послуг (НКРЕКП). У загальному вигляді тариф (ціна) електроенергії, з врахуванням податку на додану вартість, може бути розрахований за формулою:

$$\mu_e = (\mu_{опт} + \mu_{розп} + \mu_{пост}) \cdot \left(1 + \frac{ПДВ}{100}\right) \quad (4.11)$$

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

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

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

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

$$C_e = (6,90 + 3.25 + 0.27) \cdot \left(1 + \frac{20}{100}\right) = 12.5 \text{ грн}$$

Таблиця 4.9 – Витрати на електроенергію

Найменування обладнання	Встановлена потужність, кВт	Тривалість роботи, год	Сума, грн
Ноутбук	0.04	176	100.57
Холодильник	0.013	720	133.71
Настільна лампа	0.01	176	25.14
Освітлення	0.04	176	100.57
Установка з кроковими двигунами	0.1	176	251.42
Всього			611.41

4.2.8 Службові відрядження

Витрати за статтею «Службові відрядження» розраховуються як 20...25% від суми основної заробітної плати дослідників та робітників за формулою:

$$V_{\text{св}} = (Z_o + Z_p) \cdot \frac{H_{\text{св}}}{100\%} \quad (4.12)$$

де $H_{\text{св}}$ – норма нарахування за статтею «Службові відрядження»

$$B_{CB} = (74800 + 74799) \cdot \frac{20}{100\%} = 29918.8 \text{ грн}$$

2.4.9 Інші витрати

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

$$I_B = (Z_o + Z_p) \cdot \frac{H_{IB}}{100\%} \quad (4.13)$$

де H_{IB} – норма нарахування за статтею «*Інші витрати*».

$$I_B = (74800 + 74799) \cdot \frac{70}{100\%} = 104719.3 \text{ грн}$$

2.4.10 Накладні (загальновиробничі) витрати

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

$$B_{H3B} = (Z_o + Z_p) \cdot \frac{H_{H3B}}{100\%} \quad (4.14)$$

де H_{H3B} – норма нарахування за статтею «*Накладні (загальновиробничі) витрати*»

$$B_{H3B} = (74800 + 74799) \cdot \frac{100}{100\%} = 149599 \text{ грн}$$

Витрати на проведення науково-дослідної роботи розраховуються як сума всіх попередніх статей витрат за формулою:

$$B_{\text{заг}} = Z_o + Z_p + Z_{\text{дод}} + Z_n + K_B + B_{\text{спец}} + B_{\text{прг}} + A_{\text{обл}} + B_e + B_{CB} + I_B + B_{H3B} \quad (4.15)$$

Витрати на проведення науково-дослідної роботи дорівнюватимуть

$$V_{\text{заг}} = 74800 + 74799 + 17951.88 + 36861.19 + 177523 + 28050 + 14850 + 9023.94 + 611.41 + 29918.8 + 104719.3 + 149599 = 718707.52$$

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

$$ZB = \frac{V_{\text{заг}}}{\mu} \quad (4.16)$$

де η – коефіцієнт, який характеризує етап (стадію) виконання науководослідної роботи використано 0.9.

Так як дана робота знаходиться у стані впровадження, то загальні витрати становитимуть: $ZB = \frac{718707.52}{0.9} = 798563.91$ грн

4.3 Розрахунок економічної ефективності науково-технічної розробки за її можливої комерціалізації потенційним інвестором

Для потенційного інвестора важливо знати суть і мету розробки. В даній роботі описано розвиток метод Фур'є-аналізу виміряних розподілів азимутально інваріантних азимутів та еліптичностей поляризації зображення біологічного шару та його мюллер-матричних інваріантів, доповнений класифікаційним аналізом статиичних характеристик різночастотних розподілів.

Ситуації та умови: Розробка чи суттєве вдосконалення машини (механізму, приладу, пристрою) для використання кінцевими споживачами є потенційною ситуацією яку ми розглядаємо. В цьому випадку майбутній економічний ефект буде формуватися на основі таких даних:

ΔN – збільшення кількості споживачів пристрою, в аналізовані періоди часу, від покращення його певних характеристик;

N – кількість споживачів, які використовували аналогічний пристрій у році до впровадження результатів нової науково-технічної розробки, 380;

C_0 – вартість пристрою (машини, механізму) у році до впровадження результатів розробки, візьмемо 130000грн;

$\pm\Delta C_0$ – зміна вартості пристрою (зростання чи зниження) від впровадження результатів науково-технічної розробки в аналізовані періоди часу, візьмемо 27000грн.

Але не менш важливим є питання швидкості реалізації, кількості вкладень та потенційних прибутків. Тож по частині реалізації знадобиться приблизно 3 місяці для пошуку приміщення персоналу комплектуючих установки та її налаштування.

Збільшення чистого прибутку у потенційного інвестора $\Delta\Pi_i$ для кожного із років, протягом яких очікується отримання позитивних результатів від можливого впровадження та комерціалізації науково-технічної розробки, розраховується за формулою:

$$\Delta\Pi_i = (\pm\Delta C_0 \cdot N \cdot C_0 \cdot \Delta N)_i \cdot \lambda \cdot \rho \left(1 - \frac{\rho}{100}\right) \quad (4.17)$$

де C_0 – основний якісний показник, який визначає ціну реалізації нової науково-технічної розробки в аналізованому році;

C_0 – основний якісний показник, який визначає ціну реалізації існуючої (базової) науково-технічної розробки у році до впровадження результатів;

ΔN – зміна основного кількісного показника від впровадження результатів науково-технічної розробки в аналізованому році. Зазвичай таким показником може бути зростання попиту на науково-технічну розробку в аналізованому році (відносно року до впровадження цієї розробки);

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

ρ – коефіцієнт, який враховує рентабельність інноваційного продукту (послуги). Обрано $\rho = 0.4$;

ϑ – ставка податку на прибуток, який має сплачувати потенційний інвестор, у 2025 році $\vartheta = 18\%$.

Значення збільшення чистого прибутку для першого року

$$\Delta\Pi_1 = (27000 \cdot 380 + 130000 \cdot 20) \cdot 0,83 \cdot 0,4 \left(1 - \frac{18}{100}\right) = 3501006,4$$

Значення збільшення чистого прибутку для другого року

$$\Delta\Pi_2 = (27000 \cdot 380 + 130000 \cdot 100) \cdot 0,83 \cdot 0,4 \left(1 - \frac{18}{100}\right) = 6332302,4$$

Значення збільшення чистого прибутку для третього року

$$\Delta\Pi_3 = (27000 \cdot 380 + 130000 \cdot 200) \cdot 0,83 \cdot 0,4 \left(1 - \frac{18}{100}\right) = 9871422,4$$

Значення збільшення чистого прибутку для четвертого року

$$\Delta\Pi_4 = (27000 \cdot 380 + 130000 \cdot 350) \cdot 0,83 \cdot 0,4 \left(1 - \frac{18}{100}\right) = 15180102,4$$

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

$$\Pi\Pi = \sum_{i=1}^T \frac{\Delta\Pi_i}{(1+\tau)^t} \quad (4.18)$$

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 науковотехнічної розробки до моменту отримання потенційним інвестором додаткових чистих прибутків у цьому році.

Для прикладу розрахуємо приведену вартість першого року:

$$ПП_1 = \frac{3501006.4}{(1 + 0,15)^1} = 3044353.39 \text{ грн}$$

Загальна приведена вартість становитиме 23002376.96 грн.

