

Вінницький національний технічний університет

Факультет інформаційних електронних систем

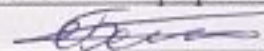
Кафедра біомедичної інженерії та оптико-електронних систем

МАГІСТЕРСЬКА КВАЛІФІКАЦІЙНА РОБОТА

на тему:

«Метод і система поляризаційної корелометричної лазерної діагностики
структури біологічних тканин»

Виконав: студент 2-го курсу,
групи ЛТО-21м спеціальності 152 –
Метрологія та інформаційно-вимірювальна
техніка, освітня програма «Лазерна техніка
та оптоінформатика»

 Бондар Я.С.

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

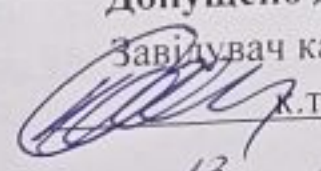
 Заболотна Н.І.
« 10 » 12 2023 р.

Опонент: к.т.н., доцент
доцент кафедри КН

 Крилик Л.В.
« 12 » 12 2023 р.

Допущено до захисту

Завідувач кафедри БМІОЕС

 к.т.н., доц. Коваль Л.Г.

(прізвище та ініціали)

« 13 » грудня 2023 р.

Вінниця ВНТУ - 2023 рік

Вінницький національний технічний університет
Факультет інформаційних електронних систем
Кафедра біомедичної інженерії та оптико-електронних систем
Рівень вищої освіти II-й (магістерський)
Галузь знань – 15 «Автоматизація та приладобудування»
Спеціальність – 152 «Метрологія та інформаційно-вимірювальна техніка»
Освітньо-професійна програма – «Лазерна техніка та оптоінформатика»

ЗАТВЕРДЖУЮ

Завідувач кафедри БМІОЕС



Л.Г. Коваль

Л.Г. 2023 року

ЗАВДАННЯ

НА МАГІСТЕРСЬКУ КВАЛІФІКАЦІЙНУ РОБОТУ СТУДЕНТУ

Бондарю Ярославу Сергійовичу

(прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема роботи: Метод і система поляризаційної корелометричної лазерної діагностики структури біологічних тканин

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

затверджені наказом вищого навчального закладу від 18.09.2023 р., №247

2. Строк подання студентом магістерської дипломної роботи: 10.12.2023

3. Вихідні дані до роботи:

1 Функціональне призначення системи: вимірювання розподілів азимутів, еліптичностей та комплексного ступеня взаємної поляризації (КСВП) зображення зрізу біологічної тканини (БТ) із прийняттям рішення на їх основі по діагностиці захворювання.

2. Тип лазера: напівпровідниковий, довжина хвилі $\lambda=6328$ нм, робоча потужність 5 мВ

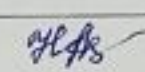
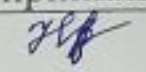
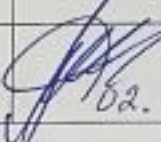
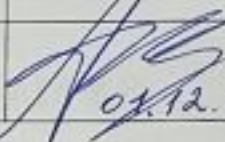
3. Функції аналізу розподілів вимірюваних мап: оцінки статичних моментів та їх класифікація із прийняттям діагностичних рішень.

4. Зміст текстової частини: Вступ 1. Аналіз методів і систем діагностики поляризаційно-неоднорідних полів біологічних тканин. 2. Удосконалення методу та архітектури системи поляризаційної корелометричної діагностики біологічних тканин 3. Експериментальні дослідження системи поляризаційної корелометричної діагностики біологічних тканин

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










5. Перелік ілюстративного матеріалу: 1. Схема структурна систем поляризаційної корелометричної діагностики біологічних тканин 2. Блок-схема вимірювання мап поляризаційно-корелометричних параметрів біологічного шару в системі 3. Блок-схема вимірювання розподілів елементів вектора Стокса
 4. Блок-схема вимірювання розподілів модуля КСВП 5. Блок-схема вимірювання розподілів фази КСВП 6. Структурна схема модуля аналізу модуля ППР системи.

6. Консультанти розділів роботи

Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата	
		Завдання видав	Завдання прийняв
Спеціальна частина, розділи 1-3	Заболотна Н.І., д.т.н., професор каф. БМІОЕС	 18.09.2023	 29.11.2023
Економічна частина	Бурснікова Н.В., д.е.н., професор каф. ЕПВМ	 02.11.23	 01.12.23

7. Дата видачі завдання « 01 » 09 2023 р

КАЛЕНДАРНИЙ ПЛАН

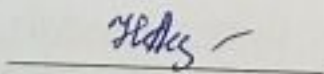
№ з/п	Назва етапів МКР	Строк виконання етапів роботи	Примітка
1	Постановка задачі дослідження	14.09.2023	
2	Аналіз методів і систем поляризаційно-неоднорідних полів біологічних тканин	10.10.2023	
3	Удосконалення методу та архітектури системи поляризаційної корелометричної діагностики біологічних тканин	23.10.2023	
4	Експериментальні дослідження лазерної системи	09.11.2023	
5	Економічний розділ	01.12.2023	
6	Попередній захист МКР	29.11.2023	
7	Нормоконтроль МКР	10.12.2023	
8	Рецензування МКР	12.12.2023	
8	Остаточний захист МКР	15.12.2023	

Студент



Я.С. Бондар

Керівник роботи



Н.І. Заболотна

АНОТАЦІЯ

УДК 681.7: 616-71

Бондар Я.С. Метод і система поляризаційної корелометричної лазерної діагностики структури біологічних тканин. Магістерська кваліфікаційна робота зі спеціальності 152 -- Метрологія та інформаційно-вимірвальна техніка, освітня програма -.Лазерна техніка та оптоінформатика. Вінниця: ВНТУ, 2023. 120 с.

На укр. мові. Бібліогр. 45 назв.; рис. 38; табл. 27.

У магістерській кваліфікаційній роботі удосконалено метод та систему лазерної діагностики структури біологічних тканин на основі оцінювання азимутально незалежних мап азимутів, еліптичностей, модуля та фази комплексного ступеня взаємної поляризації зображень зразків, що дозволило покращити достовірність діагностики. У загальному розділі наведено аналіз відомих методів та систем оптичної діагностики біологічних тканин. У теоретично-розрахункових розділах виконано удосконалення методу вимірювання та аналізу поляризаційних та корелометричних параметрів зображень біологічних тканин, розроблена архітектура відповідної системи, виведено вирішальні нечіткі правила підтримки прийняття рішення. У розділі практичної реалізації розроблено програмну реалізацію визначення корелометричних параметрів зображень зразків та вирішальних правил, оцінено достовірність удосконаленого методу.

Ілюстративна частина містить 6 плакатів із структурними схемами системи та основних блоків, блок-схеми алгоритмів вимірювань та аналізу.

Ключові слова: азимут та еліптичність поляризації, комплексний ступень взаємної поляризації, система діагностування, аналіз даних, достовірність діагностики.

ABSTRACT

Bondar J.S. Method and system of polarization correlometric laser diagnosis of the structure of biological tissues. Master's qualification thesis on specialty 152 -- Metrology and information-measuring technology, educational program -. Laser technology and optoinformatics. Vinnytsia: VNTU, 2023. 120 p.

In Ukrainian language. Bibliographer: 45 titles; fig. 38; tabl. 27.

In the master's qualification work, the method and system of laser diagnostics of the structure of biological tissues was improved based on the evaluation of azimuthally independent maps of azimuths, ellipticities, modulus and phase of the complex degree of mutual polarization of sample images, which allowed to improve the reliability of diagnostics. The general section provides an analysis of known methods and systems of optical diagnostics of biological tissues. In the theoretical and computational sections, the method of measurement and analysis of polarization and correlometric parameters of images of biological tissues has been improved, the architecture of the corresponding system has been developed, and decisive fuzzy rules for decision support have been derived. In the section of practical implementation, a software implementation of determining the correlometric parameters of sample images and decision rules was developed, the reliability of the improved method was evaluated.

Keywords: azimuth and ellipticity of polarization, complex degree of mutual polarization, system of diagnostics, data analysis, reliability of diagnostics.

ЗМІСТ

ВСТУП	5
1 АНАЛІЗ МЕТОДІВ І СИСТЕМ ДІАГНОСТИКИ ПОЛЯРИЗАЦІЙНО-НЕОДНОРІДНИХ ПОЛІВ БІОЛОГІЧНИХ ТКАНИН	8
1.1 Загальна характеристика принципів аналізу поляризаційно-неоднорідних полів біологічних тканин.....	8
1.2 Методи та системи «одноточкового» поляризаційного картографування зображень біологічних шарів.....	11
1.3 Методи «двоточкового» корелометричного дослідження біологічних шарів.....	23
1.4 Методи інтелектуального аналізу даних в системах поляризаційно-корелометричної діагностики біологічних.....	25
1.5 Порівняння систем поляризаційно-корелометричної діагностики біологічних тканин.....	30
1.6 Висновки до розділу 1	31
2 УДОСКОНАЛЕННЯ МЕТОДУ ТА АРХІТЕКТУРИ СИСТЕМИ ПОЛЯРИЗАЦІЙНОЇ КОРЕЛОМЕТРИЧНОЇ ДІАГНОСТИКИ БІОЛОГІЧНИХ ТКАНИН	32
2.1 Удосконалений азимутально незалежний метод поляризаційно корелометричного вимірювання параметрів анізотропії БТ.....	32
2.2 Методи інтелектуального аналізу вимірених мап.....	37
2.3 Розробка архітектури та алгоритму функціонування оптико-електронної системи діагностики БТ за удосконаленим методом діагностики	42
2.4 Висновки до розділу 2	51
3 ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНІ ДОСЛІДЖЕННЯ СИСТЕМИ ПОЛЯРИЗАЦІЙНОЇ КОРЕЛОМЕТРИЧНОЇ ДІАГНОСТИКИ БІОЛОГІЧНИХ ТКАНИН.....	53
3.1 Реалізаційні технічні рішення базових оптичних вузлів системи.....	53

3.1.2 Особливості алгоритмічно-програмної реалізації інтелектуального аналізу вимірених мап	58
3.2 Результати картографування та статистичного аналізу мап азимутів, еліптичностей та КСВП зображень зрізів міокарда при різних фізіологічних станах	60
3.3 Діагностичні можливості системи по диференціації гістологічних зрізів БТ померлих від механічної асфіксії та від інфаркту	65
3.3.1 Виведення правил підтримки прийняття рішення	65
3.3.2 Визначення достовірності діагностики в системі	75
3.4 Висновки до розділу 3	77
4 ЕКОНОМІЧНА ЧАСТИНА	78
4.1 Оцінювання наукового ефекту	78
4.2 Розрахунок витрат на здійснення науково-дослідної роботи	81
4.3 Оцінювання важливості та наукової значимості науково-дослідної роботи	92
4.4 Висновок до розділу 4	93
ВИСНОВКИ	94
СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ	96
ДОДАТКИ	101
Додаток А (обов'язковий) ПРОТОКОЛ ПЕРЕВІРКИ КВАЛІФІКАЦІЙНОЇ РОБОТИ НА НАЯВНІСТЬ ТЕКСТОВИХ ЗАПОЗИЧЕНЬ	102
Додаток Б (Обов'язковий) ТЕХНІЧНЕ ЗАВДАННЯ	103
Додаток В (обов'язковий) ІЛЮСТРАТИВНА ЧАСТИНА	108
Додаток Г (обов'язковий) ЛІСТИНГ РОЗРОБЛЕНИХ БЛОКІВ ПРОГРАМНОГО ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ	115

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ СКОРОЧЕНЬ

БТ	- біологічна тканина
БШ-	- біологічний шар
БД	- база даних
ГЗ	- гістологічний зріз
КСВП	- комплексний ступень взаємної поляризації
КСВА	- комплексний ступень взаємної поляризації
ММЗ	- мюллер-матричне зображення
ППР	- підтримка прийняття рішення

ВСТУП

Серед методів сучасної діагностики структури біологічних тканин (БТ) провідне місце посідають променеві методи діагностики, в яких застосовується, зокрема, лазерне поляризаційне випромінювання. В результаті взаємодії з ним БТ в системах діагностики досліджується фотометрична та поляризаційна структура лазерних зображень БТ. Вона несе інформацію про морфологічну будову та фізіологічний стан БТ.

Побудовані на поляриметричному підході [1-4] системи діагностики біологічних шарів (БШ) лягли в основу лазерної поляриметрії мікроскопічних гістологічних зрізів (ГЗ). Застосовані методи вимірювання мап азимутів та еліптичностей поляризації лазерних зображень ГЗ [5-7] дозволили виявити зв'язки між характеристиками поля розсіяного випромінювання та анізотропією зразка, виміряними в однойменних точках, при різних патологіях БТ. Вони отримали назву «одноточкові».

Використання статистичного та кореляційного аналізу вимірних мап при «одноточкових» методах лазерної поляриметрії в автоматизованих схемах стокс-поляриметрів підвищило достовірність діагностики ГЗ при їх різних товщинах до 80% до 88% [3, 4, 8]. Важливу роль в покращенні якості діагностики окремих видів БТ відіграла розробка азимутально-незалежних методів та систем «одноточкової» лазерної поляриметрії БТ [9, 10] та інтелектуального аналізу їх вимірних поляриметричних характеристик [11]. В той же час, недостатня відтворюваність експериментальних даних «одноточкових методів» продовжувала обмежувати покращення достовірності діагностики.

Корелометричний («двоточковий») підхід оцінювання структури розсіяних зразком когерентних полів у сусідніх точках на основі аналізу параметру розподілу комплексного ступеня взаємної поляризації (КСВК) [12, 13] дозволяє підвищити точність відтворювання даних. Слід очікувати, що застосування в системах діагностики БТ вимірювання азимутально незалежних мап азимутів, мап еліптичностей поляризації зображень БТ, мап КСВП та методів їх

інтелектуального аналізу буде розширювати функціональні можливості системи та збільшити її ефективність при діагностиці.

Мета і задачі роботи. Метою роботи є розширення функціональних можливостей системи поляризаційної лазерної діагностики структури БТ із підвищенням достовірності методу діагностики за рахунок поєднання азимутально незалежного поляриметричного та корелометричного методів оцінювання анізотропії БТ з інтелектуальним аналізом даних.

Для досягнення поставленої мети необхідно вирішити такі задачі:

- провести аналіз методів і систем діагностики поляризаційно-неоднорідних полів біологічних тканин ;
- удосконалити метод поляризаційної лазерної діагностики структури БТ на основі поєднання «одноточкових» азимутально-незалежних та «двоточкових» корелометричних методів вимірювання параметрів поляризаційно-неоднорідних полів БТ із їх інтелектуальним аналізом;
- розробити архітектуру оптико-електронної системи діагностики БТ за удосконаленим методом;
- провести експериментальні дослідження системи поляризаційної корелометричної діагностики біологічних тканин при діагностиці конкретної патології БТ;
- розробити програмний модуль обчислення КСВП на основі проведених вимірювань та модуль інтелектуального аналізу виміряних даних в системі;
- визначити технічні характеристики розробленої системи при діагностиці конкретної патології БТ.

Об'єкт дослідження – процеси вимірювання та оцінювання поляризаційно-кореляційних зображень гістологічних зрізів при діагностуванні БТ.

Предмет дослідження – методи та системи корелометричної та азимутально незалежної поляриметрії гістологічних зрізів та їх інтелектуального аналізу при діагностиці БТ .

Методи досліджень: методи двовимірної лазерної поляриметрії (вимірювання азимутів та еліптичностей поляризації), методи двовимірної корелометрії (визначався розподіл КСВП), методи статистичного аналізу, теорія алгоритмів та методи підтримки прийняття рішення.

Наукова новизна отриманих результатів:

1. Удосконалено метод лазерної діагностики структури БТ на основі оцінювання азимутально стабільних координатних розподілів величин азимутів, еліптичностей поляризації зображень БТ, який доповнено вимірюванням та аналізом розподілів величини модуля та фази комплексного ступеня взаємної поляризації мікроскопічного зображення БТ та нечіткими моделями підтримки прийняття рішень, що дозволило покращити достовірність методу діагностики.

Практичне значення одержаних результатів полягає в удосконаленні архітектури системи поляризаційної корелометричної лазерної діагностики структури біологічних тканин за рахунок введення блоків вимірювання розподілів модуля та фази комплексного ступеня взаємної поляризації зображення БШ, а також програмного блоку для реалізації запропонованих нечітких моделей прийняття рішень. Це підвищило достовірність діагностичного методу в системі та розширило її функціональні можливості.

Апробація результатів роботи. Основні наукові та практичні результати, отримані в роботі, були представлені на IX Міжнародній науково-практичній конференції «Сучасні проблеми інфокомунікацій, радіоелектроніки та наносистем (СПРН-2023)» (м. Вінниця, 15-17 листоп. 2023 р.).

Публікації. За результатами роботи опубліковано тези доповіді у матеріалах IX Міжнародній науково-практичній конференції «Сучасні проблеми інфокомунікацій, радіоелектроніки та наносистем (СПРН-2023)» (м. Вінниця, 15-17 листоп. 2023 р.) [14].

1 АНАЛІЗ МЕТОДІВ І СИСТЕМ ДІАГНОСТИКИ ПОЛЯРИЗАЦІЙНО-НЕОДНОРІДНИХ ПОЛІВ БІОЛОГІЧНИХ ТКАНИН

1.1 Загальна характеристика принципів аналізу поляризаційно-неоднорідних полів біологічних тканин

Біологічні тканини (БТ) являють собою складну неоднорідну структуру з точки зору її оптичних властивостей. Вони характеризуються при взаємодії з оптичним випромінюванням такими властивостями як показниками заломлення та поглинання.

Крім того, усі БТ мають властивість розсіювати світло, яке через них пропускають з певним коефіцієнтом. Тому й виділяють «оптично тонкі» біологічні шари (БШ) , проходячи через які світловий промінь має однократне розсіювання, та «оптично товсті» БШ із багатократним розсіюванням [3, 4].

Розглядають три основні напрями, за якими БШ досліджують з оптичної точки зору: спектрофотометричний; поляриметричний; кореляційний.

В межах спектрофотометричного напрямку досліджень здійснюють вимірювання спектрів пропускання БТ [7, 15]. Необхідно в цьому випадку

р

е

є

с

т

р

$$I(\lambda, z) = I_0(\lambda) \exp(-\mu_a(\lambda)z),$$

де μ_a – коефіцієнт екстинції БТ, який в свою чергу розраховують за формулою

в

а

т

$$\mu_a(\lambda) = \sigma_a(\lambda)N,$$

де $\sigma_a(\lambda)$ – поперечний переріз поглинаючих частинок, N – щільність частинок.

і

н

Поляриметричний підхід по вивчення та діагностування властивостей БТ передбачає вимірювання та наступний аналіз оптичних характеристик поля, розсіяного біологічною тканиною, при пропусканні через неї світла.

Основними інформативними параметрами тут є азимут поляризації, еліптичність (рисунок 1.1) та фаза поляризації зображення об'єкта. Також визначають ступень поляризації випромінювання [16-18].

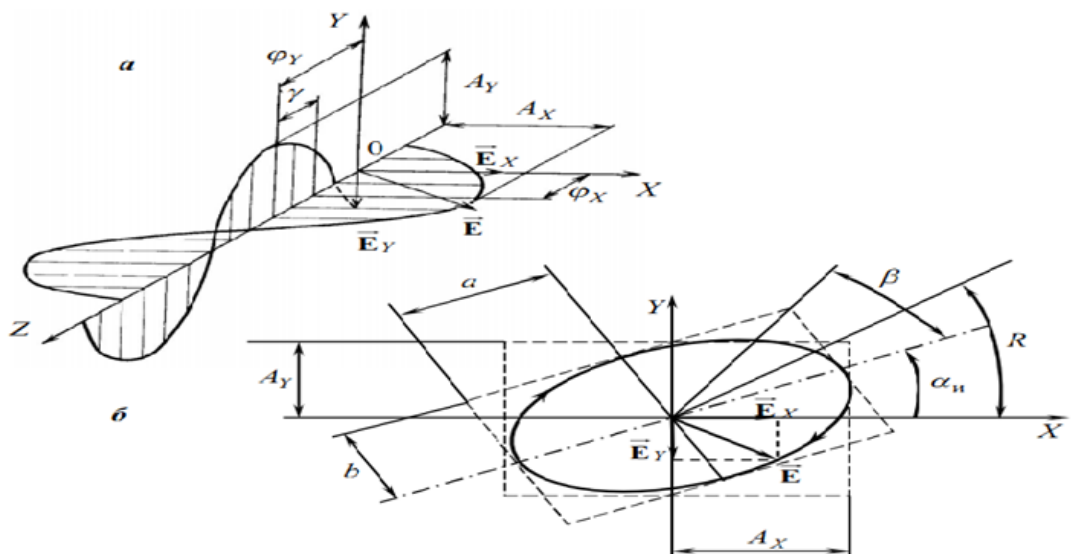


Рисунок 1.1 - Вектор електричної напруженості при розповсюдженні лазерної поляризованої хвилі (а) та параметри еліпса поляризації (б)

Методи сучасної лазерної поляриметричної діагностики представлені в роботі [18] і наведено на рисунку 1.2.

На цьому рисунку поряд із вищеописаними методами 2-D картографування мап азимутів, еліптичностей та фази поляризації показано другу групу методів, які характеризують параметри безпосередньо анізотропії досліджуваного об'єкту. Оптична анізотропія БТ, тобто неоднаковість в різних точках, описується матрицею Мюллера або матрицею розсіювання біологічних тканин.

