

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

Бакалаврська дипломна робота на тему:

**СИСТЕМА ПОЛЯРИМЕТРИЧНОЇ ФАЗОВОЇ ДІАГНОСТИКИ
БІОЛОГІЧНИХ ШАРІВ ІЗ АВТОМАТИЧНИМ АНАЛІЗОМ ДАНИХ**

Виконав: студент 4-го курсу, групи KOIC-206
спеціальності 152 – Метрологія та
інформаційно-вимірювальна техніка
за освітньою програмою «Комп'ютеризовані
оптико-інформаційні системи»

Смоль Смоляренко С.О.

Керівник: д.т.н., проф. каф. БМІОЕС

Заболотна Заболотна Н. І.

« 17 » 06 2024 р.

Рецензент: к.т.н., доц. каф. КН

Крилик Крилик Л. В.

« 17 » 06 2024 р.

Допущено до захисту

Зав. кафедри Коваль Я.Г. Коваль

« 17 » 06 2024 р.

Вінницький національний технічний університет
 Факультет інформаційних електронних систем
 Кафедра біомедичної інженерії та оптико-електронних систем
 Рівень вищої освіти перший (бакалаврський)
 Галузь знань – 15 – автоматизація та приладобудування
 Спеціальність – 152 – метрологія та інформаційно-вимірювальна техніка
 Освітньо-професійна програма – комп'ютеризовані оптико-інформаційні системи

ЗАТВЕРДЖУЮ

Завідувач кафедри БМІОЕС

 **Л.Г. Коваль**

« 11 » 03 2024 року

З А В Д А Н Н Я **НА БАКАЛАВРСЬКУ ДИПЛОМНУ РОБОТУ СТУДЕНТУ**

Смоляренку Сергію Олександровичу

(прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема роботи: Система поляриметричної фазової діагностики біологічних шарів із автоматичним аналізом даних

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

затверджені наказом ВНЗ № 80 від « 11 » березня 2024 року.

2. Термін подання студентом роботи: 15.06.2024

3. Вихідні дані до роботи:

3.1 Функціональне призначення системи –вимірювання фазових зсувів лазерного зображення біологічного шару, отриманого за прямими та опосередкованими методами поляризаційної фазометрії, їх усереднення, аналіз при медичній діагностиці

3.2 Вимоги до матеріалу дослідження – оптично тонкий біологічний зріз геометричної товщини 20 мкм

3.3 Тип комп'ютерного аналізу: статистичний аналіз, кореляційний аналіз та діагностика гістологічних зрізів міокарда типу «норма» -«патологія».

4. Зміст текстової частини: : Вступ 1. Аналіз методів та систем вимірювання поляризаційно-фазових характеристик біологічних шарів при їх діагностиці 2. Метод та архітектура системи багатофункціональної поляризаційно-фазової діагностики біологічних шарів із аналізом даних 3. Аспекти технічної реалізації та експериментування системи поляризаційно-фазової діагностики біологічних шарів із автоматичним аналізом даних Висновки. Список використаних джерел. Додатки.

5. Перелік ілюстративного матеріалу (з точним зазначенням обов'язкових креслень): 1. Схема структурна системи поляриметричної фазової діагностики біологічних шарів із автоматичним аналізом даних 2. Блок-схема вимірювання фазових лазерних зображень біологічного шару за прямими та опосередкованими методами 3. Блок-схема аналізу та класифікації фазових зображень біологічного шару за інформативними ознаками

6. Консультанти розділів роботи

Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата	
		Завдання видав	Завдання прийняв
Спеціальна частина	Заболотна Н.І., д.т.н., доц, професор каф. БМІОЕС	11.03.2024 <i>НІ</i>	17.06.2024 <i>НІ</i>

7. Дата видачі завдання «11» березня 2024 р

КАЛЕНДАРНИЙ ПЛАН

Назва та зміст етапу	Термін виконання		Примітка
	початок	закінчення	
Вибір, узгодження та затвердження теми БДР	03.03.2024	11.03.2024	<i>виконано</i>
Аналіз літературних джерел. Попередня розробка основних розділів	12.03.2024	29.03.2024	<i>виконано</i>
Аналіз вирішення поставленої задачі на даному етапі	30.03.2024	05.05.2024	<i>виконано</i>
Розробка методу і структури системи	06.05.2022	17.05.2024	<i>виконано</i>
Розробка програмних модулів аналізу та класифікації системи	18.05.2024	24.05.2024	<i>виконано</i>
Експериментальні дослідження системи	24.05.2024	31.05.2024	<i>виконано</i>
Оформлення пояснювальної записки та графічної частини	01.06.2024	07.06.2024	<i>виконано</i>
Нормоконтроль	05.06.2024	09.06.2024	<i>виконано</i>
Попередній захист БДР, доопрацювання, рецензування БДР	11.06.2024	16.06.2024	<i>виконано</i>
Захист БДР ЕК	19.06.2024	20.06.2024	<i>виконано</i>

Студент

(підпис)

С.О. Смоляренко

Керівник роботи
(підпис)

Н.І. Заболотна

АНОТАЦІЯ

Бакалаврська дипломна робота складається з 82 сторінок формату А4, містить 31 рисунок та 5 таблиць, список використаної літератури містить 28 джерел.

Метою даної роботи є розширення функціональних можливостей системи поляриметричної фазової діагностики шляхом визначення усередненого розподілу елементів фазових зсувів лазерного зображення зразку, отриманого за прямими та опосередкованими методами, в поєднанні із автоматизованим класифікаційним аналізом.

В роботі було проаналізовано методи зсувів фазових мап за трьома методами: за вектором Стокса, за фазовим елементом матриці Мюллера та за прямим методом. На їх основі створено фазову мапу усереднених значень, яка дає точніші значення фазових зсувів, ніж кожен метод окремо. Проведено експериментування системи поляризаційно-фазової діагностики біологічних шарів із автоматичним аналізом даних для медичної діагностики конкретного захворювання. Оцінено технічні характеристики розробленої системи.

Ключові слова: система фазометрії біологічних шарів, прямий метод поляризаційної фазометрії, усереднення фазових мап.

ABSTRACT

The bachelor thesis consists of 82 pages of A4 format, contains 31 figures and 5 tables, the list of used literature contains 28 sources.

The purpose of this work is to expand the functionality of the polarimetric phase diagnostics system by determining the averaged distribution of phase shift elements of the laser image of the sample obtained by direct and indirect methods, in combination with automated classification analysis.

The paper analyzed the methods of shifting phase maps using three methods: by the Stokes vector, by the phase element of the Mueller matrix, and by the direct method. Based on them, a phase map of averaged values was created, which gives more accurate values of phase shifts than each method separately. Experimentation of the system of polarization-phase diagnosis of biological layers with automatic data analysis for medical diagnosis of a specific disease was carried out. The technical characteristics of the developed system were evaluated.

Key words: system of phase measurement of biological layers, direct method of polarization phase measurement, averaging of phase maps.

ЗМІСТ

ВСТУП.....	9
1 АНАЛІЗ МЕТОДІВ ТА СИСТЕМ ВИМІРЮВАННЯ ПОЛЯРИЗАЦІЙНО- ФАЗОВИХ ХАРАКТЕРИСТИК БІОЛОГІЧНИХ ШАРІВ ПРИ ЇХ ДІАГНОСТИЦІ.....	11
1.1 Поляриметричний та матричний методи для опису поляризаційних характеристик випромінювання та біологічних шарів.....	11
1.2 Вимірювання розподілів параметрів вектора Стокса.....	15
1.3 Методи та системи прямої та опосередкованої лазерної фазометрії оптично тонких біологічних шарів	17
1.3.1 Прямі та непрямі методи фазометрії об'єктів.....	17
1.3.2 Фазометрія на основі параметрів вектора Стокса.....	20
1.3.3 Фазометрія біологічних шарів на основі фазових мюллер- матричних зображень	23
1.3.4 Обґрунтування вибору прототипу для розробки системи поляриметричної фазової діагностики БШ із автоматичним аналізом даних.....	25
1.4 Висновки до розділу 1.....	27
2 МЕТОД ТА АРХІТЕКТУРА СИСТЕМИ БАГАТОФУНКЦІОНАЛЬНОЇ ПОЛЯРИЗАЦІЙНО-ФАЗОВОЇ ДІАГНОСТИКИ БІОЛОГІЧНИХ ШАРІВ ІЗ АВТОМАТИЧНИМ АНАЛІЗОМ ДАНИХ.....	29
2.1 Вимоги до системи та біологічних зразків.....	29
2.2 Базові методи вимірювань та структурна схема вимірювального каналу системи для визначення усередненого розподілу елементів фазових зсувів зображення БШ.....	30
2.3 Обґрунтування вибору методів автоматичного аналізу фазових зображень біологічних шарів для діагностики.....	37
2.3.1 Статистичні та кореляційні методи формування інформативних ознак фазових мап біологічних шарів.....	37

2.3.2	Методи автоматичної підтримки прийняття рішення при діагностиці біологічних тканин за фазовими мапами.....	40
2.4	Розробка методу та архітектури системи поляризаційно-фазової діагностики біологічних шарів із підтримкою прийняття рішень.....	43
2.5	Висновки до розділу 2.....	48
3	АСПЕКТИ ТЕХНІЧНОЇ РЕАЛІЗАЦІЇ СИСТЕМИ ПОЛЯРИЗАЦІЙНО-ФАЗОВОЇ ДІАГНОСТИКИ БІОЛОГІЧНИХ ШАРІВ ІЗ АВТОМАТИЧНИМ АНАЛІЗОМ ДАНИХ.....	49
3.1	Адаптація лабораторної установки до діагностики БШ на основі аналізу усередненого розподілу елементів фазових зсувів.....	49
3.2	Результати вимірювань та аналізу фазових мап біологічних шарів в стані «норми» та «патології».....	53
3.3	Виведення правил підтримки прийняття рішень за методом нечіткої логіки.....	58
3.4	Оцінка технічних характеристик системи діагностики на прикладі диференціації станів «норма»-«патологія» біологічних тканин.....	62
3.5	Висновки до розділу 3.....	63
	ВИСНОВКИ.....	64
	СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ.....	65
	Додаток А (обов'язковий) Протокол перевірки БДР.....	68
	Додаток Б . Графічна частина (обов'язковий).....	69
	Додаток Б.1 (обов'язковий) Архітектура системи поляризаційно-фазової діагностики БШ із підтримкою прийняття рішень.....	70
	Додаток Б.2 (обов'язковий) Блок-схема алгоритму методу вимірювання фазових зсувів за векторами Стокса.....	71
	Додаток Б.3 (обов'язковий) Блок-схема алгоритму методу вимірювання фазових зсувів за фазовим елементом ММЗ.....	72
	Додаток Б.4 (обов'язковий) Блок-схема алгоритму прямого методу вимірювання фазових зсувів.....	73

Додаток Б.5 (обов'язковий) Алгоритм діагностики БШ за усередненим розподілом елементів мапи фазових зсувів та його автоматизованим аналізом.....	74
Додаток В (обов'язковий) Лістинг коду блоку нечітких правил при діагностиці за усередненими фазовими зсувами поляризаційних зображень синовіальної рідини.....	75

ВСТУП

Актуальність теми. Розвиток сучасних інформаційно-вимірювальних технологій сьогодні пов'язаний, зокрема, з розвитком високоточних оптичних методів та засобів вимірювань контрольованих величин та з розвитком технологій їх автоматичного опрацювання. Застосування методів та систем лазерної поляриметрії біологічних тканин в медичній діагностиці дозволяє підвищити оперативність та достовірність виявлення онкологічних та запальних процесів в біологічних тканинах (БТ) [1]–[5], доповнюючи класичні діагностичні технології.

Зміни мікроструктурної анізотропії БТ, з якими пов'язані багато хвороб, можна визначити за змінами в двопроменезаломленні досліджуваних біологічних структур, що може бути зафіксоване поляризованим світлом. Враховуючи взаємозв'язок між показником двопроменезаломлення БТ та фазовим зсувом лазерної хвилі після її взаємодії із досліджуваним зразком, виокремлюють фазометрію як окремий напрямок розвитку поляриметричних методів діагностики БТ [5]–[7].

Серед відомих підходів до визначення фазових зсувів у точках зображення БТ розрізняють підхід Стокса–Мюллера [8]–[10], у якому використовуються вектор Стокса і матриця Мюллера для опису променя світла і об'єкта відповідно.

Відомі системи зображувальної фазометрії БТ, побудовані на основі відтворення двовимірних розподілів фазових зсувів із фазового мюллер-матричного зображення БТ [11]–[13], з наступним аналізом отриманих фазових зображень. Підвищення досягнутої в них точності вимірювань розподілів фазових зсувів (лінійних та кругових) зображень БТ досягають в системах прямої фазометрії [7], [12] для окремих типів оптично тонких біологічних тканин та рідин. В таких системах здійснюється пряме детектування величини фазових зсувів поляризаційного лазерного зображення БТ шляхом його поляризаційно- фазової фільтрації [7].

Проводячи автоматичний аналіз вимірних фазових зображень БТ в системах опосередкованої та прямої зображувальної фазометрії, встановлено взаємозв'язки кількісних характеристик фазових зображень із змінами морфологічних характеристик БТ, покладені в основу процесу діагностики біологічних тканин [13], [14].

В той же час, методи та системи фазометрії БТ для медичної діагностики ще не отримали достатнього практичного застосування. Причиною цього є недостатні функціональні можливості фазометричних систем, обумовлені реалізацією лише окремого прямого чи опосередкованого методу вимірювання та відсутність автоматичної класифікації фазових зображень за встановленими їх кількісними характеристиками при діагностиці БТ.

Мета і задачі дослідження. Мета роботи – розширення функціональних можливостей системи поляриметричної фазової діагностики біологічних шарів шляхом визначення усередненого розподілу елементів фазових зсувів лазерного зображення зразку, отриманого за прямими та опосередкованими методами, в поєднанні із автоматизованим класифікаційним аналізом.

Щоб досягти поставлену мету, слід вирішити такі завдання:

- проаналізувати методи та системи вимірювання поляризаційно-фазових характеристик біологічних шарів при їх медичній діагностиці;
- провести удосконалення метода та архітектури системи лазерної поляризаційно-фазової діагностики за рахунок визначення усередненого значення елементів фазових зсувів за трьома методами вимірювань із наступним класифікаційним аналізом;
- одержати вирішальні правила класифікації фазових зображень «норма»-«патологія» для конкретного типу захворювання та розробити їх програмну реалізацію;
- провести експериментування системи поляризаційно-фазової діагностики біологічних шарів із автоматичним аналізом даних для медичної діагностики конкретного захворювання.

1 АНАЛІЗ МЕТОДІВ ТА СИСТЕМ ВИМІРЮВАННЯ ПОЛЯРИЗАЦІЙНО-ФАЗОВИХ ХАРАКТЕРИСТИК БІОЛОГІЧНИХ ШАРІВ ПРИ ЇХ ДІАГНОСТИЦІ

1.1 Поляриметричний та матричний методи для опису поляризаційних характеристик випромінювання та біологічних шарів

Світло, яке розглядають як електромагнітну хвилю, має кілька фундаментальних властивостей. До них належить інтенсивність, довжина хвилі, фаза, які є скалярними величинами, та поляризація, яка має векторні властивості. Використання векторної величини, якою є поляризація, вимагає більш розвинених оптичних та обчислювальних методів.

Розсіювання змінює ступінь поляризації та впливає на оцінку структурної інформації біомедичних зразків, включаючи тканини та клітини, додаючи невизначеності. Багаторазове розсіювання ускладнює розробку сучасних поляриметричних методик та пов'язаних з ними методів аналізу інформації. Тому будемо надалі говорити про поляриметрію тільки оптично тонких біологічних шарів (БШ), в межах яких відбувається лише однократна взаємодія фотона з атомами БШ. Саме така вимога дозволяє знаходити однозначний зв'язок між поляризаційними характеристиками розсіяних полів та властивостей досліджуваних БШ.

При наявності патологічних змін в БТ відбуваються неминучі морфологічні перетворення, які обумовлюють зміни в оптичних властивостях тканин. Щоб запобігти та зменшити хірургічні втручання при пухлинних захворюваннях та зменшити дозу та тривалість застосування іонізуючого випромінювання, лазерна поляриметрія БТ створює альтернативу виявлення ракових захворювань на ранніх етапах.

Лазерні методи поляриметрії БТ можна умовно розділити на два великих класи. До першого класу відносять методи, засновані на поляриметричному підході, що вивчає електромагнітне поле перетвореного зразком оптичного

випромінювання (азимут, еліптичність, фазу, амплітуду). До другого класу відносять методи, в яких розглядають векторно-матричний підхід опису оптико-анізотропних властивостей самого досліджуваного БШ при його взаємодії з поляризованим світловим пучком [16]. Тут використовують так званий формалізм Стокса-Мюллера.

Вважаючи на те, що поляризованими є електромагнітні хвилі, вектор напруженості E яких описує стаціонарну криву, то рівняння траєкторії руху кінця вектора E має такий вигляд:

$$\left(\frac{E_x}{a}\right)^2 + \left(\frac{E_y}{b}\right)^2 - 2\frac{E_x E_y}{ab} \cos \delta = \sin^2 \delta, \quad (1.1)$$

де E_x, E_y – проекції вектора E на відповідні осі; a, b – діаметри еліпса поляризації; δ – різниця фазового зсуву по двом осям.

На рисунку 1.1 наведено еліпс поляризації, з відповідними значеннями напіврадіусів.

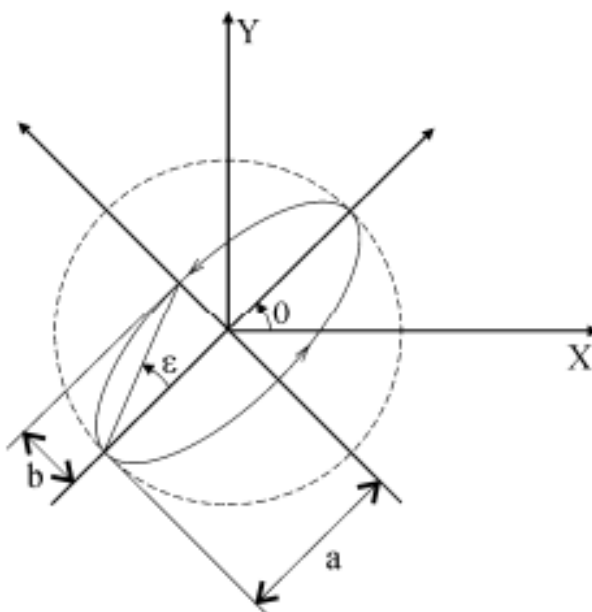


Рисунок 1.1 – Представлення еліпса поляризації

Еліпс поляризації, поданий на рисунку 1.1, характеризують такі параметри. Перш за все це азимут поляризації, тобто кут нахилу великої осі еліпса до осі X . Далі це – еліптичність поляризації $\beta = \arctg \frac{b}{a}$ як відношення довжин малої b та великої a півосей еліпса. Напрямок обходу еліпса поляризації є правим, якщо обхід еліпса відбувається за годинниковою стрілкою; та лівим обходом, якщо проти годинникової стрілки.

Розрізняють лінійну поляризацію, коли еліпс поляризації вироджується у пряму лінію на проекції на площину Z , як наприклад, на рисунку 1.2. На рисунку 1.3 подано еліптичну поляризацію.

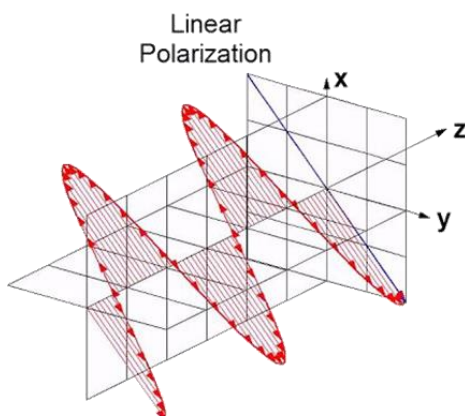


Рисунок 1.2 – Утворення лінійної поляризації

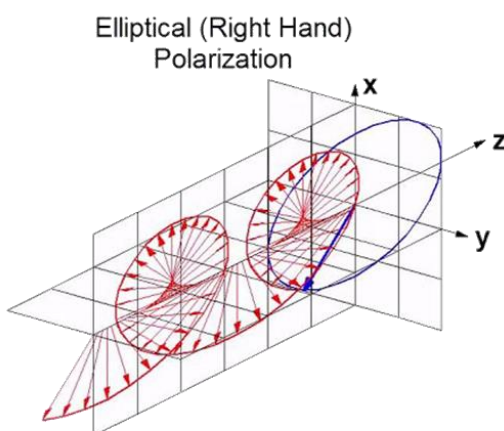


Рисунок 1.3 – Утворення еліптичної поляризації

Стан поляризації оптичного випромінювання при його взаємодії із середовищем може змінюватись. Для опису цієї зміни існують, зокрема, методи Мюллера.

Матриця Мюллера L , що визначається своїми 16 елементами $L_{ij}(i=1:4; j=1:4)$, які стоять у відповідних чотирьох рядках та чотирьох стовпцях,

$$L = \begin{pmatrix} 1 & L_{12} & L_{13} & L_{14} \\ L_{21} & L_{22} & L_{23} & L_{24} \\ L_{31} & L_{23} & L_{33} & L_{34} \\ L_{41} & L_{42} & L_{43} & L_{44} \end{pmatrix} \quad (1.2)$$

описує властивості оптичної анізотропії досліджуваного БШ в процесі його взаємодії з поляризованим лазерним променем.

За допомогою основного рівняння перетворення описують властивості поля оптичного випромінювання, що пройшло крізь БШ

$$S^{six} = L \times S^{ex}. \quad (1.3)$$

де S^{six}, S^{ex} - вектори Стокса відповідно поляризованого випромінювання, яким опромінюють зразок, та поляризованого випромінювання розсіяного; L – матриця Мюллера зразка.

Обчислення повного набору з 16 елементів матриці Мюллера $L_{ij}(x, y)(i = \overline{1:4}, y = \overline{1:4})$ зразка в межах дискретного двовимірного представлення (x, y) його поперечного перерізу (де $x = \overline{1:M}, y = \overline{1:N}$) описується за класичним феноменологічним методом [16]

$$\begin{cases} E_{i1}(x, y) = 0,5 \left(S_i^0(x, y) + S_i^{90}(x, y) \right), \\ E_{i2}(X, Y) = 0,5 \left(S_i^0(x, y) - S_i^{90}(x, y) \right), \\ E_{i3}(X, Y) = S_i^{45}(x, y) - E_{i1}(x, y), \\ E_{i4} = S_i^{\otimes}(x, y) - E_{i1}(x, y) \end{cases} \quad (1.4)$$

де $S_i^k(x, y)$ – двовимірний розподіл елементів i -го параметра вектора Стокса для k -того типу поляризації зондуючого лазерного променя.

1.2 Вимірювання розподілів параметрів вектора Стокса

Вимірювання розподілів параметрів вектора Стокса є критично важливим для поляриметричної фазової діагностики БШ. Цей метод дозволяє детально аналізувати поляризаційні властивості світла після взаємодії з біологічними тканинами, що може надати цінну інформацію про їх структуру та властивості.

Вектор Стокса складається з чотирьох параметрів (S_0, S_1, S_2, S_3) , які описують стан поляризації світла:

- S_0 – загальна інтенсивність світла.
- S_1 – різниця інтенсивностей між лінійно поляризованими компонентами, орієнтованими під кутами 0° і 90° .
- S_2 – різниця інтенсивностей між лінійно поляризованими компонентами, орієнтованими під кутами 45° і 135° .
- S_3 – різниця інтенсивностей між правим і лівим круговими поляризованими компонентами.

Ці параметри повністю описують стан поляризації світла і можуть бути виміряні за допомогою поляриметра.