Далі розраховують величину початкових інвестицій PV , які потенційний інвестор має вкласти для впровадження і комерціалізації науковотехнічної розробки. Для цього можна використати формулу:

$$PV = k_{\text{інв}} \cdot ЗВ \quad (4.19)$$

де $k_{\text{інв}}$ – коефіцієнт, що враховує витрати інвестора на впровадження науково-технічної розробки та її комерціалізацію. Це можуть бути витрати на підготовку приміщень, розробку технологій, навчання персоналу, маркетингові заходи тощо; $k_{\text{інв}} = 3$;

$ЗВ$ – загальні витрати на проведення науково-технічної розробки та оформлення її результатів, 798563.91 грн.

Початкові інвестиції $PV = 3 \cdot 798563.91 = 2395691.73$ грн.

Тоді абсолютний економічний ефект $E_{\text{абс}}$ або чистий приведений дохід (NPV , *Net Present Value*) для потенційного інвестора від можливого впровадження та комерціалізації науково-технічної розробки становитиме:

$$E_{\text{абс}} = ПП - PV \quad (4.20)$$

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

PV – теперішня вартість початкових інвестицій, грн.

$$E_{\text{абс}} = 23002376.96 - 2395691.73 = 20606685.23 \text{ грн}$$

Величина E_{abc} має велике додатне значення, то це може свідчити про потенційну зацікавленість інвесторів у впровадженні та комерціалізації цієї науково-технічної розробки. Але для остаточного прийняття рішення про впровадження науково-технічної розробки та виведення її на ринок (тобто її комерціалізації) цього недостатньо.

Для остаточного прийняття рішення з цього питання необхідно розрахувати внутрішню економічну дохідність E_v або показник внутрішньої норми дохідності (*IRR, Internal Rate of Return*) вкладених інвестицій та порівняти її з так званою бар'єрною ставкою дисконтування, яка визначає ту мінімальну внутрішню економічну дохідність, нижче якої інвестиції в будь-яку науково-технічну розробку вкладати буде економічно недоцільно. Внутрішня економічна дохідність інвестицій E_v , які можуть бути вкладені потенційним інвестором у впровадження та комерціалізацію науковотехнічної розробки, розраховується за формулою:

$$E_v = \sqrt[T_{ж}]{1 + \frac{E_{abc}}{PV}} - 1 \quad (4.21)$$

де E_{abc} – абсолютний економічний ефект вкладених інвестицій, 20606685.23грн;

PV – теперішня вартість початкових інвестицій, 2395277.76грн;

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

$$E_v = \sqrt[4]{1 + \frac{20606685.23}{2395691.73}} - 1 = 2.1$$

Далі визначають бар'єрну ставку дисконтування $\tau_{мін}$, тобто мінімальну внутрішню економічну дохідність інвестицій, нижче якої кошти

впровадження науково-технічної розробки та її комерціалізацію вкладатися не будуть.

Мінімальна внутрішня економічна дохідність вкладених інвестицій τ_{\min} визначається за формулою:

$$\tau_{\min} = d + f = 0.12 + 0.3 = 0.42 \quad (4.22)$$

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; $f = 0,3$.

Мінімальна внутрішня економічна дохідність становить 0.42.

Так як величина $E_{в \min} > \tau$, то потенційний інвестор може бути зацікавлений у фінансуванні впровадження науково-технічної розробки та виведенні її на ринок, тобто в її комерціалізації. Далі розраховуємо період окупності інвестицій $T_{ок}$ (*DPP, Discounted Payback Period*), які можуть бути вкладені потенційним інвестором у впровадження та комерціалізацію науково-технічної розробки:

$$T_{ок} = \frac{1}{E_{в}} = \frac{1}{2.1} = 0.47 \text{ роки} \quad (4.23)$$

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

На основі того, що $T_{ок} < 4$ -х років, то це свідчить про комерційну привабливість науково-технічної розробки і може спонукати потенційного інвестора профінансувати впровадження цієї розробки та виведення її на ринок.

4.4 Висновки до розділу 4

Проведений комерційний та технологічний аудит науково-технічної розробки «Інтелектуалізований лазерний поляриметр із Фур'є-аналізом для

медичної діагностики біологічних тканин» показав, що за результатами оцінювання 3-х незалежних експертів, середньоарифметична сума балів склала 38,3, що згідно з встановленими критеріями відповідає рівню «Вище середнього» науково-технічного рівня та комерційного потенціалу. Ключовою перевагою розробки є розширення функціональних можливостей лазерного поляриметра із Фур'є-аналізом за рахунок його доповнення методами інтелектуалізації прийняття рішення, а також об'єднання трьох методів обробки зображення та винесення рішення на основі нечіткої логіки, чого не мають аналоги на ринку.

Період окупності інвестицій становить лише 0,47 роки, що значно менше за життєвий цикл розробки, що додатково підтверджує комерційну привабливість науково-технічної розробки.

ВИСНОВКИ

За результатами виконання магістерської кваліфікаційної роботи розширено функціональні можливості лазерного поляриметра із Фур'є-аналізом азимутально інваріантних поляризаційних параметрів біологічних шарів для медичної діагностики біологічних тканин за рахунок його доповнення методами інтелектуалізації прийняття рішення.

В результаті аналізу методів та засобів поляризаційно інваріантної поляриметрії встановлено доцільність проведення фур'є-аналізу з інтелектуалізованим аналізом вимірних даних для підвищення інформативності та точності діагностики БТ.

На основі відомої математичної моделі просторово-частотної фільтрації мікроскопічних поляризаційних параметрів зображень біологічних шарів встановлено зв'язки між різночастотними складовими азимутів, еліптичностей розсіяного зразком випромінювання та його оптико-анізотропними характеристиками. На цій основі удосконалено метод Фур'є-аналізу вимірних розподілів азимутально інваріантних азимутів та еліптичностей поляризації зображення біологічного шару та його мюллер-матричних інваріантів, доповнений класифікаційним аналізом статистичних характеристик різночастотних розподілів, що розширило його функціональні характеристики.

Розроблено архітектуру інтелектуалізованого Фур'є-поляриметра на основі розробленого методу та алгоритм її роботи, а також структурно-логічну схему та блок-схеми просторово-частотної фільтрації азимутів поляризації об'єктного зображення БШ та його мюллер-матричних зображень при умовах азимутальної інваріантності.

Розроблено схему вимірювального каналу, реалізованого на оптико-електронній елементній базі, обчислювальні модулі для Фур'є-поляриметра та модуль інтелектуалізованого аналізу вимірних розподілів поляризаційних параметрів БТ.

На основі результатів проведених експериментів з використанням лабораторного макету системи лазерної поляриметрії, модифікованого для реалізації удосконаленого в роботі методу Фур'є-аналізу азимутально-незалежних мап азимутів, еліптичностей та фазового ММЗ БШ, розроблено правила класифікації на нечіткій логіці для диференціації станів «асфіксія» та «інфаркт міокарда». Проведена їх інтеграція в програмне забезпечення системи.

Визначено технічні характеристики розробленого інтелектуалізованого поляриметра з Фур'є-аналізом БШ. Показано розширення його функціональних можливостей за рахунок додаткової функції по формуванню підтримки прийняття рішення на основі класифікації вектора інформативних ознак.