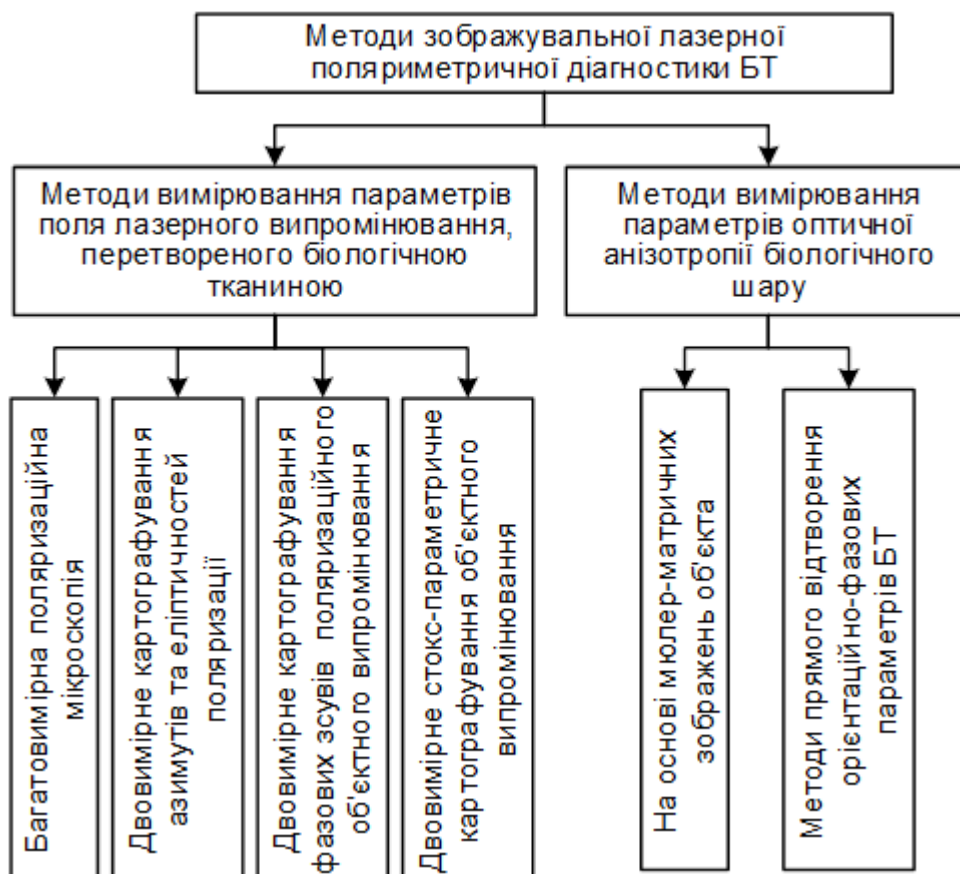


Рисунок 1.2 – Відомі методи лазерної поляриметричної діагностики БТ

За допомогою матриці Мюллера можна описати оптичні властивості кожної окремої фібрили [3, 4]

$$\begin{pmatrix}
 1 & 0 & 0 & 0 \\
 0 & \left(\sin^2 \frac{\delta}{2} \cos 2\rho + \cos^2 \frac{\delta}{2}\right) & \left(0,5 \sin 4\rho \sin^2 \frac{\delta}{2}\right) & \left(-\sin 2\rho \sin \delta\right) \\
 0 & \left(0,5 \sin 4\rho \sin^2 \frac{\delta}{2}\right) & \left(-\sin^2 \frac{\delta}{2} \cos 2\rho + \cos^2 \frac{\delta}{2}\right) & \left(\cos 2\rho \sin \delta\right) \\
 0 & \left(\sin 2\rho \sin \delta\right) & \left(-\cos 2\rho \sin \delta\right) & \left(2 \cos^2 \frac{\delta}{2} - 1\right)
 \end{pmatrix}$$

де ρ – напрям орієнтації фібрили в перерізі досліджуваного зразка; δ – фазовий зсув (пов'язаний із показником подвійного променезаломлення БТ).

Поляриметричний підхід дозволяє визначити алгоритми встановлення взаємозв'язків між станом поляризації (азимут і еліптичність) мікроскопічного зображення та орієнтацією фібрили та її показником подвійного заломлення в кожній точці перерізу зразку БТ.

В межах третього підходу до вивчення оптичних властивостей БТ здійснюється дослідження ступеня кореляції однойменних компонент амплітуди

поляризаційних коливань в різних точках поля, розсіяного об'єктом. Цей підхід називають кореляційним або корелометричним підходом дослідження БТ [19].

Отже, одержані за одним із вищевказаних підходів розподіли оптичних характеристик полів, які розсіяні біологічними шарами, підлягають аналізу, перш, за все, статистичному. На його основі встановлюють взаємозв'язки між розподілами статистичних характеристик вимірних параметрів та фізіологічними станами та типами біологічних тканин.

1.2 Методи та системи «одноточкового» поляризаційного картографування зображень біологічних шарів

Спочатку розглянемо методи визначення таких «одноточкових» польових параметрів поляризації такі як картографування мап азимуту та еліптичності поляризації хвилі, пройденої через зразок.

При еліптичній поляризації, як найбільш загальному випадку поляризації, визначають кут нахилу великого радіуса еліпса до осі абсцис. Його називають азимутом поляризації α (рисунок 1.3).

Еліптичність β в цьому випадку обраховуємо як

$$\beta = \arctg(b / a), \quad (1.4)$$

де a – великий радіус еліпса; b – малий радіус еліпса.

Серед методів вимірювання азимутів та еліптичностей поляризації об'єктного поля біологічного об'єкту виділяють [20] :

- метод на основі феноменологічного визначення параметрів вектора Стокса;
- метод послідовного вимірювання чотирьох інтенсивностей;
- динамічний метод вимірювання вектора Стокса.

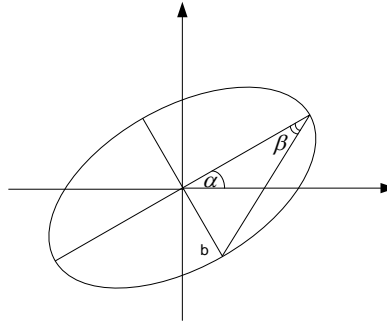


Рисунок 1.3 – Еліпс поляризації, азимут і еліптичність поляризації

Вищерозглянуті методи передбачають застосування в поляриметричних схемах вимірювання фотодіоду для фіксування інтенсивності окремого перетвореного оптичного поляризованого лазерного променя, тому методи називаються локальними.

Серед розглянутих найбільш близький до методу, який розробляється, феноменологічний природній метод. В межах цього метода необхідно визначити чотири елементи $S_1 - S_4$ вектора Стокса [20]. Перший та другий елементи S_1 та S_2 обчислюють відповідно сумою та різницею інтенсивностей випромінювання,

п

р

о

п

у

Щобто вектор Стокса описується у вигляді

е

Де I_x – інтенсивність випромінювання, отримана після пропускання його через певні поляризаційні елементи.

$$\begin{bmatrix} I_0 + I_{90} \\ I_0 - I_{90} \\ I_{45} - I_{135} \\ I_L - I_R \end{bmatrix}$$

Г

Схема стокс-поляриметра для визначення вектора Стокса вхідного випромінювання за виразом (1.5) наведена на рисунку 1.4.

ч

е

р

е

Рисунок 1.5 – Система поляризаційного картографування БШ[3]

Система на рисунку 1.5 включає в себе гелій-неоновий лазер 1, який випромінює пучок, яким за допомогою коліматора 2, через дві чвертьхвильові пластинки 3 та 5, а також через поляризатор 4 опромінюють зразок 6. Елемент 7 проекційної оптики направляє перетворене зразком 6 поляризаційне випромінювання через третю чвертьхвильову пластинку 8 та аналізатор 9 в площину цифрової камери 10.

Камера 10 під'єднана до комп'ютера 11, в якому реалізують за допомогою програм необхідні обчислення. Так, за формулами (1.5) обчислюємо три параметри S_2, S_3, S_4 вектора Стокса. З них обраховуємо мапу азимута α і мапу еліптичності β поляризації в точці (x, y) :

$$\alpha(x, y) = 0,5 \arctg(S_3 / S_2), \quad (1.6)$$

$$\beta(x, y) = 0,5 \arcsin(S_4(x, y)). \quad (1.7)$$

Основним результатом подальшого аналізу мап азимутів та еліптичностей поляризації зображення БТ є взаємозв'язок між цими параметрами та особливостями будови зразку біотканини. В роботах [3-5] було зазначено, що в структурі біологічної м'язової тканини, наприклад, лежать двопротенезаломлюючі великомасштабні домени колагенових волокон. З оптичної точки зору така структура БТ дозволяє формувати однорідну поляризацію в області цих доменів. Цю особливість покладено в основу діагностики «здорових» та «патологічно» змінених БТ типу «м'язова тканина».

Можна іншим методом визначити азимути та еліптичності поляризації зображення зразку, наприклад, за допомогою прямого методу вимірювань та системи (рисунок 1.6), яка його реалізує. Це описано в роботі [21]. В цій схемі

важливу роль виконує чвертьхвильова пластинка 2, яка перетворює лінійно поляризований пучок в пучок з циркулярною поляризацією. Тоді виставляється необхідний азимут поляризації пучка за допомогою поляризатора 3. Далі пучок проходить через світлоподілювач 4, на оптичних виходах якого формується прямий пучок, яким зондують зразок 5, та об'єктний пучок, утворений після відбиття зондуючого пучка від зразку. Далі традиційно через об'єтив 6 та аналізатор 7 формується зображення зразка камерою 8, що підключена до комп'ютера 9.

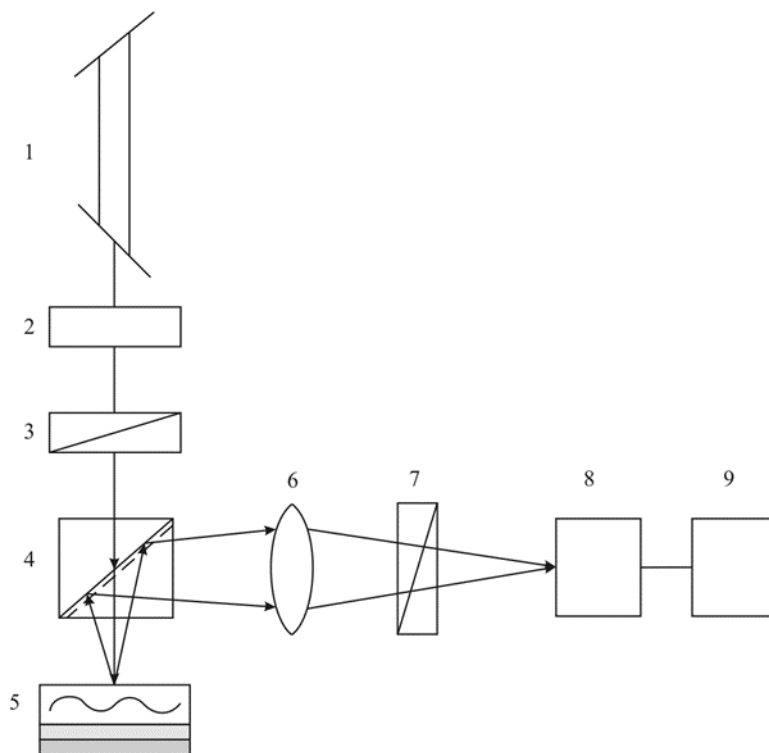


Рисунок 1.6 - Схема визначення азимутів та еліптичностей БШ на основі прямого вимірювання мап азимутів та еліптичностей [21]

За прямим методом вимірювання спочатку за допомогою обертання аналізатора θ в межах від 0^0 до 180^0 визначали два масиви.

Це масив мінімальних і масив максимальних рівнів інтенсивностей зображення БТ $I_{\min}(p_{n \times m})$ та $I_{\max}(p_{n \times m})$, які обраховано для всіх $(n \times m)$ точок

відеокамери. Визначено, що їм відповідають матриці відповідних кутів повороту $\theta(p_{n \times m})$, для яких знайдено мінімальну інтенсивність $I(p_{n \times m}) \equiv \min$

Розподіли мап азимутів $\alpha(p_{x,y})$ та еліптичностей $\beta(p_{x,y})$ поляризації обчислимо за виразами:

$$\begin{aligned}\alpha(p_{x,y}) &= \theta(I(p_{x,y}) \equiv \min) - \frac{\pi}{2}; \\ \beta(p_{x,y}) &= \arctg \frac{I(p_{x,y})_{\min}}{I(p_{x,y})_{\max}},\end{aligned}\tag{1.8}$$

де $I(p_{x,y})_{\min}; I(p_{x,y})_{\max}$ – інтенсивності мінімального та максимального рівнів.

Розглянутий прямий метод вимірювання мап $\alpha(x, y), \beta(x, y)$ є точнішим за феноменологічне картографування, але й більш складний у реалізації.

Іншим способом застосування поляризаційного картографування для діагностики БТ є мюллер-матрична поляриметрія [21, 22]. Приклад діагностики раку шкіри з передраковим станом, із застосуванням аналізу параметрів анізотропії, отриманої із матриць Мюллера, наведено на рисунку 1. 7 [22].

Матриця Мюллера M є фактично функцією передачі властивостей поляризованого випромінювання, що взаємодіє із зразком БШ [19], і описується у вигляді матрично-векторного добутку

$$S_0 = M \times S_i, .\tag{1.9}$$

де S_0 – вектор Стокса вхідного випромінювання; S_i – вектор Стокса вихідного випромінювання.

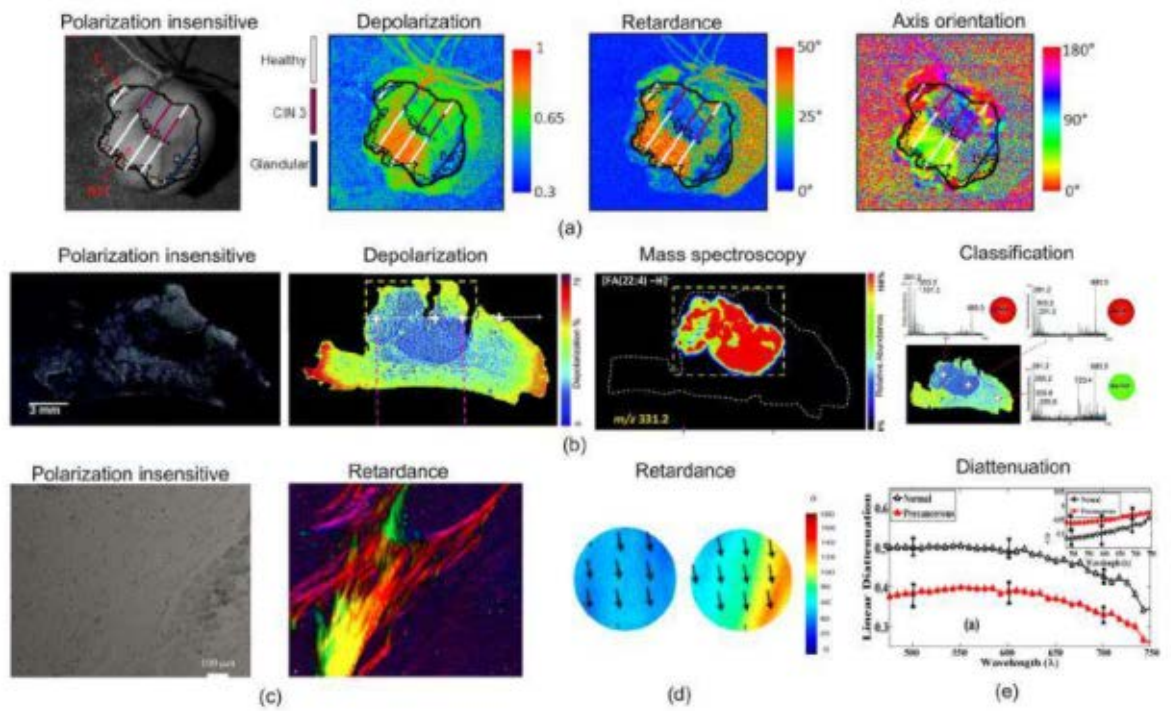


Рисунок 1.7 – Діагностика разку шкіри з передраковим станом за допомогою

М

Ю

У формулах (1.10) [3-5] обчислення 16 елементів матриці Мюллера m_{ij}

б

Л

і

е

о

р

л

-

о

М

Г

і

ч

н

о

Г

о

ш

а

р

у

в

$$m_{ik}^{(x,y)}(\rho, \delta) = \begin{cases} m_{22}^{(x,y)} = \cos^2 2\rho^{(x,y)} + \sin^2 2\rho^{(x,y)} \cos \delta^{(x,y)}; \\ m_{23;32}^{(x,y)} = \cos 2\rho^{(x,y)} \sin 2\rho^{(x,y)} (1 - \cos \delta^{(x,y)}); \\ m_{33}^{(x,y)} = \sin^2 2\rho^{(x,y)} + \cos^2 2\rho^{(x,y)} \cos \delta^{(x,y)}; \\ m_{34;43}^{(x,y)} = \pm \cos 2\rho^{(x,y)} \sin \delta^{(x,y)}; \\ m_{24;42}^{(x,y)} = \pm \sin 2\rho^{(x,y)} \sin \delta^{(x,y)}; \\ m_{44}^{(x,y)} = \cos \delta^{(x,y)}, \end{cases} \quad (1.10)$$

Де (x,y) – координата елемента в розподілі елемента матриці Мюллера.

Поляриметр, як система для організації вимірювань елементів матриці Мюллера, складається із зондувального та приймального каналу (рисунок 1.18).

П

о

л

Канали взаємодіють через досліджуваний зразок, для якого вимірюють матрицю Мюллера . В зондувальному каналі є джерело випромінювання (наприклад, лазер), генератор поляризаційних станів (ГПС), аналізатор поляризаційних станів, біооб'єкт (зразок) та фотодетектор.

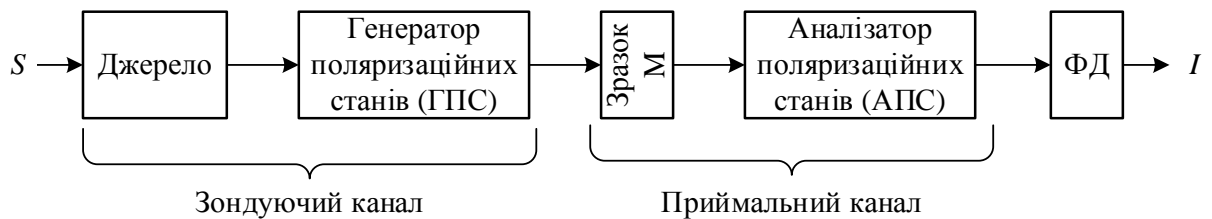


Рисунок 1. 8 - Структурна схема локального мюллер-поляриметра [20]

Можна здійснити картографування елементів матриці Мюллера за допомогою схеми зображувального мюллер-поляриметра [2, 6], наприклад, наведеної на рисунку 1.9. В цій схемі реалізовано ефект відбиття зондувального випромінювання від досліджуваного зразка БШ або ефект зворотного розсіювання випромінювання, яким зондують зразок БШ.

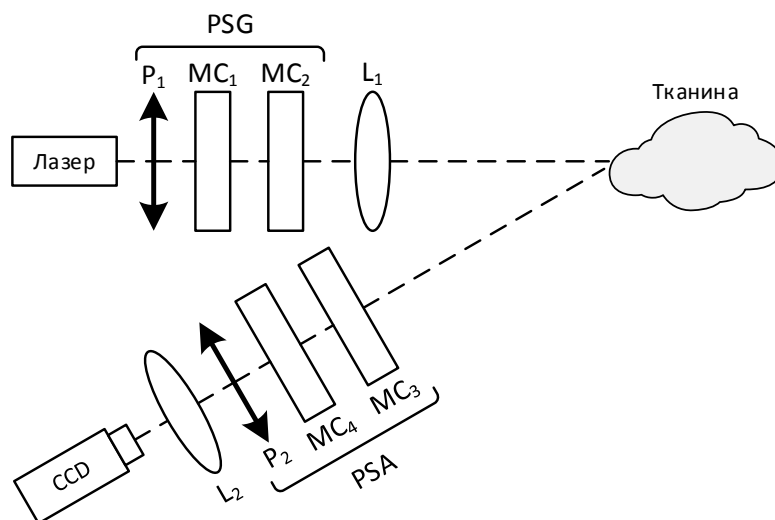


Рисунок 1.9 – Мюллер-матричний зображувальний поляриметр БТ

В схемі на рисунку 1.9 застосовують електрично керовані модулятори світла для реалізації модульованих компонент (МС). Тип модулаторів, які використовують, наприклад, на основі рідких кристалів [23] чи фотопружного ефекту [24]. Проте рідкокристалічні модулятори світла мають перевагу в тому, забезпечують модуляцію довільної поляризації для підвищення точності вимірювання матриць Мюллера.

На рисунку 1.10 показано приклад системи із зображальною мюллер-поляриметриєю в прямо розсіювальному світла [25]. В системі зразок у вигляді гістологічного зрізу опромінюють світлом від галогенового джерела, пропущеного через зв'язку оптичних волокон, дифузор і конденсор.

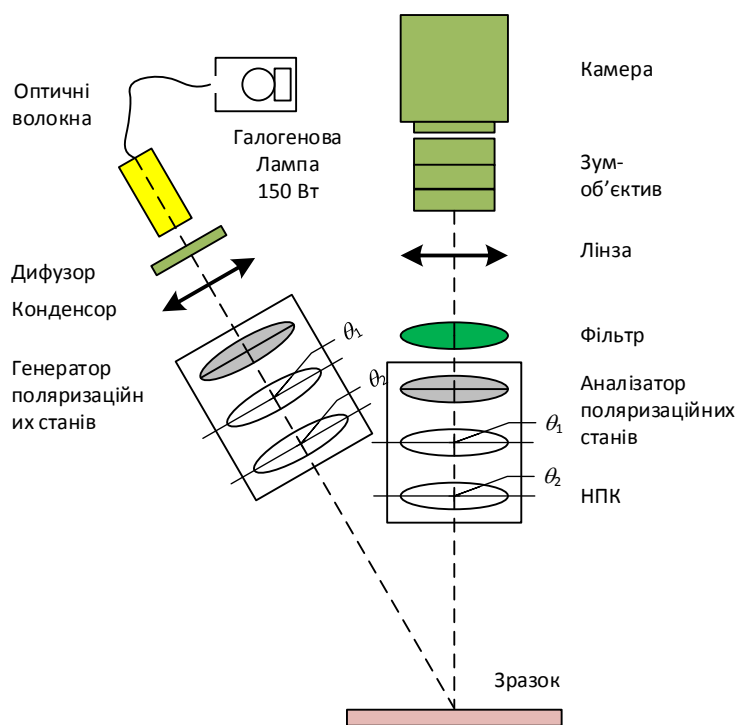


Рисунок 1.10 – Мюллер-поляриметр на основі оптичного мікроскопа

На рисунках 1.11, 1.12 представлено розподіли всіх елементів ММЗ для БШ типу м'язової тканини шийки матки для стану «норма» та «злоякісна пухлина» з довжиною лазерної опромінюючої хвилі 445 нм.