Поляриметри вимірюють параметри вектора Стокса, використовуючи поляризаційні оптичні елементи, такі як поляризатори, хвильові пластини та детектори. Існує багато типів поляриметрів, які можна використовувати для вимірювання розподілів параметрів вектора Стокса, включаючи:

- еліпсометри – вимірюють параметри Q та U вектора Стокса. Вони зазвичай використовуються для вимірювання поляризаційних властивостей тонких плівок;

- поляриметри з обертовою хвильовою пластиною – вимірюють всі чотири параметри вектора Стокса;
- інтерферометри – використовуються для вимірювання розподілів параметрів вектора Стокса, використовуючи інтерференцію поляризованого світла. Цей метод може давати високу точність вимірювання, але він може бути складним у реалізації;
- цифрові методи вимірювання розподілів параметрів вектора Стокса засновані на записі зображень поляризованого світла за допомогою цифрової камери.

Природний (феноменологічний) метод вимірювання елементів вектора Стокса потребує того, щоб через зразок БШ було пропущено 6 типів поляризаційного опромінюючого пучка. Тоді фіксують відповідно 6 типів поляризації перетвореного зразком пучка: $I_0, I_{90}, I_{45}, I_{135}, I_{\otimes}, I_{\oplus}$, серед яких перші чотири інтенсивностей характерні для лінійно поляризованих пучків із азимутами поляризації 0;90;45;135, а останні два – для правої та лівої циркулярно поляризованої складових. На їх основі визначають елементи вектора Стокса [12], [17], [18]:

$$\begin{aligned}
 S_1 &= I_0 + I_{90} = I_{45^\circ} + I_{135^\circ} = I_{\otimes} + I_{\oplus}, \\
 S_2 &= I_0 - I_{90}, \\
 S_3 &= I_{45^\circ} - I_{135^\circ}, \\
 S_4 &= I_{\otimes} - I_{\oplus}.
 \end{aligned}
 \tag{1.5}$$

Також відомий метод для визначення елементів вектора Стокса, в якому потрібні лише чотири складові інтенсивностей поляризованого світла $I_0, I_{90}, I_{45}, I_{\otimes}$:

$$S = \begin{bmatrix} I_0 + I_{90} \\ I_0 - I_{90} \\ 2I_{45} - (I_0 + I_{90}) \\ 2I_{\otimes} - (I_0 + I_{90}) \end{bmatrix}.
 \tag{1.6}$$

Для реалізації цих методів використовують різні оптичні елементи типу поляризаторів та фазових платівок, які обертаються, а при необхідності зупиняються. Тому будуть тут похибки при вимірюваннях.

1.3 Методи та системи прямої та опосередкованої лазерної фазометрії оптично тонких біологічних шарів

1.3.1 Прямі та непрямі методи фазометрії об'єктів

Пряма лазерна фазометрія ґрунтується на вимірюванні зсуву фази лазерного випромінювання, відбитого від досліджуваної поверхні. Зміни фази випромінювання пропорційні змінам товщини або відстані до поверхні. Цей метод дає високу точність вимірювання, але він обмежений оптично гладкими та однорідними поверхнями.

До прямих методів лазерної фазометрії відноється: інтерферометрія, голографія, фазово-чутлива оптична когерентна томографія.

Інтерферометрія – метод вимірювання, що ґрунтується на явищі інтерференції світлових хвиль. Завдяки йому можна надзвичайно точно визначити зміни фазових різниць між хвилями [19]. Одним із найпоширеніших приладів є інтерферометр Майкельсона. Він складається з напівпрозорого дзеркала, двох дзеркал та детектора. Пучок світла ділиться напівпрозорим дзеркалом, відбивається від двох дзеркал і знову об'єднується створюючи інтерференційний візерунок

$$\Delta\phi = \frac{4\pi d}{\lambda} \quad (1.7)$$

де $\Delta\phi$ – фазова різниця, d – різниця оптичних шляхів, λ – довжина хвилі світла

На рисунку 1.4 показано інтерферометр Майкельсона [20].

Голографія – це метод отримання тривимірних зображень об'єктів який формується на інтерференції хвильового фронту світла. Її принцип роботи

полягає в реєстрації світлового поля об'єкта за допомогою інтерференційної картини створеної когерентними хвилями, а саме об'єктної та опорної [21].

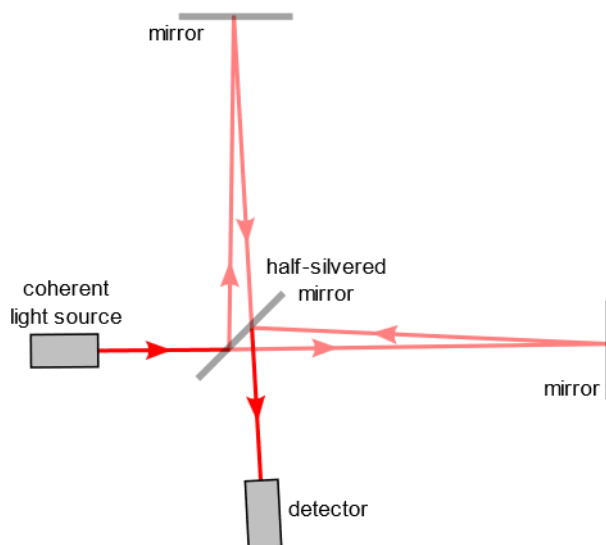


Рисунок 1.4 – Інтерферометр Майкельсона

Фазово-чутлива оптична когерентна томографія (ОКТ) теж має можливості формувати зображення внутрішньої структури БШ з високою просторовою роздільною здатністю. При цьому використовують інтерференцію когерентного світла. Поєднання оптичної когерентної томографії з фазовими вимірюваннями дозволило визначати не тільки амплітуду відбитого сигналу, але й його фазові зміни. Це розширює функціональні можливості аналізу, оскільки так виявляють мікроскопічні зміни в БТ, які неможливо виявити засобами класичної ОКТ [22], [23].

Опосередкована лазерна фазометрія використовує інтерференцію лазерного випромінювання для вимірювання товщини або відстані до досліджуваної поверхні.

Опосередкована лазерна фазометрія використовується у еліпсометрії, спектл-кореляційній фазометрії, фазовій модуляції тощо.

Еліпсометрія — сукупність методів вивчення поверхонь рідких і твердих тіл за станом поляризації світлового пучка, відбитого цією поверхнею і заломленого на ній. Приклад еліпсометра показано на рисунку 1.5.

Плоскополяризоване світло, що падає на поверхню, набуває при віддзеркаленні і заломленні еліптичної поляризації унаслідок наявності тонкого перехідного шару на межі поділу середовищ. Залежність між оптичними постійними шару і параметрами еліптично поляризованого світла встановлюється на підставі формул Френеля. На принципах еліпсометрії ґрунтуються методи чутливих безконтактних досліджень поверхні рідини або твердих речовин, процесів абсорбції, корозії та ін.

Як джерело світла в еліпсометрії використовується монохроматичне випромінювання, інколи лазерне, яке дає можливість досліджувати мікронеоднорідності на поверхні об'єкту, що вивчається [24].

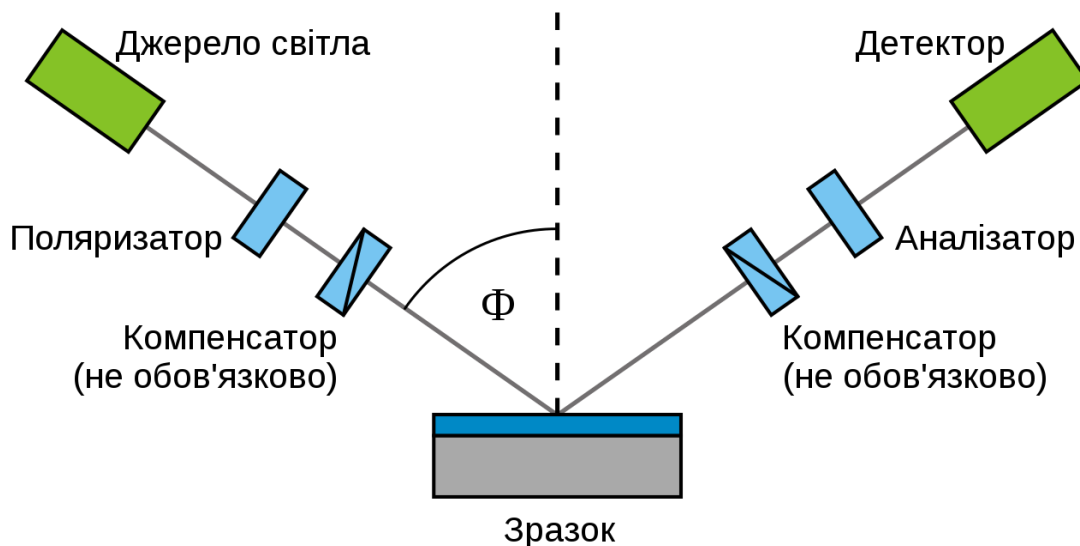


Рисунок 1.5 - Зразок еліпсометра [24]

Спектрально-кореляційна фазометрія - це метод обробки даних, який поєднує в собі ОКТ та спектральну фазометрію для вимірювання фазових змін в об'єктах з високою роздільною здатністю [22].

Спектральна інтерферометрія використовує спектральний інтерферометр для реєстрації інтерференційного сигналу між опорним і відбитим (або розсіяним) світлом. Це дозволяє отримувати інформацію про оптичні властивості об'єктів з високою чутливістю та роздільною здатністю.

Вищенаведені методи лягли в основи дослідження фазових параметрів БШ, наведених нижче.

1.3.2 Фазометрія на основі параметрів вектора Стокса

В роботі [5] описано, що можна отримати розподіл фазових зсувів δ для досліджуваного оптично тонкого зразка, якщо виміряти попередньо азимут α і еліптичність β оптичного об'єктного поляризованого пучка

$$\delta_{ij} = \arctg \left(\frac{\sin 2\alpha_{ij}}{\cos 2\beta_{ij}} \right). \quad (1.8)$$

Для того, щоб визначити азимут α_{ij} та еліптичність β_{ij} поляризації зразка, потрібно виміряти елементи вектора Стокса $(S_3)_{ij}; (S_2)_{ij}$, на їх основі обчислюємо елементи розподілу

$$\alpha_{ij} = 0,5 \arctg \left(\frac{(S_3)_{ij}}{(S_2)_{ij}} \right), i = 1:M; j = 1:N \quad (1.9)$$

$$\beta_{ij} = 0,5 \arcsin \left(\frac{(S_4)_{ij}}{(S_1)_{ij}} \right). \quad (1.10)$$

Фазометрія на основі параметрів вектора Стокса реалізується в пристроях, які називають стокс-поляриметрами.

Схема, представлена на рисунку 1.6, описана в роботі [18], є локальним стокс-поляриметром з фіксуванням елементів вектора в конкретній точці перерізу зразка. Такий прилад складається із фазової пластики та поляризатора. Фазова пластинка тоді застосовується, коли потрібно створити циркулярний тип поляризації об'єктного променя. Поляризатор як пластинка

дозволяє при розташуванні під певним кутом до осі X створювати лінійну поляризацію одного із 4 типів: $I_0, I_{90}, I_{45}, I_{135}$. Обчислення вектора Стокса далі проводять за формулами (1.5).

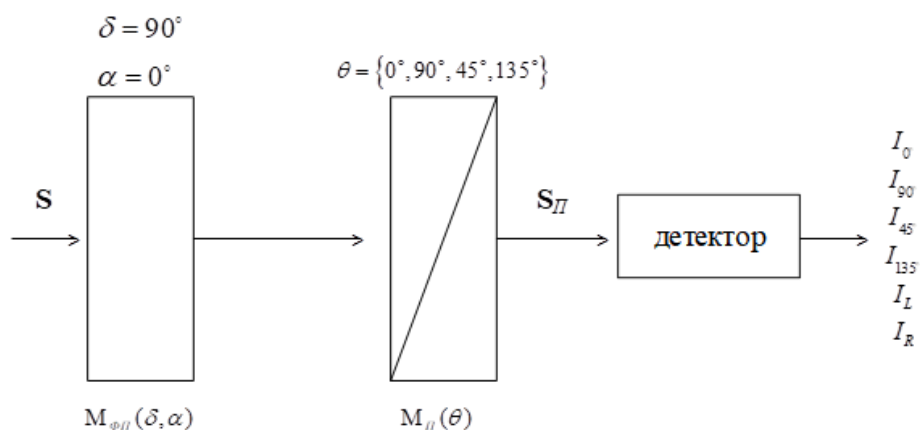


Рисунок 1.6 – Локальний стокс-поляриметр на основі 6 інтенсивностей [18]

Схема на рисунку 1.6 має недоліки, які, з одного боку, визначаються локальним характером вимірювань за рахунок використання детектора як окремого фотоприймача оптичного поляризованого сигналу. З іншого боку, для схеми характерні обмежені функціональні можливості. Це пояснюється неавтоматизованим процесом вимірювань та відсутністю аналізу виміряної інформації. Тому самостійно такий стокс-поляриметр не може застосовуватись для діагностики БТ.

Крім того, в локальному стокс-поляриметрі потрібно проводити механічне вилучання фазової пластинки зі шляху оптичного опромінювача. Це викликає похибки. Для їх усунення застосовують схему динамічного стокс-поляриметра на модуляторах світла, показану на рисунку 1.7.

Два модулятори світла типу рідкого кристалу в схемі на рисунку 1.7 разом із аналізатором та локальним фотодетектором є базовими елементами схеми. Вони модулюють фазові та поляризаційні характеристики об'єктного світлового променя при його взаємодії з біологічним шаром. Тому в схемі не

потрібно додаткове вилучення елемента при проходженні через нього світла в режимах утворення циркулярного випромінювання.

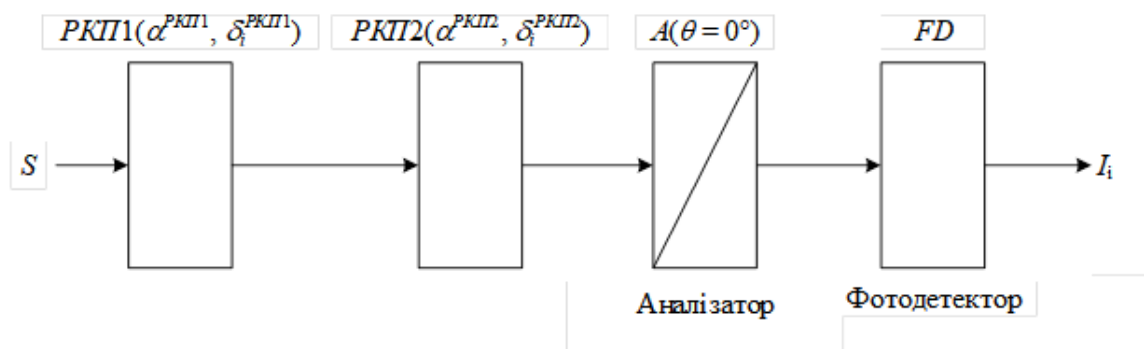


Рисунок 1.7 - Схема стокс-поляриметра на модуляторах світла [18]

Недоліки схеми залишаються такими, як і в попередній схемі, що полягають у відсутності можливості аналізу вимірних векторів Стокса, азимутів, еліптичностей та фазових зсувів. Це не дозволяє їх напряму застосовувати для проведення діагностики БТ.

Якщо в схемі вимірювань векторів Стокса або фазових зсувів присутня камера та оптика для реєстрації зображення дослідного зразку, то маємо схему сучасної зображувальної стокс-поляриметрії або відео-поляриметрії. Приклад такої системи наведено на рисунку 1.8 [1], [4].

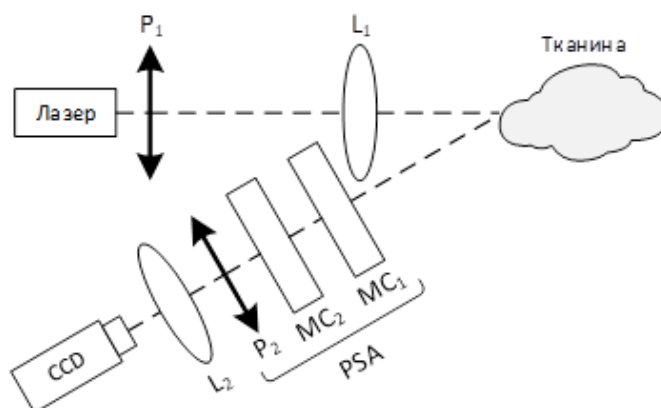


Рисунок 1. 8 – Система зображувальної поляриметрії та фазометрії БТ [1], [4]

В наведеній схемі буде отримано зображення параметрів вектора Стокса для всіх точок перерізу досліджуваного зразка. Це перевага даної схеми. Недоліки ж схеми залишаються попередніми. В схемі недостатні функціональні можливості, бо відсутній аналіз вимірених фазових зсувів, що не дозволяє робити повноцінну фазометричну діагностику БТ.

1.3.3 Фазометрія біологічних шарів на основі фазових мюллер-матричних зображень

Фазометрія біологічних шарів на основі фазових Мюллер-матричних зображень є складною і потужною методикою, яка використовує Мюллер-матриці для повного опису поляризаційних властивостей біологічних тканин. Цей метод дозволяє отримати детальну інформацію про фазові зміни та структуру БШ.

В роботі [11] наведено схему мюллер-поляриметра, в якому визначається розподіл фазових елементів $L_{44}(x, y)$ матриці Мюллера зразку, який досліджується. Вона подана на рисунку 1.9.

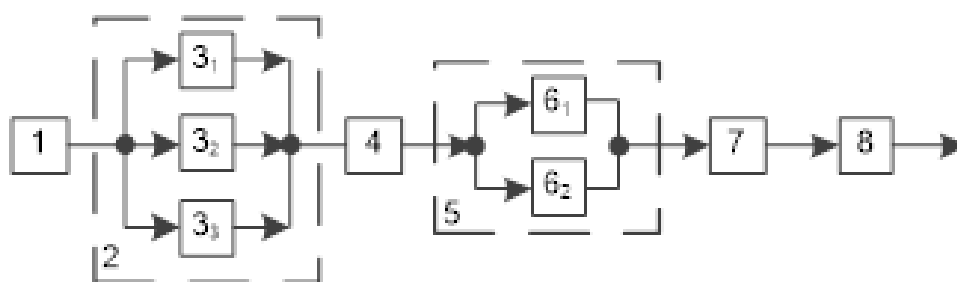


Рисунок 1.9 – Схема структурна мюллер- поляриметра [11]

Працюючи на довжині хвилі лазерного випромінювання 0,64 мкм, за допомогою вищенаведеної схеми визначають необхідні розподіли поляризаційно відфільтрованих інтенсивностей пучків зондуємого випромінювання, які були трансформовані оптично тонким зразком.

Схема складається з таких базових елементів та вузлів [11]: лазерного джерела 1 випромінювання, блоку генерації поляризованого випромінювання, що має канали 3_1 – 3_3 поляризаційного зондування БШ, предметного столику зі зразком 4, оптичного блоку 5 аналізу типу циркулярної поляризації, що має два канали 6_1 – 6_2 , цифрову камеру 7 та комп'ютер 8.

Координатний розподіл елементів $(L_{44})_{ij}$ фазового мюллер-матричного зображення БШ обчислюють у нормованому вигляді за формулою [11]:

$$L_{44} = \frac{I_{\otimes}^{\otimes} - I_{\oplus}^{\otimes}}{I_{\otimes}^{\otimes} + I_{\oplus}^{\otimes}} - \left(\frac{I_{\otimes}^0 - I_{\oplus}^0}{I_{\otimes}^0 + I_{\oplus}^0} + \frac{I_{\otimes}^{90} - I_{\oplus}^{90}}{I_{\otimes}^{90} + I_{\oplus}^{90}} \right). \quad (1.11)$$

Основним недоліком наведеної схеми є відсутність автоматизації вимірювань, що впливає на зменшення точності вимірювань. Також, як і в попередніх наведених схемах, в даній схемі обмежені функціональні можливості. В схемі відсутні можливості проведення аналізу вимірюваних зображень та відсутні системи підтримки прийняття рішення.

В роботі [4] описано схему поляриметра для вимірювання матриць Мюллера, в якій використовується відбите, а не розсіяне випромінювання. Приклад схеми наведено на рисунку 1.10.

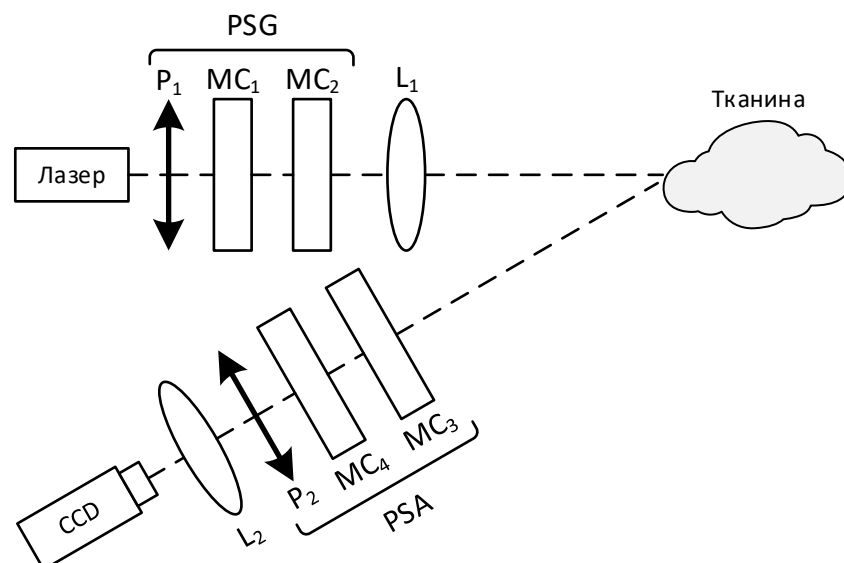


Рисунок 1.10 – Схема мюллер-поляриметра із відбитим від зразка світлом

Проте, як встановлено, в схемі із відбитим випромінюванням від зразка для проведення фазометрії застосовуються ті ж принципи, що й для розсіяного вперед випромінювання у схемі, поданій на рисунку 1.9.

1.3.4 Обґрунтування вибору прототипу для розробки системи поляриметричної фазової діагностики БШ із автоматичним аналізом даних

Для подолання недоліків, пов'язаних із відсутністю автоматизації вимірювань, в роботі [12] автоматизовану схему мюллер-поляриметрії (рисунок 1.11).

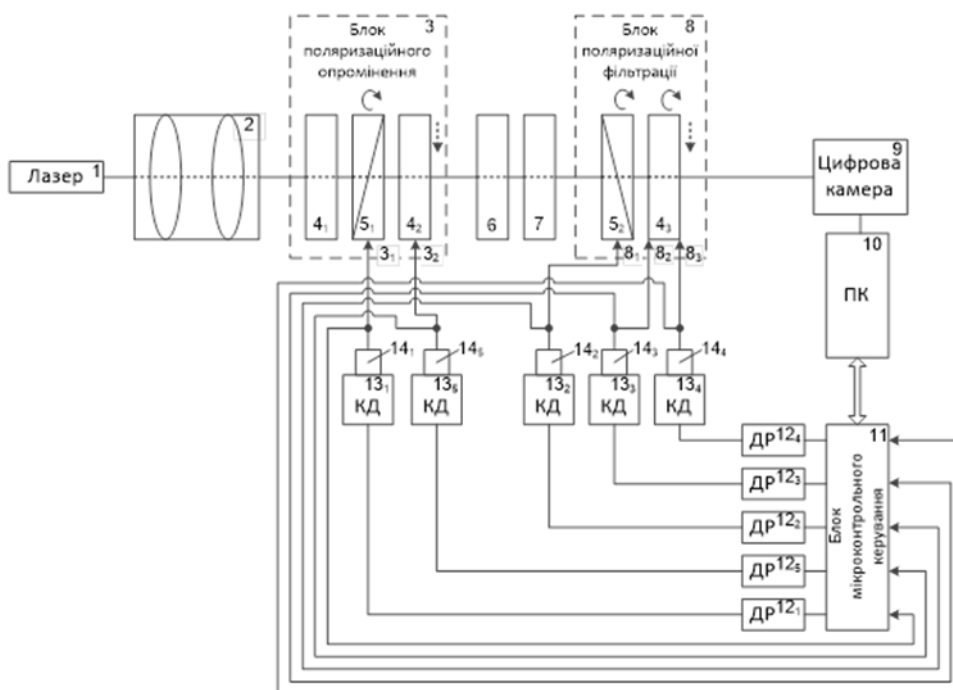


Рисунок 1.11 – Автоматизована система мюллер-поляриметрії із аналізом даних [12]

Схема дозволяє виконувати автоматизовані вимірювання за рахунок того, що є спеціальний блок, виконаний на мікроконтролері, який керує роботою всіх інших блоків системи.