Визначено похибки вимірювань, а також встановлено підвищення достовірності діагностики стану БТ міокарда в поляриметрі за рахунок інтелектуалізованого аналізу різночастотних азимутально незалежних мап фазового ММЗ на 3,9% для їх високочастотних складових та на 3% для низькочастотних складових, а також на 0,6% та на 6,6% при аналізі різночастотних складових азимутально незалежних мап відповідно азимутів та еліптичностей.

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. 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.
2. Polarimetric imaging for the diagnosis of cervical cancer / M. Anastasiadou et. al. *Phys. Status Solidi C*. 2008. V. 5. P. 1423–1426.
3. Ghosh N., Vitkin I.A. Tissue polarimetry: concepts, challenges, applications, and outlook. *Journal of Biomedical Optics*. 2011. V. 16, №11 110801.
4. 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).
5. 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.
6. Методи і засоби лазерної поляриметрії біологічних тканин. Т.1 / за ред. О.Г. Ушенка О.Г., Вінниця: Едельвейс, 2019. 269 с.
7. Karachevtsev A.O. Fourier Stokes-polarimetry of biological layers polycrystalline networks . *Semiconductor Physics, Quantum Electronics & Optoelectronics*. 2012. Vol. 15, № 3. P. 252-268
8. Карачевцев А. О. Фур'є-стоксполяриметрія полів лінійно та циркулярно двопрпоменезаломлюючих протеїнових мереж : автореф. дис. на здобуття наук. ступеня канд. фіз.-мат. наук : спец. 01.04.05 “Оптика, лазерна фізика”, Чернівці, 2012. 20 с.
9. Сідор М.І. Стокс-коррелометрія полів когерентного випромінювання розсіяного оптико-анізотропними шарами : автореф. дис. ... канд. фіз.-мат. наук: 01.04.05. Чернівці, 2016. 20 с.

10. Majumdar A., Lad J., Tumanova K. et al. Machine learning based local recurrence prediction in colorectal cancer using polarized light imaging. *J. Biomed. Opt.* 29(15), 052915 (2024) DOI: 10.1117/1.JBO.29.5.052915.
11. Шолота В.В. Модель підтримки прийняття рішення для діагностики біологічних тканин на основі аналізу орієнтаційних зображень та нечіткої логіки. *Л науково-технічна конференція факультету комп'ютерних систем і автоматики*, 2021 р.: URL: <https://conferences.vntu.edu.ua/index.php/all-fksa/all-fksa-2021/paper/view/11989> (дата звернення: 15.12.2021).
12. 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.
13. Клімов О.С. Адаптивна поляриметрія послідовного зондування однорідних анізотропних об'єктів: дис. ...канд. техн. наук: 01.04.05 / Київський національний ун-т ім. Т. Шевченка. Київ, 2010. 186 с.
14. Kupinski M. Polarimetric measurement utility for pre-cancer detection from uterine cervix specimens. *Biomed. Opt. Express* . 2018. Vol. 9. P. 5691–5702.
15. Ahmad I. et al. Ex-vivo characterization of normal and adenocarcinoma colon samples by Mueller matrix polarimetry. *J. Biomed. Opt.* 2015. Vol.20, 056012.
16. Vizet J. et al. In vivo imaging of uterine cervix with a Mueller polarimetric colposcope. *Sci. Rep.* 2017. Vol. 7, 2471.
17. Reh binder J. et al., Ex vivo Mueller polarimetric imaging of the uterine cervix: a first statistical evaluation. *J. Biomed. Opt.* 2016. Vol. 21, 071113.
18. Заболотна Н.І. Статистична, кореляційна і фрактальна структура мюллер–матричних зображень багатошарових біологічних тканин. *Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології*. 2013. №2(26). С. 58–66.
19. Заболотна Н.І. та ін. Методи аналізу лазерних поляризаційних зображень оптично тонких шарів багатошарових біологічних тканин. *Комп'ютерна*

- графіка та розпізнавання зображень*: Міжнар. наук.-техн. Internet – конф.: зб. наук. праць. Вінниця: ВНТУ, 2012. С. 67-74.
20. Система Фур'є-Стокс-поляриметрії полікристалічних мереж біологічних тканин / О.В. Дуболазов та ін. *Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології*. 2019. Вип. 35, вип. 1. С. 36–44.
21. Zaffar M., Pradhan A. Assessment of anisotropy of collagen structures through spatial frequencies of Mueller matrix images for cervical pre-cancer detection. *Applied Optics*. 2020. Vol. 59, No. 4. P. 1237–1248.
22. Sumera Khan, Mehwish Qadir, Amna Khalid, Sumara Ashraf, Iftikhar Ahmad. Characterization of cervical tissue using Mueller matrix polarimetry. *Lasers in Medical Science*. January 2023. P. 38–46. <https://doi.org/10.1007/s10103-023-03712-6>.
23. 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.
24. Ushenko Y.A. Scale-selective polarization cartography of biological polycrystalline net. *Proc. SPIE*. 2012. Vol. 8498 P. 84980Z.
25. 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.
26. Ushenko V. A., Prisyazhnyuk V. P., Dubolazov O. V. et al., Mueller-matrix invariants of optical anisotropy of the bile polycrystalline films in the diagnosis of human liver pathologies. *Proc. SPIE*. 2015. Vol. 9599. 959920.
27. Заболотна Н.І., В. В. Шолота Метод та підсистема підтримки прийняття рішення для мюллер-матричної лазерної поляризаційної діагностики біологічних тканин. *Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології*. 2022. № 1. С. 43-52.

28. Robinson D., Hoong K., Kleijn W. B. et al. Polarimetric imaging for cervical pre-cancer screening aided by machine learning: ex vivo studies. *J. Biomed. Opt.* 2023. Vol. 28(10), 102904.
29. Yermolenko S. Et al. Spectropolarimetry of cancer change of biotissues. *Proceedings of SPIE*. 2009. Vol. 7388. P. 73881D.
30. Матвієнко С. Штучні нейронні мережі. URL: https://itmaster.biz.ua/programming/vision/neural-networks.html?utm_source=chatgpt.com (дата звернення 30.11.2025).
31. 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.
32. Заболотна Н.І. Похибки вимірювань референтних матриць Мюллера в системі мюллер-матричного картографування біологічних шарів . *Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології*. 2015. №1. С. 109–117.
33. Заболотна Н.І. Багатопараметричні поляризаційно-фазові методи і засоби відтворення та аналізу структури полікристалічних біологічних шарів при оцінюванні патологічних станів : автореф. дис. ... докт. техн. наук : 05.11.17. Харків, 2018. 40 с.
34. Заболотна Н.І., Смоляренко С.О. Концепція побудови зображального фур'є-поляриметра з автоматизованим аналізом для діагностики біологічних шарів. *Сучасні проблеми інфокомунікацій, радіоелектроніки та наносистем* : матеріали конф. X Міжнар. наук.-практ. конф. (м. Вінниця, 2025). Вінниця, 2025. URL: <https://conferences.vntu.edu.ua/index.php/spirn/spirn2025/paper/viewFile/26085/21526> (дата звернення 11.12.2025).
35. Методичні вказівки до виконання економічної частини магістерських кваліфікаційних робіт / Уклад. : В. О. Козловський, О. Й. Лесько, В. В. Кавецький. Вінниця : ВНТУ, 2021. 42 с.

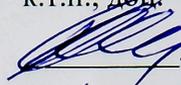
ДОДАТКИ

ДОДАТОК А
(Обов'язковий)
ВНТУ

ЗАТВЕРДЖУЮ

Зав. каф. БМІОЕС,

к.т.н., доц.