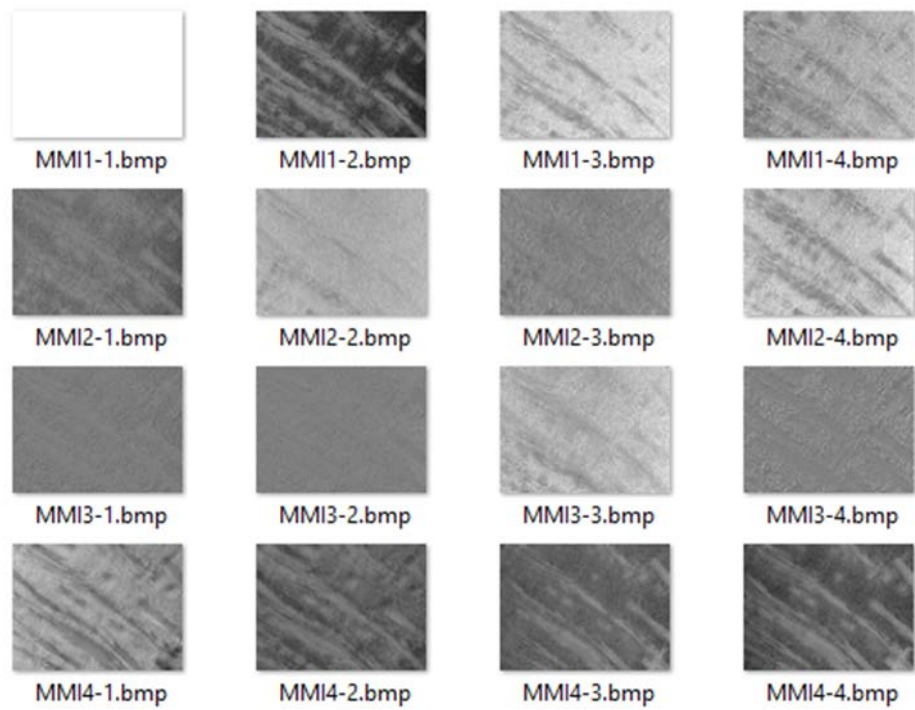


Рисунок 1.11–Елементи ММЗ м'язової тканини шийки матки для «норми» з довжиною хвилі 445 нм

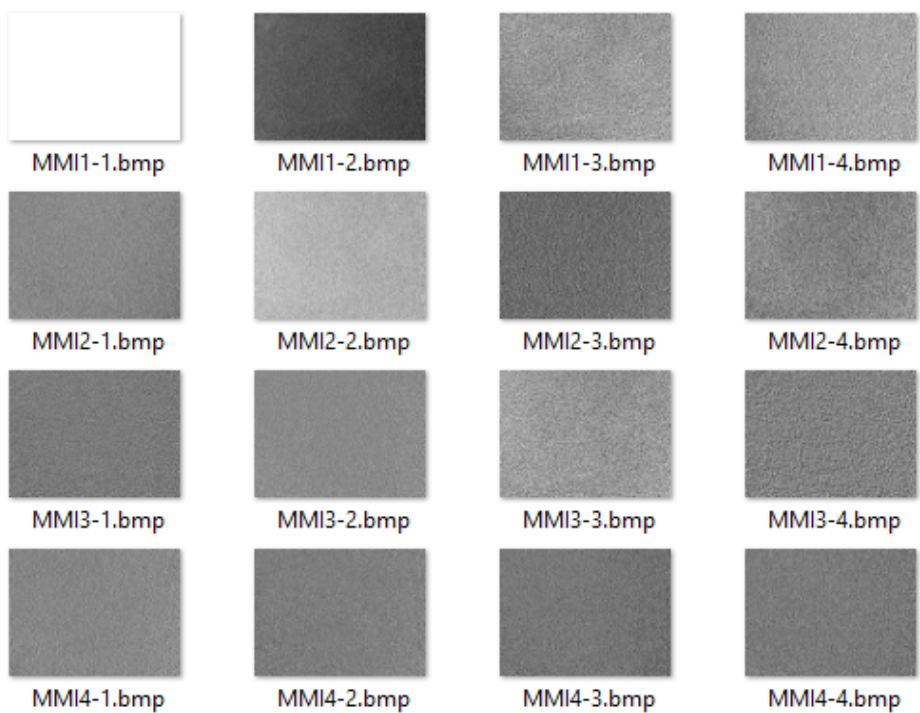


Рисунок 1.12–Елементи ММЗ м'язової тканини шийки матки для «патології типу рак шийки матки» з довжиною хвилі 445 нм

Поляриметрія на основі визначення матриць Мюллера має перевагу перед традиційною поляриметрією із визначенням азимутів та еліптичностей поляризації зображення БШ, бо несе інформацію безпосередньо про характеристики досліджуваного об'єкта. Проте вона має свої проблеми, пов'язані із клінічною інтерпретацією отриманих мюллер-матричних зображень зразків. Для проведення достовірної класифікації має бути створена база зразків, що потребує значного часу.

В той же час, покращення точності вимірювань мап азимутів та еліптичностей, а також мюллер-матричних зразків досягається при автоматизації процесу вимірювань, наприклад, в автоматизованій системі поляриметричного картографування біологічних шарів та аналізу даних [26], наведеній на рисунку

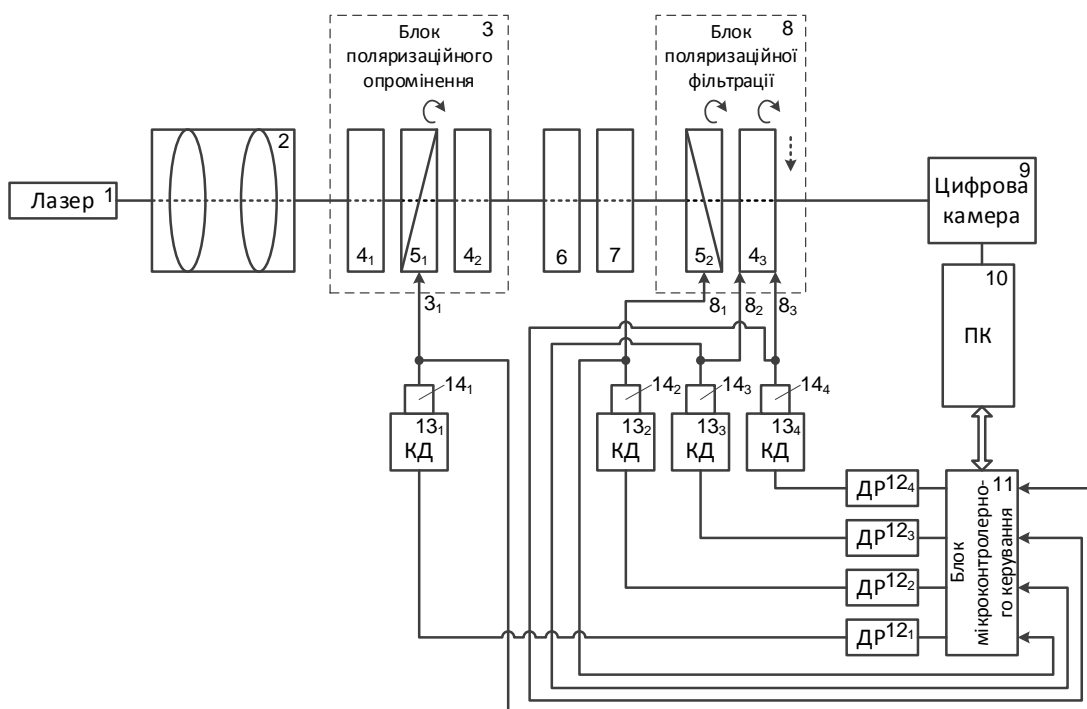


Рисунок 1.13 – Система поляризаційного картографування БШ та аналізу даних

Дана система дозволяє автоматизовано вимірювати розподіли параметрів вектора Стокса, мапи азимутів та еліптичностей поляризації зображень БШ, всі 16 розподілів мюллер-матричних зображень, а також відтворювати на їх основі

розподіли напрямів орієнтації осі фібрили волоконної структури БШ та мапи їх фазових зсувів. Крім того, в системі є можливість проведення різних видів автоматизованого аналізу вимірних розподілів, а саме провести їх статистичний кореляційний аналіз та фрактальний аналіз. За результатами такого аналізу встановлено певні залежності між фізіологічними станами досліджуваних БШ певного типу біологічних тканин та тими оцінками характеристик вимірних розподілів параметрів, які отримано в результаті аналізу.

Зазначимо, що автоматизація вимірювань здійснюється в системі за рахунок використання принципу мікропрограмного керування через блок мікроконтролерного керування 11, драйвери регістрів 12₁-12₄ та крокові двигуни КД 13₁-13₄. Також організовано керування поворотними механізмами блоків 3 та блоків 8 із зворотним зв'язком через оптопари 14₁-14₄.

Зокрема, використовуючи багатофункціональні системи одноточкової поляриметрії, які описані вище, була досліджена легенева тканина у вигляді зразків біопсії шляхом визначення азимуту поляризації [27]. Всі досліджувані зразки класифікувати за чотирма групами. До першої контрольної групи відібрано 18 зразків без ознак патології легень. До другої групи відібрано 17 зразків із діагнозом «доброякісна пухлина». До третьої групи відібрані 18 зразків із діагнозом «злроякісна пухлина, 1 стадія», а до четвертої – 18 зразків із діагнозом «злроякісна пухлина, 2 стадія». В межах кожної групи за допомогою

с

т

а Таблиця 1.1 – Статистичні оцінки азимутів поляризації зразків БШ легеневої тканини

и Статистичні моменти	Група 1	Група 2	Група 3	Група 4
СМ	0,81 ± 0,09	0,77 ± 0,088	0,63 ± 0,073	0,55 ± 0,067
М	0,06 ± 0,009	0,07 ± 0,01	0,11 ± 0,018	0,13 ± 0,021
М	0,08 ± 0,0011	0,31 ± 0,009	0,43 ± 0,012	0,54 ± 0,014
М	0,11 ± 0,022	0,25 ± 0,035	0,33 ± 0,089	0,41 ± 0,11

ч

н

о

г

о

Були також отримані оцінки кореляційних та фрактальних розподілів подібно до даних в таблиці 1.1. Їх аналіз показав, що кореляційний момент виявився найбільш чутливим до типу патології, оскільки відмінності його між групами 2-4 знаходяться в межах від 3 до 9 разів. Це значить, що цей коефіцієнт може бути інформативним параметром для діагностики та диференціації онкологічного захворювання.

Варто зазначити, що із 16 елементів матриці Мюллера лише окремі чотири елементи не залежать від величини кута, під яким здійснюють поворот зразка на предметному столику відносно своєї осі. Тому для підвищення достовірності діагностики важливу роль відіграли так звані азимутально незалежні методи вимірювання [28, 29] параметрів розсіяного та об'єктного поля зразка, що досліджується в системі поляриметрії. Так, до азимутально інваріантних належить прямий метод визначення мап азимутів та еліптичностей, описаний в роботі [30]. Система для його реалізації наведена на рисунку 1.6, де в якості зонduючого променя застосовують опромінення БТ циркулярним світлом.

Проте при вимірюванні та аналізі азимутально незалежних інваріантів не використовують кореляційних взаємозв'язків досліджуваного поля випромінювання, що було трансформоване біологічним шаром. З точки зору аналітичних методів часткового розв'язання цієї проблеми були запропоновані «двоточкові» кореляційні методи дослідження БШ.

1.3 Методи «двоточкового» корелометричного дослідження біологічних шарів

Основні теоретичні підходи кореляційного методу дослідження поля розсіяного випромінювання закладено в роботах [31-32]. Поряд з цими дослідженнями був виділений напрямок поляризаційної корелометрії [33-35] біологічних шарів.

В межах поляризаційної корелометрії було введено такі нові параметри як комплексний ступінь взаємної поляризації (КСВП) точок зображення БШ та комплексний ступінь взаємної анізотропії (КСВА).

Комплексний ступінь взаємної поляризації $V(x_1, x_2)$ визначається за формулою [14]

$$V(x_1, x_2) = \frac{(I_x(x_1)I_x(x_2) - I_y(x_1)I_y(x_2))^2 + 4I_x(x_1)I_x(x_2)I_y(x_1)I_y(x_2)\exp(i(\delta_2(x_2) - \delta_1(x_1)))}{(I_x^2(x_1) + I_y^2(x_1))(I_x^2(x_2) + I_y^2(x_2))}, \quad (1.11)$$

де x_1, x_2 – координати двох точок; $I_x(x_1, x_2), I_y(x_1, x_2)$ – значення інтенсивностей мікроскопічного зображення БТ в точках з координатами x_1, x_2 ; δ_1, δ_2 – фазовий зсув в точках з координатами x_1, x_2 .

Комплексний ступінь взаємної анізотропії можна обрахувати за значеннями інтенсивностей $I^0(r_i); I^{90}(r_i)$, які вимірюються в різних двох точках, наприклад, $i = n; (n + k)$, при азимуті аналізатора відповідно 0° та 90°

$$W(r_{n+k}, r_n) = \frac{(((I^0(r_{n+k})(I^0(r_n))^{\frac{1}{2}} - (I^{90}(r_{n+k})(I^{90}(r_n))^{\frac{1}{2}})^2)}{I(r_{n+k})I(r_n)} + \frac{4(I^0(r_{n+k})(I^{90}(r_{n+k})I^0(r_n)(I^{90}(r_n))^{\frac{1}{2}} \cos(\delta_{n+k}(r_{n+k}) - \delta_n(r_n))}{I(r_{n+k})I(r_n)}}. \quad (1.12)$$

Параметр КСВА застосовують для того, щоб мати змогу будувати сценарії формування кореляційних контурів.

Основними перевагами цих методів стали азимутальна незалежність від кута повороту зразка відносно опромінюючого пучка та більша чутливість, ніж в «одноточкових» методів до змін оптичної анізотропії.

Відомо два підходи до аналізу параметру КСВП, що засновані на визначенні його фази та модуля. Встановлено, що розподіл напрямів орієнтації

фібрил БШ визначає координатний розподіл модуля КСВП, а фазові зсуви визначають фазу КСВП.

Для демонстрації діагностичних можливостей поляризаційної корелометрії можна навести приклад, в якому здійснювалась діагностика тканини міометрія за допомогою статистичного аналізу визначеного модуля КСВП. Було показано, що асиметрія розподілу КСВП зображення БШ міометрія з доброякісною пухлиною в 3 рази менше, ніж відповідне значення для зображення міометрія здорової тканини. А ексцес для цих двох типів біологічних шарів відрізняється до 10 разів. Отже, асиметрія та ексцес можуть бути обрані за інформативні параметри при подальшій диференціації здорової тканини та тканини з доброякісною пухлиною.

Методи інтелектуального аналізу даних в системах поляризаційно-корелометричної діагностики біологічних

Одним із шляхів підвищення достовірності діагностики біологічних тканин за допомогою поляризаційних та корелометричних систем може бути інтелектуальний аналіз даних. В вищенаведених матеріалах зазначалось, що оцінювання вимірних розподілів параметрів анізотропії зразка чи параметрів поля розсіяного випромінювання може здійснюватись статистичним, кореляційним чи фрактальним аналізом. Але варто звернути увагу, що важливу роль відіграють також методи такого інтелектуального аналізу як методи підтримки прийняття рішення (ППР). Їх застосовують для того, щоб лікар, не маючи досвіду інтерпретації вимірних розподілів та їх оцінок за допомогою поляризаційно-кореляційних систем, зміг прийняти до відома надану системою інформацію та сформулювати діагноз з високою достовірністю.

На рисунку 1.14 видно роль підсистеми ППР в формуванні діагнозу лікарем при використанні системи поляриметричної діагностики БШ.

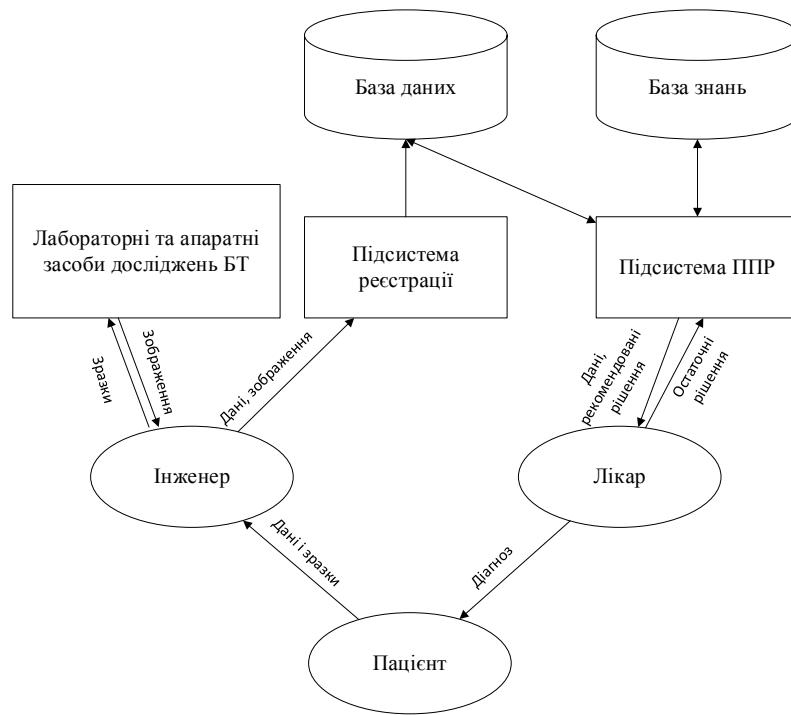


Рисунок 1.14 – Схема діагностичної системи з ППР

Відомі методи ППР наведено на рисунку 1.15. Найбільш затребуваними на сьогодні є методи дискримінантного аналізу, метод дерева рішень, штучні нейронні мережі та нечіткі множини [36].

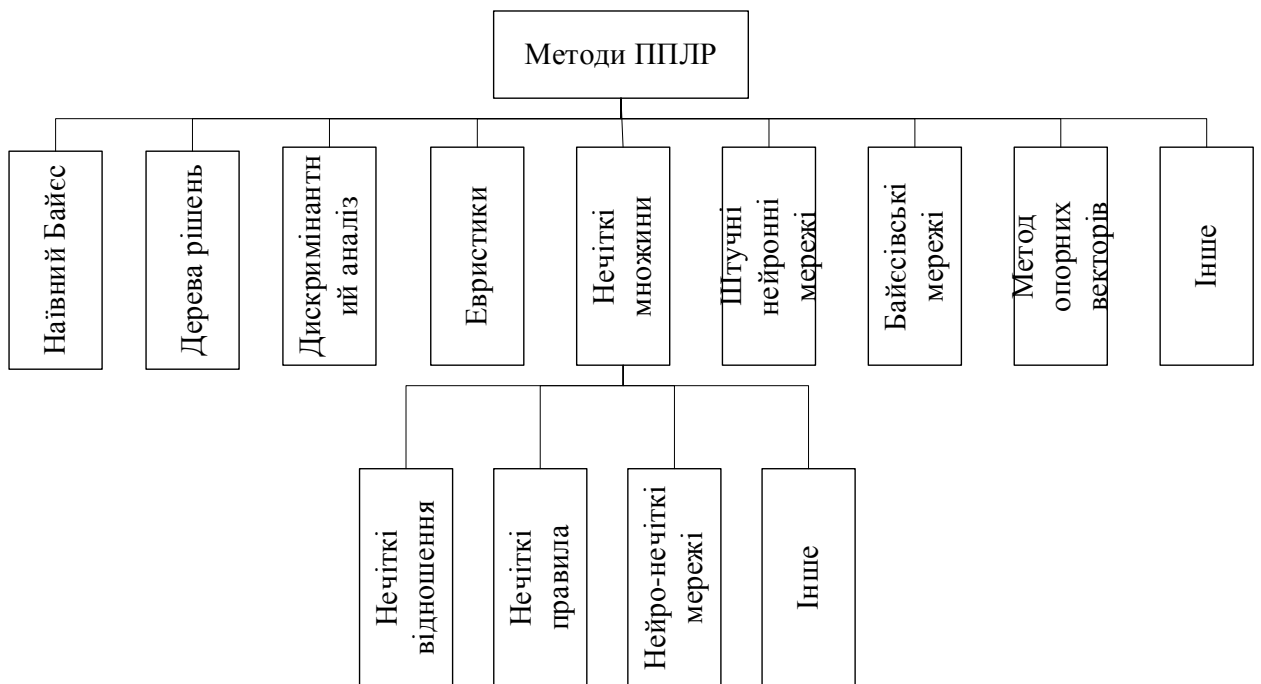


Рисунок 1.15 – Класи відомих методів ППР для діагностичних систем

Дуже популярними є нейронні мережі для класифікації зображень БШ в задачах медичної діагностики. Доцільність їх діагностики обумовлюється наявністю великорозмірної бази даних. Використовують, насамперед, згорткові нейромережі, в структурі яких спостерігається чергування шарів згортки і шарів дискретизації та наявні прошарки звичайної нейромережі. Кожен нейрон отримує вхідний сигнал від попереднього шару. В прихованих шарах є карти ознак з ваговими коефіцієнтами. Шар для обчислення, що міститься за шаром згортки, усереднює обчислене значення та підвибірку. Цим він зменшує розмірність для карти ознак. Приклад нейронної мережі типу «згортка» наведено на рисунку 1.16.