Крім того, в цій системі передбачена можливість оброблення мюллер-матричних даних та отриманих фазових зображень за допомогою статистичного та кореляційного підходів. Це дозволяє виділяти інформативні ознаки фазометричних зображень, за якими потім можна будувати діагностичні правила ухвалення рішення.

Недолік схеми пов'язаний з тим, що отримана інформація про фазову мапу біологічного шару є опосередкованою, а також в системі при наявності аналізу фазових мап немає системи прийняття рішення.

Система може бути аналогом 1 до розроблюваної системи.

В якості іншого аналога 2, в якому проводяться прямі вимірювання, можна визначити систему, наведену на рисунку 1.12, описану в роботі [12]

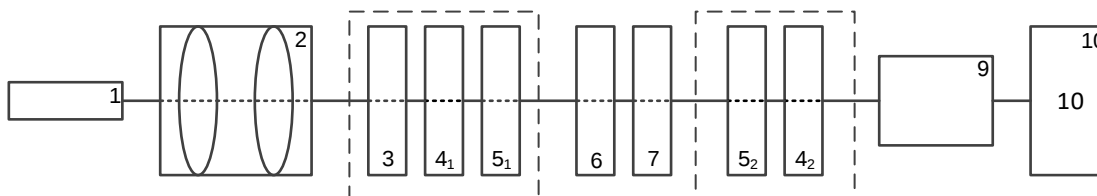


Рисунок 1.12 – Система прямої фазометрії БТ [12]

В системі прямої фазометрії є два поляризаційних фазових фільтра:

- правоциркулярний фазовий фільтр, утворений елементами такими як чвертьхвильова пластинка 3 та 5₁, а також поляризатор 4₁;
- лівоциркулярний фазовий фільтр, утворений аналізатором 4₂ та чвертьхвильовою пластинкою 5₂.

На довжині хвилі 0,64 мкм отримують розподіл елементів фазового зображення за формулою

$$\delta(m,n) = \arccos(\sqrt{I(m,n)}) \quad (1.12)$$

де $I(m, n)$ – інтенсивність відфільтрованого випромінювання двома фазовими фільтрами.

В системі прямої поляризаційної фазометрії проводять статистичний та кореляційний аналіз, де визначають статистичні та кореляційні моменти. За їх значенням далі проводять діагностику БТ.

Залишається невирішеним питання із проведенням інтелектуального аналізу даних в системі, що є аналогом 2, це обмежує її можливості.

Отже, аналоги для розробки системи фазометрії визначено.

1.4 Висновки до розділу 1

Визначено три основних методи та системи поляризаційної фазометрії БТ.

Перевагою Мюллер-матричного методу є те, що вона надає повний опис поляризаційних властивостей середовища, незалежно від його складності. Мюллер матриці дозволяють аналізувати поляризаційні зображення, що може використовуватись для візуалізації біологічних структур та виявлення патологій.

Недоліком даного методу являється потреба у складному обладнанні та складність налаштування цього обладнання. Також вимірювання мають високу чутливість до експериментальних похибок. Існує неоднозначність щодо окремих поляризаційних параметрів, які призводять до складнощів у розв'язанні обернених задач.

Перевагою вектора Стокса є повний опис поляризаційного стану світла, включаючи інтенсивність, лінійну і кругову поляризацію. Вектор Стокса описує поляризаційний стан незалежно від початкових умов випромінювання, що робить його зручним для аналізу в реальних умовах. Вимірювання розподілів параметрів вектора Стокса дозволяє створювати поляризаційні

зображення, які можуть бути використані для аналізу просторових властивостей об'єктів.

Недоліком є те, що вимірювання всіх чотирьох параметрів вектора Стокса потребує спеціалізованого обладнання, таких як поляризатори, аналізатори та високочутливі детектори. Метод є чутливим до експериментальних похибок і шумів, що може вплинути на точність отриманих даних. Інтерпретація результатів може бути складною, особливо для складних середовищ або багат шарових об'єктів, що потребує високої кваліфікації та досвіду від дослідників.

Перевагою методів лазерної фазометрії є висока чутливість та точність. Лазери забезпечують високу когерентність світла, завдяки чому цей метод має надзвичайну чутливість до найменших змін фаз.

Недоліками систем, які реалізують кожен із трьох методів проведення діагностики БТ на основі фазометрії є недостатні функціональні можливості систем, в якій відсутні можливості ухвалення рішення. То ж усунення цих недоліків в розроблювальній системі призведе до покращення якості діагностики біологічних шарів.

2 МЕТОД ТА АРХІТЕКТУРА СИСТЕМИ БАГАТОФУНКЦІОНАЛЬНОЇ ПОЛЯРИЗАЦІЙНО-ФАЗОВОЇ ДІАГНОСТИКИ БІОЛОГІЧНИХ ШАРІВ ІЗ АВТОМАТИЧНИМ АНАЛІЗОМ ДАНИХ

2.1 Вимоги до системи та біологічних зразків

Враховуючи результати проведеного аналізу відомих систем лазерної поляриметрії, в яких вимірюється розподіл фазових параметрів лазерного поля розсіяного біологічним шаром, можна визначити такі вимоги до системи поляризаційно-фазової діагностики.

1. Функціональні можливості системи передбачають проведення медичної діагностики БШ на основі вимірювання та аналізу фазової мапи поляризаційних зображень БТ.

2. Методи вимірювання фазових мап для реалізації в системі:

- на основі векторів Стокса;
- на основі фазового елементу матриці Мюллера;
- прямий метод вимірювання;
- на основі усереднення значень фазової мапи поляризаційного зображення БТ, виміряних за вищеназваними трьома методами фазометрії.

3. Методи автоматичного аналізу виміряних фазових мап:

- статистичний метод аналізу фазового зображення із визначенням чотирьох статистичних моментів як перших чотирьох ознак фазового зображення для подальшої класифікації;
- кореляційний метод аналізу фазового зображення із визначенням чотирьох кореляційних моментів як других чотирьох ознак фазового зображення для подальшої класифікації;
- класифікаційний аналіз фазових зображень БТ для діагностики станів «норма» та «патологія» зразків при обраному типові захворювання.

4. Досягнення точності класифікації, яка вище ніж у аналогів, (тобто вище за значення, наприклад, 89,5% при діагностиці патологій печінки щурів за прямим методом фазометрії [12]).

Досліджуваний матеріал теж має відповідати висунутим до нього вимогам. Вони обумовлені застосованою технологією діагностування за біологічними шарами, поданими у формі гістологічного зрізу БТ або підготовленими замороженими плівками біологічних рідин.

Гістологічні зрізи та плівки рідин готуються лікарями та зберігаються в холодильнику до моменту їх застосування.

Важливою є геометрична товщина таких підготовлених та нефарбованих препаратів, яка має сягати значень від 5 мкм до 20 мкм.

Визначальне значення має оптична товщина препаратів, яка визначається коефіцієнтом оптичної товщини на рівні $k = 0,1$. За такої умови біологічний шар є оптично тонким. Це означає, що при його моделюванні буде здійснюватись однократна взаємодія фотону з об'єктом дослідження. Така умова дозволяє говорити про можливість отримання результатів діагностики, яка є достовірною з високою точністю достовірності.

2.2 Базові методи вимірювань та структурна схема вимірювального каналу системи для визначення усередненого розподілу елементів фазових зсувів зображення БШ

Розглянемо метод вимірювання фазової мапи поляризаційного зображення БШ на основі вектора Стокса $S_1 - S_4$, позначивши його як реалізацію деякої функції F_1 вимірювання :

$$\delta_1 = F_1(S_1 - S_4) \quad (2.1)$$

Для цього будемо орієнтуватись на апаратурні можливості схеми, поданої на рисунку 1.11, яку потім оптимізуємо на випадок всіх методів .

Вона дозволяє визначити всі 4 параметри вектора Стокса $S_1 - S_4$ на довжині хвилі лазера 0,64 мкм. Блок-схема алгоритму методу вимірювання фазових зсувів за векторами Стокса наведена на рисунку 2.1.

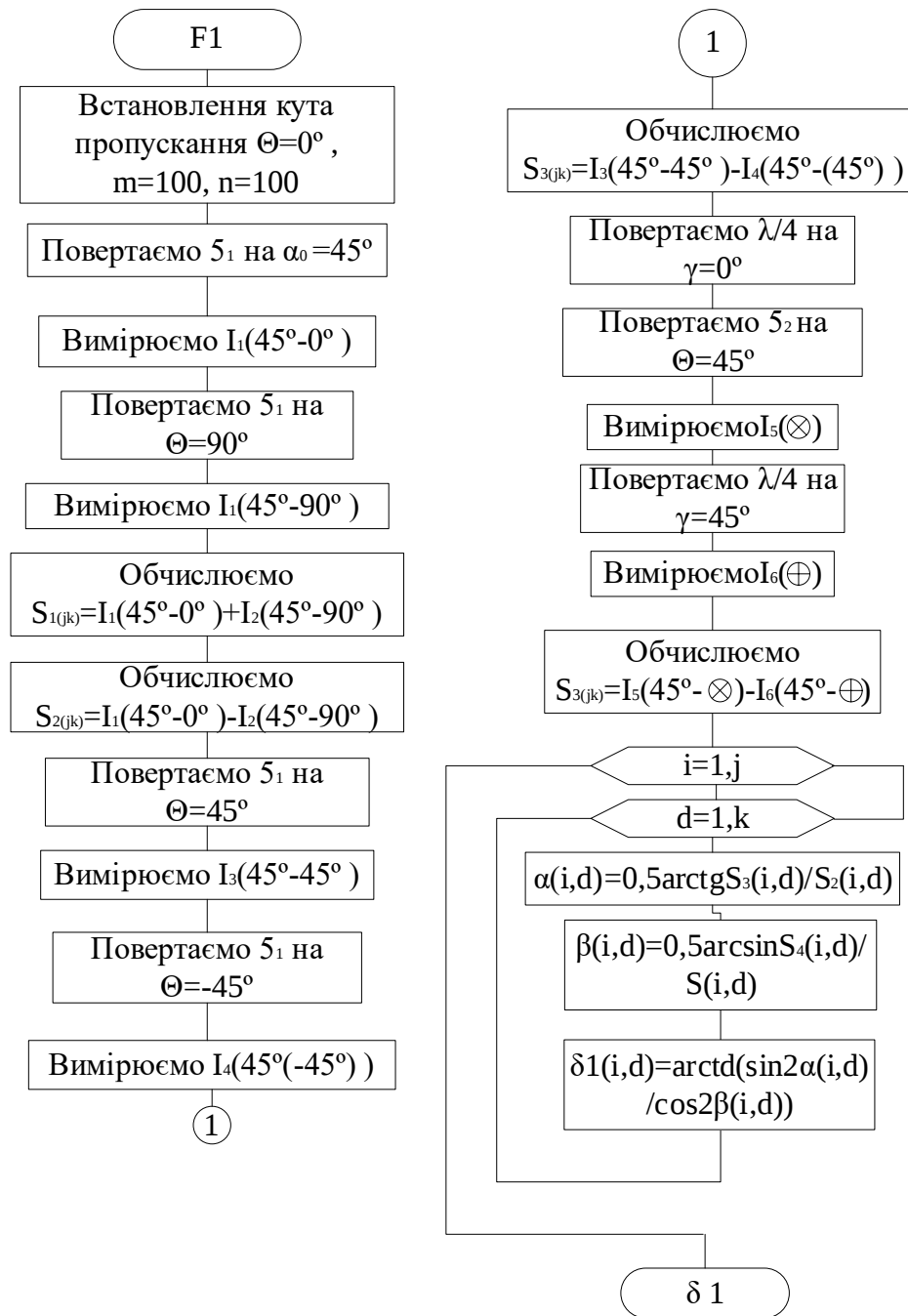


Рисунок 2.1 - Блок-схема алгоритму методу вимірювання фазових зсувів за векторами Стокса

Блок поляризаційного опромінення 3 в схемі на рисунку 1.11. має основне призначення – сформувати необхідний тип поляризації пучка, який взаємодіє із об’єктом. Об’єкт знаходиться на предметному столику 6. Азимут поляризації опромінюючого лазерного пучка встановимо $\theta = 0^\circ$.

Є в блоці 3 поляризатор 5_1 , який повертаєм на кут 45° .

За допомогою налаштування аналізатора блоку поляризаційного фільтрації 8, який складається із лінійного поляризатора 5_2 і пластинки фазової 4_3 , будемо формувати тип поляризації для наступної фільтрації. Потрібно по черзі формувати кути нахилу осі аналізатора 5_2 : 0° ; 90° ; 45° ; -45° . Тоді як показано в блок-схемі на рисунку 2.1, будуть сформовані відфільтровані поляризаційно зображення $I_1(45 - 0)$, $I_1(45 - 90)$, $I_1(45 - 45)$, $I_1(45 - (-45))$.

Наприклад, маємо інтенсивності $I_1(45 - 0)$, $I_1(45 - 90)$, подані на рисунку 2.2 (а, б), і отримуємо параметри векторів Стокса S_1 ; S_2 (рисунок 2.2., в, г)

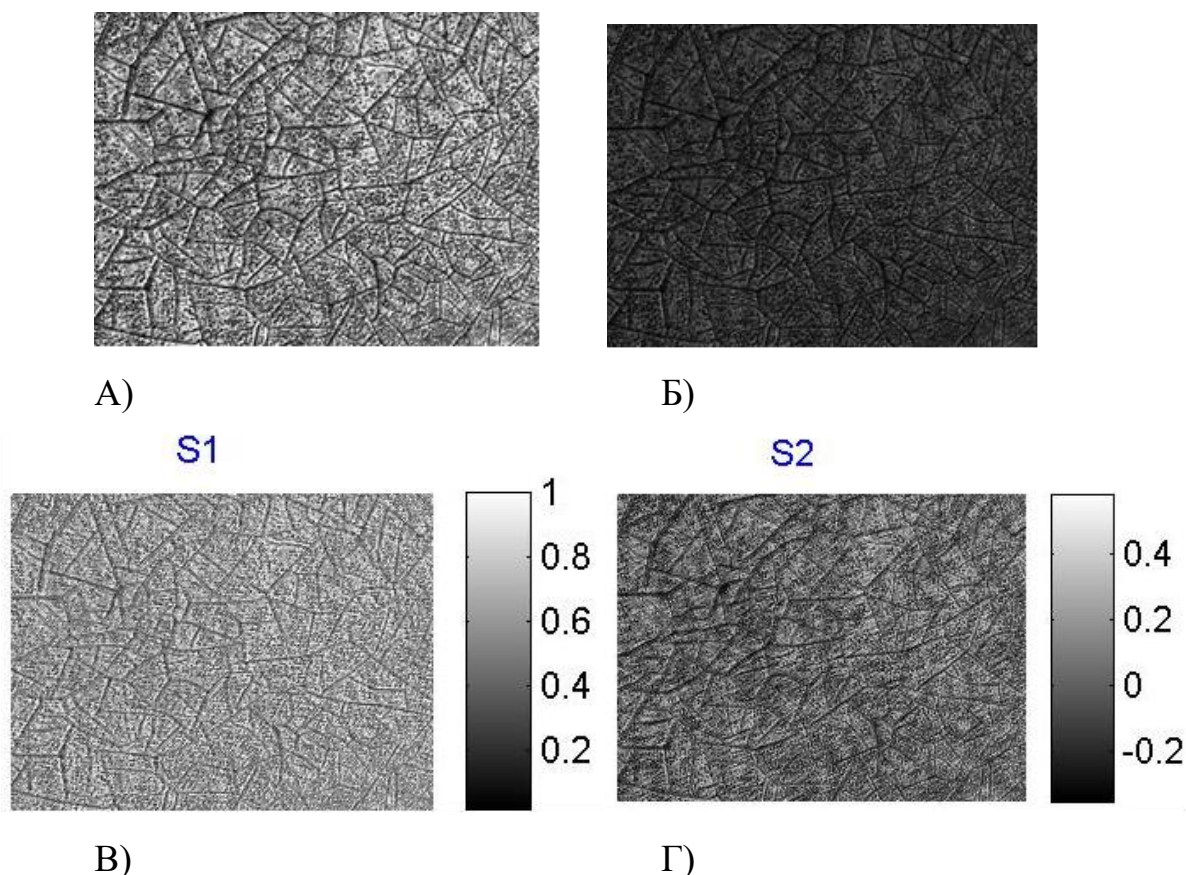


Рисунок 2.2 – розподіл інтенсивностей $I_1(45 - 0)$, $I_1(45 - 90)$ (а; б) та першого та другого параметра вектора Стокса S_1 (в) та S_2 (г)

Як показано в блок-схемі на рисунку 2.1 для формування перших двох векторів Стокса використано формули

$$S_1(jk) = I_{jk}(45^\circ - 0^\circ) + I_{ik}(45^\circ - 90^\circ) \quad (2.2)$$

$$S_2(jk) = I_{jk}(45^\circ - 0^\circ) - I_{ik}(45^\circ - 90^\circ) \quad (2.3)$$

Далі отримано третій параметр вектора Стокса за інтенсивностями $I_1(45 - 45), I_1(45 - (-45))$ у такому вигляді:

$$S_3(jk) = I_{jk}(45^\circ - 45^\circ) - I_{jk}45^\circ - (-45^\circ) \quad (2.4)$$

Для формування четвертого параметра вектора Стокса необхідно в схему на рисунку 1.11 вставити фазову пластинку 4_3 . Якщо її вісь розташувати під кутом 0° до осі абсцис, а повернути на кут 45° вісь поляризатора 5_2 , то отримаємо інтенсивність $I(45 - \otimes)$ циркулярно поляризованого відфільтрованого зображення типу «правий циркуль» ($\oplus$). При розвороті осі фазової пластинки 4_3 на кут 45° при інших стабільних положеннях всіх елементів схеми, отримаємо інтенсивність $I(45 - \oplus)$ циркулярно поляризованого відфільтрованого зображення типу «лівий циркуль» ($\oplus$).

Тоді четвертий елемент вектора Стокса вимірюємо за інтенсивностями $I_1(45 - \otimes), I_1(45 - \oplus)$ таким чином:

$$S_4(jk) = I_{jk}(45^\circ - \otimes) - I_{jk}(45^\circ - \oplus) \quad (2.5)$$

Отже, далі за формулами (1.8)-(1.10) маємо фазову мапу БШ у вигляді:

$$\delta 1(jk) = \arctg(\sin(\arctg(S_3(jk) / S_2(jk)))) / \cos(\arcsin((S_4(jk) / S_1(jk)))). \quad (2.6)$$

Розглянемо метод $F2$ вимірювання фазової мапи поляризаційного зображення БШ на основі фазового елемента ММЗ, позначивши його як реалізацію деякої функції вимірювання :

$$\delta 2 = F 2(F_{44}) \quad (2.7)$$

Блок-схема алгоритму методу вимірювання фазових зсувів за фазовим елементом матриці Мюллера наведена на рисунку 2.3.

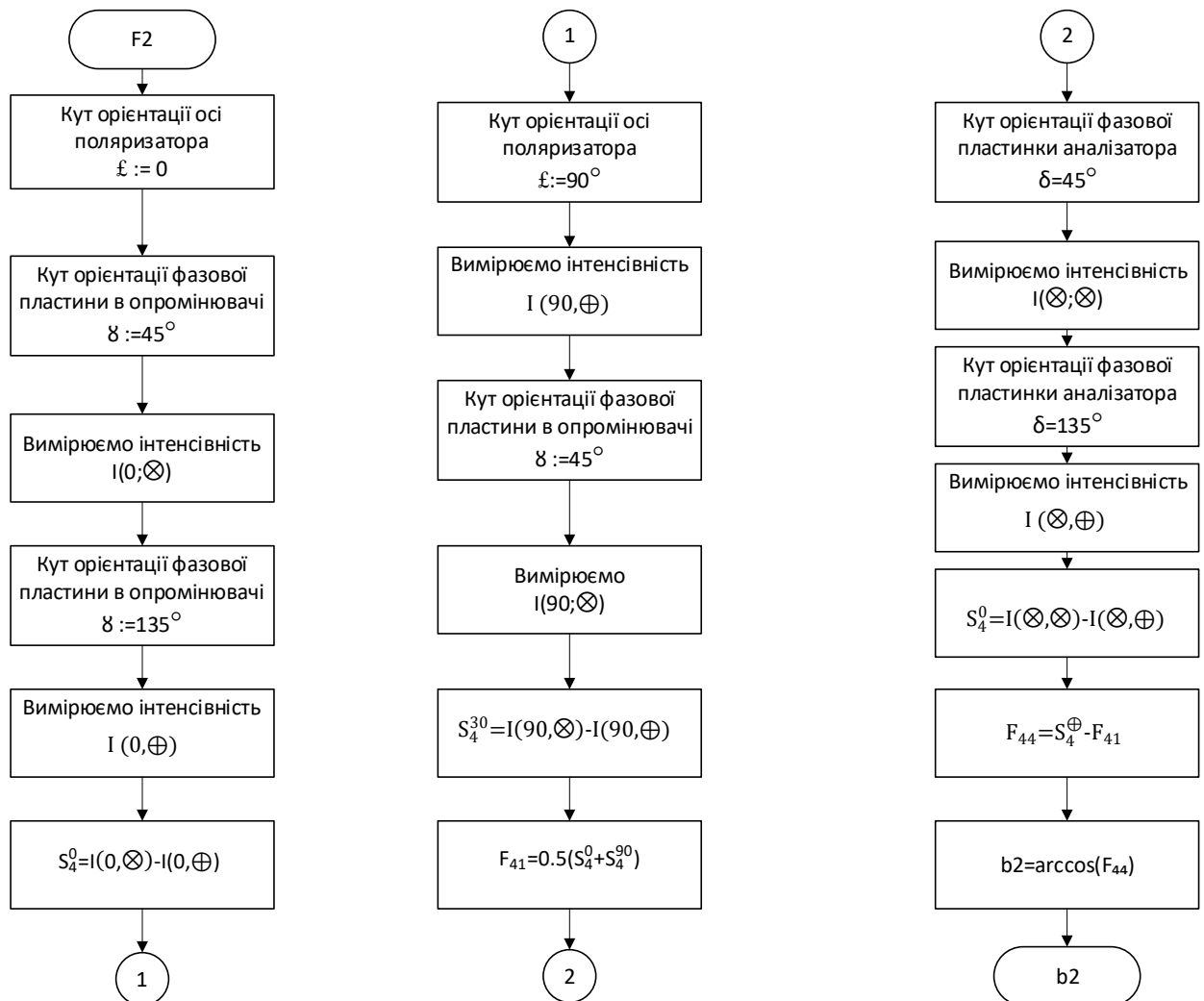


Рисунок 2.3- Блок-схема алгоритму методу вимірювання фазових зсувів за фазовим елементом ММЗ

Описано дії в блок-схемі на рис. 2.3 по встановленню в необхідне положення елементів блоку поляризаційного опромінення зразка 3 та блоку 8 поляризаційної фільтрації.

Для методу вимірювання фазової мапи $\delta 2$ на основі фазового елемента ММЗ типу F_{44} потрібно отримати інтенсивності поляризаційно відфільтрованих зображень, які дозволяють виміряти четвертий параметр вектора Стокса при куті нахилу осі поляризатора $0^\circ, 90^\circ, \otimes$. На їх основі обчислюють значення:

$$\begin{aligned} S_4^0 &= I(0; \otimes) - I(0; \oplus), \\ S_4^{90} &= I(90; \otimes) - I(90; \oplus), \\ S_4^\otimes &= I(\otimes; \otimes) - I(\otimes; \oplus), \end{aligned} \quad (2.8)$$

Тоді фазовий елемент F_{44} матриці Мюллера обчислюється у вигляді

$$F_{44}(ij) = S_4^\otimes(ij) - 0,5(S_4^0(ij) + S_4^{90}(ij)), \quad (2.9)$$

а фазова мапа $\delta 2$ на його основі визначається як

$$\delta 2(ij) = \arccos(F_{44}(jk)). \quad (2.10)$$

Третій метод $F 3$ вимірювання фазової мапи $\delta 3(ij)$ біологічного шару є прямим методом вимірювання.

$$\delta 3 = F 3(I) \quad (2.11)$$

Метод реалізується системою, наведеною на рисунку 1.12, але буде пізніше реалізований на універсальній системі діагностики.