 Л.Г. Коваль

« 1 » 10 2025 р.

ТЕХНІЧНЕ ЗАВДАННЯ

на магістерську кваліфікаційну роботу

**«Інтелектуалізований лазерний поляриметр із Фур'є-аналізом для
медичної діагностики біологічних тканин»**

08-41. МКР.004.00.000 ТЗ

Керівник роботи

д.т.н., доцент,

проф. кафедри БМІОЕС

 Заболотна Н.І.

Виконавець: ст. гр. ЛТО-24м

 Смоляренко С.О.,

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

Метою роботи є розширення функціональних можливостей лазерного поляриметра із Фур'є-аналізом азимутально інваріантних поляризаційних параметрів біологічних шарів для медичної діагностики біологічних тканин за рахунок його доповнення методами інтелектуалізації прийняття рішення.

Для досягнення мети в магістерській кваліфікаційній роботі поставлено нижченаведені завдання:

- проаналізувати методи та засоби азимутально інваріантної поляриметрії біологічних тканин для їх діагностики;
- розвинути метод Фур'є-аналізу зображень біологічного зрізу із визначенням азимутально інваріантних азимутів та еліптичностей об'єктного поля та мюллер-матричних інваріантів, їх статистичним та класифікаційним аналізом;
- розробити архітектуру інтелектуалізованого Фур'є-поляриметра на основі розробленого методу та алгоритм її роботи;
- розробити обчислювальні модулі для Фур'є-поляриметра та модуль інтелектуалізованого аналізу вимірюваних розподілів поляризаційних параметрів БТ;
- отримати результати вимірювань та аналізу різночастотних складових азимутально інваріантних азимутів та еліптичностей поляризації біотканин на експериментальному лабораторному макеті;

– оцінити технічні характеристики методу та інтелектуалізованого Фур'є-поляриметра.

Об'єкт дослідження – процеси вимірювання та аналізу поляризаційних параметрів та мюллер-матричних зображень біологічних шарів у Фур'є площині об'єктного поля.

Предмет дослідження – методи та поляризаційні системи вимірювання та аналізу поляризаційних параметрів та ММЗ біологічних шарів у Фур'є площині об'єктного поля.

3 ДЖЕРЕЛА РОЗРОБКИ МКР

1. Karachevtsev A.O. Fourier Stokes-polarimetry of biological layers polycrystalline networks . *Semiconductor Physics, Quantum Electronics & Optoelectronics*. 2012. Vol. 15, № 3. P. 252-268

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 різночастотних складових азимутальних поляризаційних та мюллер-матричних інваріантів біологічних тканин (БТ)., отриманих в результаті перетворень Фур'є.
2. Лазер для опромінювання: напівпровідниковий, довжина хвилі 0,63 мкм.

3. Досліджувані зразки: гістологічні зрізи з коефіцієнтом екстинції 0,1.
4. Функції аналізу розподілів вимірних мап: обчислення статистичних моментів; 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: «Інтелектуалізований лазерний поляриметр із Фур'є-аналізом для медичної діагностики біологічних тканин»

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 3,02%

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.Є.

З висновком експертної комісії ознайомлений(-на)

Керівник _____

Заболотна Н.І., проф. каф. БМІОЕС

Здобувач _____

Смоляренко С.О.

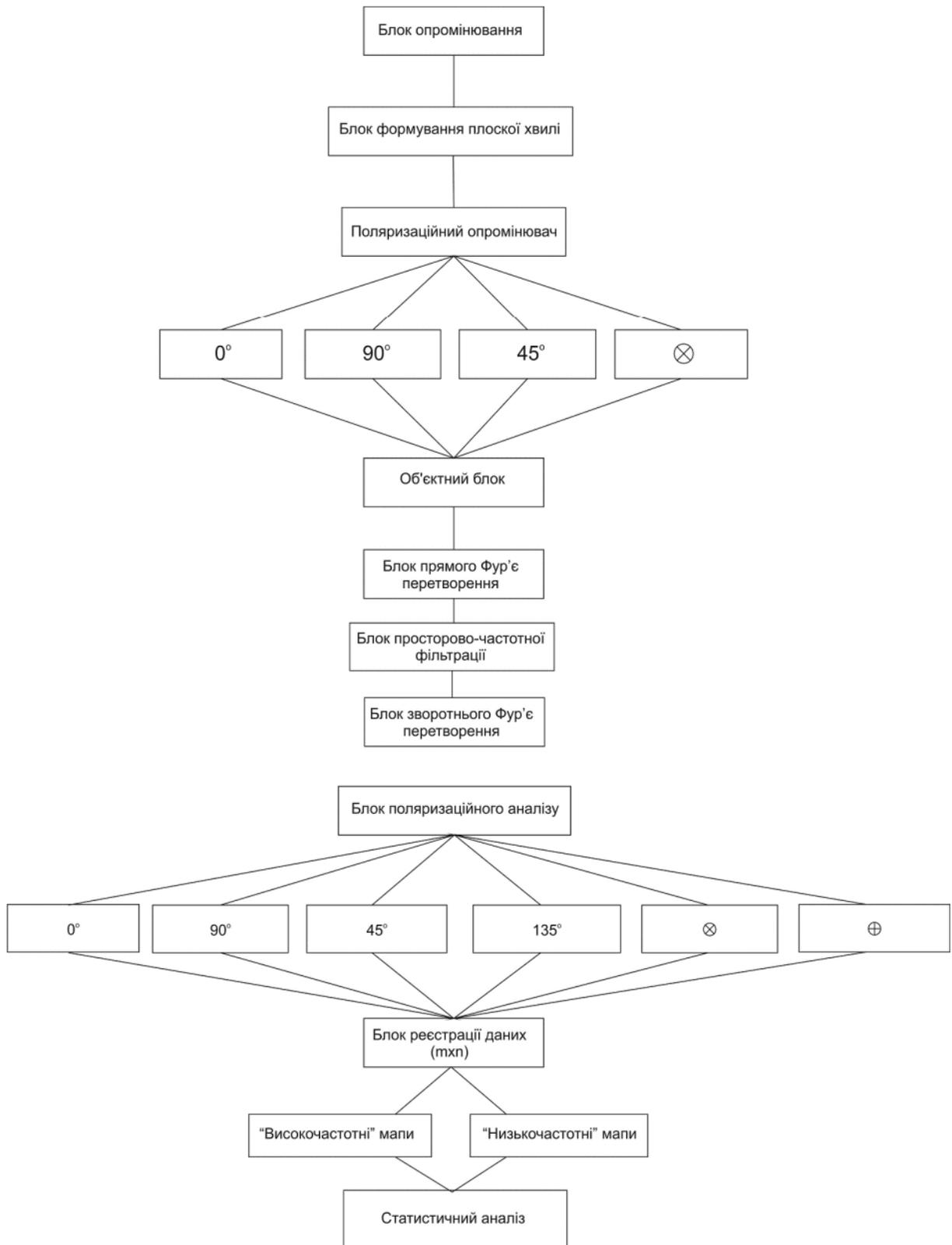
Додаток В
(обов'язковий)