Отже, згорткові мережі зменшують розмірність ознак, необхідних для класифікації зображень. В цьому їх перевага.

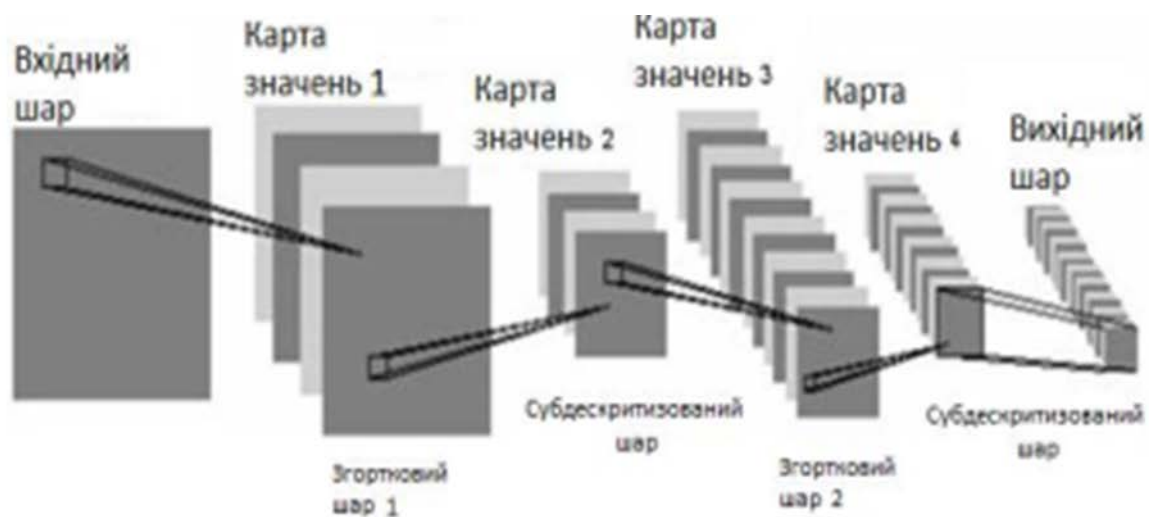


Рисунок 1.16 – Приклад нейронної мережі згорткового типу

В статті [37] описана система для діагностика раку молочних залоз за аналізом мап азимутів та еліптичностей плівок плазми крові, в якій застосовувалась нейромережа типу персептрон. У порівнянні із системою - аналогом достовірність діагностування патологій молочних залоз запропонованою системою [37] зросла в середньому на 3 – 4%. Зазначимо, що дані вектора ознак, які класифікувались, було задано 300 парами векторів «параметри – діагноз. Отримана достовірність діагностики склала 90%.

Отже, в системі, яка розробляється в магістерській роботі, недоцільно використовувати нейронні мережі, бо відсутня велика база даних.

В роботі [38], присвяченій визначенню джонс-матричних зображень та мюллер-матричних зображень(ММЗ) зразку БТ також використовувався класифікатор, побудований на основі дискримінантного аналізу оцінок статистичного аналізу вимірних розподілів. Діагностика фіброаденоми молочних залоз, яка здійснювалась за допомогою системи джонс-матричного картографування, склала 82,7%.

Також в окремих роботах [38] показано можливість застосування методу дерев рішень для класифікації поляризаційних зображень при діагностиці. В методі здійснюють процес рекурсивного розбиття даних на групи. Групи є однорідними і не перетинаються. Модель дерева рішень подають у вигляді графа. До основних недоліків метода дерева рішень відносять нестійкість рішень до змін в тренувальних вибірках, а також висока ймовірність отримання надскладних графів дерева при перенавчанні.

В роботі [39] продемонстровано автоматичне виявлення та кількісна оцінка стану волосяних фолікулів шкіри на основі мюллер-поляриметрії в поєднанні з алгоритмом машинного навчання кластеризації К-середніх. Спочатку використовують матричний мікроскоп Мюллера для вимірювання параметрів анізотропії зрізів тканини шкіри щура з волосяними фолікулами. Потім отримують ММЗ, щоб виявити характеристики подвійного променезаломлення структури волосяного фолікула шкіри. Взавши зображення орієнтаційних параметрів зразка як ідентифікаційні об'єкти, використовують алгоритм кластеризації К-середніх для їх сегментації. Далі виконують обробку шумозаглушення зображення для досягнення автоматичного виявлення структури волосяного фолікула. Після цього проводять комплексну оцінку п'яти індексів, включаючи кількість, площу, положення, довгу вісь і коротку вісь розпізнаних областей (рисунок 1.17). Відповідно до показників, точність ідентифікації кількості волосяних фолікулів зразка 1, зразка 2 та зразка 3 становили 100%, 71,4% та 100% відповідно [39].

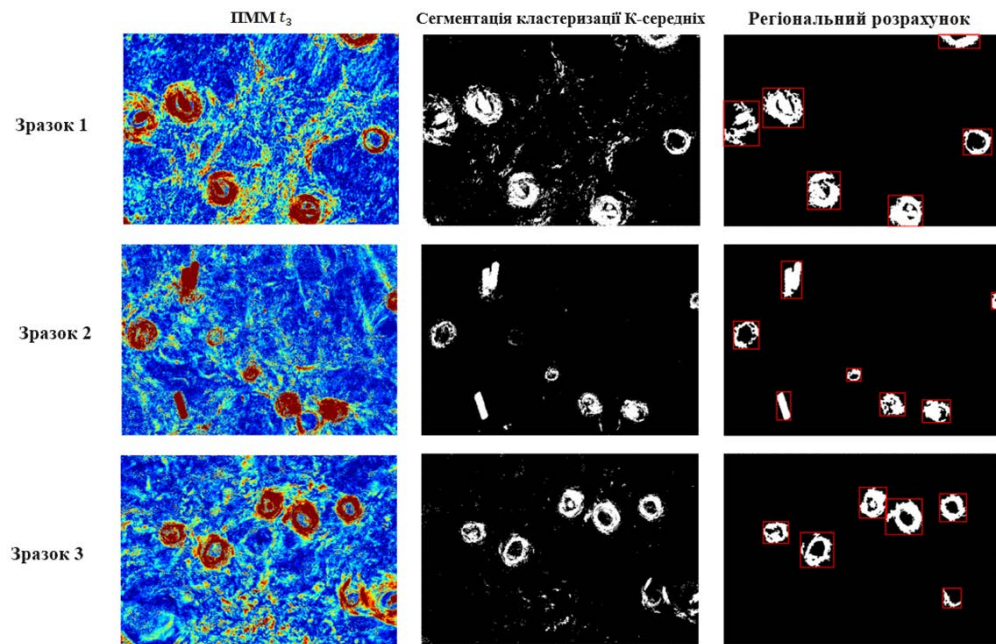


Рисунок 1.17 - Зображення параметра ММЗ, кластеризація і регіональні розрахункові зображення трьох зрізів тканин шкіри щурів

Враховуючи, що діагностичних задачах є багато можливостей отримання неточної та неповної інформації, доцільним є застосування моделей прийняття рішення на основі «нечіткої логіки». З їх допомогою неоднозначні життєві твердження в процесі медичного діагностування» трансформуються в мову чітких формалізмів.

Теорія нечітких множин сприяє розвитку поняття звичайних множин шляхом введення поняття функції належності елемента [40].

Якщо числової послідовність x належить до нечіткої множини Y , то це записують виразом із функцією належності $\mu_Y(x) \in [0;1]$

$$Y = \{ Y = \{ \mu_Y(x), x \} \}. \quad (1.12)$$

За допомогою застосування нечіткої логіки в системі діагностики можна суттєво зменшити вплив похибки вимірювань на постановку діагнозу. Так, в

роботі [41] описано систему для визначення параметрів анізотропії БТ за орієнтаційними та фазовими ММЗ, які підлягають статистичній та кореляційній обробці з наступним застосуванням нечіткої логіки для формування правила ППР. Показано, що достовірність діагностики раку шийки матки за допомогою такої системи з інтелектуальним аналізом вимірних даних склала 92,8%.

Порівняння систем поляризаційно-корелометричної діагностики біологічних тканин

Враховуючи вищенаведену інформацію про найближчі аналоги до системи, яка розробляється в даній роботі, зведемо інформацію про їх характеристики в таблицю 1.1.

Метод вимірювання азимутів та еліптичностей поляризації зразка БШ, його можлива чи неможлива інваріантність до кута повороту зразка, метод застосованого аналізу до вимірних параметрів є основними факторами, які впливають на достовірність діагностики БШ за допомогою «одноточкових» чи «двоточкових» поляризаційних методів.

Із таблиці 1.1 бачимо, що при опроміненні зразку БШ поляризованим світлом з циркулярною поляризацією прямий метод визначення мап азимутів та еліптичностей [21] має перевагу через азимутальну інваріантність перед феноменологічним методом. Іншим чинником можливого підвищення достовірності діагностики в подібних системах є застосування статистичного та кореляційного підходів та методів нечіткої логіки для прийняття рішення [41].

В той же час, «двоточкові» методи корелометричного аналізу [33] навіть без застосування статистичного оцінювання та без методів ППР дозволили отримати високу достовірність діагностики.

Отже, поєднання принципів азимутальної інваріантності, «двоточкового» корелометричного підходу, інтелектуального аналізу даних дозволить розробити систему з розширеними функціональними можливостями і високою достовірністю діагностики БТ.

Таблиця 1.2 - Характеристики систем поляризаційно-корелометричної діагностики БТ

Назва системи	Метод вимірювання поляризаційного параметра	Методи аналізу вимірних параметрів	Інваріантність до кута повороту зразка	Достовірність діагностики БТ
Система азимутально незалежного поляризаційного картографування азимутів та еліптичностей у відбитому світлі [21]	Прямий метод вимірювання мап азимутів, еліптичностей,	Аналіз відсутній ППР відсутня	Наявна	88% (діагностика міокарда)
Інтелектуалізована система поляризаційного картографування БТ [41]	Феноменологічний метод	Статистичний та кореляційний аналіз ППР на основі нечіткої логіки	Відсутня	92,8% (діагностика раку шийки матки)
Система корелометричної поляризаційної діагностики [33]	Феноменологічний метод	Відсутній аналіз Відсутня ППР	Наявна	85% (діагностика міокарда)

Висновки до розділу 1

Проаналізовано методи «одноточкового» та «двоточкового» поляризаційного картографування зображень БШ. Встановлено ключовий вплив інваріантності до повороту зразку відносно опромінюючого променя на достовірність зазначених методів.

Показано доцільність поєднання функцій вказаних методів в сукупності з методами інтелектуального аналізу в системі поляризаційної лазерної діагностики БШ для підвищення достовірності діагностики БШ.

2 УДОСКОНАЛЕННЯ МЕТОДУ ТА АРХІТЕКТУРИ СИСТЕМИ ПОЛЯРИЗАЦІЙНОЇ КОРЕЛОМЕТРИЧНОЇ ДІАГНОСТИКИ БІОЛОГІЧНИХ ТКАНИН

2.1 Удосконалений азимутально незалежний метод поляризаційно корелометричного вимірювання параметрів анізотропії БТ

За результатами проведеного аналізу сучасних методів поляризаційної діагностики встановлено, що функціональні можливості розроблюваного методу повинні забезпечувати вимірювання таких параметрів:

- двовимірних розподілів мап азимутів поляризації зображень БШ;
- двовимірних розподілів мап еліптичностей поляризації зображень БШ;
- двовимірних розподілів комплексного ступеня взаємної поляризації.

Крім того, необхідно, щоб вимірювання були азимутально-незалежними, тобто точність вимірювання повинна бути азимутально інваріантною по відношенню до опромінюючого біологічну тканину лазерного пучка.

Щодо вимог до самої біологічної тканин, то досліджувані зразки мають бути попередньо підготовлені лікарем у вигляді заморожених гістологічних зрізів біологічних тканин і зберігатись в холодильній камері. Гістологічні зрізи не повинні бути фарбованими чи парафінізованими, тобто використовують для досліджень лише нативні зразки гістологічних зрізів. Інша вимога до зразків полягає в тому, що їх геометрична товщина складає до 10-20 мм, а оптична товщина, яка узгоджується з коефіцієнтом екстинції, повинна бути $\leq 0,1$. В такому разі можна говорити про можливість проведення достовірної діагностики, оскільки враховані процеси за умов одноразової взаємодії фотонів з біологічним об'єктом.

При вимірюванні азимутів та еліптичностей поляризації БШ можна опиратись на феноменологічний метод вимірювання, який передбачає вимірювання розподілів параметрів вектора Стокса. За формулами (1.6) та (1.7) можна обчислювати азимути $\alpha(x, y)$ та еліптичності $\beta(x, y)$.

Але варто врахувати результати досліджень, наведені в роботі [8]. В ній наводяться приклади вимірних мап азимутів та еліптичностей для гістологічних зрізів міокарда, що належать відповідній групі пацієнтів, при різних станах поляризації опромінюючого пучка (рисунок 2.1).

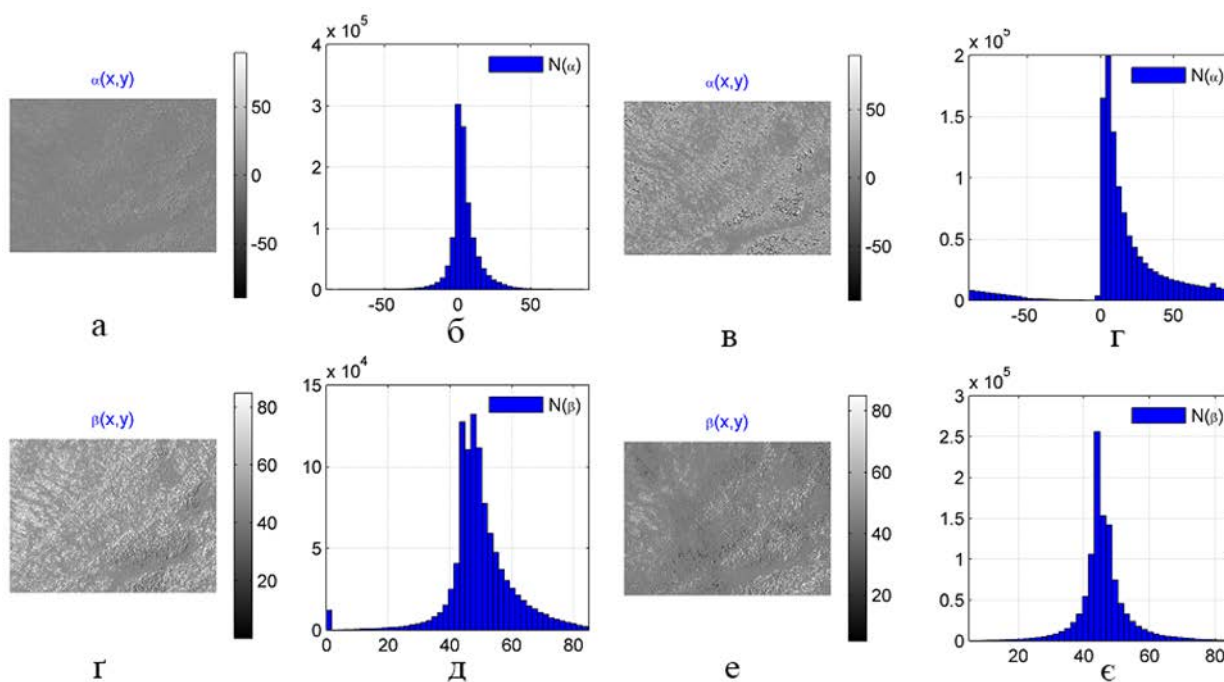


Рисунок 2.1 – Приклади мап азимутів та еліптичності БШ міокарда при різних азимутах повороту зразку

На рисунку 2.1 (а), (г) азимуту повороту досліджуваного зразку становлять $\alpha^* = 0^\circ$ для випадків розподілів мап азимутів та мап еліптичностей поляризації зображення БШ міокарда. На рисунку 2.1 (в), (е) азимуту повороту досліджуваного зразку становлять $\alpha^* = 45^\circ$ для випадків розподілів мап азимутів та мап еліптичностей поляризації зображення БШ міокарда. Отже, відмінності у розподілах одного й того ж параметра поляризації для одного й того ж досліджуваного об'єкта свідчить про наявність залежності від умов проведення експерименту, тобто про неінваріантність застосованого методу вимірювання від кута повороту зразка відносно напрямку вхідного лазерного пучка.

Для того, щоб усунути цей фактор скористаємось результатами роботи [42]. З цієї роботи слідує, що лише при умові використання правоциркулярного або лівоциркулярного лазерного поляризованого пучка в якості пучка, яким зондують біологічний зразок, можна отримати інваріантні мапи азимутів та еліптичностей його зображень. Отже, феноменологічний метод вимірювання азимутально інваріантних мап азимутів та еліптичностей зображень БШ повинен включати тип циркулярний тип опромінюючого пучка.

З іншого боку, в розділі 1 вказано, що при вимірюванні комплексного ступеня взаємної поляризації зображень БШ за формулами (1.11) теж отримуємо азимутально інваріантні розподіли вимірюваних параметрів до повороту зразка відносно напрямку опромінення. Саме ця властивість розподілів КСВП становить основну перевагу групи «двоточкових» методів поляризаційної діагностики БШ.

Крім того, розвиваючи теоретичні основи методів азимутально-інваріантної діагностики на основі КСВП, було визначено в роботах [33] дійсну та уявну частини параметра КСВП, елементи розподілу якого в загальному випадку були комплексними числами.

Так, дійсна $\text{Re}(V(x_1, x_2))$ та уявна $\text{Im}(V(x_1, x_2))$ частини параметру КСВП, обчисленого за формулою (1.11), можуть бути визначені за формулами

$$\text{Re}(V(x_1, x_2)) = \frac{(I_x(x_1)I_x(x_2) - I_y(x_1)I_y(x_2))^2 + 4I_x(x_1)I_x(x_2)I_y(x_1)I_y(x_2)\cos(\delta_2(x_2) - \delta_1(x_1)))}{(I_x^2(x_1) + I_y^2(x_1))(I_x^2(x_2) + I_y^2(x_2))},$$

$$\text{Im}(V(x_1, x_2)) = \frac{4I_x(x_1)I_x(x_2)I_y(x_1)I_y(x_2)\sin(\delta_2(x_2) - \delta_1(x_1))}{(I_x^2(x_1) + I_y^2(x_1))(I_x^2(x_2) + I_y^2(x_2))},$$

де x_1, x_2 – координати двох різних точок; $I_x(r), I_y(r)$ – значення інтенсивностей

п
о
л
я
р
В
з
а
ц
і
й

Відомо, що маючи дійсну та уявну частину комплексного числа, можна обчислити його модуль та фазу.

Отже, модуль КСВП можна обчислити за формулою

$$|V(x_1, x_2)| = (\operatorname{Re}(V(x_1, x_2)))^2 + (\operatorname{Im}(V(x_1, x_2)))^2; \quad (2.3)$$

$$\psi(x_1, x_2) = \operatorname{arctg}(\operatorname{Im}(V(x_1, x_2)) / \operatorname{Re}(V(x_1, x_2))). \quad (2.4)$$

Додаючи до азимутально інваріантного методу вимірювання параметрів поля розсіяного зразком випромінювання ще методику вимірювання модуля та фази КСВП, отримаємо удосконалений метод з розширеними можливостями.

Отже, суть удосконаленого азимутально інваріантного методу поляризаційно- корелометричної діагностики БТ можна описати такою послідовністю дій.

1. Формуємо циркулярно поляризований лазерний пучок на визначеній довжині хвилі, наприклад, 0,632мкм, яким опромінюємо досліджуваний біологічний шар.

2. Встановлюємо азимут аналізатора по черзі за величинами шести значень $\gamma = 0; 90; 45; 135; \otimes; \oplus$ (де \otimes – права циркуляція, \oplus – ліва циркуляція) та реєструємо за допомогою камери відповідні поляризаційно відфільтровані розподіли шести інтенсивностей $I_\gamma^\otimes(m, n)$.

3. Визначаємо параметри вектора Стокса пропущеного через зразок випромінювання за формулами:

$$\begin{aligned} S_2^\otimes(m, n) &= I_0^\otimes - I_{90}^\otimes, \\ S_3^\otimes(m, n) &= I_{45}^\otimes - I_{135}^\otimes, \\ S_4^\otimes(m, n) &= I_\otimes^\otimes - I_\oplus^\otimes. \end{aligned} \quad (2.5)$$

4. Обчислюємо азимутально незалежні величини елементів мап азимутів $\alpha(m, n)$ та еліптичностей $\beta(m, n)$ за формулами:

$$\alpha(m,n) = 0,5 \arctg(S_3^{\otimes}(m,n) / S_2^{\otimes}(m,n)),$$

$$\beta(m,n) = 0, \arcsin(S_4^{\otimes}(m,n)).$$
(2.6)

5. Обчислюємо елементи мапи фазових зсувів $\delta(m,n)$ за формулою:

$$\delta(m,n) = \arctg\left(\frac{\text{tg}(2\beta(m,n))}{\text{tg}(\alpha(m,n))}\right).$$
(2.7)

6. Встановлюємо кути повороту лінійного аналізатора вхідного поляризаційного опромінювача по черзі $\theta = 0; 90$ та реєструємо за допомогою камери відповідні поляризаційно відфільтровані розподіли двох видів інтенсивностей $I_x(r)$ та $I_y(r)$, де r – номер точки пікселя зображення розмірністю $(m \times n)$.