Блок-схема організації вимірювань наведена на рисунку 2.4.

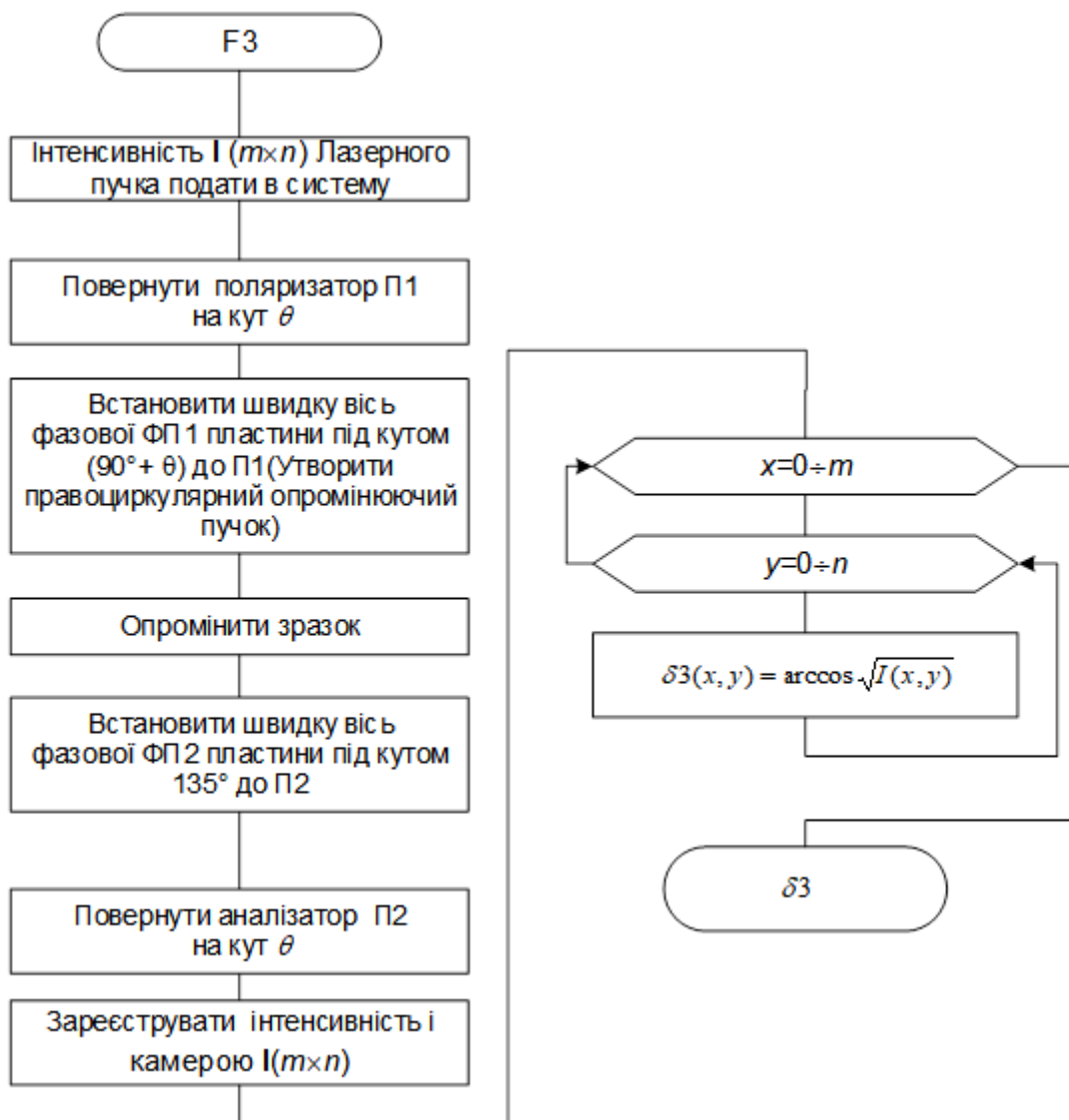


Рисунок 2.4 - Блок-схема алгоритму прямого методу вимірювання фазових зсувів

Теоретичною основою для прямого вимірювання фазової мапи є наступне. Якщо створити схрещені поляризаційні фазові фільтри, а сам досліджуваний БШ розмістити між ними, то інтенсивність пропущеного пучка визначається у вигляді

$$\tilde{I}(jk) = \sin^2 \delta(jk). \quad (2.12)$$

З формули (2.12) одержуємо фазову мапу

$$\begin{pmatrix} \delta_{11} & \dots & \delta_{1n} \\ & \delta_{jk} & \\ \delta_{m1} & \dots & \delta_{mn} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \arcsin \sqrt{\tilde{I}_{11}} & \dots & \arcsin \sqrt{\tilde{I}_{1n}} \\ & \arcsin \sqrt{\tilde{I}_{jk}} & \\ \arcsin \sqrt{\tilde{I}_{m1}} & \dots & \arcsin \sqrt{\tilde{I}_{mn}} \end{pmatrix}. \quad (2.13)$$

Реалізація всіх трьох методів в системі діагностики розширює її функціональні можливості і дозволяє відтворити фазову мапу усереднених значень фазових зсувів поляризації зображення БШ. Її обраховують за формулою

$$\delta^*(ij) = (\delta 1(ij) + \delta 2(ij) + \delta 3(ij)) / 3 \quad (2.14)$$

Отримана мапа фазових зсувів $\delta^*(ij), i=1:M; j=1:N$ враховує особливості всіх трьох методів вимірювань параметра фази і є точнішим значенням у порівнянні з кожним із розглянутих методів окремо.

2.3 Обґрунтування вибору методів автоматичного аналізу фазових зображень біологічних шарів для діагностики

2.3.1 Статистичні та кореляційні методи формування інформативних ознак фазових мап біологічних шарів

Для того, щоб здійснювати подальшу діагностику за фазовими зображення біологічного шару в системі необхідно провести аналіз вимірних параметрів. Біологічні шари різних БТ за своєю природою є неоднорідними. Отже, структура та оптичні властивості БШ можуть від точки до точки

змінюватись. Тому їх можна описувати у вигляді розподілів тих чи інших числових характеристик, наприклад, статистичних характеристик - як центральних та початкових моментів 1-го – 4-го порядків [12].

Кожна з них має свій математичний зміст.

Так, статистичний момент $M1$ мапи фазового зсуву $\delta^*(M \times N)$ фактично є середнім значенням фазового зсуву по масиву, яке обчислюють за формулою:

$$M1 = \frac{1}{MN} \int_1^{MN} \delta^*(x) dx. \quad (2.15)$$

Статистичний момент $M2$ мапи фазового зсуву $\delta^*(M \times N)$ асоціюють із обчисленням дисперсії розподілу фазових зсувів та визначають за формулою:

$$M2 = \sqrt{\frac{1}{MN} \int_1^{MN} (\delta^*(x))^2 dx}. \quad (2.16)$$

Асиметрія розподілу фазових зсувів $\delta^*(M \times N)$ описується як статистичний момент 3-го порядку цього розподілу $M3$ і обчислюється за формулою:

$$M3 = \frac{1}{M2^3} \frac{1}{NM} \int_1^{MN} (\delta^*(x))^3 dx. \quad (2.17)$$

Екссес розподілу фазових зсувів $\delta^*(M \times N)$ описується як статистичний момент 4-го порядку цього розподілу $M4$ і обчислюється за формулою:

$$M4 = \frac{1}{MN(M2)^4} \int_1^{MN} (\rho^*(x))^4 dx. \quad (2.18)$$

Важливо відмітити, що статистичного підходу не достатньо, щоб однозначно ідентифікувати два різні об'єкти, які мають однакову гістограму. Тому для ідентифікації таких ситуацій застосовують кореляційний підхід.

Для цього формують два однакових розподіли об'єкту, які потім зміщують один відносно одного, наприклад, по координаті ОХ. На кожному кроці зміщення формують сукупність кореляційних частин розподілів, які перекриваються.

Таку залежність кореляції від кроку зміщення визначає автокореляційна функція (АКФ) розподілу, яка обчислюється за формулою

$$AKF(\tau) = \lim_{T \rightarrow \infty} \frac{1}{T} \int [x(t) - m_x][x(t + \tau) - m_x] dt.$$

Утворений розподіл коефіцієнтів функції $AKF(\delta^*(M \times N))$ є вектором. Для нього теж підходить застосування статистичного підходу із застосуванням формул (2.15)-(2.18). Але в цьому випадку, якщо аргументом буде вектор $AKF(\delta^*(M \times N))$ в цих виразах, то ми отримаємо визначення чотирьох моментів $K1, K2, K3, K4$, які називають кореляційними моментами з першого по четвертий порядок.

Отже, кореляційні моменти обчислюють за співвідношеннями :

$$K1 = \frac{1}{2M-1} \int_1^{2M-1} AKF(x) dx. \quad (2.19)$$

$$K2 = \sqrt{\frac{1}{2M-1} \int_1^{2M-1} (AKF^*(x))^2 dx}. \quad (2.20)$$

$$K3 = \frac{1}{(K2)^3} \frac{1}{(2M-1)} \int_1^{2M-1} (AKF(x))^3 dx. \quad (2.21)$$

$$K4 = \frac{1}{(2M-1)(K2)^4} \int_1^{2M-1} (AKF(x))^4 dx \quad (2.22)$$

2.3.2 Методи автоматичної підтримки прийняття рішення при діагностиці біологічних тканин за фазовими мапами

Отже, маємо значення восьми оцінок $M1-M4, K1-K4$ розподілу фазових зсувів $\delta^*(M \times N)$, за якими потрібно знайти правило прийняття рішення (ППР) щодо норми чи патології дослідного зразка в підсистемі ППР.

Системи ППР рішень є важливою складовою у медичних установах. Метою цих систем є допомога лікарям в швидкому встановленні діагнозу на основі певних даних, що в свою чергу може врятувати пацієнту життя. Багато таких систем можуть працювати навіть з недостатньою кількістю інформації. Також вони наділені властивостями при яких вони можуть обробляти та зберігати необмежену кількість інформації. Ці системи бувають різними та мають свої особливості, то ж розглянемо їх детальніше.

Одним із таких підходів, що нагадує природний процес мислення є дерево прийняття рішень. Дерево прийняття рішень є найпопулярнішим методом машинного навчання для класифікації та прогнозування. Ідея методу полягає в розбитті безлічі можливих незалежних змінних на непересічні безлічі можливих значень і підгонці простої моделі. Дерева рішень дозволяють отримати високу точність у вирішенні багатьох задач, зберігаючи при цьому високий рівень інтерпретації [25].

Дерево рішень можливо побудувати тільки при наявності великої кількості статистичних даних, що в нашому випадку неможливо із-за нестачі великої кількості цих самих даних.

Штучна нейронна мережа – являє собою систему штучних нейронів, які поєднані симантичними зв'язками. Для роботи системи проводиться певна підготовка.

Спочатку вносяться двійкові вектори на вхід мережі. Далі на основі інформації про стан та властивостей середовища створюються нейрони, на які транслують класифікацію явищ. В подальшому кожен клас може створити власний підклас на який також буде реагувати нейрон. Після накопичення достатньої кількості статичної інформації про класи та підкласи нейрон може прийняти рішення про віднесення класу або підкласу до випадкового або

невипадкового стану або явища в системі. На такому принципі відбувається навчання нейрону.

Далі нейрон після закінчення навчання отримує сформований образ та ідентифікується номером. Сформований образ переноситься до блоку бази знань після формування емпірично сформованих знань про функції і властивості системи.

Процес прийняття рішень базується на аналізі конкретної ситуації, базі знань та цільових функціях у блоці прийняття рішень. Чим більше даних буде внесено, тим більше образів буде використано для прийняття рішення. На рисунку 2.5 зображено узагальнений вигляд реалізованого алгоритму прийняття рішень у вигляді нейронної мережі.

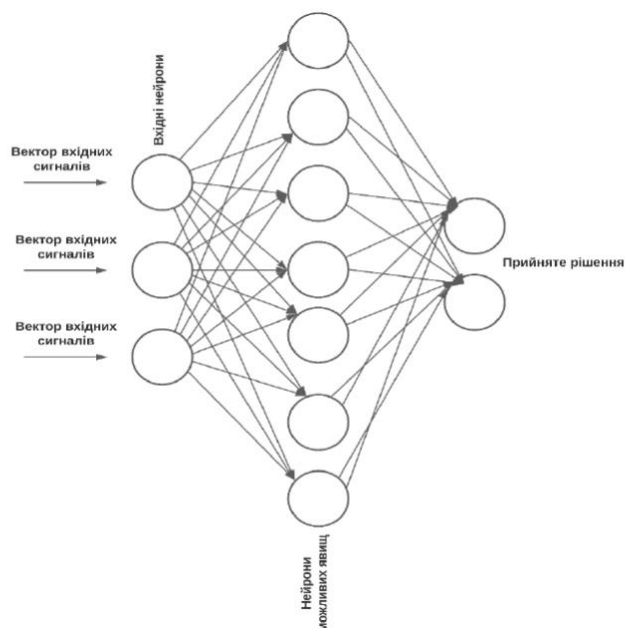


Рисунок 2.5 – Прийняття рішень на основі нейронної мережі [26]

До плюсів даної системи прийняття рішень можна віднести самовдосконалення, так як вона постійно накопичує емпіричні знання про властивості об'єктів, прийняття рішень та об'єкти керування. При накопиченні все більшої і більшої кількості знань зростає якість прийнятих рішень.

Недоліком вважається зменшення швидкості прийняття рішень із-за великої кількості вхідних даних або великій базі накопичених знань.

Нечітка логіка – додатковий різновид булевої логіки, яка була розширена за для обробки значень які знаходяться між неправильними значеннями та правильними на основі нечітких множин. Нечіткою множиною є така множина, яка являється нечітким порогом між істиною та хибою і являється по суті кривою яка проходить від 0 до 1.

Функціонування нечіткої системи прийняття рішення включає наступні етапи:

- 1) перетворення точних вхідних даних на нечіткі, тобто визначення ступеня відповідності входів кожної з нечітких множин;
- 2) розрахунок правил за допомогою нечітких операторів і застосування імплікації для отримання вихідних значень правил;
- 3) об'єднання нечітких виходів правил у загальне вихідне значення;
- 4) перетворення нечіткого виходу правил в чітке значення.

На рисунку 2.6 зображено структурну схему нечіткого логічного виведення [27].

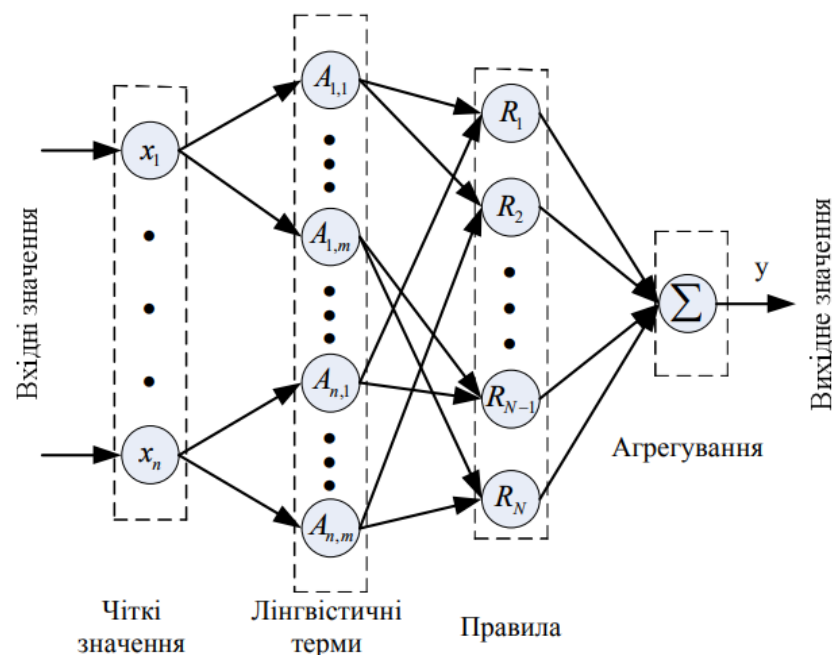


Рисунок 2.6 – Структура системи нечіткого логічного виведення

Серед наведених принципів побудови підсистем ППР для системи, що розробляється в бакалаврській роботі, найкраще підходить нечітка логіка. У випадках, коли одна інформативна ознака фазової мапи БТ дослідного зразка попала в діапазон «норми», а інші – в діапазон «патології» (при фактичній «нормі») нечітка логіка дозволить зменшити невизначеність постановки діагнозу.

2.4 Розробка методу та архітектури системи поляризаційно-фазової діагностики біологічних шарів із підтримкою прийняття рішень

Враховуючи вище наведені методи вимірювань та аналізу виміряних мап та їх усереднення та аналіз, розроблено архітектуру системи поляризаційно-фазової діагностики біологічних шарів із підтримкою прийняття рішень. Її наведено на рисунку 2.7.

В схемі виділять вимірювальну частину та комп'ютер з удосконаленим алгоритмічно-програмним забезпеченням.

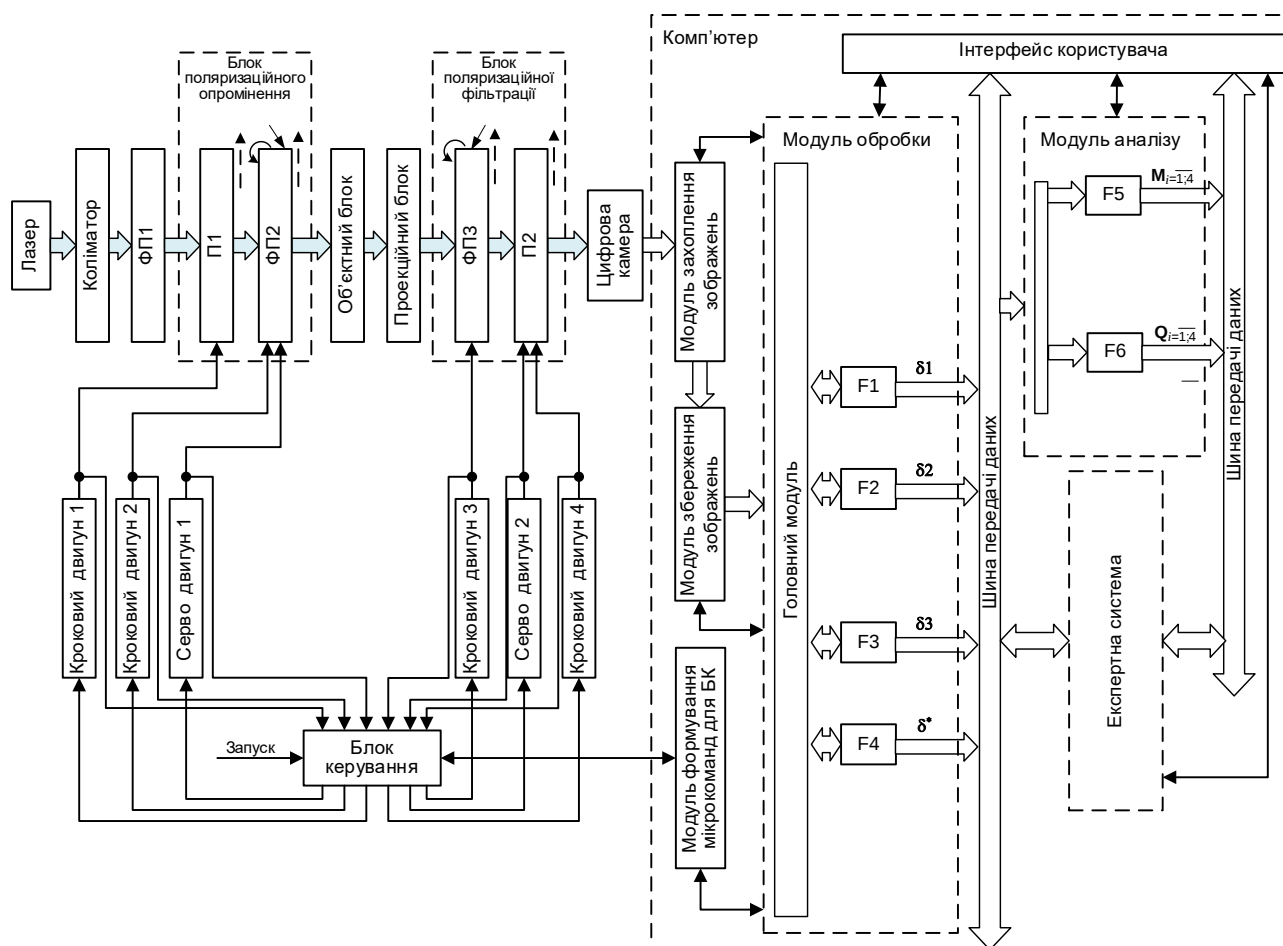


Рисунок 2. 7 - Архітектура системи поляризаційно-фазової діагностики БШ із підтримкою прийняття рішень

Вимірювальна частина схеми системи складається із джерела лазерного випромінювання на довжині хвилі 0,638 мкм, блоку поляризаційного опромінення та відповідного йому блоку поляризаційного аналізу та проекційної оптики. Предметний столик є об'єктним блоком із розташованим на ньому скельцем із підготовленим за всіма вимогами зразком біологічного шару. Необхідні типи поляризації зондувального лазерного пучка формуються поляризатором та фазовою пластинкою блоку поляризаційного опромінення. А після їх поляризаційної фільтрації блоком поляризаційного аналізу, що має аналізатор та фазову пластинку, отримуємо інтенсивність об'єктного поля необхідного типу поляризації.

Керування розташуванням в просторі цих поляризаційних елементів виконує блок керування. Його вихідні сигнали формуються за допомогою прошивання пам'яті блоку керування. Вони керують поворотними механізмами до оправ, в яких розташована поляризаційна оптика. Тут застосовують крокові двигуни для реалізації механічних переміщень та оптопари для відслідковування зворотних зв'язків.

Цифрова камера має зареєструвати отриманий розподіл інтенсивності відфільтрованого поляризаційного зображення та передати його до комп'ютера. Модулі комп'ютера показано на рисунку 2.7. Серед основних модулів виділяємо модуль збереження зображення, модуль обробки, модуль аналізу, експертну систему.

Модуль обробки формує на основі алгоритмів, поданих на рис. 2.1, рис.2.2, рис.2.3, відповідно мапи фазових зсувів як результати звернення до функцій $F1, F2, F3$. Виконуються алгоритм вимірювань відповідно на основі вектора Стокса; на основі фазового ММ; на основі прямого методу вимірювання. Потім функція $F4$ дозволяє отримати усереднене за трьома названими методами значення пікселів мапи фазових зсувів.

На рисунку 2.8 показано алгоритм діагностики БШ за удосконаленим методом, реалізованим на системі, наведеній на рисунку 2.7.