ІЛЮСТРАТИВНА ЧАСТИНА

**«ІНТЕЛЕКТУАЛІЗОВАНИЙ ЛАЗЕРНИЙ ПОЛЯРИМЕТР ІЗ ФУР'Є-
АНАЛІЗОМ ДЛЯ МЕДИЧНОЇ ДІАГНОСТИКИ БІОЛОГІЧНИХ
ТКАНИН»**

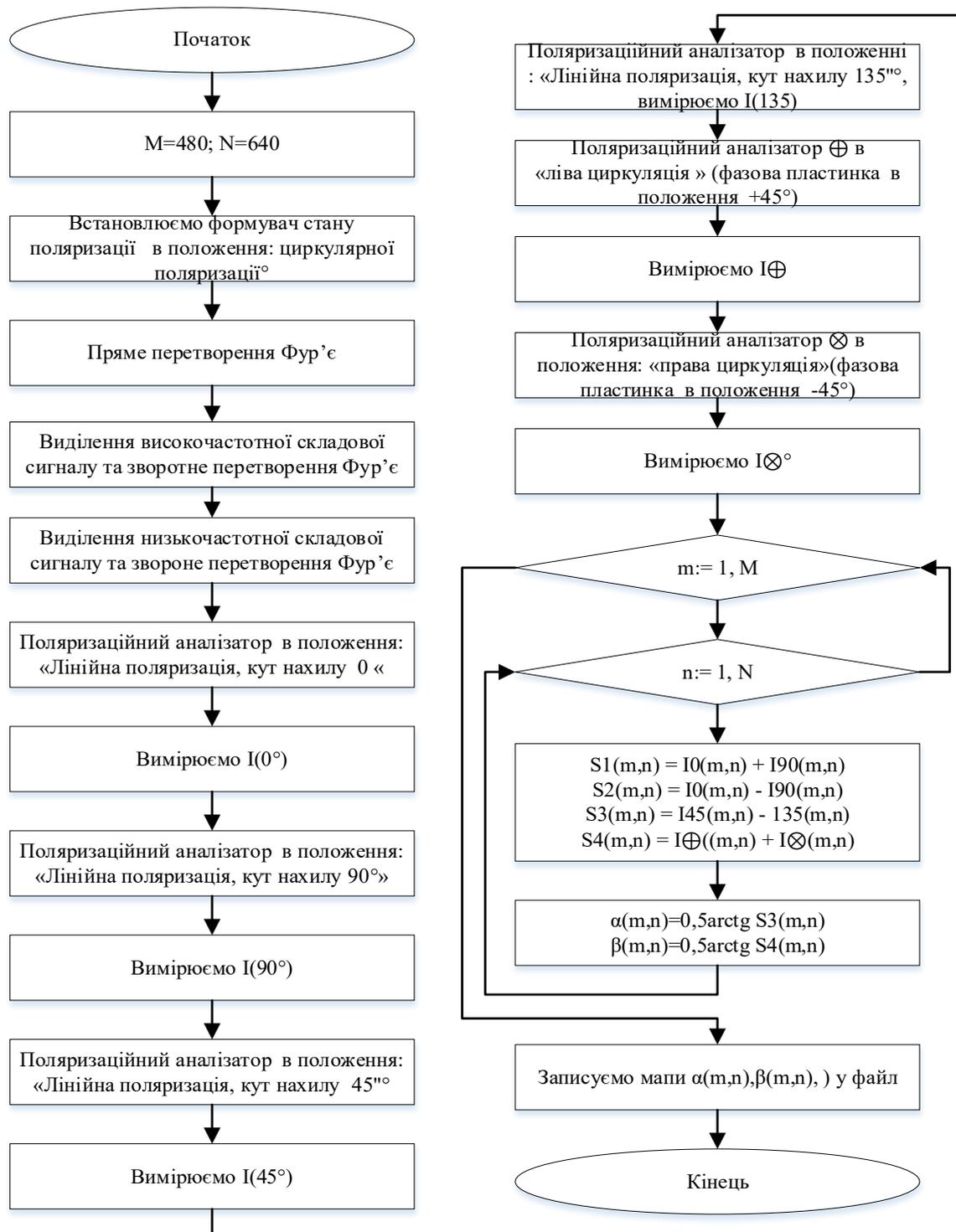
Додаток В.1
(обов'язковий)

Схема структурно-логічна Фур'є-аналізу поляризаційних параметрів
зображень БШ в поляриметрі



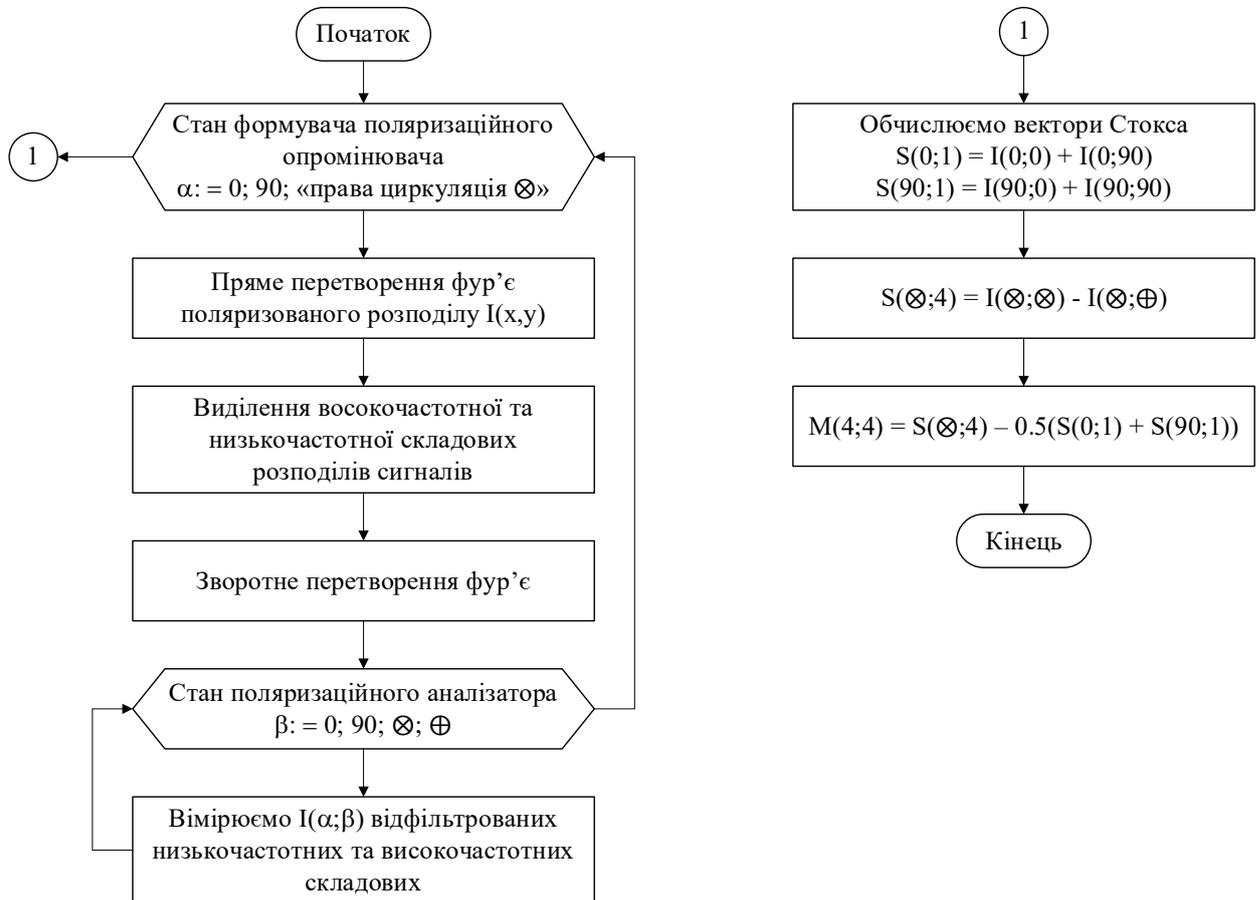
Додаток В.2
(обов'язковий)