7. Ввівши певні позначення,

$$A(r_1, r_2) = (I_x(r_1)I_x(r_2) - I_y(r_1)I_y(r_2))^2,$$

$$B(r_1, r_2) = 4I_x(r_1)I_x(r_2)I_y(r_1)I_y(r_2),$$

$$C(r_1, r_2) = (I_x^2(r_1) + I_y^2(r_2))(I_x^2(r_1) + I_y^2(r_2)),$$
(2.8)

н

а

д

е

н

о

е

м

в

ф

д

р

2.2 Методи інтелектуального аналізу виміряних мап

Відомо, що біологічні тканини та відповідно двовимірні розподіли їх поляризаційних параметрів за своєю природою є неоднорідними, тобто змінюються від точки до точки. Такі об'єкти традиційно можна описувати у вигляді розподілів або гістограм та статистичних числових характеристик.

Е

М

В

Е

Д

у

Е

q

и

а

Тому далі до вимірних двовимірних розподілів азимутально інваріантних параметрів (умовно позначимо розподіл як $\nu(i, j)$) застосуємо статистичний аналіз, щоб отримати по 4 числові характеристики для кожного розподілу у вигляді наборів їх статистичних моментів 1-го – 4-го порядків [3-5, 8].

Оцінка першого статистичного моменту розподілу $\nu(i, j)$ сприймається як середнє значення по цьому розподілу

$$M_1 = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^m \sum_{j=1}^n \nu(i, j).$$

Оцінка другого статистичного моменту розподілу $\nu(i, j)$ фактично виражає його дисперсію

$$M_2 = \sqrt{\frac{1}{mn} \sum_{i=1}^m \sum_{j=1}^n (\nu(i, j))^2}. \quad (2.11)$$

Маємо обрахунок оцінки асиметрії (статистичний момент 3-го порядку) розподілу $\nu(i, j)$ у вигляді

$$M_3 = \frac{\sum_{i=1}^m \sum_{j=1}^n (\nu(i, j))^3}{mn(M_2)^3}. \quad (2.12)$$

Коефіцієнт ексцесу характеризує крутизну кривої розподілу у порівнянні з нормальною кривою.

Визначається ексцес як оцінка статистичного моменту 4-го порядку розподілу

$$M_4 = \frac{\sum_{i=1}^m \sum_{j=1}^n (\nu(i, j))^4}{mn(M_2)^4}. \quad (2.13)$$

Результат статистичного аналізу вимірюного двовимірного розподілу азимутів та еліптичностей поляризації зображення здорової тканини міокарду, зображених на рисунку 2.1 та на рисунку 2.2, показано в таблиці 2.1 [8].

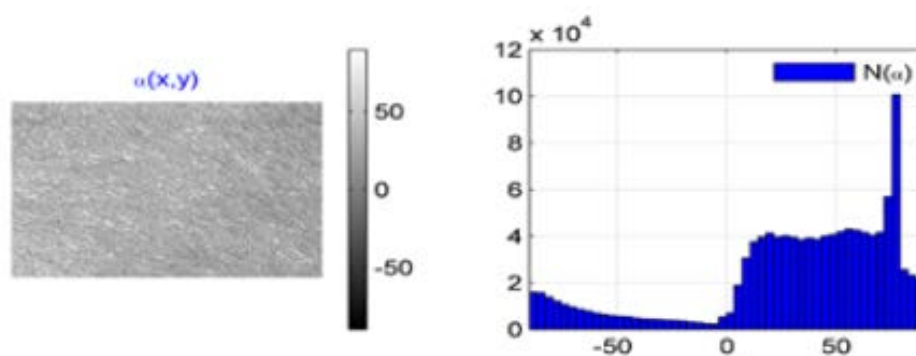


Рисунок 2.1 – Мапа азимутів здорової тканини міокарду

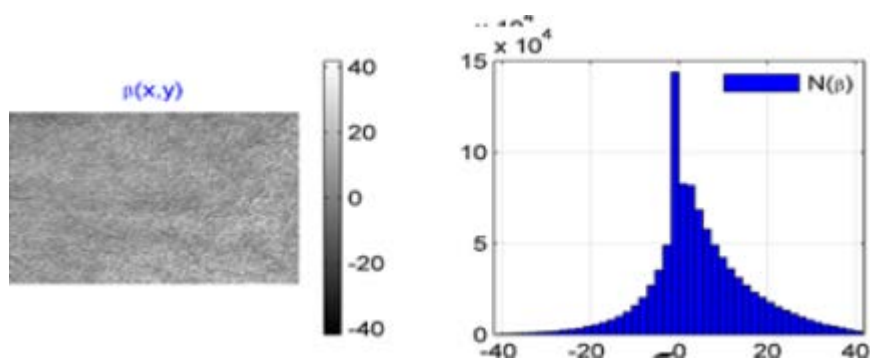


Рисунок 2.2 – Мапа еліптичностей здорової тканини міокарду

Таблиця 2.1 – Приклад обрахованих оцінок статистичних моментів для мап азимутів та еліптичностей здорової тканини міокарда [8]

M_i	Азимут	Еліптичність
M_1	0,68	0,08
M_2	0,21	0,14

M_3	1,89	0,26
M_4	0,77	0,43

Аналіз таблиці 2.1 показує, що 4 оцінки статистичних моментів є числами, якими можна описувати виміряні мапи для їх подальшого розпізнавання при проведенні діагностики. Їх можна збирати у вектор по 4 елементи для кожного виміряного розподілу або у вектор із 16 елементів за виміряними азимутально незалежними розподілами азимутів, еліптичностей поляризації, модуля КСВП, фази КСВП.

Наприклад, для виміряної азимутально інваріантної мапи азимутів маємо вектор ознак у вигляді

$$FV(\alpha(m \times n)) = [M_1(\alpha) \quad M_2(\alpha) \quad M_3(\alpha) \quad M_4(\alpha)] \quad (2.14)$$

Тоді для всіх вимірних параметрів маємо інший вектор ознак

$$FV(\alpha, \beta, |V|, \psi) = (M_1(\alpha) \quad M_2(\alpha) \quad M_3(\alpha) \quad M_4(\alpha) \quad M_1(\beta) \quad \dots \quad M_4(\psi)). \quad (2.15)$$

В той же час, потрібно вказати, що якщо визначені оцінки будуть характеризувати певні класи діагнозів при проведенні діагностики, то вони будуть містити значення оцінок з урахуванням їх середньоквадратичної похибки, тобто у вигляді, наприклад, $M_1(\alpha) = 0,89 \mp 0,005$.

Подальший інтелектуальний аналіз розподілів поляризаційно-кореляційних параметрів досліджуваних БШ повинен передбачати розробку вирішальних правил підтримки прийняття рішення щодо рекомендованого лікарем діагнозу. При цьому треба врахувати, що ці правила мають прийматись в умовах апріорної невизначеності, яка пов'язана із певною неточністю вхідних даних, що може обумовлювати можливі ризики від недостовірних рішень лікаря.

Це можна усунути, якщо застосувати методи штучного інтелекту на основі правил нечіткої логіки. Вони засновані на нечітких множинах, а для опису вирішальних правил використовують лінгвістичні змінні.

Якщо маємо множину X , яка визначає набір значень вхідних параметрів системи, то нечітка множина A може бути визначеною на множині X за допомогою сукупності впорядкованих пар значень $(x, \mu_A(x))$ таким чином:

$$A = \{x, \mu_A(x); x \in X, 0 \leq \mu_A(x) \leq 1\},$$

де $\mu_A(x)$ – функція належності кожного значення x до множини A .

Відомо, що з функцією належності пов'язана наявна відповідність кожному значенню x свого числа з відрізка $[0;1]$.

Найчастіше застосовують такі функції як гауссову, триангулярну, шматково-лінійну, сигмоїдальну в якості функцій належності. Яку конкретно функцію обрати із відомих за функцію належності визначають потребами області дослідження. Це може бути, наприклад, сигмоїда, представлена на рисунку 2.3.

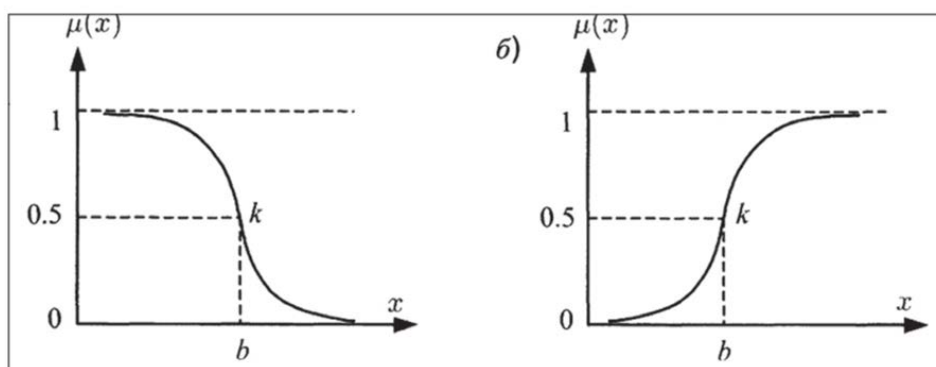


Рисунок 2.3 – Функція належності у вигляді сигмоїди

Можна відмітити наявність декількох відомих варіантів розвитку принципу нечітких множин.

Це, перш за все, нечіткі відношення (fuzzy relations), що ґрунтуються на обчисленні декартового добутку нечітких множин. В результаті маємо базу правил, в якій кожне окреме значення присвоєне конкретній парі з набору значень результатів векторного добутку [53].

Далі важлиим є побудова вирішальних правил, яка може реалізовуватись за побудованими деревами рішень на основі даних. Тоді такі правила будуть розмитими за рахунок обчислення функцій належності нечітких множин до класів. Тут застосовують операції логічної кон'юнкції та диз'юнкції. Всі використовувані параметри поділяють на рівні, наприклад, Н, НС, С, В, ВС, що означає відповідно такі рівні: низький, нижче середнього, середній, вище середнього, високий, вище середнього.

Також відомий так званий нейронечіткий підхід чи нейронні мережі. Вони є комбінацією систем нечіткої логіки на нейромереж. Тут говорять про розробку універсального блоку апроксимації, який дозволяє запитувати інтерпретовані правила.

Є також й інші можливості по побудові та реалізації нечіткої логіки, бо використовується гнучкий математичний апарат, який можна підлаштувати до конкретної задачі. Але це може призводити до необхідності застосування значної апаратурної складності. Вважаючи на цей факт, в даній роботі ми здійснюємо розробку вирішальних нечітких рішень, використовуючи інформативні ознаки у вигляді векторів (2.14) або (2.15).

Тому за правилами нечіткої логіки необхідно далі розробити моделі вирішальних правил, де функції належності вимірних азимутально інваріантних мап повинні вказувати на їх віднесення до виділених функціональних станів в процесі діагностики БШ, наприклад, до класу 1 – «діагноз1», до класу 2 – «діагноз 2».

Тобто необхідно визначити для мап азимутів та еліптичностей поляризації, а також для мап модуля та фази КСВП відповідні функції належності щодо

рекомендованого діагнозу 1 ($\mu_{\alpha}^{diagnoz1}$, $\mu_{\beta}^{diagnoz1}$, $\mu_{\nu}^{diagnoz1}$, $\mu_{\psi}^{diagnoz1}$) та щодо рекомендованого діагнозу 2 ($\mu_{\alpha}^{diagnoz2}$, $\mu_{\beta}^{diagnoz2}$, $\mu_{\nu}^{diagnoz2}$, $\mu_{\psi}^{diagnoz2}$). Здійснювати це потрібно за обрахованими векторами оцінок статистичних моментів 1-го – 4-го порядків відповідних розподілів.

Далі необхідно зробити перевірку умови, яка дозволить сформулювати рекомендований діагноз за максимумом функцій належності у вигляді:

$$\text{якщо } \mu_{\alpha,\beta,\nu,\psi}^{diagnoz1} > \mu_{\alpha,\beta,\nu,\psi}^{diagnoz2}, \text{ то зразок належить класу «діагноз1»,} \quad (2.15)$$

$$\text{якщо } \mu_{\alpha,\beta,\nu,\psi}^{diagnoz2} > \mu_{\alpha,\beta,\nu,\psi}^{diagnoz1}, \text{ то зразок належить класу «діагноз2»}.$$

Отже, додамо до удосконаленого азимутально інваріантного методу поляризаційно- корелометричного вимірювання параметрів мікроскопічних зображень біологічного шару їх інтелектуальний аналіз у вигляді обчислення вектора ознак та на його основі обчислення функції належності на основі нечіткого вирішального правила. Тоді будемо мати азимутально інваріантний метод поляризаційно- корелометричної діагностики біологічних шарів з розширеними функціональними можливостями.

2.3 Розробка архітектури та алгоритму функціонування оптико-електронної системи діагностики БТ за удосконаленим методом діагностики

Для реалізації удосконаленого методу поляризаційно-корелометричної діагностики БШ в даній роботі було розроблено архітектуру системи, наведену на рисунку 2.4 та додатку (рисунок В.1). Архітектура містить вузли та блоки, які дозволяють проводити автоматизовані вимірювання мап азимутів, мап еліптичностей та двовимірних розподілів модуля КСВП та фази КСВП, і становлять вимірювальний канал по функціональному призначенню. Розглянемо його детальніше.

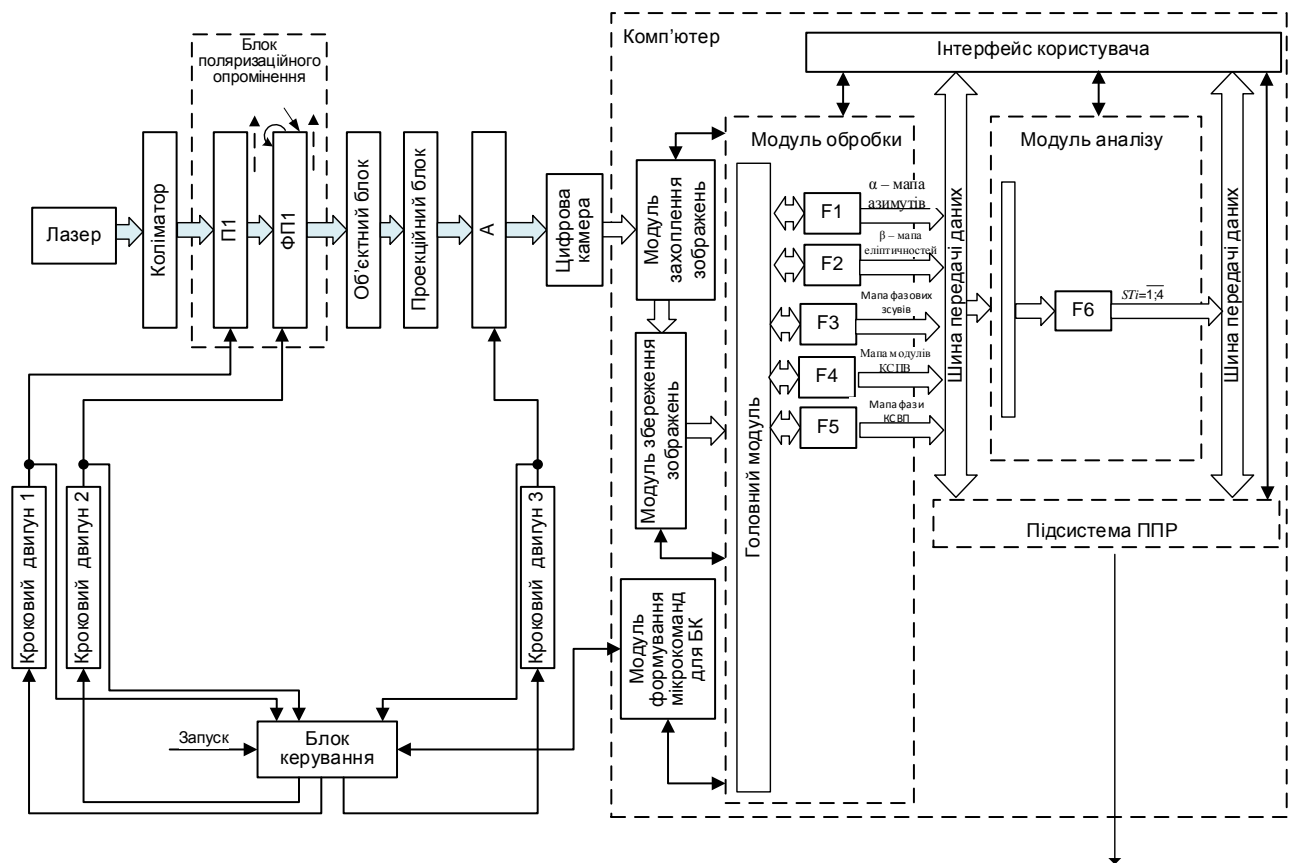


Рисунок 2.4 – Архітектура системи поляризаційної корелометричної діагностики біологічних тканин

До вимірювального каналу належать лазер, вихід якого через коліматор оптично з'єднано з оптичним входом блоку поляризаційного опромінення (БПО), що складається із лінійного поляризатора (П1) та фазової пластинки (ФП1). Вхід блоку БПО з'єднаний оптично з входом лінійного поляризатора, чий вихід пов'язаний із чвертьхвильовою пластинкою Ф1, вихід якої є оптичним виходом БПО. Вихід БПО з'єднаний через зразок, розміщений в об'єктному блоці з оптичним входом проекційного блоку, а його вихід з'єднано з оптичним входом аналізатора, особливістю якого є шестиканальна поляризаційна фільтрація випромінювання, що прийшло на його вхід. Вихід аналізатора оптично зв'язаний із цифровою камерою, з якої передаються зареєстровані зображення до комп'ютера.

Всі блоки вимірювального каналу автоматично керуються сигналами, які поступають з блоку керування. Алгоритм вимірювань подано на рисунку 2.5.

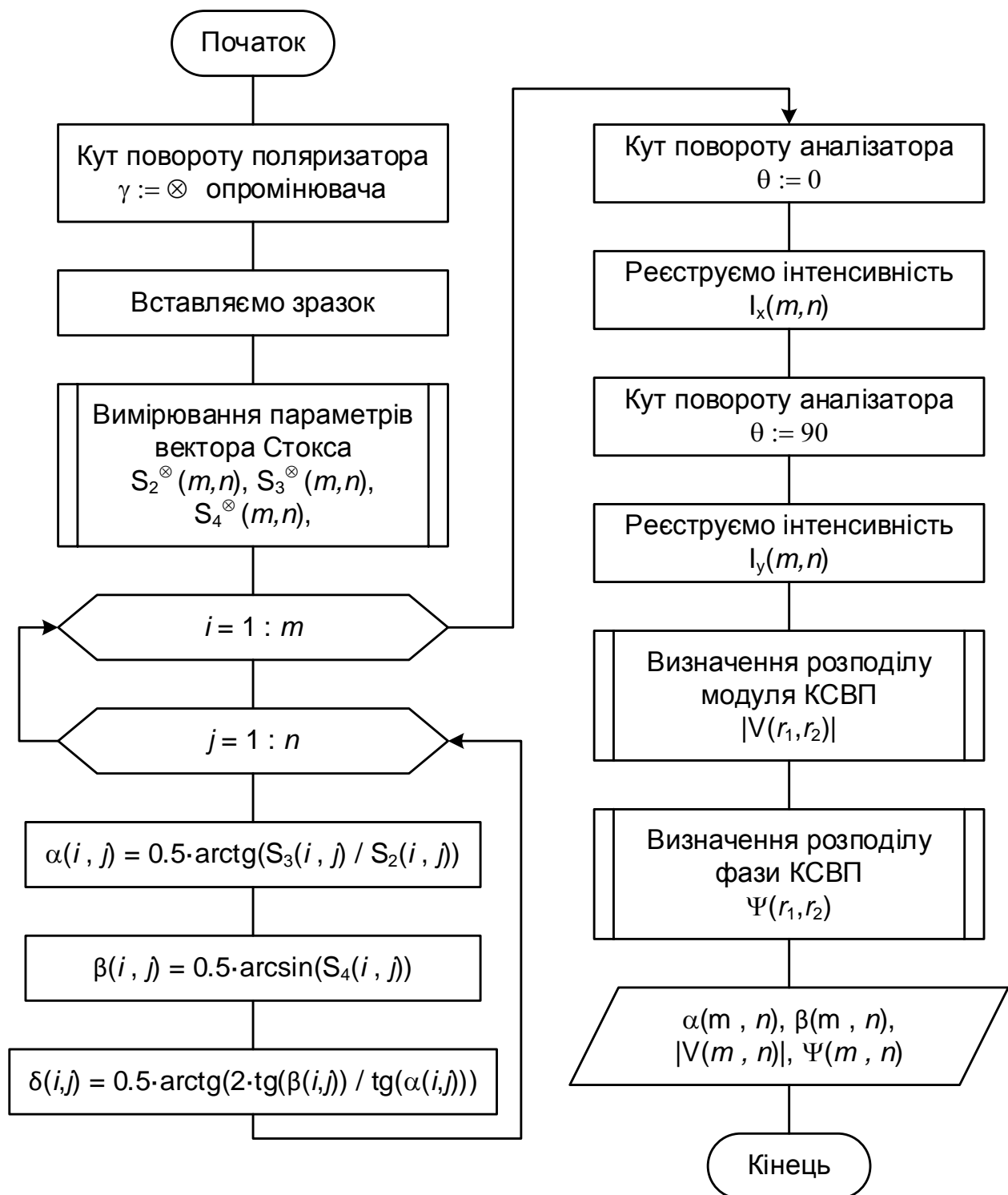


Рисунок 2.5 – Блок-схема вимірювання мапи азимутів, мапи еліптичностей та модуля та фази КСВП зображення БТ в системі

Метод вимірювання, наведений на рисунку 2.5 (додаток В.2), реалізується так в системі, наведеній на рисунку 2.4. Серед основних функцій, необхідних для формування мап азимутів, еліптичностей та фазового зсуву, які показано в блок-схемі алгоритму, належить блок вимірювання трьох параметрів вектора Стокса. Вимірювання реалізують за допомогою шести відфільтрованих поляризаційно розподілів інтенсивностей, отриманих відповідно до блок-схеми алгоритму, наведеної на рисунку 2.6 (додаток В.3).