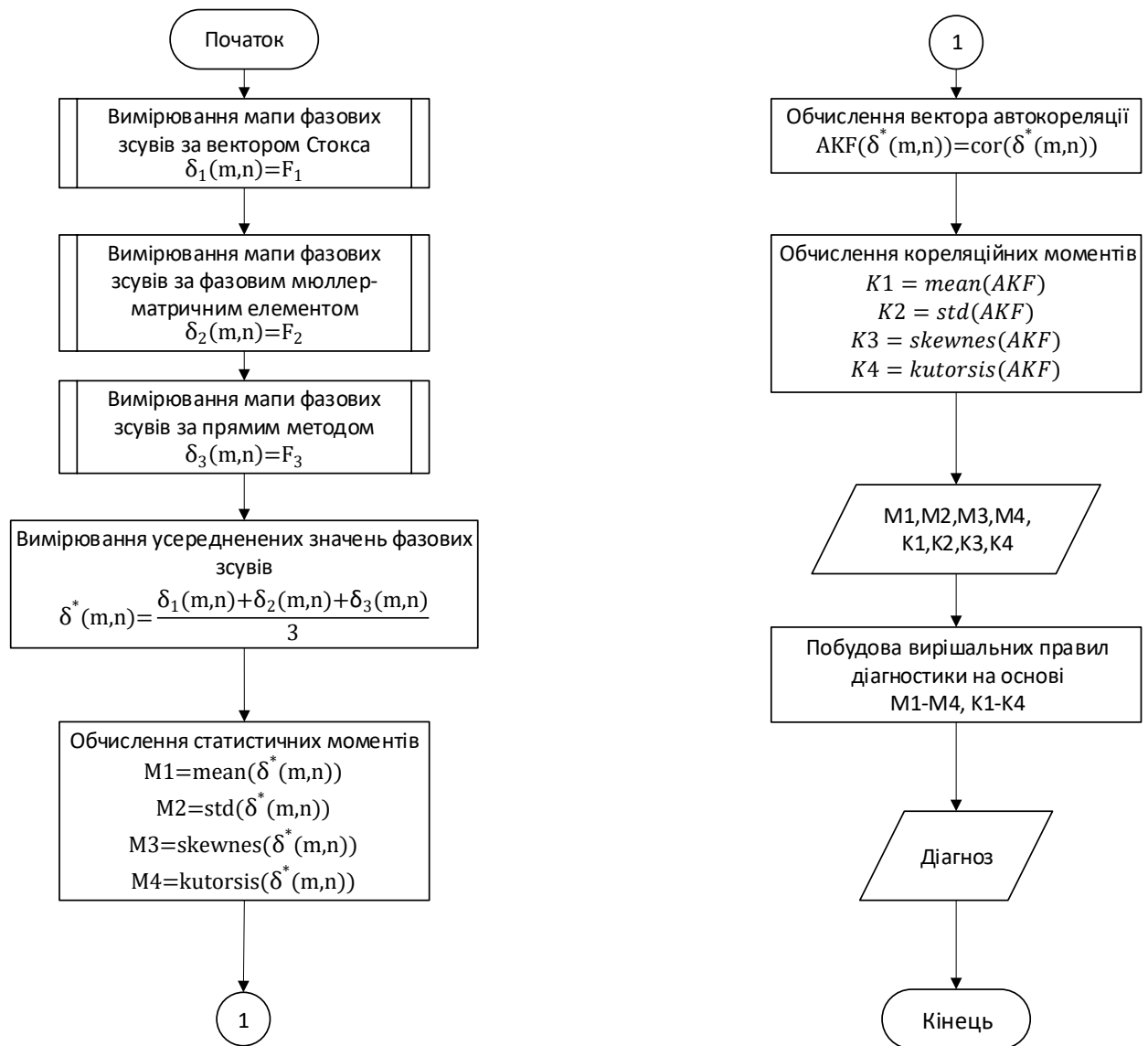


Рисунок 2.7 – Алгоритм діагностики БШ за усередненим розподілом елементів мапи фазових зсувів та його автоматизованим аналізом

Наступним етапом є визначення статистичних моментів усередненого розподілу елементів фазової мапи $\delta^*(m,n)$ з використання функцій $mean()$, $std()$, $skewness()$, $kurtosis()$. Результатом звернення до них є обчислення статистичних моментів $M1, M2, M3, M4$ фазової мапи $\delta^*(m,n)$.

Далі відбувається обчислення вектора автокореляції $AKF(\delta^*)$ по координаті, наприклад, абсцис. Звернення уже з новим аргументом $AKF(\delta^*)$ до

тих же функцій $mean()$, $std()$, $skewness()$, $kurtosis()$ дозволяє отримати чотири кореляційні моменти $K1, K2, K3, K4$ фазової мапи.

Подальший запис восьми коефіцієнтів із $M1-M4, K1-K4$ у вектор ознак $FV[M1, M2, M3, M4, K1, K2, K3, K4]$ дозволяє запам'ятати їх для подальшого використання при побудові вирішального правила ППР.

Набір вирішальних правил для діагностики, як обґрунтовано вище, буде розроблятися на основі принципів нечіткої логіки. В нашому випадку обираємо вигляд функції належності, представлені на рисунку 2.8.

Весь діапазон змінювання лінгвістичної змінної r розбито на п'ять елементарних інтервалів. Буквами зроблено такі позначення: «Н»- низький рівень, «НС»- нижче середнього, «С»- середнього, «ВС»- вище середнього, «В»- високий.

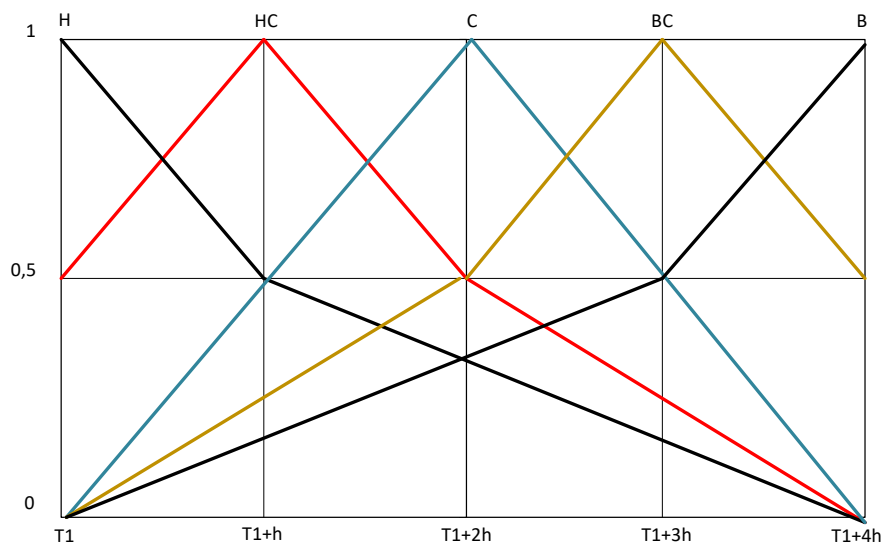


Рисунок 2.8 – Вигляд функцій належності $\mu^i(r), i \in [H, НС, С, ВС, В]$ на кожному елементарному інтервалі змінювання

Тоді за допомогою диз'юнкцій елементарних кон'юнкцій вказаних функцій належності кожної ознаки фазової мапи будуть виводитись вирази для $\mu_{grop1}(M1-M4, K1-K4)$ (стан «норма») та $\mu_{grop2}(M1-M4, K1-K4)$ (стан «патологія»). Для конкретного захворювання ці правила будуть

індивідуальні. Порівнюючи їх, обирають більше значення, яке і свідчить про належність до відповідного стану як результат діагностики.

2.4 Висновки до розділу 2

Було розроблено алгоритми трьох методів вимірювання мап фазових зсувів лазерного зображення БШ: на основі векторів Стокса, на основі фазового елемента матриці Мюллера, на основі прямих вимірювань.

Запропоновано алгоритм вимірювання усереднених за названими методами значень фазових зсувів зображення БШ.

Застосовано статистичний та кореляційний аналіз до усередненого фазового зображення БШ. Обраховано вектор ознак усередненого фазового розподілу, елементи якого є чотирма статистичними та чотирма кореляційними моментами.

Обґрунтовано вибір нечіткої логіки для побудови підсистеми ППР.

Розроблено архітектуру поляризаційно-фазової діагностики БШ на основі усередненого вимірювання фазової мапи та її автоматизованого аналізу.

3 АСПЕКТИ ТЕХНІЧНОЇ РЕАЛІЗАЦІЇ СИСТЕМИ ПОЛЯРИЗАЦІЙНО-ФАЗОВОЇ ДІАГНОСТИКИ БІОЛОГІЧНИХ ШАРІВ ІЗ АВТОМАТИЧНИМ АНАЛІЗОМ ДАНИХ

3.1 Адаптація лабораторної установки до діагностики БШ на основі аналізу усередненого розподілу елементів фазових зсувів

Щоб експериментально підтвердити теоретичні результати щодо функціональних можливостей системи поляризаційно-фазової діагностики БШ із автоматичним аналізом даних, схема якої зображена на рисунку 2.7, необхідно провести експеримент. Для цього використовувалась лабораторна установка системи поляризаційного відтворення та аналізу БШ (рис. 3.1) [54], що в рамках науково-дослідної роботи була створена на кафедрі БМІОЕС.

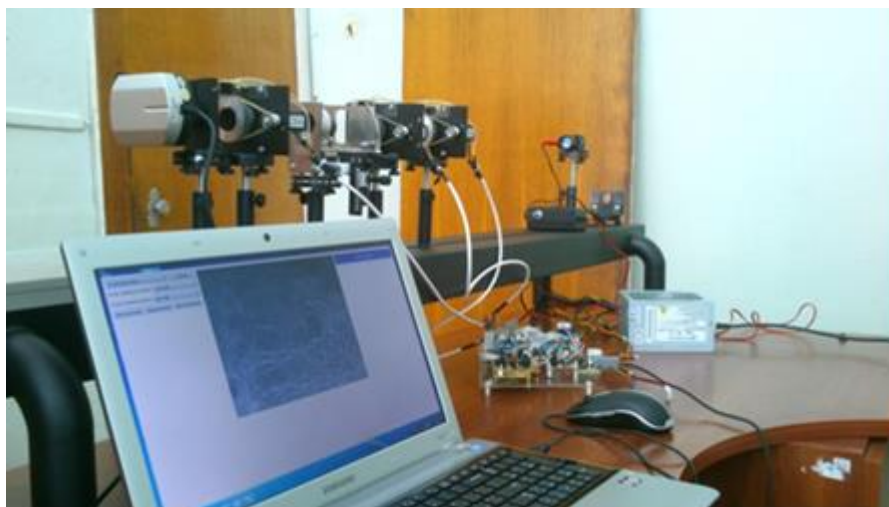


Рисунок 3.1 – Лабораторна установка системи поляризаційного відтворення та аналізу БШ [28]

Основні блоки та вузли системи описані в п.2.4. Тому тут коротко охарактеризуємо особливості базових елементів, які використовувались.

Як джерело лазерного опромінення зразків в системі використовується лазерний напівпровідниковий діод типу HLDPM12-632 5mW, наведений на

рисунку 3.2. Він працює на довжині хвилі 632 нм. Пучок лазера формується діаметром 1000 мкм при потужності лазера 5mW.



Рисунок 3.2 – Лазерне джерело опромінення в системі

Поляризатор та аналізатор обрано фірми HOYA типу HRT CIR-PL UV – HOYA (рисунок 3.3). Ці елементи вставлено в автоматичні оправы в макеті, в яких здійснюється їх поворот або механічне переміщення для усунення із шляху розповсюдження променя в системі (рисунок 3.4).



Рисунок 3.3 – Поляризатор та аналізатор HRT CIR-PL UV – HOYA

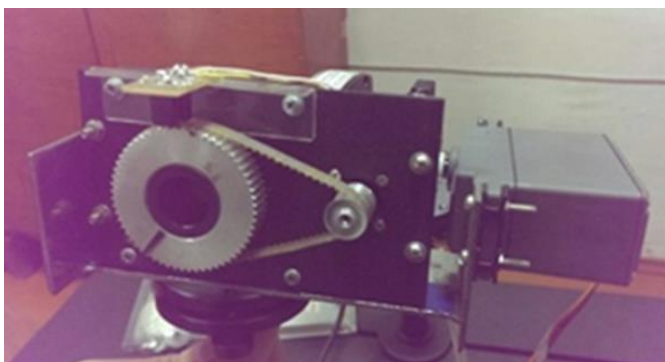


Рисунок 3.4 – Конструкція поляризатора в оправі з автоматичним поворотом та переміщенням

Фазові пластинки для блоків поляризаційного опромінення та аналізу виконано у вигляді ахроматичних фазових пластинок АРАW [28].



Рисунок 3.5 – Фазові пластинки для системи діагностики

Камера, яка використовувалась в системі діагностики, показана на рисунку 3.6. Її маркування BW13 SCIENCLAB 1.3MPix [28], вона чорно-біла, має роздільну здатність 1280x960 пікселів, її чутливість 0,05 люкс. Цифрова камера виготовлена за технологією CMOS.



Рисунок 3.6 – Камера BW13 SCIENCLAB 1.3MPix

Проекційний блок являє собою об'єктив. Його тип Nikon CFI 60 Achromat (4x) N.A. 0.1, W.D. 30 mm. Тобто він має діаметр 30мм при чотириразовому збільшенні 4x та числовій апертурі 0.1 [28].

Відмітимо, що камера має діапазон розмірів структурних елементів зображення 2 мкм – 2000 мкм.

Плата мікроконтролерного блоку керування зображена на рисунку 3.7.



Рисунок 3.7 – Плата мікроконтролерного блоку керування

Для адаптації лабораторної установки до вимірювання мапи фахових зсувів трьома методами (F1-F3) та при наступному усередненні (F4) будуть змінюватись налаштування програми в блоку мікроконтролерного керування та удосконалено структуру самого програмного забезпечення системи діагностики.

Так, розроблено декілька варіантів програмного забезпечення. Серед них варіант із застосуванням засобів системи MATLAB, а також варіант із розробленою програмою на мові Java.

UML-діаграма класів, наведена на рисунку 3.8, показує основні програмні модулі. Серед них для фазометрії є модуль PhasaDirectMethod, який відповідає за реалізацію функцій F1-F4.

Модуль Analyse відображає визначення статистичних та кореляційних моментів вимірних розподілів фазових зсувів поляризації БШ.

Важливо доповнення цього програмного забезпечення вирішальними правилами та базою даних для підтримки прийняття рішення, що буде далі розроблятися.

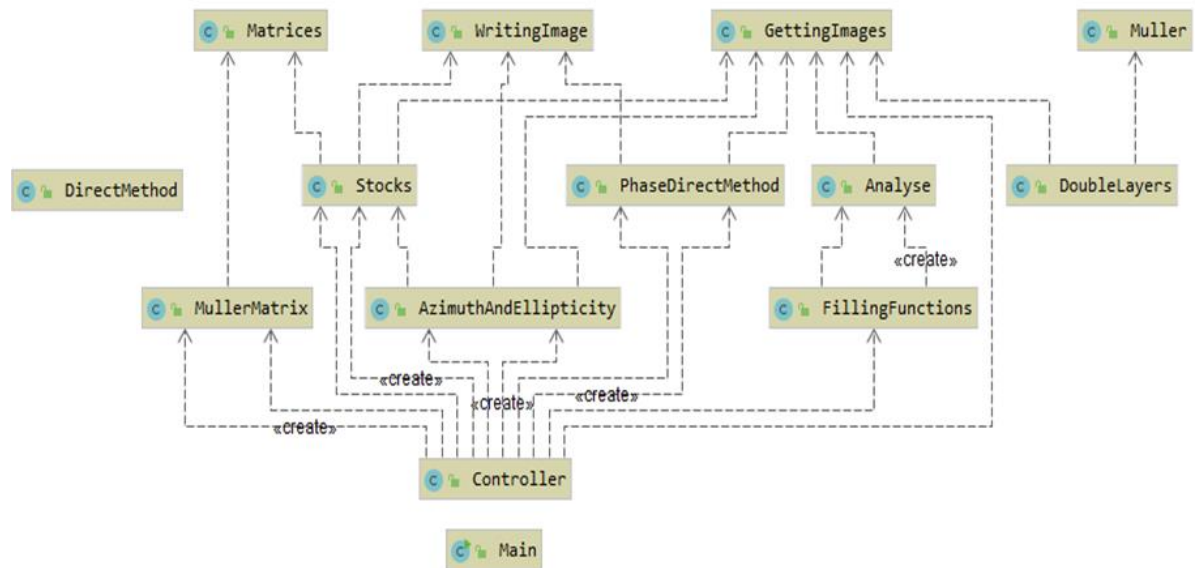


Рисунок 3.8 – UML діаграма програмного забезпечення системи діагностики

Використовується на рисунку 3.8 шаблон проектування «модель - вид - контролер». Клас Controller відображає зв'язок через інтерфейс з користувачем. Також він управляє сукупністю класів алгоритмів вимірювання та аналізу діагностичної системи.

3.2 Результати вимірювань та аналізу фазових мап біологічних шарів в стані «норми» та «патології»

В результаті проведення експериментів по вимірюванню усередненого фазового розподілу поляризаційних зображень синовідальної рідини здорової

людини і людини із запальним процесом було отримано такі результати (рисунок 3.9).

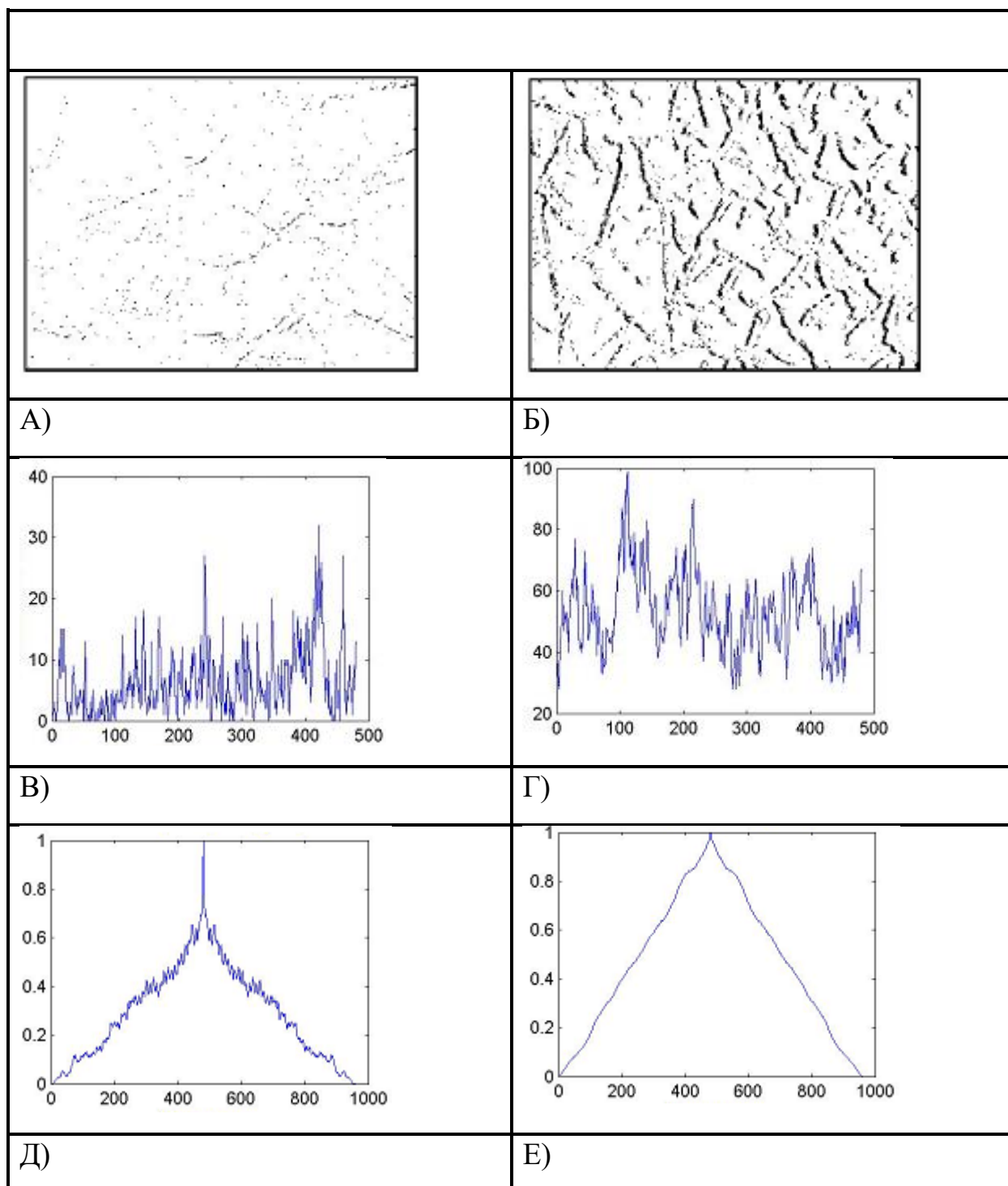


Рисунок 3.9 – Фазові мапи ((а), (б)), гістограми розподілу ((в), (г)), функція автокореляції ((д), (е))) кристалів синовіальної рідини здорової людини (а, в, д) і людини із запаленням колін (б, г, е)

Програмним чином були обраховані статистичні та кореляційні моменти виміряних фазових усереднених розподілів поляризаційних зображень синовіальної рідини. Зразки були заморожені попередньо і зберігались в холодильнику. Було лікарем набрано дві групи зразків: група 1 (синовіальна рідина здорових людей, 21 зразок) та група 2 (синовіальна рідина людей із запаленням колінних сугавів, 21 зразок).

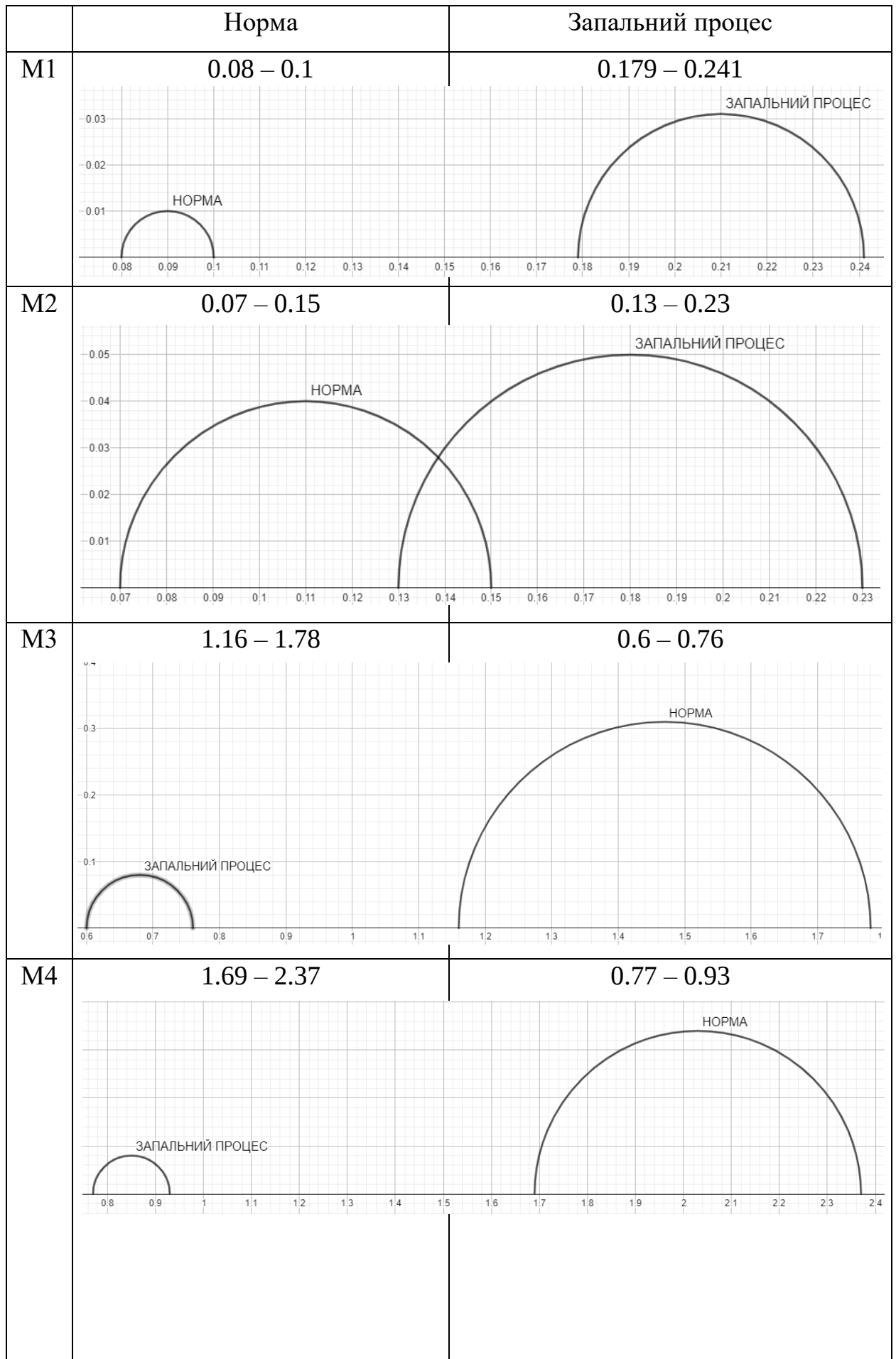
Після статистичної обробки результатів оцінок статистичних та кореляційних моментів в обох групах ми отримали значення, занесені до таблиці 3.1.