Блок-схема способу вимірювання азимутально незалежних $\alpha(x, y); \beta(x, y)$ за елементами вектора Стокса



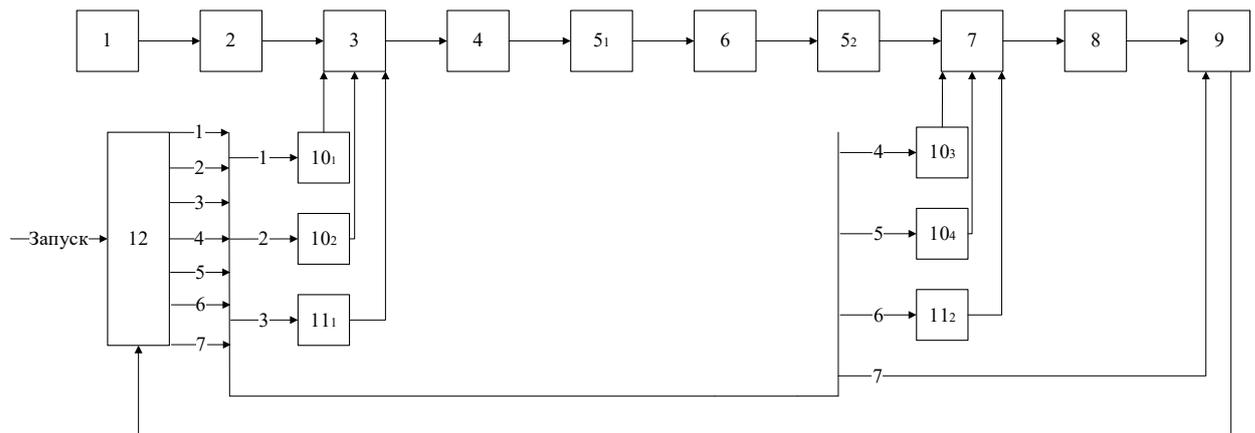
Додаток В.3
(обов'язковий)

Блок-схема методу визначення мюллер-матричних інваріантів біотканини



Додаток В.4
(обов'язковий)

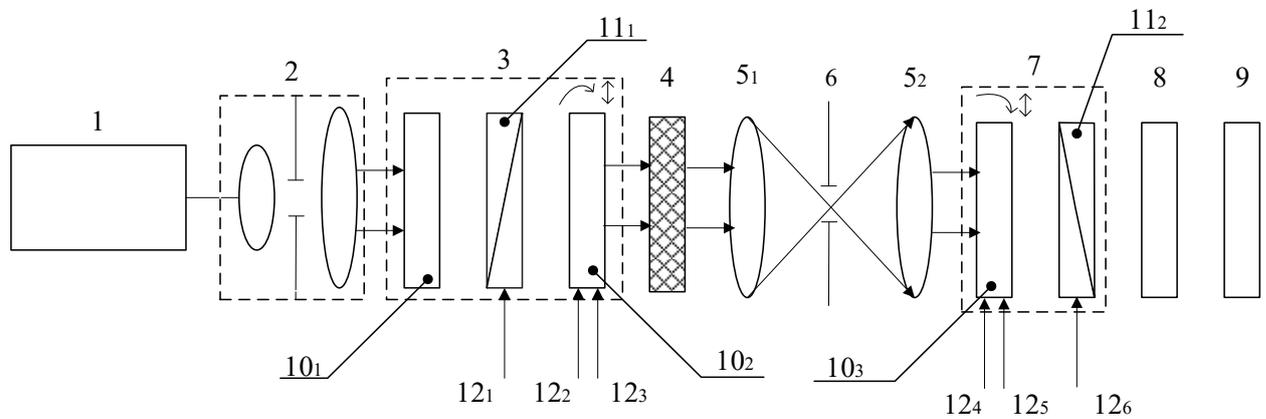
Схема структурна інтелектуалізованого фур'є-поляриметра



- 1 – блок лазерного опромінення;
- 2 – формувач плоскої оптичної лазерної хвилі;
- 3 – генератор поляризаційних станів (ГПС);
- 4 – об'єктний блок, в якому розташовують зразок БТ;
- 5₁ – оптичний блок визначення прямого перетворення Фур'є (ППФ);
- 6 – просторово-частотний фільтр;
- 5₂ – оптичний блок зворотного перетворення Фур'є (ЗПФ);
- 7 – аналізатор поляризаційних станів (АПС);
- 8 – блок у вигляді відеокамери;
- 9 – обчислювальний засіб;
- 10₁, 10₂, 10₃ - крокові двигуни для повороту оптичних елементів;
- 11₁, 11₂ – серводвигуни для переміщення елементів;
- 12 – блок керування системою.

Додаток В.5
(обов'язковий)

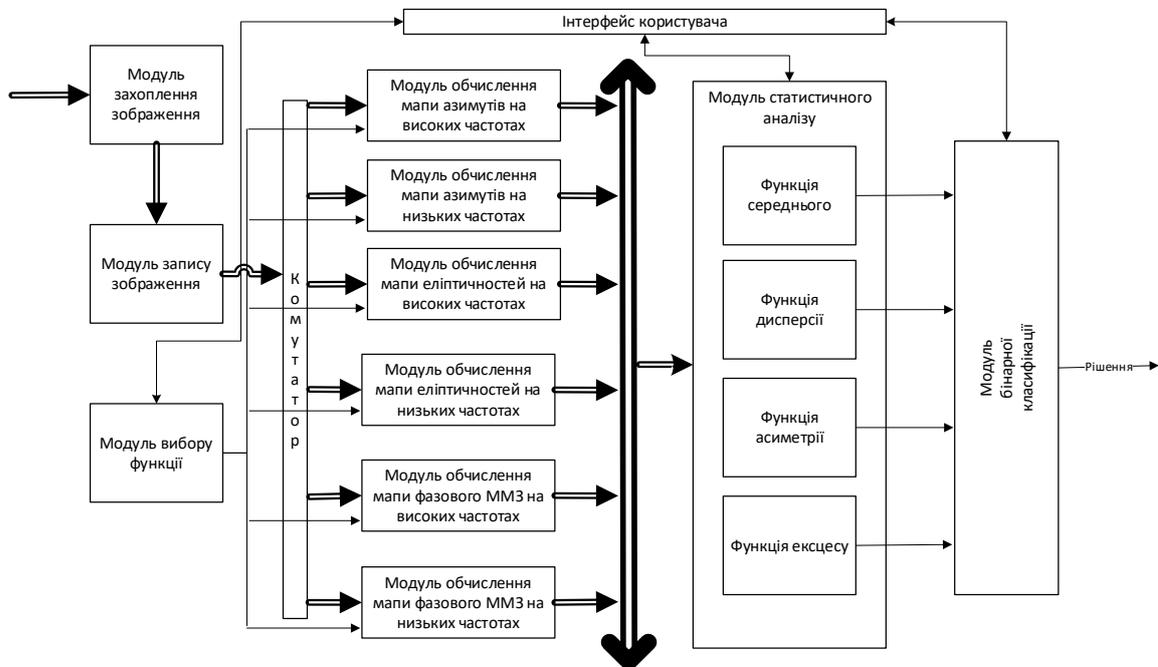
Схема структурна оптична вимірювального каналу фур'є-поляриметра