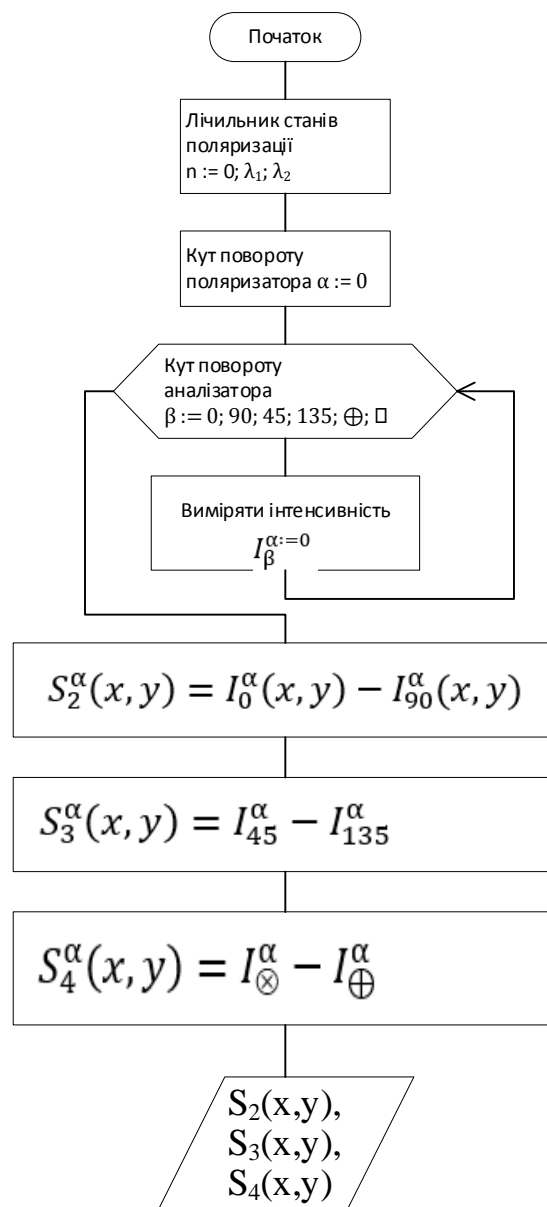


Рисунок 2.6 – Блок-схема вимірювань параметрів вектора Стокса

Іншими блоками в узагальненій блок-схемі алгоритму, які потребують уточнення, є блоки визначення розподілу модуля та фази параметра КСВП, блок-схеми яких наведено на рисунку 2.7 (додаток В.4) та на рисунку 2.8 (додаток В.5)

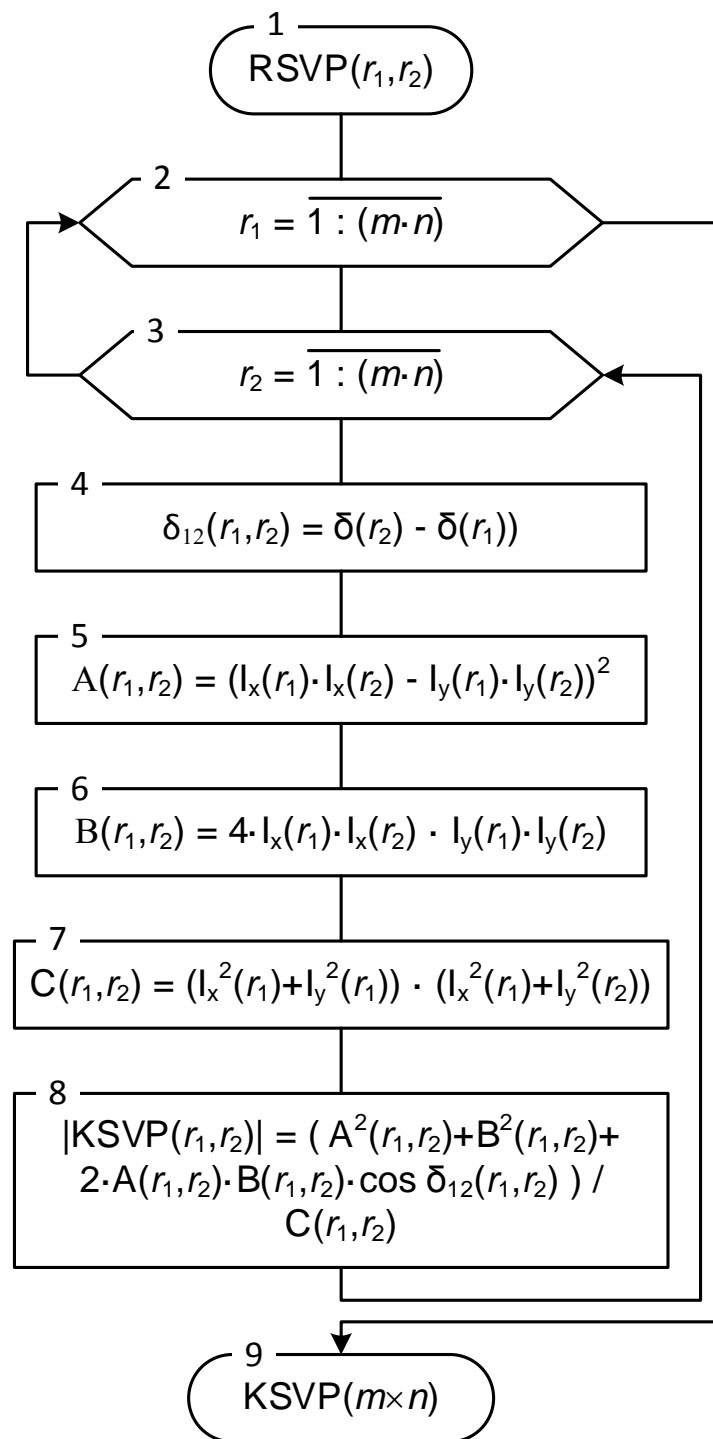


Рисунок 2. 7 – Блок-схема вимірювань модуля КСВП БШ

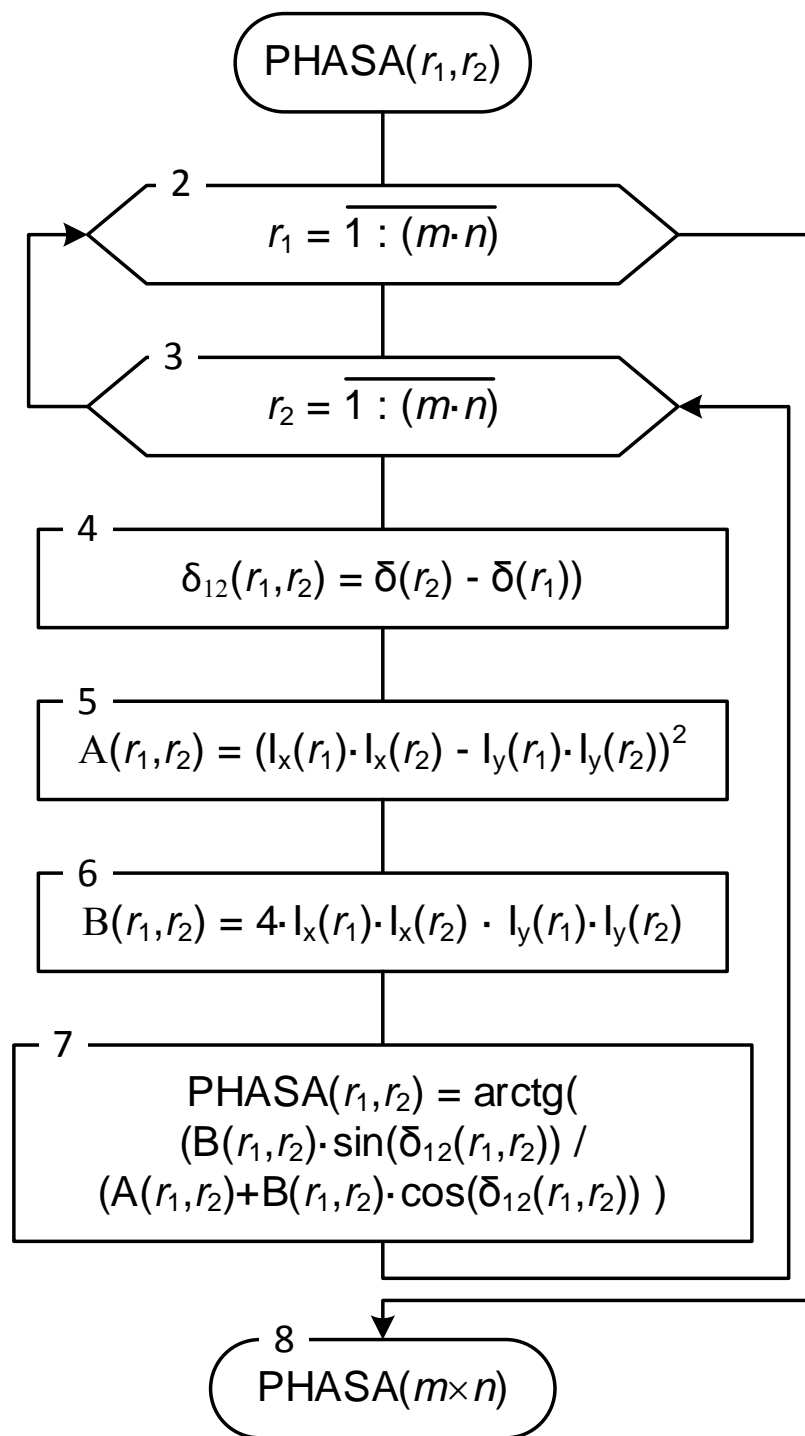


Рисунок 2. 8 – Блок-схема вимірювань модуля КСВП БШ

Основна особливість обчислення розподілів модуля та фази КСВП полягає в тому, що необхідно вимірювати інтенсивності різнополяризованих (по осі абсцис $I_x(r)$ та осі ординат $I_y(r)$) складових за двома координатами точок r_1 та r_2 . Для цього необхідно розвернути двовимірну індексацію двовимірного зображення $I(m, n)$ в одновимірний масив, в якому номер точки в масиві тепер б

у Тому в блок-схемах на рисунку 2.7 та рисунку 2.8 присутні два цикли (зовнішній та внутрішній цикли по змінній r), в яких обираємо дві точки розсіяного поля інформаційного випромінювання, в яких визначають компоненти модуля та фази ступеня кореляції між паралельними компонентами поляризації амплітуди коливань.

м Зазначимо, що необхідний тип поляризації зондуючого пучка встановлюємо за допомогою поворотів лінійного поляризатора та фазової пластинки. Повернувши лінійний поляризатор на кут α_0 та розташували вісь обертання фазової пластинки ФП1 перпендикулярно до осі поляризатора П1, втримуємо необхідний тип поляризації «права циркуляція», який забезпечує в усіх вимірюваннях азимутальну незалежність від кута повороту зразка в об'єктному блоці.

и В комп'ютері містяться програмні модулі, які забезпечують:

с - захоплення зображення та його збереження;

ь - формування мікропрограм для блоку керування системою;

- багатofункціональний модуль обробки, в якому знаходяться функціональні блоки (F1- для визначення мапи азимутів поляризації зображення БШ, F2- для визначення мапи еліптичностей поляризації зображення БШ, F3- для визначення мапи фазових зсувів поляризації зображення БШ, F4- для визначення мапи модуля КСВП зображення БШ, F5- для визначення мапи фази КСВП зображення БШ);

а - блок аналізу, в якому обчислюють оцінки статистичних моментів вимірюваних розподілів азимутів, еліптичностей, фази, модуля та фази КСВП;

$r = \overline{1:mn}$

- модуль підтримки прийняття рішення.

Структурні особливості модуля аналізу вимірних параметрів системи у взаємозв'язку із модулем ППР видно із рисунка 2.9 (додаток В.6)

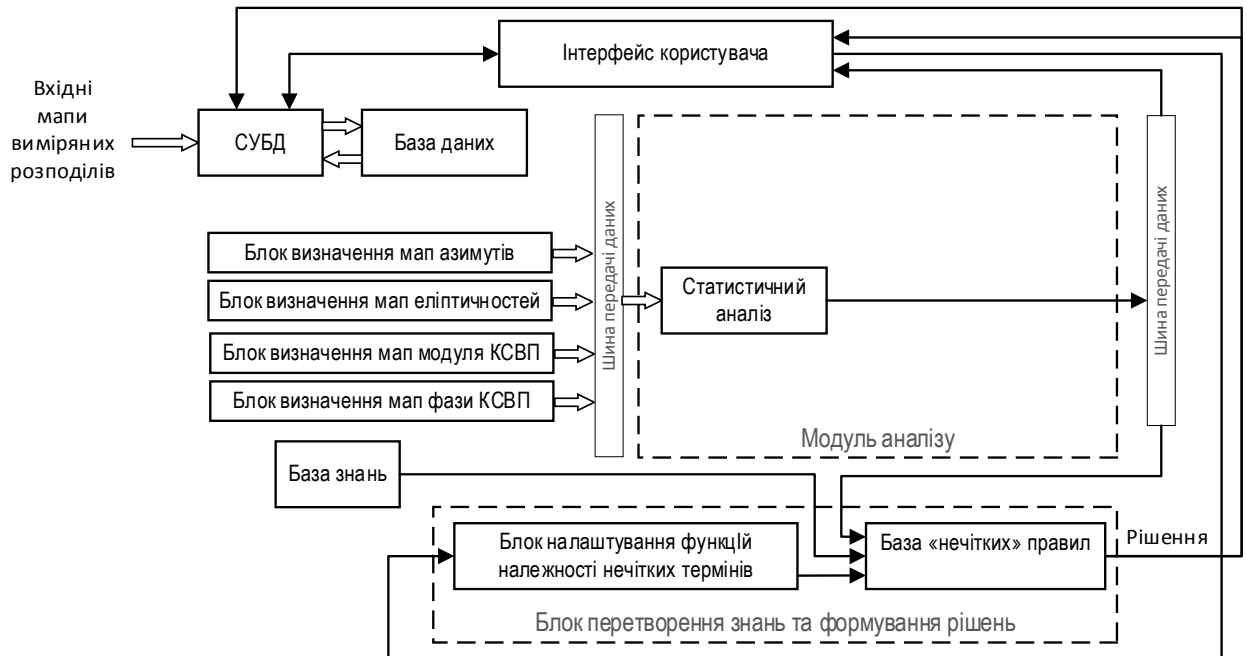


Рисунок 2.9 - Структурна схема модуля аналізу та модуля ППР поляризаційно-корелометричних параметрів зображень БШ

На рисунку 2.9 вхідні дані у вигляді вимірних розподілів заносять до системи управління базою даних (СУБД), яка взаємодіє з базою даних (БД) через інтерфейс користувача.

Модуль статистичного аналізу зв'язаний із його вхідними та вихідними даними через шини передачі даних.

Модуль ППР також включає до своєї структури базу знань, а також класичні блоки налаштування функцій належності нечітких термінів та базу нечітких правил. На його виході формується рішення, яке надається за обраним методом лікарем. Далі лікар може прийняти остаточне рішення, враховуючи за мажоритарним принципом більшості своє остаточне рішення.

До бази знань включено інформативні ознаки для діагностування БШ, в якості яких виступають вектори із оцінок статистичних моментів мап азимутів, мап еліптичностей, мап модуля КСВП, мап фази КСВП відповідно $FV(\alpha(m \times n)), FV(\beta(m \times n)), FV(|V(m \times n)|), F\psi(m \times n)$. Їх подають у термах нечіткої логіки, використовуючи позначення: низький (Н), нижче середнього (НС), середній (С), вище середнього (ВС), високий (В).

Серед можливих варіантів в блоці налаштування функцій належності нечітких термів ми обираємо вид апроксимаційної функції належності. Блок нечітких вирішальних правил містить формули, за якими визначається функція належності зразка БШ до класів «діагноз1» та «діагноз2».

Вирішальні правила на формулювання рішення при конкретних наборах досліджуваних зразків будуть розглядатись в розділі 3.

Для побудови модуля ППР важливим є діаграма прецедентів (рисунок), яка показує набір елементів, дій та поведінки користувача.

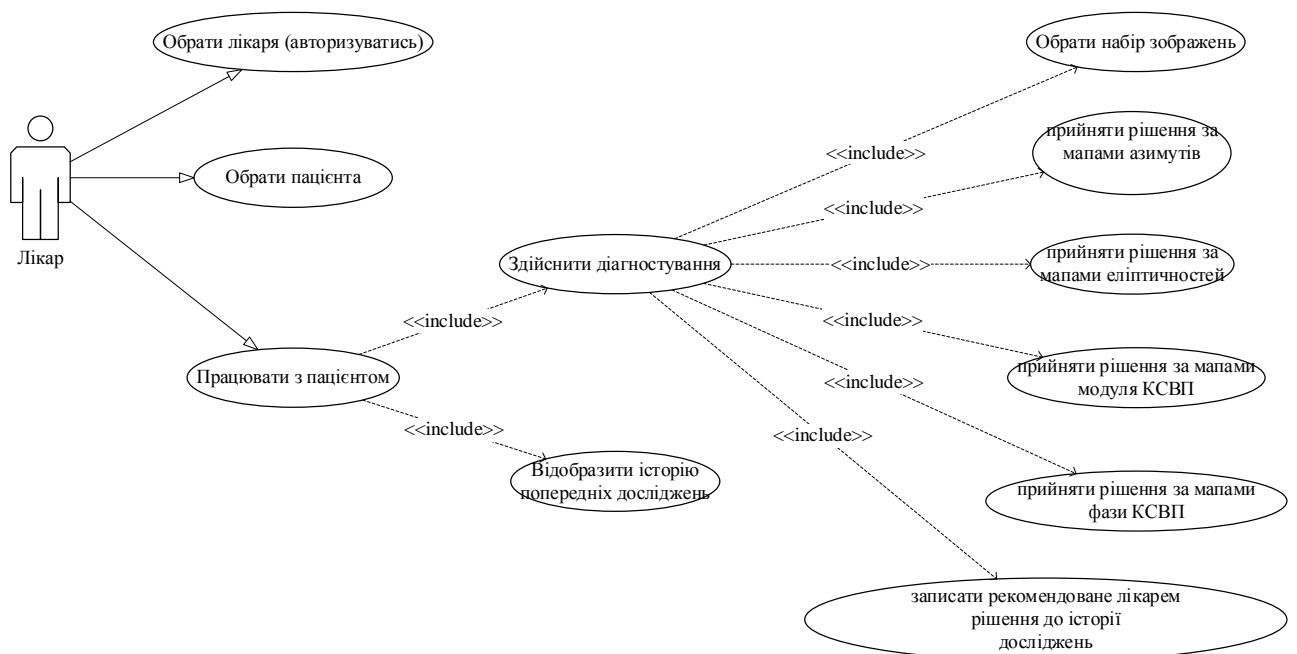


Рисунок 2.10 – Діаграма прецедентів для прийняття рішення

Діаграма прецедентів служить для того, щоб показати відношення між дійовими особами та діями (прецедентами) під час функціонування системи поляризаційного корелометричного діагностування БШ.

Користувачем системи є лікар, який взаємодіє із системою через інтерфейс. Тому тут можлива авторизація лікаря; вибір пацієнта, робота з пацієнтом.

При роботі з пацієнтом лікар обирає набір зображень, це можуть бути мапи: азимутів, еліптичностей, модуля чи фази КСВП. Потім за ними лікар приймає окремі рішення, на основі чого за мажоритарним принципом формулює висновок діагностики. Рішення лікар має записати до бази даних разом з історією досліджень.

На рисунку 2.11 наведено блок-схему роботи програмного забезпечення в системі поляризаційно-корелометричної діагностики БШ.

Експериментальна реалізація наведеної в розділі 2 архітектури системи здійснюється в розділі 3.

2.4 Висновки до розділу 2

В розділі розроблено удосконалений метод діагностики БШ на основі поляризаційно-кореляційного підходу, який має розширені функціональні можливості за рахунок вимірювання мап азимутів, еліптичностей, модуля та фази комплексного ступеня взаємної поляризації зображень БШ.

Розроблена архітектура системи, яка реалізує удосконалений метод. Наведено блок-схеми функціонування вимірювальних блоків та програмних блоків.