Таблиця 3.1. Статистичні, кореляційні моменти мап фазових зсувів зображення синовіальної рідини здорової людини та людини із запальним процесом

$M_{i=1;2;3;4}$	Норма	Запальний процес
M_1	$0,09 \pm 0,01$	$0,21 \pm 0,031$
M_2	$0,11 \pm 0,04$	$0,18 \pm 0,05$
M_3	$1,47 \pm 0,31$	$0,68 \pm 0,08$
M_4	$2,03 \pm 0,34$	$0,85 \pm 0,08$
K1	$0,10 \pm 0,04$	$0,22 \pm 0,09$
K2	$0,11 \pm 0,03$	$0,26 \pm 0,07$
K3	$1,17 \pm 0,10$	$0,31 \pm 0,06$
K4	$3,63 \pm 0,34$	$0,43 \pm 0,07$

Після цього необхідно дослідити інформативність наведених ознак. Тому далі було побудовано графічні представлення їх діапазонів для обох груп.

На графіках , наведених на рисунку 3.10 , відслідковуємо , чи наявні перетини діапазонів змінювання статистичних моментів та кореляційних моментів.



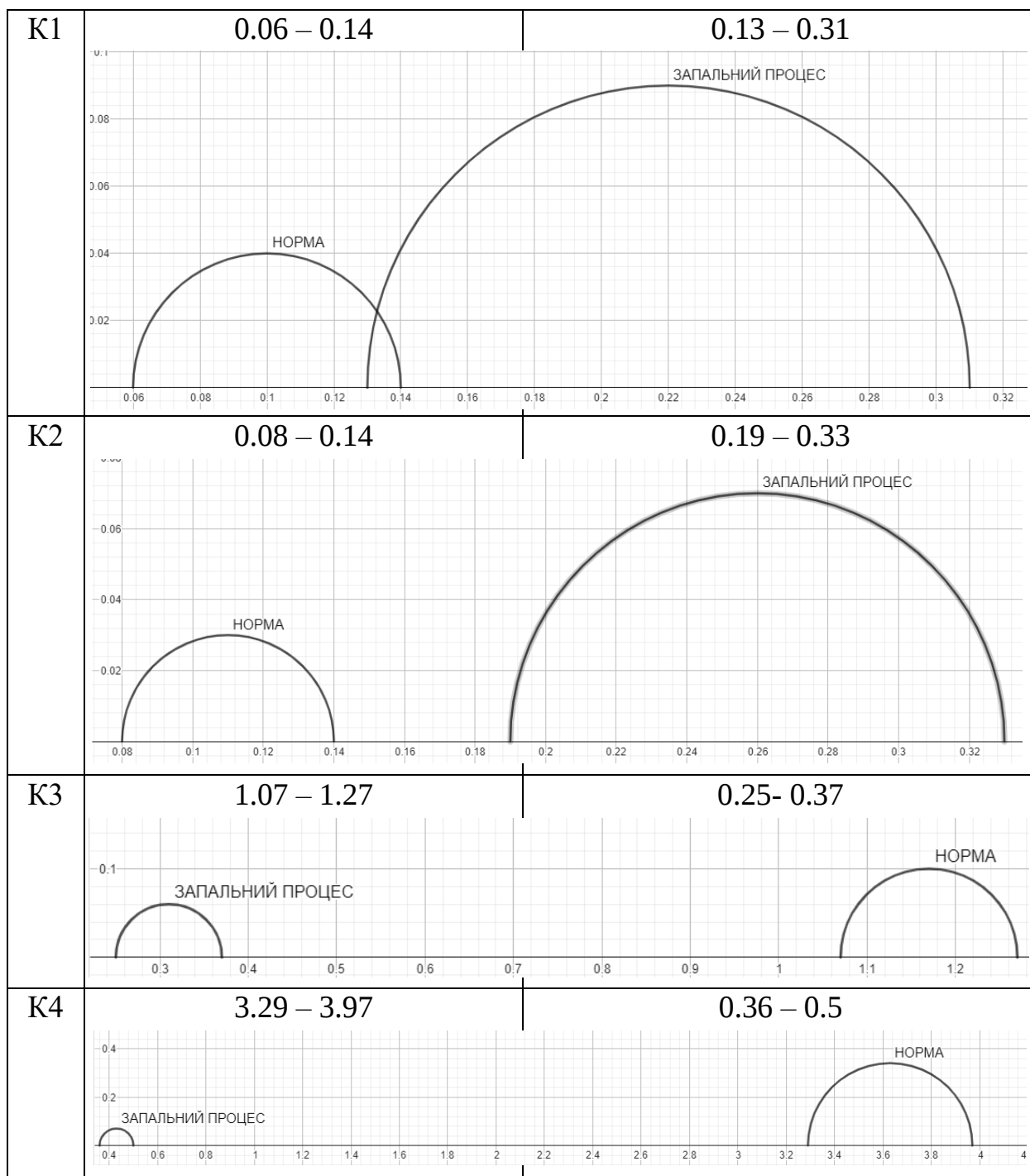


Рисунок 3.10 – Графічне зображення діапазонів змінювання статистичних моментів та кореляційних моментів.

Завдяки графічному зображенню з'ясуємо, що статистичний момент M_2 та кореляційний момент K_1 не можуть використовуватись в подальших розрахунках.

3.3 Виведення правил підтримки прийняття рішень за методом нечіткої логіки

Для подальшої роботи з вхідними даними та прийняттям рішень щодо них скористаємось деякими властивостями нечіткої логіки. Маючи діапазони для кожного стану параметру розподілу використаємо їх крайні точки в незалежності від того «норма» то чи «запальний процес». Утворений відрізок розділимо на 5 частин – Н, НС, С, ВС, В. В результаті маємо 5 піддіапазонів для кожного статистичного та кореляційного моменту, які зображені в таблиці 3.2.

Таблиця 3.2 – Значення діапазонів змінювання статистичних та кореляційних параметрів після введення нечітких термінів

Ознака	Н	НС	С	ВС	В
M1	0.08 - 0.1	0.1 - 0.14	0.14 - 0.181	0.181 - 0.221	0.221 - 0.241
M3	0.6 - 0.748	0.748 - 1.042	1.042 - 1.337	1.337 - 1.633	1.633 - 1.78
M4	0.77 - 0.97	0.97 - 1.37	1.37 - 1.77	1.77 - 2.17	2.17 - 2.37
Q2	0.08 - 0.111	0.111 - 0.174	0.174 - 0.236	0.236 - 0.299	0.299 - 0.33
Q3	0.25 - 0.378	0.378 - 0.633	0.633 - 0.887	0.887 - 1.143	1.143 - 1.27
Q4	0.36 - 0.811	0.811 - 1.714	1.714 - 2.616	2.616 - 3.519	3.519 - 3.97

Із даних таблиці 3.1 та 3.2 сформуємо інформативні знання про усі можливі варіанти потрапляння нечітких термінів в межі «норма» або «запальний процес». На основі цього аналізу було сформовано базу знань параметрів з нечіткими термінами для станів «норма» та «запальний процес» та продемонстровано в таблиці 3.3.

Таблиця 3.3 – База знань із результатами статистичних та кореляційних параметрів нечітких термінів для станів «норма» та «запальний процес»

	M1	M3	M4	Q2	Q3	Q4
Норма	H	C BC B	C BC B	H HC	BC B	BC B
Запальний процес	C BC B	H HC	H	C BC B	H	H

На основі отриманої бази знань сформуємо функції належності $\mu^{\text{норма}}(M1, M3, M4, Q2, Q3, Q4)$ для стану «норма» та $\mu^{\text{запалення}}(M1, M3, M4, Q2, Q3, Q4)$ для стану «запальний процес». Ці функції стануть вирішальними правилами за нечіткими термінами.

Користуючись функцією належності $\mu^H(r)$, $\mu^{HC}(r)$, $\mu^C(r)$, $\mu^{BC}(r)$, $\mu^B(r)$ нечітких термінів визначимо функцію $\mu^{\text{норма}}(M1, M3, M4, Q2, Q3, Q4)$

$$\begin{aligned} \mu^{\text{норма}}(M1, M3, M4, Q2, Q3, Q4) = & \\ & [\mu^H(M1) \wedge \mu^C(M3) \wedge \mu^C(M4) \wedge \mu^H(Q2) \wedge \mu^{BC}(Q3) \wedge \mu^{BC}(Q4)] \vee \\ & [\mu^H(M1) \wedge \mu^C(M3) \wedge \mu^C(M4) \wedge \mu^H(Q2) \wedge \mu^{BC}(Q3) \wedge \mu^B(Q4)] \vee \\ & [\mu^H(M1) \wedge \mu^C(M3) \wedge \mu^C(M4) \wedge \mu^H(Q2) \wedge \mu^B(Q3) \wedge \mu^{BC}(Q4)] \vee \\ & [\mu^H(M1) \wedge \mu^C(M3) \wedge \mu^C(M4) \wedge \mu^H(Q2) \wedge \mu^B(Q3) \wedge \mu^B(Q4)] \vee \\ & [\mu^H(M1) \wedge \mu^C(M3) \wedge \mu^C(M4) \wedge \mu^{HC}(Q2) \wedge \mu^{BC}(Q3) \wedge \mu^{BC}(Q4)] \vee \\ & [\mu^H(M1) \wedge \mu^C(M3) \wedge \mu^C(M4) \wedge \mu^{HC}(Q2) \wedge \mu^B(Q3) \wedge \mu^{BC}(Q4)] \vee \\ & [\mu^H(M1) \wedge \mu^C(M3) \wedge \mu^C(M4) \wedge \mu^{HC}(Q2) \wedge \mu^B(Q3) \wedge \mu^B(Q4)] \vee \\ & [\mu^H(M1) \wedge \mu^C(M3) \wedge \mu^{BC}(M4) \wedge \mu^H(Q2) \wedge \mu^{BC}(Q3) \wedge \mu^{BC}(Q4)] \vee \\ & [\mu^H(M1) \wedge \mu^C(M3) \wedge \mu^{BC}(M4) \wedge \mu^H(Q2) \wedge \mu^{BC}(Q3) \wedge \mu^B(Q4)] \vee \\ & [\mu^H(M1) \wedge \mu^C(M3) \wedge \mu^{BC}(M4) \wedge \mu^H(Q2) \wedge \mu^B(Q3) \wedge \mu^{BC}(Q4)] \vee \\ & [\mu^H(M1) \wedge \mu^C(M3) \wedge \mu^{BC}(M4) \wedge \mu^H(Q2) \wedge \mu^B(Q3) \wedge \mu^B(Q4)] \vee \\ & [\mu^H(M1) \wedge \mu^C(M3) \wedge \mu^{BC}(M4) \wedge \mu^{HC}(Q2) \wedge \mu^{BC}(Q3) \wedge \mu^{BC}(Q4)] \vee \\ & [\mu^H(M1) \wedge \mu^C(M3) \wedge \mu^{BC}(M4) \wedge \mu^{HC}(Q2) \wedge \mu^{BC}(Q3) \wedge \mu^B(Q4)] \vee \\ & [\mu^H(M1) \wedge \mu^C(M3) \wedge \mu^{BC}(M4) \wedge \mu^{HC}(Q2) \wedge \mu^B(Q3) \wedge \mu^{BC}(Q4)] \vee \\ & [\mu^H(M1) \wedge \mu^C(M3) \wedge \mu^{BC}(M4) \wedge \mu^{HC}(Q2) \wedge \mu^B(Q3) \wedge \mu^B(Q4)] \vee \\ & [\mu^H(M1) \wedge \mu^C(M3) \wedge \mu^B(M4) \wedge \mu^H(Q2) \wedge \mu^{BC}(Q3) \wedge \mu^{BC}(Q4)] \vee \\ & [\mu^H(M1) \wedge \mu^C(M3) \wedge \mu^B(M4) \wedge \mu^H(Q2) \wedge \mu^{BC}(Q3) \wedge \mu^B(Q4)] \vee \\ & [\mu^H(M1) \wedge \mu^C(M3) \wedge \mu^B(M4) \wedge \mu^H(Q2) \wedge \mu^B(Q3) \wedge \mu^{BC}(Q4)] \vee \\ & [\mu^H(M1) \wedge \mu^C(M3) \wedge \mu^B(M4) \wedge \mu^H(Q2) \wedge \mu^B(Q3) \wedge \mu^B(Q4)] \vee \end{aligned}$$

[illegible]

$$\begin{aligned}
& [\mu^H(M1) \wedge \mu^B(M3) \wedge \mu^{BC}(M4) \wedge \mu^{HC}(Q2) \wedge \mu^B(Q3) \wedge \mu^{BC}(Q4)] \vee \\
& [\mu^H(M1) \wedge \mu^B(M3) \wedge \mu^{BC}(M4) \wedge \mu^{HC}(Q2) \wedge \mu^B(Q3) \wedge \mu^B(Q4)] \vee \\
& [\mu^H(M1) \wedge \mu^B(M3) \wedge \mu^B(M4) \wedge \mu^H(Q2) \wedge \mu^{BC}(Q3) \wedge \mu^{BC}(Q4)] \vee \\
& [\mu^H(M1) \wedge \mu^B(M3) \wedge \mu^B(M4) \wedge \mu^H(Q2) \wedge \mu^{BC}(Q3) \wedge \mu^B(Q4)] \vee \\
& [\mu^H(M1) \wedge \mu^B(M3) \wedge \mu^B(M4) \wedge \mu^H(Q2) \wedge \mu^B(Q3) \wedge \mu^{BC}(Q4)] \vee \\
& [\mu^H(M1) \wedge \mu^B(M3) \wedge \mu^B(M4) \wedge \mu^H(Q2) \wedge \mu^B(Q3) \wedge \mu^B(Q4)] \vee \\
& [\mu^H(M1) \wedge \mu^B(M3) \wedge \mu^B(M4) \wedge \mu^{HC}(Q2) \wedge \mu^{BC}(Q3) \wedge \mu^{BC}(Q4)] \vee \\
& [\mu^H(M1) \wedge \mu^B(M3) \wedge \mu^B(M4) \wedge \mu^{HC}(Q2) \wedge \mu^{BC}(Q3) \wedge \mu^B(Q4)] \vee \\
& [\mu^H(M1) \wedge \mu^B(M3) \wedge \mu^B(M4) \wedge \mu^{HC}(Q2) \wedge \mu^B(Q3) \wedge \mu^{BC}(Q4)] \vee \\
& [\mu^H(M1) \wedge \mu^B(M3) \wedge \mu^B(M4) \wedge \mu^{HC}(Q2) \wedge \mu^B(Q3) \wedge \mu^B(Q4)]
\end{aligned}$$

За тим же принципом визначимо $\mu^{\text{запалення}}(M1, M3, M4, Q2, Q3, Q4)$

$$\mu^{\text{запалення}}(M1, M3, M4, Q2, Q3, Q4) =$$

$$\begin{aligned}
& [\mu^C(M1) \wedge \mu^H(M3) \wedge \mu^H(M4) \wedge \mu^C(Q2) \wedge \mu^H(Q3) \wedge \mu^H(Q4)] \\
& [\mu^C(M1) \wedge \mu^H(M3) \wedge \mu^H(M4) \wedge \mu^{BC}(Q2) \wedge \mu^H(Q3) \wedge \mu^H(Q4)] \\
& [\mu^C(M1) \wedge \mu^H(M3) \wedge \mu^H(M4) \wedge \mu^B(Q2) \wedge \mu^H(Q3) \wedge \mu^H(Q4)] \\
& [\mu^C(M1) \wedge \mu^{HC}(M3) \wedge \mu^H(M4) \wedge \mu^C(Q2) \wedge \mu^H(Q3) \wedge \mu^H(Q4)] \\
& [\mu^C(M1) \wedge \mu^{HC}(M3) \wedge \mu^H(M4) \wedge \mu^{BC}(Q2) \wedge \mu^H(Q3) \wedge \mu^H(Q4)] \\
& [\mu^C(M1) \wedge \mu^{HC}(M3) \wedge \mu^H(M4) \wedge \mu^B(Q2) \wedge \mu^H(Q3) \wedge \mu^H(Q4)] \\
& [\mu^{BC}(M1) \wedge \mu^H(M3) \wedge \mu^H(M4) \wedge \mu^C(Q2) \wedge \mu^H(Q3) \wedge \mu^H(Q4)] \\
& [\mu^{BC}(M1) \wedge \mu^H(M3) \wedge \mu^H(M4) \wedge \mu^{BC}(Q2) \wedge \mu^H(Q3) \wedge \mu^H(Q4)] \\
& [\mu^{BC}(M1) \wedge \mu^H(M3) \wedge \mu^H(M4) \wedge \mu^B(Q2) \wedge \mu^H(Q3) \wedge \mu^H(Q4)] \\
& [\mu^{BC}(M1) \wedge \mu^{HC}(M3) \wedge \mu^H(M4) \wedge \mu^C(Q2) \wedge \mu^H(Q3) \wedge \mu^H(Q4)] \\
& [\mu^{BC}(M1) \wedge \mu^{HC}(M3) \wedge \mu^H(M4) \wedge \mu^{BC}(Q2) \wedge \mu^H(Q3) \wedge \mu^H(Q4)] \\
& [\mu^{BC}(M1) \wedge \mu^{HC}(M3) \wedge \mu^H(M4) \wedge \mu^B(Q2) \wedge \mu^H(Q3) \wedge \mu^H(Q4)] \\
& [\mu^B(M1) \wedge \mu^H(M3) \wedge \mu^H(M4) \wedge \mu^C(Q2) \wedge \mu^H(Q3) \wedge \mu^H(Q4)] \\
& [\mu^B(M1) \wedge \mu^H(M3) \wedge \mu^H(M4) \wedge \mu^{BC}(Q2) \wedge \mu^H(Q3) \wedge \mu^H(Q4)] \\
& [\mu^B(M1) \wedge \mu^H(M3) \wedge \mu^H(M4) \wedge \mu^B(Q2) \wedge \mu^H(Q3) \wedge \mu^H(Q4)] \\
& [\mu^B(M1) \wedge \mu^{HC}(M3) \wedge \mu^H(M4) \wedge \mu^C(Q2) \wedge \mu^H(Q3) \wedge \mu^H(Q4)] \\
& [\mu^B(M1) \wedge \mu^{HC}(M3) \wedge \mu^H(M4) \wedge \mu^{BC}(Q2) \wedge \mu^H(Q3) \wedge \mu^H(Q4)] \\
& [\mu^B(M1) \wedge \mu^{HC}(M3) \wedge \mu^H(M4) \wedge \mu^B(Q2) \wedge \mu^H(Q3) \wedge \mu^H(Q4)]
\end{aligned}$$

Програмна реалізація вирішальних правил наведена в Додатку В. Результатом обрахунку кожного з правил отримаємо значення від 0 до 1 для кожного досліджуваного зразка за усередненими параметрами. Для отримання інформативного результату порівняємо значення $\mu^{\text{норма}}$ та $\mu^{\text{запалення}}$. Якщо $\mu^{\text{норма}} > \mu^{\text{запалення}}$ то програмою буде прийнято рішення, що з синовіальною рідною все добре. В іншому випадку проінформує про запалення.

3.4 Оцінка технічних характеристик системи діагностики на прикладі диференціації станів «норма»-«патологія» біологічних тканин

Для тестування режиму диференціації станів «здоровий» та «запалення колін», який забезпечує розроблена система фазометричної поляризаційної діагностики було підготовлено лікарем дві групи зразків синовіальної рідини. Маємо обсяг зразків групи 1 «здорові люди» 23 зразки, обсяг зразків групи 2 «запалення колін» теж 23 зразки.

В таблиці 3.4. наведемо результати діагностики всіх 46 наявних зразків, розподіливши їх за такими категоріями: «істинно здорові» (C), «істинно із запаленням» (A), «хибно визнані здоровими» (B), «хибно визнані із запаленням» (D).

Достовірність (AC) обчислюється за формулою:

$$A_c = \frac{C + A}{D + B} * 100\%.$$

Таблиця 3.4 – Оцінка достовірності методу діагностики в системі поляриметричної фазової діагностики біологічних шарів

Параметр	Результатами тесту, штук				Достовірність,%
	A	B	C	D	
Розподіл усередненого в межах трьох методів вимірювання фазового зсуву поляризаційного зображення синовіальної рідини	21	2	21	2	91,3%

Порівняння даної системи з прототипом за технічними характеристиками наведемо в таблиці 3.5. Прототипом є система прямого

фазового вимірювання та аналізу фазових зсувів поляризаційних зображень БТ, описана в літературі [12].

Таблиця 3.5- Порівняння характеристики розробленої системи поляриметричної фазової діагностики біологічних шарів з аналогом [12]

Назва системи	Функціональні можливості	Можливості аналізу фазових мап	Методи автоматизованого ППР	Достовірність діагностики
Автоматизована система прямої фазометричної поляризаційної діагностики БТ (прототип)	1.Діагностика на основі прямого вимірювання фазових мап	Статистичний та кореляційний аналіз	Немає	89,5%
Система поляриметричної фазової діагностики біологічних шарів із автоматичним аналізом даних	1.Діагностика за чотирма методами вимірювань, зокрема на основі усереднених розподілів фазових зсувів .	Статистичний та кореляційний аналіз	Нечіткі вирішальні правила	91,3%

За аналізом таблиці 3.5, бачимо, що розроблена система має ширші функціональні можливості і може реалізовувати чотири методи вимірювання (прототип може лише одну функцію реалізовувати), а також має вищу на 0,8% вищу достовірність діагностики. Це досягнуто шляхом розробки підсистеми ППР в блоці автоматизованого аналізу системи.

3.5 Висновки до розділу 3

Реалізовано систему поляриметричної фазової діагностики біологічних шарів із автоматичним аналізом даних, доповнену усередненим методом вимірювання фазових зсувів та підсистемою ППР. Виведено вирішальні правила на нечіткій логіці для діагностики запальних процесів в колінах на основі синовіальної рідини. Обраховано технічні характеристики системи.

ВИСНОВКИ

В роботі проаналізовано методи та системи вимірювання поляризаційно-фазових характеристик біологічних шарів при їх медичній діагностиці. Визначено прямі та опосередковані методи вимірювань фазових зсувів на основі параметрів вектора Стокса та елементів матриці Мюллера як перспективні для реалізації в системі фазової діагностики БТ,

Удосконалено метод та архітектуру системи лазерної поляризаційно-фазової діагностики за рахунок визначення усередненого значення елементів фазових зсувів за трьома методами вимірювань із наступним класифікаційним аналізом. Розроблено алгоритми вимірювань та доповнено алгоритмічно-програмне забезпечення за рахунок блоку підтримки прийняття рішення.

Одержано вирішальні правила класифікації фазових зображень «норма»-«запальний процес» для захворювання колін на основі нечіткої логіки та розроблено їх програмну реалізацію.

Проведено експериментування системи поляризаційно-фазової діагностики біологічних шарів із автоматичним аналізом даних для медичної діагностики конкретного захворювання, визначено підвищення достовірності на 0,8% в даній системі у порівнянні із системою аналогом.