1-лазер; 2-формував плоскої оптичної хвилі; 3- ГПС; 4-біооб'єкт; 5₁ і 5₂-
оптичні мікроскопи; 6-діафрагма; 7-аналізатор поляризаційний; 8-камера;
9-комп'ютер; 10₁-10₃-фазозсувачі; 11₁,11₂-поляризаційні фільтри;
12₁-12₆-входи керування

Додаток В.6
(обов'язковий)

Архітектура програмного забезпечення інтелектуалізованого лазерного
поляриметра біологічних тканин із фур'є-аналізом



Додаток Г

(Обов'язковий)

Лістинг фрагменту коду програми прийняття рішення

```

package com.company;

import java.util.*;

public class FuzzyLogic {

    final Double [] OmP1 = {0.494, 0.517, 1.108, 0.354, 0.005, 0.0287, 7.949,
0.345};
    final Double [] OmP2 = {0.538, 0.585, 1.221, 0.522, 0.038, 0.049, 32.608,
0.936};
    final Double [] PsP1 = {0.498, 0.521, 1.037, 0.364, 0.037, 0.051, 4.601,
0.226};
    final Double [] PsP2 = {0.602, 0.609, 1.124, 0.41, 0.051, 0.076, 7.454,
0.329};

    public FuzzyLogic(){

    }

    public Double normEllipticity(Double st2, Double st3, Double st4, Double
km2, Double km4){
        final Double [] P1 = {0.145, 0.528, 0.274, 0.083, 0.904};
        final Double [] P2 = {0.278, 0.84, 0.451, 0.195, 1.77};
        ArrayList<Double> minimums = new ArrayList<>();
        minimums.add(minimum(Arrays.asList(
            BC(st2, P1[0], P2[0]),
            H(st3, P1[1], P2[1]),
            H(st4, P1[2], P2[2]),
            BC(km2, P1[3], P2[3]),
            H(km4, P1[4], P2[4])
        )));
        minimums.add(minimum(Arrays.asList(
            BC(st2, P1[0], P2[0]),
            H(st3, P1[1], P2[1]),
            H(st4, P1[2], P2[2]),
            BC(km2, P1[3], P2[3]),
            HC(km4, P1[4], P2[4])
        )));
        minimums.add(minimum(Arrays.asList(
            BC(st2, P1[0], P2[0]),
            H(st3, P1[1], P2[1]),
            H(st4, P1[2], P2[2]),
            B(km2, P1[3], P2[3]),
            H(km4, P1[4], P2[4])
        )));
        minimums.add(minimum(Arrays.asList(
            BC(st2, P1[0], P2[0]),
            H(st3, P1[1], P2[1]),
            H(st4, P1[2], P2[2]),
            B(km2, P1[3], P2[3]),
            HC(km4, P1[4], P2[4])
        )));
        minimums.add(minimum(Arrays.asList(
            BC(st2, P1[0], P2[0]),
            H(st3, P1[1], P2[1]),

```

```

        HC(st4, P1[2], P2[2]),
        BC(km2, P1[3], P2[3]),
        H(km4, P1[4], P2[4])
    ));
    minimums.add(minimum(Arrays.asList(
        BC(st2, P1[0], P2[0]),
        H(st3, P1[1], P2[1]),
        HC(st4, P1[2], P2[2]),
        BC(km2, P1[3], P2[3]),
        HC(km4, P1[4], P2[4])
    )));
    minimums.add(minimum(Arrays.asList(
        BC(st2, P1[0], P2[0]),
        H(st3, P1[1], P2[1]),
        HC(st4, P1[2], P2[2]),
        B(km2, P1[3], P2[3]),
        H(km4, P1[4], P2[4])
    )));
    minimums.add(minimum(Arrays.asList(
        BC(st2, P1[0], P2[0]),
        H(st3, P1[1], P2[1]),
        HC(st4, P1[2], P2[2]),
        B(km2, P1[3], P2[3]),
        HC(km4, P1[4], P2[4])
    )));
    minimums.add(minimum(Arrays.asList(
        BC(st2, P1[0], P2[0]),
        HC(st3, P1[1], P2[1]),
        H(st4, P1[2], P2[2]),
        BC(km2, P1[3], P2[3]),
        H(km4, P1[4], P2[4])
    )));
    minimums.add(minimum(Arrays.asList(
        BC(st2, P1[0], P2[0]),
        HC(st3, P1[1], P2[1]),
        H(st4, P1[2], P2[2]),
        BC(km2, P1[3], P2[3]),
        HC(km4, P1[4], P2[4])
    )));
    minimums.add(minimum(Arrays.asList(
        BC(st2, P1[0], P2[0]),
        HC(st3, P1[1], P2[1]),
        H(st4, P1[2], P2[2]),
        B(km2, P1[3], P2[3]),
        H(km4, P1[4], P2[4])
    )));
    minimums.add(minimum(Arrays.asList(
        BC(st2, P1[0], P2[0]),
        HC(st3, P1[1], P2[1]),
        H(st4, P1[2], P2[2]),
        B(km2, P1[3], P2[3]),
        HC(km4, P1[4], P2[4])
    )));
    minimums.add(minimum(Arrays.asList(
        BC(st2, P1[0], P2[0]),
        H(st3, P1[1], P2[1]),
        HC(st4, P1[2], P2[2]),
        BC(km2, P1[3], P2[3]),
        H(km4, P1[4], P2[4])
    )));
    minimums.add(minimum(Arrays.asList(
        BC(st2, P1[0], P2[0]),
        HC(st3, P1[1], P2[1]),
        HC(st4, P1[2], P2[2]),
        BC(km2, P1[3], P2[3]),
        H(km4, P1[4], P2[4])
    )));
    minimums.add(minimum(Arrays.asList(
        BC(st2, P1[0], P2[0]),
        HC(st3, P1[1], P2[1]),
        HC(st4, P1[2], P2[2]),
        H(km4, P1[4], P2[4])
    )));