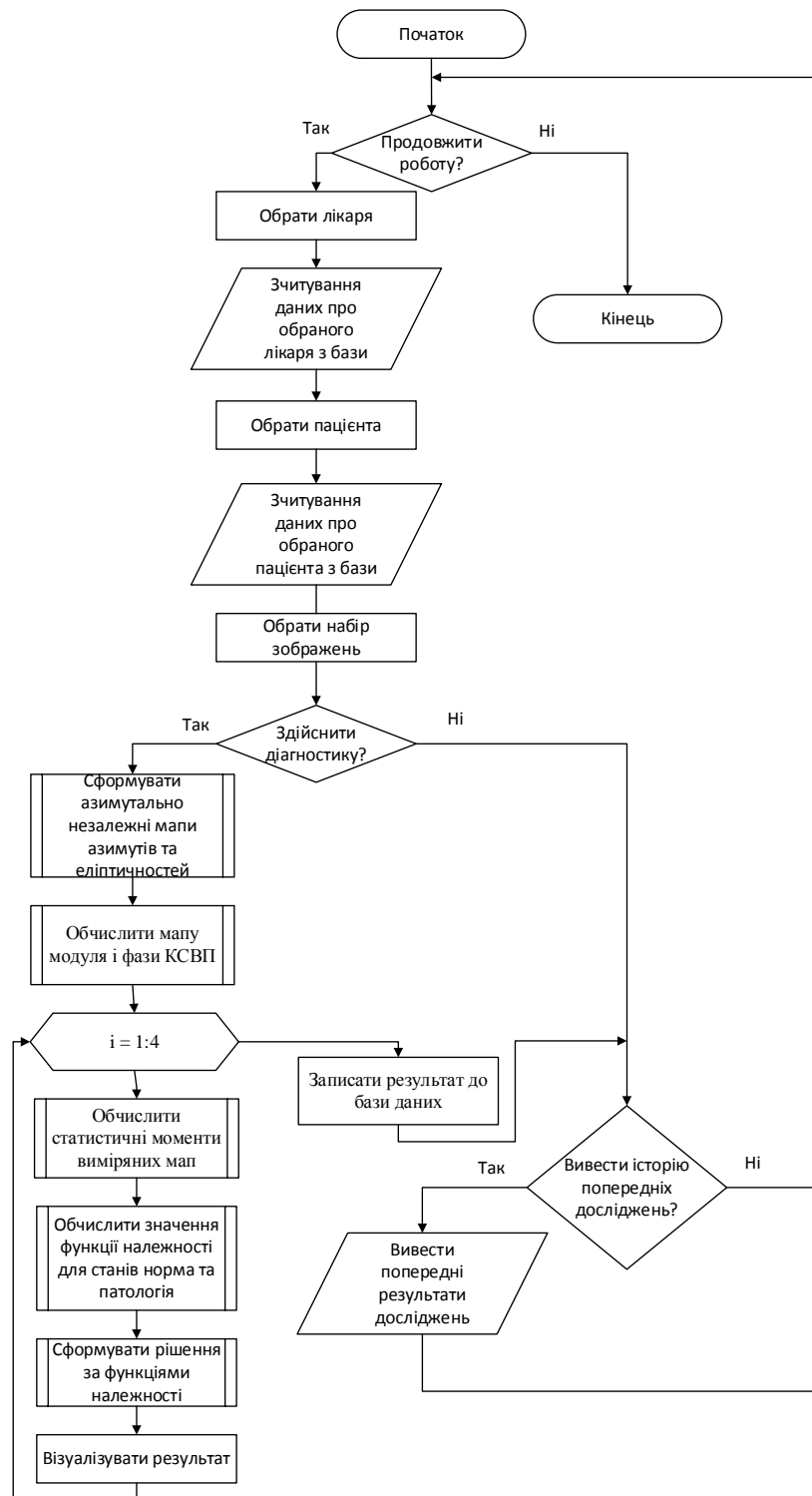


Рисунок 2.11 - Блок-схема роботи модуля аналізу та модуля ППР в системі

3 ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНІ ДОСЛІДЖЕННЯ СИСТЕМИ ПОЛЯРИЗАЦІЙНОЇ КОРЕЛОМЕТРИЧНОЇ ДІАГНОСТИКИ БІОЛОГІЧНИХ ТКАНИН

3.1 Реалізаційні технічні рішення базових оптичних вузлів системи

3.1.1 Реалізація вимірювального каналу системи

Схема архітектурної реалізації системи, яка розроблялась в даній роботі наведена в розділі 2 та в додатку В.1. Практично реалізований макет прототипу даної системи, фото якого подано на рисунку 3.1, був виготовлений на кафедрі БМІОЕС під час виконання державних бюджетних тематик в 2016-2020 роках. Детальний опис цього макету наводиться в статті [43].

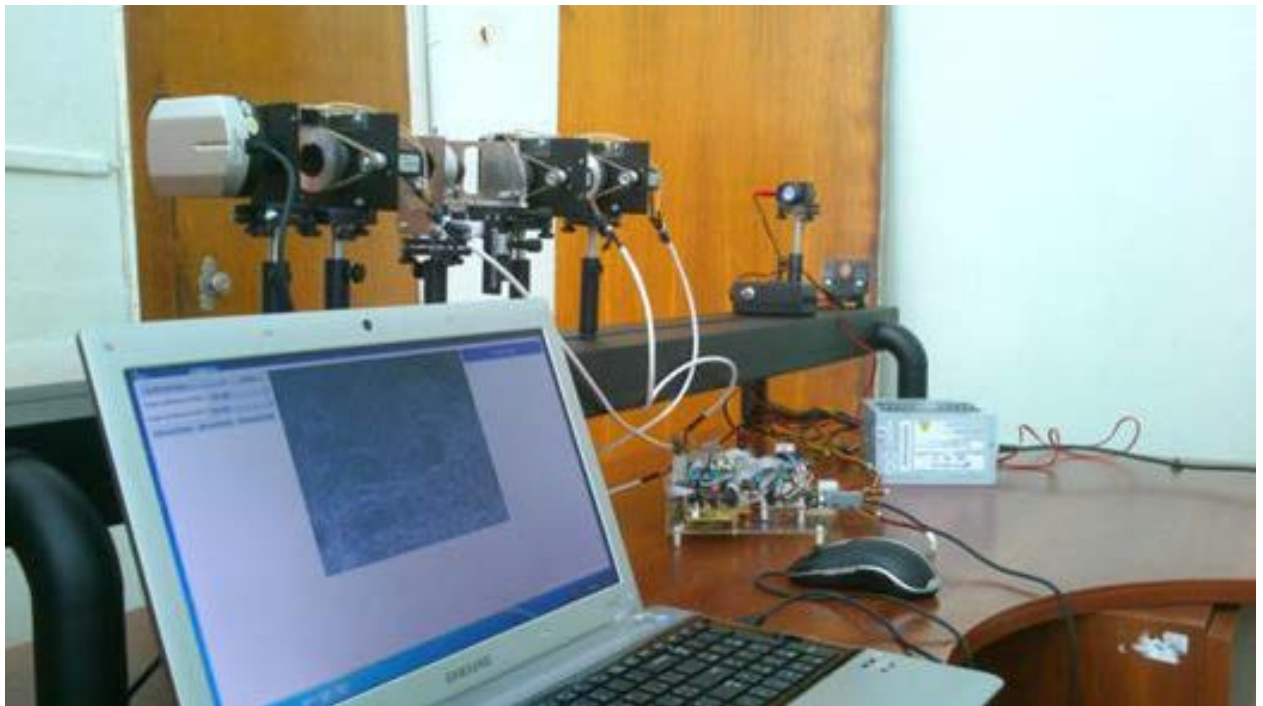


Рисунок 3.1 –Фото макету прототипу системи поляризаціо-корелометричної діагностики БШ [43]

В системі застосовується напівпровідниковий лазер з довжиною хвилі 632 нм, який виконано як лазерний модуль HLDPM12-632. Він зображений на рисунку 3.2, має діаметр пучка після проходження через коліматор $2 \times 10^3 \mu\text{m}$.



Рисунок 3.2 – Лазер HLDPM12-632

Що стосується поляризатора як базового елемента блоку поляризаційного опромінювача, то зазначимо, що дихроїзм наявних поляризаторів є фактором, який обумовлює наявність похибок вимірювань у вимірювальному каналі системи. Ця властивість пояснює різне поглинання світла в залежності від виду поляризації падаючого променя.

При перпендикулярному падінні оптичного пучка на плоский поляризатор, виникає однаковий напрям нормалі хвилі його поляризованих компонент. Тоді до уваги береться тільки поперечний переріз індикатриси поглинання, який ортогональний до вхідної поверхні.

Поперечний переріз буде еліпсом, якщо розглядати загальний випадок. Тоді головні осі еліпса називаються найбільшою W_p і найменшою U_p осями плоского поглинання, а довжини півосей - найбільшим a_{wp} і найменшим a_{up} коефіцієнтом плоского питомого поглинання.

Плоский дихроїзм тоді виражають за різницею ($a_{wp} - a_{up}$), позначають D_p .. Дихроїчне співвідношення обчислюють як відношення

$$R_p = \frac{a_{wp}}{a_{up}}.$$

Широко відомі плівкові поляризатори Н-типу, які являють собою прозорий плоский полімерний матеріал, який пофарбовано речовиною для виникнення дихроїзму плівки.

Під виразом «поляроїд Н-типу» передбачається, що маємо тонку плівку полівінілового спирту. Вона нагрівається та розтягується. Її швидко наносять на підкладку у вигляді ацетату бутирата целюлози, потім наноситься Н-чорнило.

Потім треба плівку висушити та розрізати на шматки потрібних розмірів. Зазначимо, що необхідно контролювати дотримання технологічних умов для того, щоб отримати для плівки високе значення коефіцієнта поглинання k_1 і дуже мале k_2 . Після цього плівку поміщають між захисними пластинками з прозорої пластмаси або скла.

З цих даних видно, що всі три поляроїда Н-типу мають високу поляризаційну здатність P і з великим значенням найбільшого головного коефіцієнта пропускання k_1 в широкому діапазоні довжин хвиль.

Прикладом іншого типу плівкового поляризатора є поляроїд К-типу. Він стійкий до високих температур і високої вологості. Для виробництва цього типу поляроїду відщеплюють певну кількість атомів від атомів спирту в процесі нагрівання при використанні каталізатора. Це етап каталітичної дегідратації. При розтягуванні плівки відбувається певне налаштування по орієнтації довгих ланцюжків молекул. Отриманий матеріал тонкою плівкою наноситься на ацетатобутиратацелюлозну підкладку. Потім його за аналогією з попередньою технологією розміщують між двома захисними скляними або пластмасовими пластинками.

Поляроїди К-типу мають переваги у порівнянні із поляроїдами Н-типу за рахунок більшої стабільності при високих температурах та вологості.

Значно прогресивнішим у порівнянні із двома вищенаведеними

п
о
л
я
р
о
ї

поглинання кристалів має бути паралельна довгій осі. Це обумовлює той факт, що найбільша вісь поглинання плівки паралельна напрямку розтягування.

Поляроїд J-типу, має здатність розсіювати світло, в той час як молекулярні H- і K-поляроїди не мають такої здатності.

Ще є поляроїд L – типу. Він містить багато впорядкованих дихроїчних молекул органічного барвника. Може мати лише одну чорну фарбу або кілька різних барвників. Останні здатні поглинати в різних ділянках видимого спектру. Відношення оптичної щільності для L-поляроїда іноді може мати такі значення, як для H і K – поляроїдів. Саме тому поляроїди L-типу значно рідше варто застосовувати.

Для реалізації лабораторного макету системи були застосовані поляризаційні фільтри типу HRT CIR-PL UV – HOYA 52 мм (рисунок 3.3) в якості поляризатора в блоці поляризаційного опромінювача та в якості аналізатора. В цих же блоках також використовуються фазові чвертьхвильові пластики (рисунок 3.4). Було використано ахроматичні пластинки нульового порядку АРАW[43] з діаметрами 25мм. Особливість пластинок в тому, що вони працюють працюють на декількох довжинах хвиль, в тому числі й на заданій довжині хвилі системи 632 нм.



Рисунок 3.3 – Поляризаційний фільтр

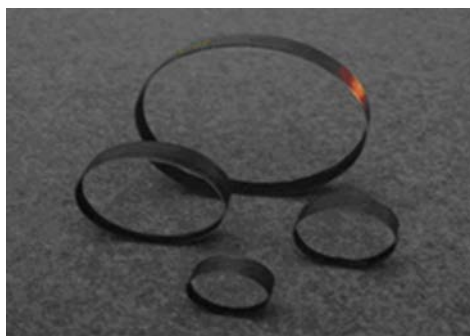


Рисунок 3.4 – Фазова пластинка

Предметний столик, на якому в макеті розташовують скельця з досліджуваними зразками, називаються в системі об'єктним блоком.

Також використовується об'єктив з 4-разовим збільшенням та кутовою апертурою 20° типу Nikon CFI 60 Achromat .

В якості матриці фотоприймачів в системі використана камера типу BW13 SCIENCELAB 1.3MPix. Роздільна здатність камери, поданої на рисунку 3.5. складає $M \times N = 640 \times 480$ пікселів. Загальне керування роботою системи мікроконтролер ATmega 16 восьмибітний із частотою 16 МГц.



Рисунок 3.5 – Цифрова камера

3.1.2 Особливості алгоритмічно-програмної реалізації інтелектуального аналізу вимірних мап

В якості інструменту реалізації програмного забезпечення (ПЗ) для імплементації математичного апарату оброблення, аналізу та підтримки прийняття рішень було обрано об'єктно-орієнтовану мову програмування Java.

Головними причинами використання даної мови в побудові основного супроводжуючого ПЗ для підсистеми підтримки прийняття рішень стали її розповсюдження під відкритою ліцензією, що значно піднімає доступність мови та як результат готового програмного забезпечення, та її широкі функціональні можливості у різних сферах, починаючи з потужного математичного апарату, що забезпечує досягнення високої швидкості та точності роботи блоків аналізу, та закінчуючи різноманітними інструментами для роботи з зображеннями та побудови графічного інтерфейсу.

Так як програмні доповнення, розроблені в межах виконання даної магістерської роботи, тісно пов'язані з уже існуючим програмним забезпеченням для системи, а обрана мова програмування дозволяє повністю вирішити всі поставлені при реалізації додаткових модулів задачі, було прийнято рішення використовувати саме Java.

В результаті розробки та доповнення програмного забезпечення було отримано UML-діаграму класів, і її наведено на рисунку 3. 6. UML-діаграма вказує, що головне керування роботою підсистеми здійснюється за допомогою класу Controller.

Існуючі класи AzimuthAndEllipticity та MullerMatrix було доповнено блоками розрахунку мап модуля КСВП та фази КСВП (лістинг наведено в додатку Г). Для цього спочатку розроблено метод утворення векторів Стокса за допомогою методу stocks, який імплементовано в одному з класів, на основі отриманих зображень розраховані проміжні дані, що дозволили в подальшому використати їх у методах KSVP() та phasa().

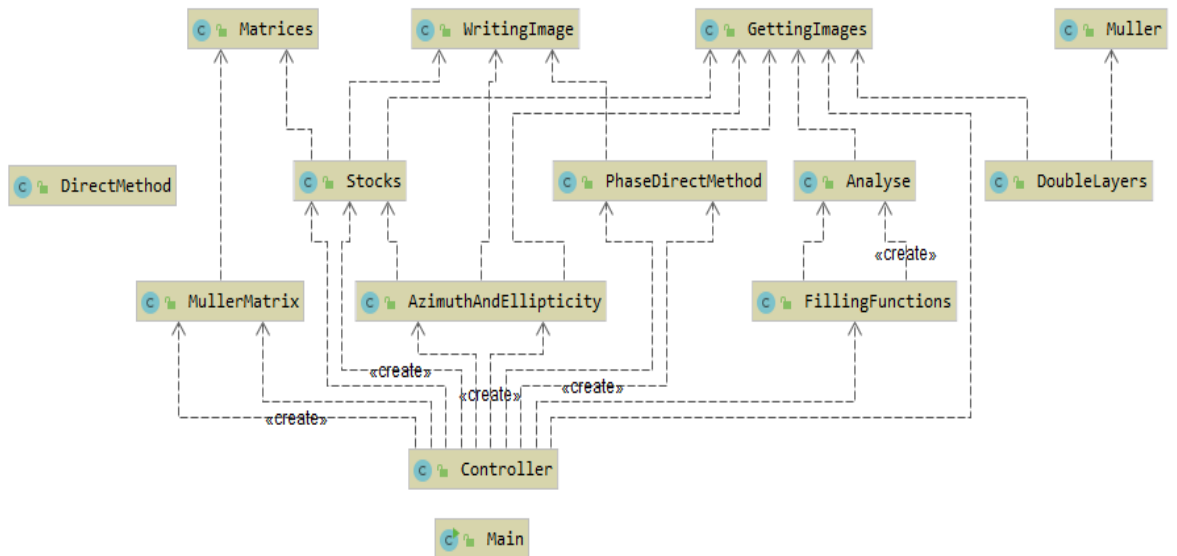


Рисунок 3.6 – UML-діаграма класів програмного забезпечення системи

Побудова цих методів передбачає використання службових класів WritingImages, GettingImages, Matrices для здійснення запису, зчитування зображення та простих математичних дій над матрицями для спрощення структури коду та підвищення легкості його редагування та модифікацій. Також було розроблено спеціальний службовий метод average() для перетворення двовимірної матриці у одновимірну шляхом усереднення по стовпцях. Робота методів повністю основана на математичному апараті, наведеному на рисунках 2.7, 2.8.

Результатом виконання методів KSVP() та phasa() є створення та запис відповідних мап модуля КСВП та фази КСВП, що в подальшому за стандартизованою в межах даної підсистеми процедурою можуть бути оброблені методами аналізу, що в свою чергу може бути використаним для прийняття рішення на основі відповідного нечіткого правила.

Так як клас Analyse передбачає можливість вибору видів аналізу, що застосовуються для обраних зображень, в даному випадку використано тільки розроблений заздалегідь блок статистичного аналізу, що, в свою чергу,

відображається на інтерфейсі користувача та передається у модуль підсистеми підтримки прийняття рішень для розрахунку діагностичного результату.

Аналіз здійснюється на основі отриманих числових характеристик інтенсивності. Результатом роботи статистичного блоку є статистичні моменти 1-4 порядку.

Графічний інтерфейс до роботи ПЗ було розроблено на попередніх етапах, тож наявний інструментарій лише незначно модифікується для можливості виведення додаткового типу зображення та його ознак.

Головною задачею з точки зору побудови ПЗ в даній магістерській роботі є розробка відповідних модулів обчислення мап модуля КСВП та фази КСВП та побудова на їх основі додаткового блоку ППДР, де будуть виведені нові вирішальні правила для діагностування.

3.2 Результати картографування та статистичного аналізу мап азимутів, еліптичностей та КСВП зображень зрізів міокарда при різних фізіологічних станах

В даній роботі були проведені експериментальні дослідження з діагностики захворювань міокарда за допомогою вимірювань двовимірних розподілів азимутально незалежних поляризаційних та корелометричних параметрів поля розсіяного лазерного випромінювання, здійснених розробленою в роботі системою.

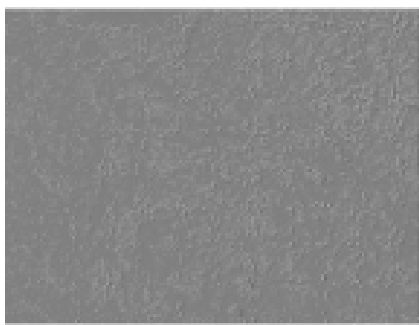
Дослідження проводилось на двох групах зразків гістологічних зрізів міокарда: групи з асфіксією (група1) та групи з інфарктом міокарда (група 2). Така необхідність виникає, наприклад, при проведенні судово-медичної експертизи причин настання смерті.

Суб'єктивний фактор та неспецифічний характер макроскопічних ознак при асфіксії ускладнюють процес диференціації цих діагнозів. Саме тому розвиток додаткових експресних методів поляризаційно-кореляційної діагностики БТ є актуальним.

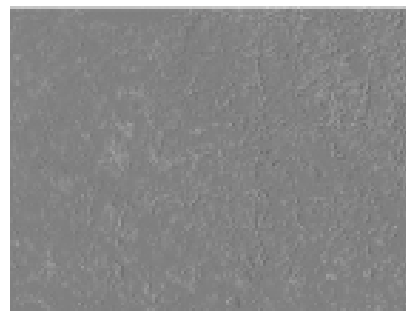
Морфологічні зміни міокарда при асфіксії та інфаркті, які обумовили зміни в білковій структурі тканини міокарда, призвели до відповідних змін в розподілах азимутально незалежних азимутів, еліптичностей, модуля та фази КСВП поляризаційних зображень цієї БТ.

Для проведення диференціальної діагностики за допомогою розробленої системи було сформовано базу зразків гістологічних зрізів міокарда, що налічувала 42 зразки. В групі 1 з діагнозом «асфіксія» було 21 зразок, в групі 2 з діагнозом «інфаркт міокарда» теж було 21 зразок.

Покажемо на рисунку 3.6 приклад отриманого в системі зображення азимутально незалежного азимуту біологічних шарів міокарда, взятих із групи 1 та групи 2. Покажемо на рисунку 3.7 приклад отриманого в системі зображення азимутально незалежної еліптичності біологічних шарів міокарда, взятих із групи 1 та групи 2.

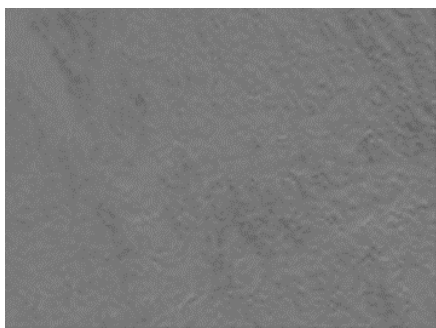


а)

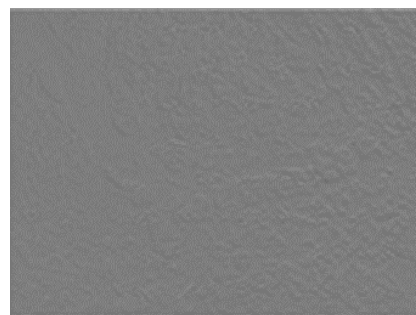


б)

Рисунок 3.6 – Мапа азимутально незалежного азимуту поляризації зображення міокарда при асфіксії (а) та при інфаркті міокарда (б)



а)



б)

Рисунок 3.7 – Мапа азимутально незалежної еліптичності поляризації зображення міокарда при асфіксії (а) та при інфаркті міокарда (б)

В результаті проведення вимірювань за допомогою розробленої системи мап азимутів та еліптичностей зрізів міокарда для всіх зразків обох груп була отримана база відповідних їх зображень. Далі проводилось статистичне оцінювання цих зображень за допомогою відповідного блоку програмного забезпечення, за результатами якого були отримані оцінки статистичних моментів $M_{i=1:4}(\alpha)$, $M_{i=1:4}(\beta)$ розподілів азимутів та еліптичностей. Їх наведемо в таблиці 3.1 та таблиці 3.2 відповідно.