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Ghosh N., Vitkin I.A. Tissue polarimetry: concepts, challenges, applications, and outlook. *Journal of Biomedical Optics*. 2011. V. 16, №11 110801.
2. Polarimetric imaging for the diagnosis of cervical cancer / M. Anastasiadou et. al. *Phys. Status Solidi C*. 2008. V. 5. P. 1423–1426.
3. Основи лазерної поляриметрії. Біологічні рідини / під ред. Ушенка О.Г., Бойчука Т.М.. Чернівці: Чернівецький нац. ун-т, 2011. 656 с.
4. Alalia S., Vitkin A. Polarized light imaging in biomedicine: emerging Mueller matrix methodologies for bulk tissue assessment . *Journal of Biomedical Optics*. 2015. Vol. 20(6). 061104.
5. Заболотна Н.І., Павлов С.В., Шолота В.В. Моделі, методи та системи лазерної поляриметрії плазми крові для діагностики молочних залоз : монографія. Вінниця : ВНТУ, 2024. 145 с.
6. Спосіб вимірювання фазових мап оптико-анізотропних шарів біологічних об'єктів : пат. №70125 Україна: МПК G01N33/00; A61B5/00; № u201113973; заявл. 28.11.2011; опубл.25.05.2012, Бюл. № 10.
7. Спосіб фазової томографічної діагностики патології молочної залози : пат. №117324 Україна: МПК G01N33/00, A61N5/00. № u201613343; заявл. 26.12.2016; опубл.26.06.2017, Бюл. № 12.
8. Заболотна Н.І., Шолота В.В., Колівошко А.І. Аналіз методів та систем лазерної поляриметрії для відтворення анізотропних параметрів біологічних шарів. *Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології*. 2018. Том 36, №2. С.60-71.
9. Mueller matrix microscope: a quantitative tool to facilitate detections and fibrosis scorings of liver cirrhosis and cancer tissues / Ye Wang, et. al. *Journal of Biomedical Optics*. 2016. Vol. 21(7). 071112.
10. Тужанський С.Є., Лисенко С.Є. Системи лазерної відеополяриметрії для автоматизованого контролю параметрів неоднорідних біотканин : монографіяю Вінниця : ВНТУ, 2011. 156 с.

11. Заболотна Н.І., Павлов С.В., Олійниченко Б.П. Система фазової мюллер-матричної томографії полікристалічних мереж біологічних тканин. *Клінічна інформатика і телемедицина*. 2011. Т.7. Вип.8. С. 70–75.
12. Заболотна Н.І. Архітектура і алгоритми функціонування та аналізу даних двовимірних систем лазерної поляриметрії біологічних тканин. *Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології*. 2013. №1(25). С. 54–65.
13. Заболотна Н.І., Павлов С.В. Діагностичні можливості орієнтаційної та фазової мюллер-матричної томографії полікристалічних мереж плазми крові. *Фотобіологія і фотомедицина*. 2014. №3,4. С. 101–106.
14. Mintser O.P., Zabolotna N.I., Oliinychenko B.P., Komada P., . Differential phase analysis of laser images of a polycrystalline component of blood plasma in diagnostics of pathological changes in mammary gland. *Proc. SPIE*. 2012. Vol. 8698. 86980D.
15. Ushenko, V. A., Gavrylyak, M. S., “Azimuthally invariant Mueller-matrix mapping of biological tissue in differential diagnosis of mechanisms protein molecules networks anisotropy,” *Proc. SPIE* 2016. 8812, 88120Y.
16. Заболотна Н.І., Шолота В.В., Колівошко А.І. Аналіз методів та систем лазерної поляриметрії для відтворення анізотропних параметрів біологічних шарів. *Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології*. 2018. №2 (36). С. 60-71.
17. Collett E. Measurement of the four Stokes polarization parameters with a single circular polarizer: *Optics Communications*, 1996. Vol.52. P. 77- 80.
18. 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.
19. Hariharan P. Basics of Interferometry. 2007. Academic Press. URL: <https://www.sciencedirect.com/book/9780123735898/basics-of-interferometry> (lfnf pdthytyyz 29/05/2024)
20. Інтерферометр Майкельсона. URL: <https://uk.wikipedia.org/wiki/%D0%86%D0%BD%D1%82%D0%B5%D1%80>

[%D1%84%D0%B5%D1%80%D0%BE%D0%BC%D0%B5%D1%82%D1%80%D0%9C%D0%B0%D0%B9%D0%BA%D0%B5%D0%BB%D1%8C%D1%81%D0%BE%D0%BD%D0%B0](#) (дата звернення 29.05.2024)

21. Born, M., & Wolf, E. Principles of Optics. 199. Cambridge University Press.
URL:
https://assets.cambridge.org/97805216/42224/frontmatter/9780521642224_frontmatter.pdf (дата звернення 29.05.2024).
22. Boer J. F. Review of polarization sensitive optical coherent tomography and Stokes vector determination. *Journal of Biomedical Optics*. 2002. Vol. 7 (3). P. 359–371.
23. Birefringence measurements in human skin using polarization-sensitive optical coherence tomography/ C. Pierce et al. *Journal of Biomedical Optics*. 2004 Vol. 9. P. 287-291.
24. Прикладна фотометрична еліпсометрія / В. А. Одарич. К. : Пульсари, 2017. 416 с.
25. Пенко В.Г., Шпінарева І.М., Ярошук О.В. Діагностика хвороби серця на основі дерев рішень. *Інформатика та математичні методи в моделюванні*. 2021. Том 11, № 1-2. С.36–47.
26. Васюк Д.В., Чупріна А.О. Система підтримки прийняття рішень на основі штучних нейронних мереж. URL:
<https://openarchive.nure.ua/server/api/core/bitstreams/b397bbe2-bd49-442a-b670-b801ac279f69/content> (Дата зверн. 14.06.2024).
27. Кравець П., Киркало Р. Системи прийняття рішень з нечіткою логікою. URL: https://vlp.com.ua/files/special/17_0.pdf (Дата зверн. 14.06.2024).
28. 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.

Додаток А
(обов'язковий)

ПРОТОКОЛ
ПЕРЕВІРКИ КВАЛІФІКАЦІЙНОЇ РОБОТИ
НА НАЯВНІСТЬ ТЕКСТОВИХ ЗАПОЗИЧЕНЬ

Назва роботи: Система поляриметричної фазової діагностики біологічних шарів із автоматичним аналізом даних

Тип роботи: Бакалаврська дипломна робота
Підрозділ: Кафедра біомедичної інженерії та оптико-електронних систем, Факультет інформаційних електронних систем
(кафедра, факультет)

Показники звіту подібності Unichек

Оригінальність 97.06% Схожість 2.94%

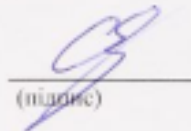
Аналіз звіту подібності (відмітити потрібне):

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

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

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

Особа, відповідальна за перевірку


(підпис)

Тужанський С.Є.
(прізвище, ініціали)

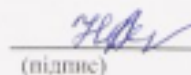
Ознайомлені з повним звітом подібності, який був згенерований системою Unichек щодо роботи.

Автор роботи


(підпис)

Смоляренко С. О.
(прізвище, ініціали)

Керівник роботи


(підпис)

Заболотна Н.І.
(прізвище, ініціали)

Додаток Б
(обов'язковий)

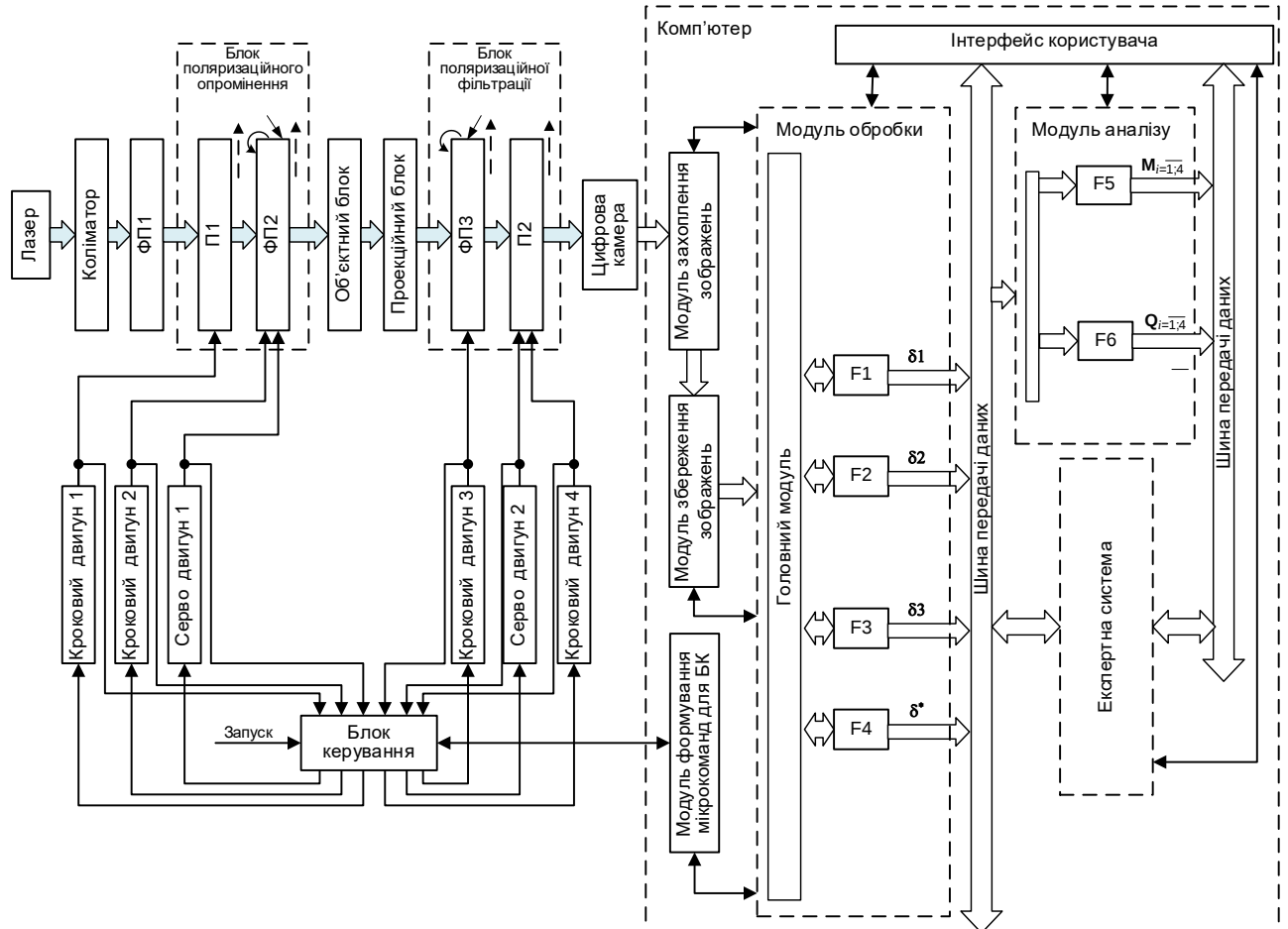
ГРАФІЧНА ЧАСТИНА

СИСТЕМА ПОЛЯРИМЕТРИЧНОЇ ФАЗОВОЇ ДІАГНОСТИКИ
БІОЛОГІЧНИХ ШАРІВ ІЗ АВТОМАТИЧНИМ АНАЛІЗОМ ДАНИХ

Додаток Б.1

(обов'язковий)

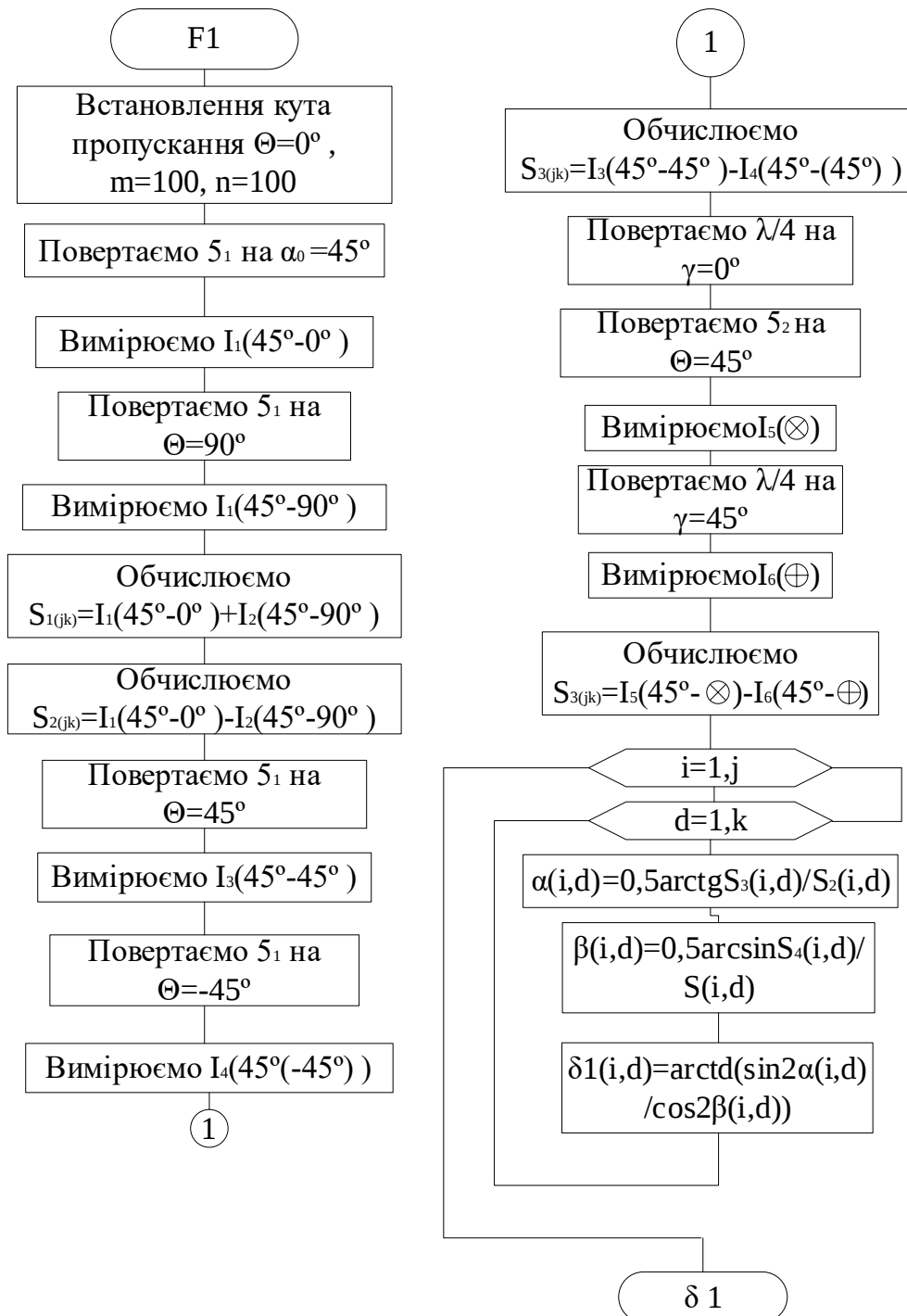
Архітектура системи поляризаційно-фазової діагностики БШ із підтримкою прийняття рішень



Додаток Б.2

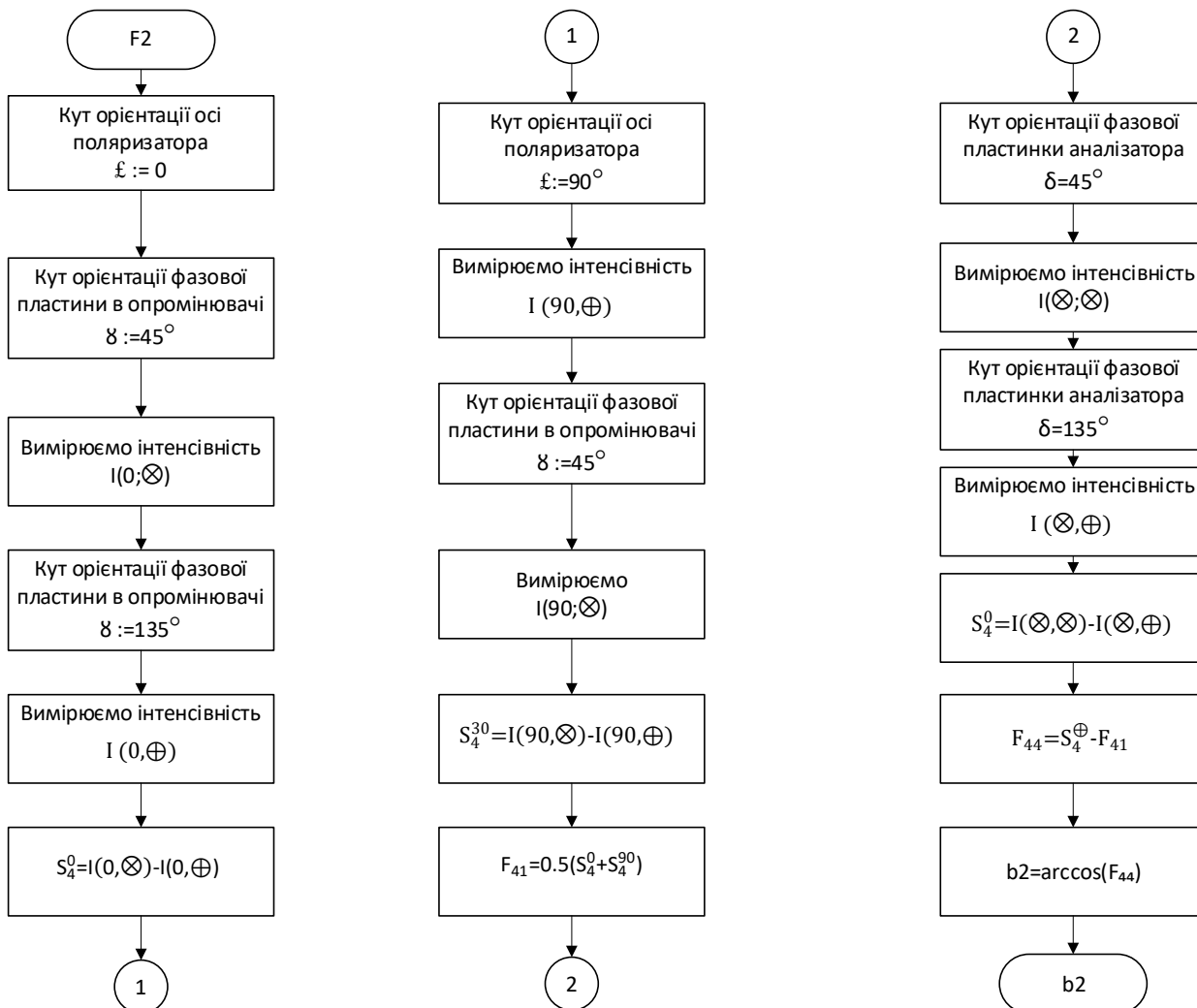
(обов'язковий)

Блок-схема алгоритму методу вимірювання фазових зсувів за векторами
Стокса



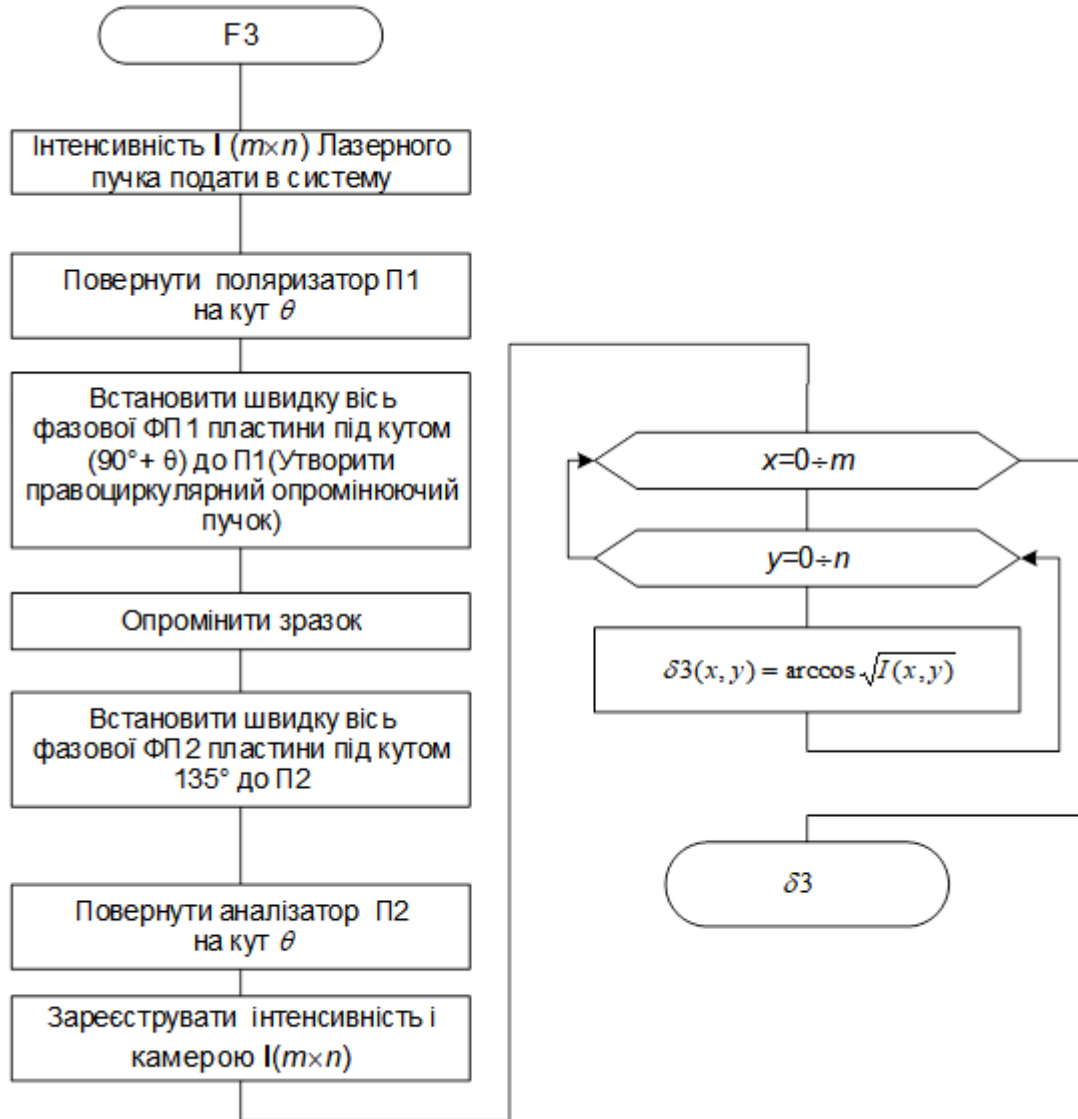
Додаток Б.3 (обов'язковий)

Блок-схема алгоритму методу вимірювання фазових зсувів за фазовим елементом ММЗ



Додаток Б.4 (обов'язковий)