```

```

        BC(km2, P1[3], P2[3]),
        HC(km4, P1[4], P2[4])
    ));
    minimums.add(minimum(Arrays.asList(
        BC(st2, P1[0], P2[0]),
        HC(st3, P1[1], P2[1]),
        HC(st4, P1[2], P2[2]),
        B(km2, P1[3], P2[3]),
        H(km4, P1[4], P2[4])
    )));
    minimums.add(minimum(Arrays.asList(
        BC(st2, P1[0], P2[0]),
        HC(st3, P1[1], P2[1]),
        HC(st4, P1[2], P2[2]),
        B(km2, P1[3], P2[3]),
        HC(km4, P1[4], P2[4])
    )));
    minimums.add(minimum(Arrays.asList(
        B(st2, P1[0], P2[0]),
        H(st3, P1[1], P2[1]),
        H(st4, P1[2], P2[2]),
        BC(km2, P1[3], P2[3]),
        H(km4, P1[4], P2[4])
    )));
    minimums.add(minimum(Arrays.asList(
        B(st2, P1[0], P2[0]),
        H(st3, P1[1], P2[1]),
        H(st4, P1[2], P2[2]),
        BC(km2, P1[3], P2[3]),
        HC(km4, P1[4], P2[4])
    )));
    minimums.add(minimum(Arrays.asList(
        B(st2, P1[0], P2[0]),
        H(st3, P1[1], P2[1]),
        H(st4, P1[2], P2[2]),
        B(km2, P1[3], P2[3]),
        H(km4, P1[4], P2[4])
    )));
    minimums.add(minimum(Arrays.asList(
        B(st2, P1[0], P2[0]),
        H(st3, P1[1], P2[1]),
        H(st4, P1[2], P2[2]),
        B(km2, P1[3], P2[3]),
        H(km4, P1[4], P2[4])
    )));
    minimums.add(minimum(Arrays.asList(
        B(st2, P1[0], P2[0]),
        H(st3, P1[1], P2[1]),
        H(st4, P1[2], P2[2]),
        BC(km2, P1[3], P2[3]),
        H(km4, P1[4], P2[4])
    )));
    minimums.add(minimum(Arrays.asList(
        B(st2, P1[0], P2[0]),
        H(st3, P1[1], P2[1]),
        HC(st4, P1[2], P2[2]),
        BC(km2, P1[3], P2[3]),
        H(km4, P1[4], P2[4])
    )));
    minimums.add(minimum(Arrays.asList(
        B(st2, P1[0], P2[0]),
        H(st3, P1[1], P2[1]),
        HC(st4, P1[2], P2[2]),
        BC(km2, P1[3], P2[3]),
        HC(km4, P1[4], P2[4])
    )));
    minimums.add(minimum(Arrays.asList(
        B(st2, P1[0], P2[0]),
        H(st3, P1[1], P2[1]),
        HC(st4, P1[2], P2[2]),
        B(km2, P1[3], P2[3]),
        H(km4, P1[4], P2[4])
    )));
    minimums.add(minimum(Arrays.asList(
        B(st2, P1[0], P2[0]),
        H(st3, P1[1], P2[1]),
        HC(st4, P1[2], P2[2]),
        B(km2, P1[3], P2[3]),
        H(km4, P1[4], P2[4])
    )));

```

```

        H(km4, P1[4], P2[4])
    ));
    minimums.add(minimum(Arrays.asList(
        B(st2, P1[0], P2[0]),
        H(st3, P1[1], P2[1]),
        HC(st4, P1[2], P2[2]),
        B(km2, P1[3], P2[3]),
        HC(km4, P1[4], P2[4])
    )))
    minimums.add(minimum(Arrays.asList(
        B(st2, P1[0], P2[0]),
        HC(st3, P1[1], P2[1]),
        H(st4, P1[2], P2[2]),
        BC(km2, P1[3], P2[3]),
        H(km4, P1[4], P2[4])
    )));
    minimums.add(minimum(Arrays.asList(
        B(st2, P1[0], P2[0]),
        HC(st3, P1[1], P2[1]),
        H(st4, P1[2], P2[2]),
        BC(km2, P1[3], P2[3]),
        HC(km4, P1[4], P2[4])
    )))
    minimums.add(minimum(Arrays.asList(
        B(st2, P1[0], P2[0]),
        HC(st3, P1[1], P2[1]),
        H(st4, P1[2], P2[2]),
        B(km2, P1[3], P2[3]),
        H(km4, P1[4], P2[4])
    )));
    minimums.add(minimum(Arrays.asList(
        B(st2, P1[0], P2[0]),
        HC(st3, P1[1], P2[1]),
        H(st4, P1[2], P2[2]),
        B(km2, P1[3], P2[3]),
        HC(km4, P1[4], P2[4])
    )));
    minimums.add(minimum(Arrays.asList(
        B(st2, P1[0], P2[0]),
        H(st3, P1[1], P2[1]),
        HC(st4, P1[2], P2[2]),
        BC(km2, P1[3], P2[3]),
        H(km4, P1[4], P2[4])
    )));
    minimums.add(minimum(Arrays.asList(
        B(st2, P1[0], P2[0]),
        HC(st3, P1[1], P2[1]),
        HC(st4, P1[2], P2[2]),
        BC(km2, P1[3], P2[3]),
        HC(km4, P1[4], P2[4])
    )));
    minimums.add(minimum(Arrays.asList(
        B(st2, P1[0], P2[0]),
        HC(st3, P1[1], P2[1]),
        HC(st4, P1[2], P2[2]),
        B(km2, P1[3], P2[3]),
        H(km4, P1[4], P2[4])
    )));
    minimums.add(minimum(Arrays.asList(
        B(st2, P1[0], P2[0]),
        HC(st3, P1[1], P2[1]),
        HC(st4, P1[2], P2[2]),
        B(km2, P1[3], P2[3]),
        H(km4, P1[4], P2[4])
    )));
    minimums.add(minimum(Arrays.asList(
        B(st2, P1[0], P2[0]),
        HC(st3, P1[1], P2[1]),
        HC(st4, P1[2], P2[2]),
        B(km2, P1[3], P2[3]),
        HC(km4, P1[4], P2[4])
    )));

```

```

    ));
    return Collections.max(minimums);
}

    ));

return Collections.max(minimums);
}

private Double H(Double P, Double P1, Double P2){
    Double h = computeStep(P1, P2);
    if (P >= P1 && P < (P1 + h)){
        return (-0.5/h*P + 1 + 0.5/h*P1);
    }
    if (P >= (P1 + h) && P <=P2){
        return (-P/(6*h) + P1/(6*h) + 4.0/6.0);
    }
    if (P < P1){
        return 1.0;
    }
    return 0.0;
}

private Double HC(Double P, Double P1, Double P2){
    Double h = computeStep(P1, P2);
    if (P >= P1 && P < (P1 + h)){
        return (P/(2.0*h) + 0.5 - P1/(2.0*h));
    }
    if (P >= (P1 + h) && P < (P1 + 2.0*h)){
        return (-P/(2.0*h) + 1.5 + P1/(2.0*h));
    }
    if (P >= (P1 + 2.0*h) && P <= P2){
        return (-P/(4.0*h) + 1 + P1/(4.0*h));
    }
    if (P < P1){
        return 0.5;
    }
    return 0.0;
}

private Double C(Double P, Double P1, Double P2){
    Double h = computeStep(P1, P2);
    if (P >= P1 && P < (P1 + 2.0*h)){
        return (P/(2.0*h) - P1/(2.0*h));
    }
    if (P >= (P1 + 2.0*h) && P <= P2){
        return (-P/(2.0*h) + 2.0 + P1/(2.0*h));
    }
    return 0.0;
}

private Double BC(Double P, Double P1, Double P2){
    Double h = computeStep(P1, P2);
    if (P >= P1 && P < (P1 + 2.0*h)){
        return (P/(4.0*h) - P1/(4.0*h));
    }
    if (P >= (P1 + 2.0*h) && P < (P1 + 3.0*h)){
        return (P/(2.0*h) - 0.5 - P1/(2.0*h));
    }
    if (P >= (P1 + h*3.0) && P <= P2 ){
        return (-P/(2.0*h) + 2.5 + P1/(2.0*h));
    }
}

```

```
        if (P < P1){
            return 0.0;
        }
        return 0.5;
    }

private Double B(Double P, Double P1, Double P2){
    Double h = computeStep(P1, P2);
    if (P >= P1 && P < (P1 + 3.0*h)){
        return (P/(6.0*h) - P1/(6.0*h));
    }
    if (P >= (P1 + 3.0*h) && P <=P2){
        return (P/(2.0*h) - 1.0 - P1/(2.0*h));
    }
    if (P < P1){
        return 0.0;
    }
    return 1.0;
}

}
```