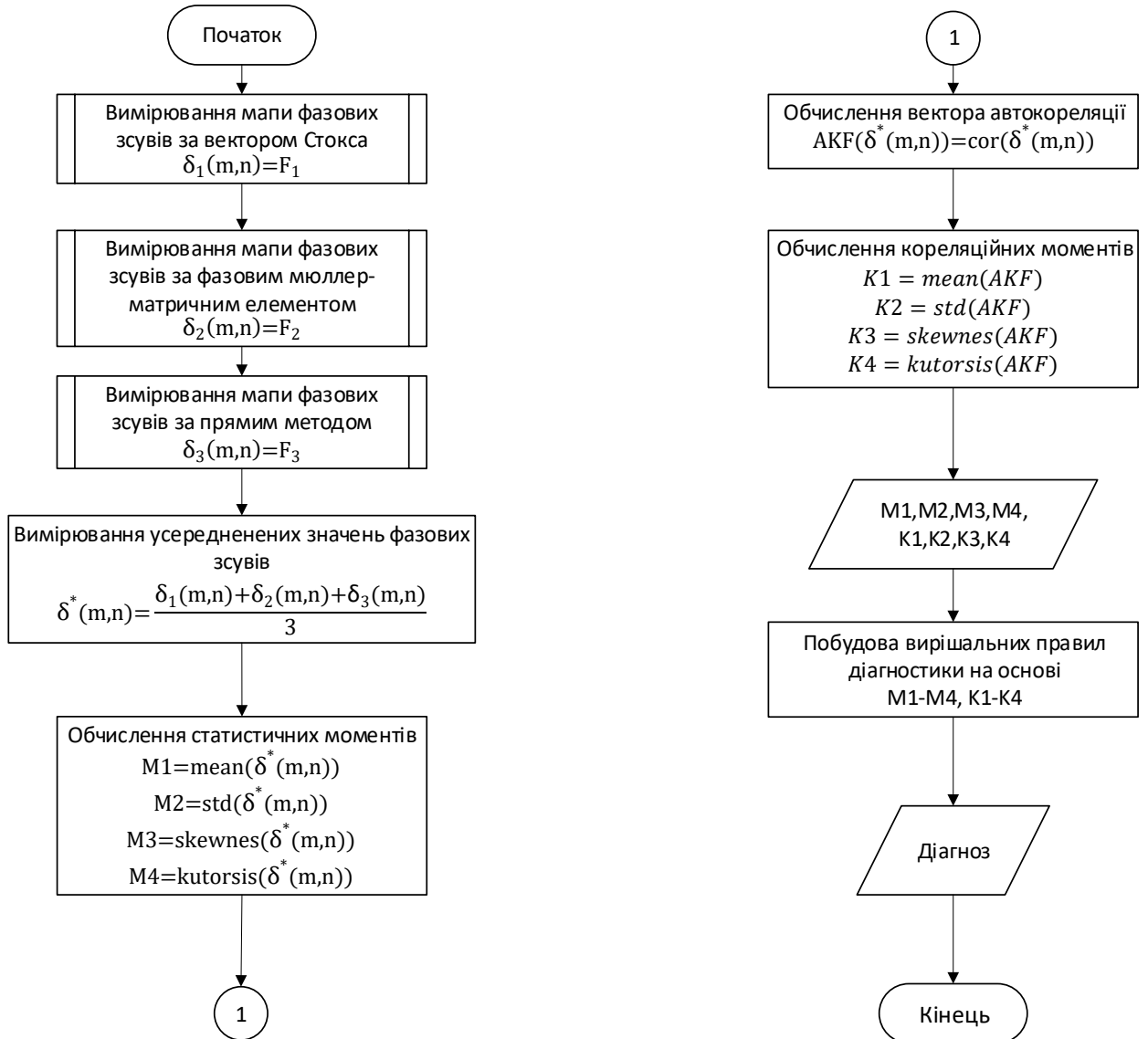
Блок-схема алгоритму прямого методу вимірювання фазових зсувів



Додаток Б.5

(обов'язковий)

Алгоритм діагностики БШ за усередненим розподілом елементів мапи
фазових зсувів та його автоматизованим аналізом



Додаток В

(обов'язковий)

Лістинг коду блоку нечітких правил при діагностиці за усередненими
фазовими зсувами поляризаційних зображень синовіальної рідини

FuzzyLogic

```
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 normOrientationMap(Double m2, Double m3, Double m4, Double
q1, Double q2, Double q3, Double q4) {
        ArrayList <Double> minimums = new ArrayList<>();
        minimums.add(minimum(Arrays.asList( H(m2, OmP1[1], OmP2[1]),
            H(m3, OmP1[2], OmP2[2]),
            H(m4, OmP1[3], OmP2[3]),
            BC(q1, OmP1[4], OmP2[4]),
            BC(q2, OmP1[5], OmP2[5]),
            H(q3, OmP1[6], OmP2[6]),
            H(q4, OmP1[7], OmP2[7]))));
        minimums.add(minimum(Arrays.asList( H(m2, OmP1[1], OmP2[1]),
            H(m3, OmP1[2], OmP2[2]),
            H(m4, OmP1[3], OmP2[3]),
            BC(q1, OmP1[4], OmP2[4]),
            BC(q2, OmP1[5], OmP2[5]),
            H(q3, OmP1[6], OmP2[6]),
            HC(q4, OmP1[7], OmP2[7]))));
        minimums.add(minimum(Arrays.asList( H(m2, OmP1[1], OmP2[1]),
            H(m3, OmP1[2], OmP2[2]),
            H(m4, OmP1[3], OmP2[3]),
            BC(q1, OmP1[4], OmP2[4]),
            B(q2, OmP1[5], OmP2[5]),
            H(q3, OmP1[6], OmP2[6]),
            H(q4, OmP1[7], OmP2[7]))));
        minimums.add(minimum(Arrays.asList( H(m2, OmP1[1], OmP2[1]),
            H(m3, OmP1[2], OmP2[2]),
            H(m4, OmP1[3], OmP2[3]),
            BC(q1, OmP1[4], OmP2[4]),
            B(q2, OmP1[5], OmP2[5]),
            H(q3, OmP1[6], OmP2[6]),
            HC(q4, OmP1[7], OmP2[7]))));
        minimums.add(minimum(Arrays.asList( H(m2, OmP1[1], OmP2[1]),
            H(m3, OmP1[2], OmP2[2]),
            H(m4, OmP1[3], OmP2[3]),
            B(q1, OmP1[4], OmP2[4]),
```

```

        BC(q2, OmpP1[5], OmpP2[5]),
        H(q3, OmpP1[6], OmpP2[6]),
        H(q4, OmpP1[7], OmpP2[7]))));
minimums.add(minimum(Arrays.asList( H(m2, OmpP1[1], OmpP2[1]),
        H(m3, OmpP1[2], OmpP2[2]),
        H(m4, OmpP1[3], OmpP2[3]),
        B(q1, OmpP1[4], OmpP2[4]),
        BC(q2, OmpP1[5], OmpP2[5]),
        H(q3, OmpP1[6], OmpP2[6]),
        HC(q4, OmpP1[7], OmpP2[7]))));
minimums.add(minimum(Arrays.asList( H(m2, OmpP1[1], OmpP2[1]),
        H(m3, OmpP1[2], OmpP2[2]),
        H(m4, OmpP1[3], OmpP2[3]),
        B(q1, OmpP1[4], OmpP2[4]),
        B(q2, OmpP1[5], OmpP2[5]),
        H(q3, OmpP1[6], OmpP2[6]),
        H(q4, OmpP1[7], OmpP2[7]))));
minimums.add(minimum(Arrays.asList( H(m2, OmpP1[1], OmpP2[1]),
        H(m3, OmpP1[2], OmpP2[2]),
        H(m4, OmpP1[3], OmpP2[3]),
        B(q1, OmpP1[4], OmpP2[4]),
        B(q2, OmpP1[5], OmpP2[5]),
        H(q3, OmpP1[6], OmpP2[6]),
        HC(q4, OmpP1[7], OmpP2[7]))));
minimums.add(minimum(Arrays.asList( H(m2, OmpP1[1], OmpP2[1]),
        H(m3, OmpP1[2], OmpP2[2]),
        HC(m4, OmpP1[3], OmpP2[3]),
        BC(q1, OmpP1[4], OmpP2[4]),
        BC(q2, OmpP1[5], OmpP2[5]),
        H(q3, OmpP1[6], OmpP2[6]),
        H(q4, OmpP1[7], OmpP2[7]))));
minimums.add(minimum(Arrays.asList( H(m2, OmpP1[1], OmpP2[1]),
        H(m3, OmpP1[2], OmpP2[2]),
        HC(m4, OmpP1[3], OmpP2[3]),
        BC(q1, OmpP1[4], OmpP2[4]),
        BC(q2, OmpP1[5], OmpP2[5]),
        H(q3, OmpP1[6], OmpP2[6]),
        HC(q4, OmpP1[7], OmpP2[7]))));
minimums.add(minimum(Arrays.asList( H(m2, OmpP1[1], OmpP2[1]),
        H(m3, OmpP1[2], OmpP2[2]),
        HC(m4, OmpP1[3], OmpP2[3]),
        BC(q1, OmpP1[4], OmpP2[4]),
        B(q2, OmpP1[5], OmpP2[5]),
        H(q3, OmpP1[6], OmpP2[6]),
        H(q4, OmpP1[7], OmpP2[7]))));
minimums.add(minimum(Arrays.asList( H(m2, OmpP1[1], OmpP2[1]),
        H(m3, OmpP1[2], OmpP2[2]),
        HC(m4, OmpP1[3], OmpP2[3]),
        BC(q1, OmpP1[4], OmpP2[4]),
        B(q2, OmpP1[5], OmpP2[5]),
        H(q3, OmpP1[6], OmpP2[6]),
        HC(q4, OmpP1[7], OmpP2[7]))));
minimums.add(minimum(Arrays.asList( H(m2, OmpP1[1], OmpP2[1]),
        H(m3, OmpP1[2], OmpP2[2]),
        HC(m4, OmpP1[3], OmpP2[3]),
        B(q1, OmpP1[4], OmpP2[4]),
        BC(q2, OmpP1[5], OmpP2[5]),
        H(q3, OmpP1[6], OmpP2[6]),
        H(q4, OmpP1[7], OmpP2[7]))));
minimums.add(minimum(Arrays.asList( H(m2, OmpP1[1], OmpP2[1]),
        H(m3, OmpP1[2], OmpP2[2]),
        HC(m4, OmpP1[3], OmpP2[3]),
        B(q1, OmpP1[4], OmpP2[4]),
        B(q2, OmpP1[5], OmpP2[5]),
        H(q3, OmpP1[6], OmpP2[6]),
        H(q4, OmpP1[7], OmpP2[7]))));

```

```

        BC(q2, OmP1[5], OmP2[5]),
        H(q3, OmP1[6], OmP2[6]),
        HC(q4, OmP1[7], OmP2[7]))));
    minimums.add(minimum(Arrays.asList( H(m2, OmP1[1], OmP2[1]),
        H(m3, OmP1[2], OmP2[2]),
        HC(m4, OmP1[3], OmP2[3]),
        B(q1, OmP1[4], OmP2[4]),
        B(q2, OmP1[5], OmP2[5]),
        H(q3, OmP1[6], OmP2[6]),
        H(q4, OmP1[7], OmP2[7]))));
    minimums.add(minimum(Arrays.asList( H(m2, OmP1[1], OmP2[1]),
        H(m3, OmP1[2], OmP2[2]),
        HC(m4, OmP1[3], OmP2[3]),
        B(q1, OmP1[4], OmP2[4]),
        B(q2, OmP1[5], OmP2[5]),
        H(q3, OmP1[6], OmP2[6]),
        HC(q4, OmP1[7], OmP2[7]))));
    minimums.add(minimum(Arrays.asList( HC(m2, OmP1[1], OmP2[1]),
        H(m3, OmP1[2], OmP2[2]),
        H(m4, OmP1[3], OmP2[3]),
        BC(q1, OmP1[4], OmP2[4]),
        BC(q2, OmP1[5], OmP2[5]),
        H(q3, OmP1[6], OmP2[6]),
        H(q4, OmP1[7], OmP2[7]))));
    minimums.add(minimum(Arrays.asList( HC(m2, OmP1[1], OmP2[1]),
        H(m3, OmP1[2], OmP2[2]),
        H(m4, OmP1[3], OmP2[3]),
        BC(q1, OmP1[4], OmP2[4]),
        BC(q2, OmP1[5], OmP2[5]),
        H(q3, OmP1[6], OmP2[6]),
        HC(q4, OmP1[7], OmP2[7]))));
    minimums.add(minimum(Arrays.asList( HC(m2, OmP1[1], OmP2[1]),
        H(m3, OmP1[2], OmP2[2]),
        H(m4, OmP1[3], OmP2[3]),
        BC(q1, OmP1[4], OmP2[4]),
        B(q2, OmP1[5], OmP2[5]),
        H(q3, OmP1[6], OmP2[6]),
        H(q4, OmP1[7], OmP2[7]))));
    minimums.add(minimum(Arrays.asList( HC(m2, OmP1[1], OmP2[1]),
        H(m3, OmP1[2], OmP2[2]),
        H(m4, OmP1[3], OmP2[3]),
        BC(q1, OmP1[4], OmP2[4]),
        B(q2, OmP1[5], OmP2[5]),
        H(q3, OmP1[6], OmP2[6]),
        HC(q4, OmP1[7], OmP2[7]))));
    minimums.add(minimum(Arrays.asList( HC(m2, OmP1[1], OmP2[1]),
        H(m3, OmP1[2], OmP2[2]),
        H(m4, OmP1[3], OmP2[3]),
        B(q1, OmP1[4], OmP2[4]),
        BC(q2, OmP1[5], OmP2[5]),
        H(q3, OmP1[6], OmP2[6]),
        H(q4, OmP1[7], OmP2[7]))));
    minimums.add(minimum(Arrays.asList( HC(m2, OmP1[1], OmP2[1]),
        H(m3, OmP1[2], OmP2[2]),
        H(m4, OmP1[3], OmP2[3]),
        B(q1, OmP1[4], OmP2[4]),
        BC(q2, OmP1[5], OmP2[5]),
        H(q3, OmP1[6], OmP2[6]),
        HC(q4, OmP1[7], OmP2[7]))));
    minimums.add(minimum(Arrays.asList( HC(m2, OmP1[1], OmP2[1]),
        H(m3, OmP1[2], OmP2[2]),
        H(m4, OmP1[3], OmP2[3]),
        B(q1, OmP1[4], OmP2[4]),
        B(q2, OmP1[5], OmP2[5]),
        H(q3, OmP1[6], OmP2[6]),
        H(q4, OmP1[7], OmP2[7]))));

```

```

        B(q2, OmP1[5], OmP2[5]),
        H(q3, OmP1[6], OmP2[6]),
        H(q4, OmP1[7], OmP2[7]))));
    minimums.add(minimum(Arrays.asList( HC(m2, OmP1[1], OmP2[1]),
        H(m3, OmP1[2], OmP2[2]),
        H(m4, OmP1[3], OmP2[3]),
        B(q1, OmP1[4], OmP2[4]),
        B(q2, OmP1[5], OmP2[5]),
        H(q3, OmP1[6], OmP2[6]),
        HC(q4, OmP1[7], OmP2[7]))));
    minimums.add(minimum(Arrays.asList( HC(m2, OmP1[1], OmP2[1]),
        H(m3, OmP1[2], OmP2[2]),
        HC(m4, OmP1[3], OmP2[3]),
        BC(q1, OmP1[4], OmP2[4]),
        BC(q2, OmP1[5], OmP2[5]),
        H(q3, OmP1[6], OmP2[6]),
        H(q4, OmP1[7], OmP2[7]))));
    minimums.add(minimum(Arrays.asList( HC(m2, OmP1[1], OmP2[1]),
        H(m3, OmP1[2], OmP2[2]),
        HC(m4, OmP1[3], OmP2[3]),
        BC(q1, OmP1[4], OmP2[4]),
        BC(q2, OmP1[5], OmP2[5]),
        H(q3, OmP1[6], OmP2[6]),
        HC(q4, OmP1[7], OmP2[7]))));
    minimums.add(minimum(Arrays.asList( HC(m2, OmP1[1], OmP2[1]),
        H(m3, OmP1[2], OmP2[2]),
        HC(m4, OmP1[3], OmP2[3]),
        BC(q1, OmP1[4], OmP2[4]),
        B(q2, OmP1[5], OmP2[5]),
        H(q3, OmP1[6], OmP2[6]),
        H(q4, OmP1[7], OmP2[7]))));
    minimums.add(minimum(Arrays.asList( HC(m2, OmP1[1], OmP2[1]),
        H(m3, OmP1[2], OmP2[2]),
        HC(m4, OmP1[3], OmP2[3]),
        BC(q1, OmP1[4], OmP2[4]),
        B(q2, OmP1[5], OmP2[5]),
        H(q3, OmP1[6], OmP2[6]),
        HC(q4, OmP1[7], OmP2[7]))));
    minimums.add(minimum(Arrays.asList( HC(m2, OmP1[1], OmP2[1]),
        H(m3, OmP1[2], OmP2[2]),
        HC(m4, OmP1[3], OmP2[3]),
        B(q1, OmP1[4], OmP2[4]),
        BC(q2, OmP1[5], OmP2[5]),
        H(q3, OmP1[6], OmP2[6]),
        H(q4, OmP1[7], OmP2[7]))));
    minimums.add(minimum(Arrays.asList( HC(m2, OmP1[1], OmP2[1]),
        H(m3, OmP1[2], OmP2[2]),
        HC(m4, OmP1[3], OmP2[3]),
        B(q1, OmP1[4], OmP2[4]),
        BC(q2, OmP1[5], OmP2[5]),
        H(q3, OmP1[6], OmP2[6]),
        HC(q4, OmP1[7], OmP2[7]))));
    minimums.add(minimum(Arrays.asList( HC(m2, OmP1[1], OmP2[1]),
        H(m3, OmP1[2], OmP2[2]),
        HC(m4, OmP1[3], OmP2[3]),
        B(q1, OmP1[4], OmP2[4]),
        B(q2, OmP1[5], OmP2[5]),
        H(q3, OmP1[6], OmP2[6]),
        H(q4, OmP1[7], OmP2[7]))));
    minimums.add(minimum(Arrays.asList( HC(m2, OmP1[1], OmP2[1]),
        H(m3, OmP1[2], OmP2[2]),
        HC(m4, OmP1[3], OmP2[3]),
        B(q1, OmP1[4], OmP2[4])

```

```

        B(q2, OmP1[5], OmP2[5]),
        H(q3, OmP1[6], OmP2[6]),
        HC(q4, OmP1[7], OmP2[7]))));
    minimums.add(minimum(Arrays.asList( C(m2, OmP1[1], OmP2[1]),
        H(m3, OmP1[2], OmP2[2]),
        H(m4, OmP1[3], OmP2[3]),
        BC(q1, OmP1[4], OmP2[4]),
        BC(q2, OmP1[5], OmP2[5]),
        H(q3, OmP1[6], OmP2[6]),
        H(q4, OmP1[7], OmP2[7]))));
    minimums.add(minimum(Arrays.asList( C(m2, OmP1[1], OmP2[1]),
        H(m3, OmP1[2], OmP2[2]),
        H(m4, OmP1[3], OmP2[3]),
        BC(q1, OmP1[4], OmP2[4]),
        BC(q2, OmP1[5], OmP2[5]),
        H(q3, OmP1[6], OmP2[6]),
        HC(q4, OmP1[7], OmP2[7]))));
    minimums.add(minimum(Arrays.asList( C(m2, OmP1[1], OmP2[1]),
        H(m3, OmP1[2], OmP2[2]),
        H(m4, OmP1[3], OmP2[3]),
        BC(q1, OmP1[4], OmP2[4]),
        B(q2, OmP1[5], OmP2[5]),
        H(q3, OmP1[6], OmP2[6]),
        H(q4, OmP1[7], OmP2[7]))));
    minimums.add(minimum(Arrays.asList( C(m2, OmP1[1], OmP2[1]),
        H(m3, OmP1[2], OmP2[2]),
        H(m4, OmP1[3], OmP2[3]),
        BC(q1, OmP1[4], OmP2[4]),
        B(q2, OmP1[5], OmP2[5]),
        H(q3, OmP1[6], OmP2[6]),
        HC(q4, OmP1[7], OmP2[7]))));
    minimums.add(minimum(Arrays.asList( C(m2, OmP1[1], OmP2[1]),
        H(m3, OmP1[2], OmP2[2]),
        H(m4, OmP1[3], OmP2[3]),
        B(q1, OmP1[4], OmP2[4]),
        BC(q2, OmP1[5], OmP2[5]),
        H(q3, OmP1[6], OmP2[6]),
        H(q4, OmP1[7], OmP2[7]))));
    minimums.add(minimum(Arrays.asList( C(m2, OmP1[1], OmP2[1]),
        H(m3, OmP1[2], OmP2[2]),
        H(m4, OmP1[3], OmP2[3]),
        B(q1, OmP1[4], OmP2[4]),
        BC(q2, OmP1[5], OmP2[5]),
        H(q3, OmP1[6], OmP2[6]),
        HC(q4, OmP1[7], OmP2[7]))));
    minimums.add(minimum(Arrays.asList( C(m2, OmP1[1], OmP2[1]),
        H(m3, OmP1[2], OmP2[2]),
        H(m4, OmP1[3], OmP2[3]),
        B(q1, OmP1[4], OmP2[4]),
        B(q2, OmP1[5], OmP2[5]),
        H(q3, OmP1[6], OmP2[6]),
        H(q4, OmP1[7], OmP2[7]))));
    minimums.add(minimum(Arrays.asList( C(m2, OmP1[1], OmP2[1]),
        H(m3, OmP1[2], OmP2[2]),
        H(m4, OmP1[3], OmP2[3]),
        B(q1, OmP1[4], OmP2[4]),
        B(q2, OmP1[5], OmP2[5]),
        H(q3, OmP1[6], OmP2[6]),
        HC(q4, OmP1[7], OmP2[7]))));
    minimums.add(minimum(Arrays.asList( C(m2, OmP1[1], OmP2[1]),
        H(m3, OmP1[2], OmP2[2]),
        HC(m4, OmP1[3], OmP2[3]),
        BC(q1, OmP1[4], OmP2[4]),

```

```

        BC(q2, OmP1[5], OmP2[5]),
        H(q3, OmP1[6], OmP2[6]),
        H(q4, OmP1[7], OmP2[7]))));
    minimums.add(minimum(Arrays.asList( C(m2, OmP1[1], OmP2[1]),
        H(m3, OmP1[2], OmP2[2]),
        HC(m4, OmP1[3], OmP2[3]),
        BC(q1, OmP1[4], OmP2[4]),
        BC(q2, OmP1[5], OmP2[5]),
        H(q3, OmP1[6], OmP2[6]),
        HC(q4, OmP1[7], OmP2[7]))));
    minimums.add(minimum(Arrays.asList( C(m2, OmP1[1], OmP2[1]),
        H(m3, OmP1[2], OmP2[2]),
        HC(m4, OmP1[3], OmP2[3]),
        BC(q1, OmP1[4], OmP2[4]),
        B(q2, OmP1[5], OmP2[5]),
        H(q3, OmP1[6], OmP2[6]),
        H(q4, OmP1[7], OmP2[7]))));
    minimums.add(minimum(Arrays.asList( C(m2, OmP1[1], OmP2[1]),
        H(m3, OmP1[2], OmP2[2]),
        HC(m4, OmP1[3], OmP2[3]),
        BC(q1, OmP1[4], OmP2[4]),
        B(q2, OmP1[5], OmP2[5]),
        H(q3, OmP1[6], OmP2[6]),
        HC(q4, OmP1[7], OmP2[7]))));
    minimums.add(minimum(Arrays.asList( C(m2, OmP1[1], OmP2[1]),
        H(m3, OmP1[2], OmP2[2]),
        HC(m4, OmP1[3], OmP2[3]),
        B(q1, OmP1[4], OmP2[4]),
        BC(q2, OmP1[5], OmP2[5]),
        H(q3, OmP1[6], OmP2[6]),
        H(q4, OmP1[7], OmP2[7]))));
    minimums.add(minimum(Arrays.asList( C(m2, OmP1[1], OmP2[1]),
        H(m3, OmP1[2], OmP2[2]),
        HC(m4, OmP1[3], OmP2[3]),
        B(q1, OmP1[4], OmP2[4]),
        BC(q2, OmP1[5], OmP2[5]),
        H(q3, OmP1[6], OmP2[6]),
        HC(q4, OmP1[7], OmP2[7]))));
    minimums.add(minimum(Arrays.asList( C(m2, OmP1[1], OmP2[1]),
        H(m3, OmP1[2], OmP2[2]),
        HC(m4, OmP1[3], OmP2[3]),
        B(q1, OmP1[4], OmP2[4]),
        B(q2, OmP1[5], OmP2[5]),
        H(q3, OmP1[6], OmP2[6]),
        H(q4, OmP1[7], OmP2[7]))));
    minimums.add(minimum(Arrays.asList( C(m2, OmP1[1], OmP2[1]),
        H(m3, OmP1[2], OmP2[2]),
        HC(m4, OmP1[3], OmP2[3]),
        B(q1, OmP1[4], OmP2[4]),
        B(q2, OmP1[5], OmP2[5]),
        H(q3, OmP1[6], OmP2[6]),
        HC(q4, OmP1[7], OmP2[7]))));
    return Collections.max(minimums);
}

```

```

public Double pathologyOrientationMap(Double m2, Double m3, Double m4, Double
q1, Double q2, Double q3, Double q4)
//фрагмент коду приховано через об'єм
public Double normPhaseShift(Double m1, Double m2, Double m3, Double q2,
Double q3, Double q4)
public Double pathologyPhaseShift(Double m1, Double m2, Double m3, Double q2,
Double q3, Double q4)

```

```

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;  
}  
  
private Double computeStep(Double P1, Double P2){  
    Double a = (P2 - P1)/4;  
    return a;  
}
```