Таблиця 3.1 – Оцінки статистичних моментів розподілів азимуту поляризації зображень зрізу міокарда при асфіксії та інфаркті

Статистичний момент	Асфіксія	Інфаркт міокарда
$M_1(\alpha)$	$0,08 \pm 0,007$	$0,065 \pm 0,006$
$M_2(\alpha)$	$0,16 \pm 0,023$	$0,11 \pm 0,016$
$M_3(\alpha)$	$0,51 \pm 0,069$	$0,58 \pm 0,067$
$M_4(\alpha)$	$0,25 \pm 0,034$	$0,37 \pm 0,044$

Таблиця 3.2 – Оцінки статистичних моментів розподілів еліптичностей поляризації зображень зрізу міокарда при асфіксії та інфаркті

Статистичний момент	Асфіксія	Інфаркт міокарда
$M_1(\beta)$	$0,025 \pm 0,004$	$0,017 \pm 0,008$
$M_2(\beta)$	$0,05 \pm 0,001$	$0,03 \pm 0,012$
$M_3(\beta)$	$1,31 \pm 0,12$	$1,57 \pm 0,125$
$M_4(\beta)$	$1,66 \pm 0,16$	$1,83 \pm 0,12$

Бачимо, що найбільші відмінності в отриманих показниках спостерігаються для оцінок статистичних моментів другого та четвертого порядків азимутів і відрізняються відповідно в 1,38 та 1,47 разів.

Найбільші відмінності в отриманих показниках спостерігаються для оцінок статистичних першого та другого порядків еліптичностей і відрізняються відповідно в 1,47 та 1,8 разів.

В результаті проведення вимірювань за допомогою розробленої системи мап модуля та фази зрізів міокарда для всіх зразків обох груп була отримана база відповідних їх зображень. Покажемо на рисунку 3.8 та на рисунку 3.9 приклади отриманих в системі розподілів модуля КСВП та фази КСВП біологічних шарів міокарда, взятих із групи 1 та групи 2.

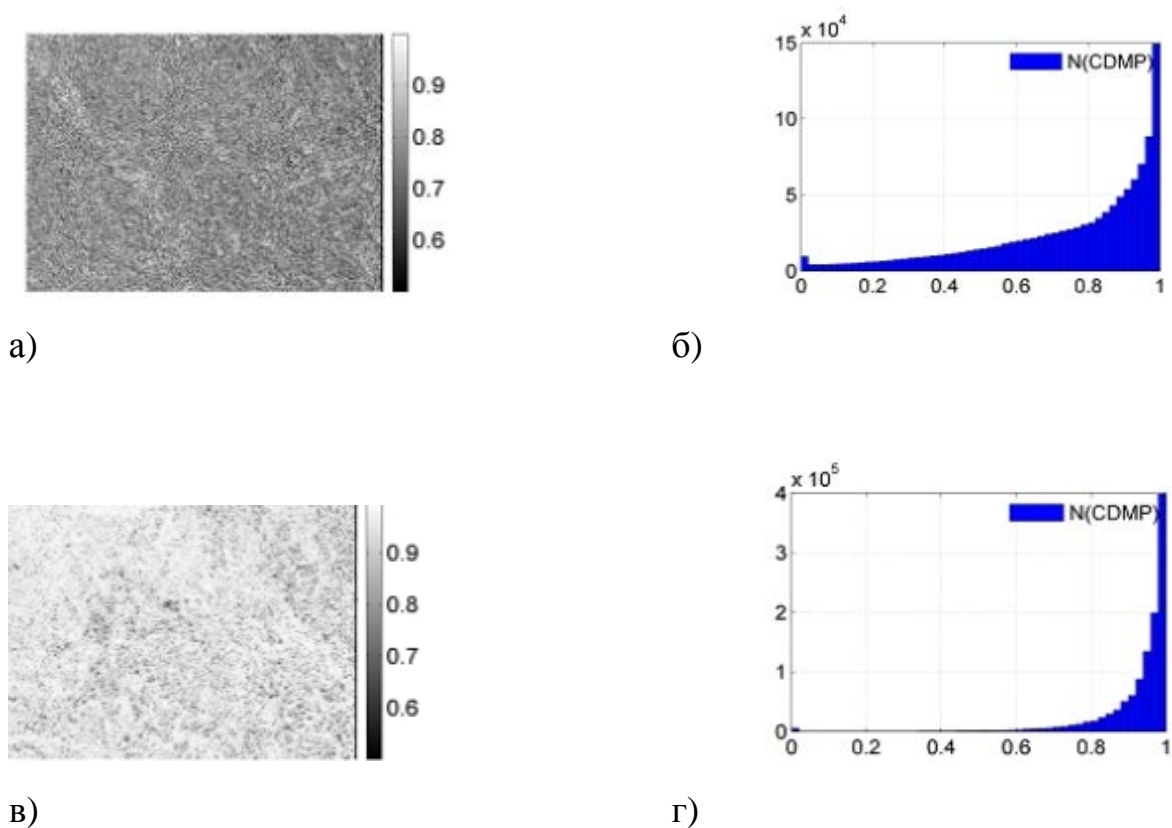
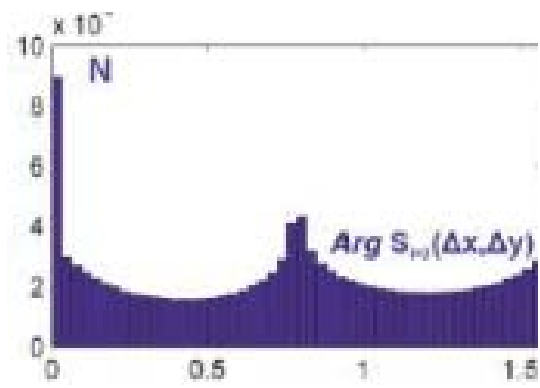
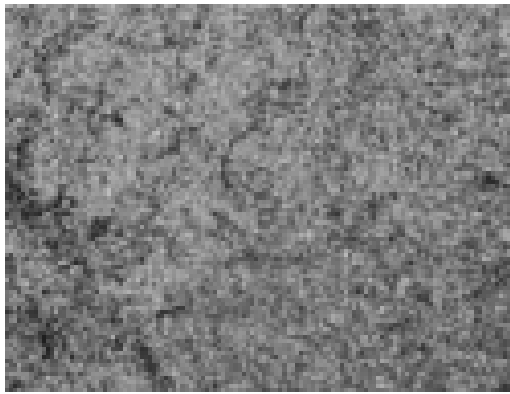
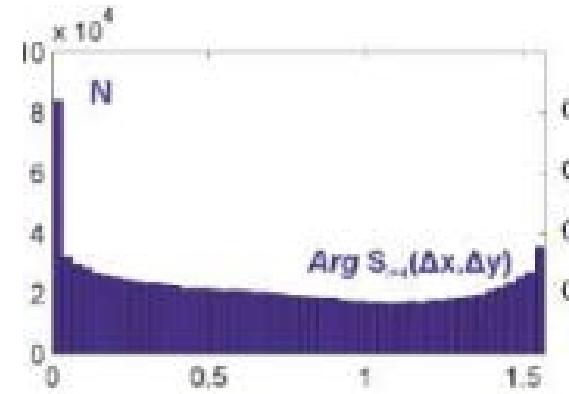
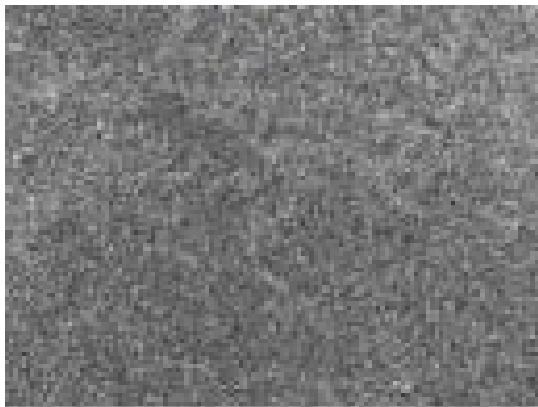


Рисунок 3.8 - Двовимірні розподіли модуля КСВП зразків БШ міокарда та їх гістограми: (а), (б) – при асфіксії; (в), (г) – при інфаркті міокарда



А) фаза СВПА при асфіксії



Б) фаза СВПА при інфаркті міокарда

Рисунок 3.9 - Двовимірні розподіли фази КСВП зразків БШ міокарда та їх гістограми при асфіксії (а); при інфаркті міокарда (б)

Далі проводилось статистичне оцінювання розподілів модуля та фази КСВП. Їх наведемо в таблиці 3.3 та таблиці 3.4 відповідно.

Таблиця 3.3 – Оцінки статистичних моментів розподілів модуля КСВП поляризації зображень зрізу міокарда при асфіксії та інфаркті

Статистичний момент	Асфіксія	Інфаркт міокарда
$M_1(V)$	$0,68 \pm 0,098$	$0,92 \pm 0,11$
$M_2(V)$	$0,22 \pm 0,034$	$0,13 \pm 0,018$
$M_3(V)$	$0,57 \pm 0,072$	$0,65 \pm 0,084$
$M_4(V)$	$0,93 \pm 0,12$	$1,13 \pm 0,15$

Таблиця 3.4 – Оцінки статистичних моментів розподілів фази КСВП поляризації зображень зрізу міокарда при асфіксії та інфаркті

Статистичний момент	Асфіксія	Інфаркт міокарда
$M_1(\psi)$	$0,63 \pm 0,088$	$0,44 \pm 0,056$
$M_2(\psi)$	$0,27 \pm 0,036$	$0,22 \pm 0,034$
$M_3(\psi)$	$0,35 \pm 0,041$	$0,74 \pm 0,098$
$M_4(\psi)$	$1,25 \pm 0,15$	$1,85 \pm 0,18$

Найбільші відмінності в отриманих показниках спостерігаються для оцінок статистичних першого та другого порядків модуля КСВП і відрізняються відповідно в 1,35 та 1,69 разів.

Найбільші відмінності в отриманих показниках спостерігаються для оцінок статистичних першого та третього порядків фази КСВП і відрізняються відповідно в 1,43 та 2,11 разів.

Вказані для таблиць 3.1-3.4 максимальні відмінності між оцінками статистичних моментів виміряних розподілів можуть бути в подальшому визначені за інформативні ознаки, за якими буде здійснюватись діагностика з високою достовірністю. Проте попередньо необхідно вивести вирішальні правила на основі нечіткої логіки для кожного виміряного параметра.

Діагностичні можливості системи по диференціації гістологічних зрізів БТ померлих від механічної асфіксії та від інфаркту

3.3.1 Виведення правил підтримки прийняття рішення

Спочатку введемо вирішальне правило для діагностики на основі застосування оцінок статистичних моментів азимутально незалежних мап азимутів поляризації БШ міокарда.

За відомою методологією синтезу вирішальних правил на основі нечітких множин [40], [41], [44] необхідно обрати шаблон функції належності до нечітких термів $\mu^H(k), \mu^{HC}(k), \mu^C(k), \mu^{BC}(k), \mu^B(k)$.

Нехай її графічний вигляд подано на рисунку 3.10. а математичне представлення відомо з роботи [41].

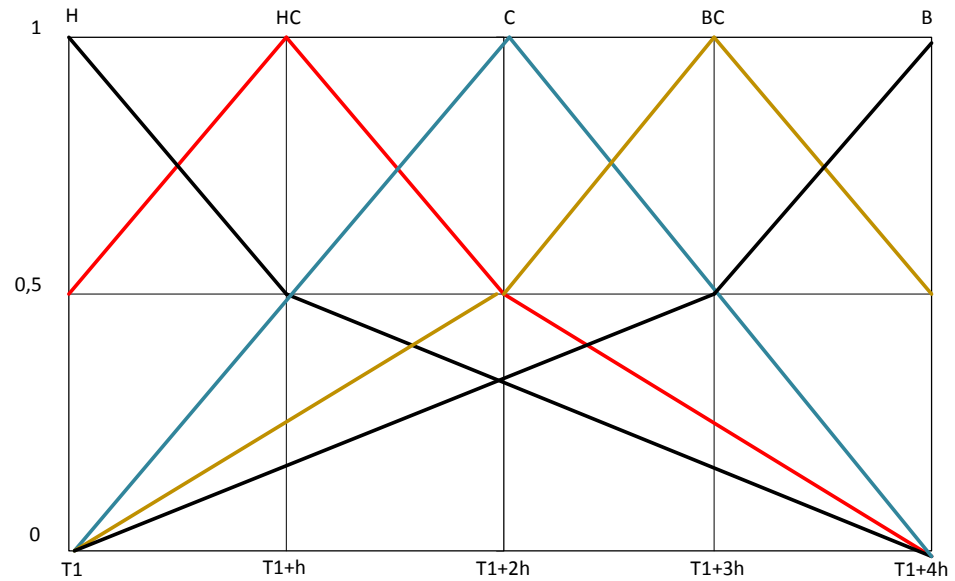


Рисунок 3.10 – Графічне подання застосованої функції належності до нечітких термів

Математичне представлення функцій належності до нечітких термів відомо з роботи [41] і представляє собою такі системи рівнянь :

$$\mu^H(k) = \begin{cases} -\frac{0.5}{h}k + 1 + \frac{0.5}{h}T_1, k \in [T_1; T_1 + h], \\ -\frac{1}{6h}k + \frac{P_1}{6h} + \frac{4}{6}, k \in [T_1 + h; T_1 + 4h]. \end{cases} \quad (3.1)$$

$$\mu^{HC}(k) = \begin{cases} \frac{1}{2h}k + 0.5 - \frac{1}{2h}T_1, p \in [T_1; T_1 + h], \\ -\frac{1}{2h}k + 1.5 + \frac{T_1}{2h}, p \in [T_1 + h; T_1 + 2h], \\ -\frac{1}{4h}k + 1 + \frac{T_1}{4h}, p \in [T_1 + 2h; T_1 + 4h]. \end{cases} \quad (3.2)$$

$$\mu^c(k) = \begin{cases} \frac{1}{2h}k - \frac{1}{2h}T_1, k \in [T_1; T_1 + 2h], \\ -\frac{1}{2h}k + 2 + \frac{T_1}{2h}, k \in [T_1 + 2h; T_1 + 4h]. \end{cases} \quad (3.3)$$

$$\mu^{BC}(k) = \begin{cases} \frac{1}{4h}k - \frac{1}{4h}T_1, k \in [T_1; T_1 + 2h], \\ \frac{1}{2h}k - 0.5 - \frac{T_1}{2h}, k \in [T_1 + 2h; T_1 + 3h], \\ -\frac{1}{2h}k + 2.5 + \frac{T_1}{2h}, k \in [T_1 + 3h; T_1 + 4h], \end{cases} \quad (3.4)$$

$$\mu^B(k) = \begin{cases} \frac{1}{6h}k - \frac{1}{2h}T_1, k \in [T_1; T_1 + 3h], \\ \frac{1}{2h}k - 1 - \frac{T_1}{2h}, k \in [T_1 + 3h; T_1 + 4h]. \end{cases} \quad (3.5)$$

Із таблиці 3.1 оцінок статистичних моментів розподілів азимуту поляризації зображень зрізу міокарда при асфіксії та інфаркті утворимо нову таблицю 3.5, в якій визначимо п'ять нових діапазонів представлення кожного статистичного моменту мапи азимутів $\alpha(m \times n)$ з урахуванням рівнів Н, НС, С, ВС, В.

Таблиця 3.5 - Піддіапазони змінювання ознак мапи азимутів зображень міокарда при асфіксії та інфаркті міокарда при нечіткій логіці

	Н	НС	С	ВС	В
$M_1(\alpha)$	0,059-0,0625	0,0625-0,0695	0,0695-0,0765	0,0765-0,0835	0,0835-0,087
$M_2(\alpha)$	0,094-0,105	0,105-0,127	0,127-0,149	0,149-0,171	0,171-0,183
$M_3(\alpha)$	0,441-0,467	0,467-0,519	0,519-0,571	0,571-0,623	0,623-0,649
$M_4(\alpha)$	0,216-0,239	0,239-0,285	0,285-0,331	0,331-0,377	0,377-0,414

За таблицею 3.5 експерти розробили базу знань для прийняття діагностичного рішення.

Таблиця 3.6 – База знань діагностичного «нечіткого» рішення за оцінками розподілу азимутів БШ міокарда

Діагноз	$M_1(\alpha)$	$M_2(\alpha)$	$M_3(\alpha)$	$M_4(\alpha)$
Асфіксія	С, ВС, В	С, ВС, В	Н, НС, С, ВС	Н, НС
Інфаркт	С, ВС, В	Н, НС	НС, С, ВС, В	С, ВС, В

Вирішальне правило представляють за диз'юнктивно нормальною формою його аргументів на основі таблиці 3.6 та функцій належності (3.1)-(3.5).

Моделі вирішальних нечітких правил для підтримки прийняття рішення про формулювання результату діагностики міокарда ($\mu^{\text{асфіксія}}(M_1 - M_4)$) за оцінками розподілу азимутально незалежного азимуту поляризації зображення БШ мають такий вигляд:

$$\begin{aligned}
 \mu_{\alpha}^{\text{асфіксія}}(M_1 - M_4) = & [(\mu^{BC}(M_1) \wedge \mu^C(M_2) \wedge \mu^H(M_3) \wedge \mu^H(M_4)) \vee \\
 & \vee (\mu^B(M_1) \wedge \mu^C(M_2) \wedge \mu^H(M_3) \wedge \mu^H(M_4)) \vee \\
 & \vee (\mu^C(M_1) \wedge \mu^C(M_2) \wedge \mu^H(M_3) \wedge \mu^H(M_4)) \vee (\mu^{BC}(M_1) \wedge \mu^{BC}(M_2) \wedge \mu^H(M_3) \wedge \mu^H(M_4)) \vee \\
 & \vee (\mu^B(M_1) \wedge \mu^{BC}(M_2) \wedge \mu^H(M_3) \wedge \mu^H(M_4)) \vee (\mu^C(M_1) \wedge \mu^{BC}(M_2) \wedge \mu^H(M_3) \wedge \mu^H(M_4)) \vee \\
 & \vee (\mu^{BC}(M_1) \wedge \mu^B(M_2) \wedge \mu^H(M_3) \wedge \mu^H(M_4)) \vee (\mu^B(M_1) \wedge \mu^B(M_2) \wedge \mu^H(M_3) \wedge \mu^H(M_4)) \vee \\
 & \vee (\mu^C(M_1) \wedge \mu^B(M_2) \wedge \mu^H(M_3) \wedge \mu^H(M_4)) \vee (\mu^{BC}(M_1) \wedge \mu^C(M_2) \wedge \mu^H(M_3) \wedge \mu^H(M_4)) \vee \\
 & (\mu^B(M_1) \wedge \mu^C(M_2) \wedge \mu^H(M_3) \wedge \mu^H(M_4)) \vee (\mu^C(M_1) \wedge \mu^C(M_2) \wedge \mu^H(M_3) \wedge \mu^H(M_4)) \vee \\
 & [(\mu^{BC}(M_1) \wedge \mu^C(M_2) \wedge \mu^{BC}(M_3) \wedge \mu^H(M_4)) \vee (\mu^B(M_1) \wedge \mu^C(M_2) \wedge \mu^{BC}(M_3) \wedge \mu^H(M_4)) \vee \\
 & (\mu^C(M_1) \wedge \mu^C(M_2) \wedge \mu^{BC}(M_3) \wedge \mu^{HC}(M_4)) \vee^{BC}(M_1) \wedge \mu^C(M_2) \wedge \mu^{HC}(M_3) \wedge \mu^H(M_4)) \\
 & \vee (\mu^B(M_1) \wedge \mu^C(M_2) \wedge \mu^H(M_3) \wedge \mu^{HC}(M_4)) \vee (\mu^C(M_1) \wedge \mu^C(M_2) \wedge \mu^{HC}(M_3) \wedge \mu^H(M_4)) \\
 & \vee (\mu^{BC}(M_1) \wedge \mu^{BC}(M_2) \wedge \mu^H(M_3) \wedge \mu^{HC}(M_4)),
 \end{aligned} \tag{3.6}$$

д

е

$$\mu_{\alpha}^{\text{асфіксія}}(M_1 - M_4)$$

функція належності до класу зразків БШ з діагнозом «асфіксія» за аналізом мап азимутів.

За таблицею 3.7 експерти розробили базу знань для прийняття діагностичного рішення.

Таблиця 3.8 – База знань діагностичного «нечіткого» рішення за оцінками розподілу еліптичностей БШ міокарда

Діагноз	$M_1(\beta)$	$M_2(\beta)$	$M_3(\beta)$	$M_4(\beta)$
Асфіксія	BC,B	B	H,HC,C	H,HC,C,BC
Інфаркт	H,HC,C,BC,B	H,HC,C,BC	C,BC,B	BC,B

Вирішальне правило представляють за диз'юнктивно нормальною формою його аргументів на основі таблиці 3.8 та функцій належності (3.1)-(3.5). Аналіз таблиці 3.8 показує, що є значна зона перекриття діапазонів двох діагнозів для оцінки 1-го статистичного моменту $M_1(\beta)$, тому його краще не включати до інформативних ознак подальшої діагностики.

Моделі вирішальних нечітких правил для підтримки прийняття рішення про формулювання результату діагностики міокарда ($\mu^{асфіксія}(M_2 - M_4)$) за оцінками розподілу азимутально незалежної еліптичності поляризації зображення БШ мають такий вигляд:

$$\begin{aligned}
 \mu_{\beta}^{асфіксія}(M_2 - M_4) = & [(\mu^B(M_2) \wedge \mu^H(M_3) \wedge \mu^H(M_4)) \vee (\mu^B(M_2) \wedge \mu^H(M_3) \wedge \mu^{HC}(M_4)) \vee \\
 & \vee (\mu^B(M_2) \wedge \mu^H(M_3) \wedge \mu^C(M_4)) \vee (\mu^B(M_2) \wedge \mu^H(M_3) \wedge \mu^{BC}(M_4)) \vee \\
 & \vee (\mu^B(M_2) \wedge \mu^{HC}(M_3) \wedge \mu^H(M_4)) \vee (\mu^B(M_2) \wedge \mu^{HC}(M_3) \wedge \mu^{HC}(M_4)) \vee \\
 & \vee (\mu^B(M_2) \wedge \mu^{HC}(M_3) \wedge \mu^C(M_4)) \vee (\mu^B(M_2) \wedge \mu^{HC}(M_3) \wedge \mu^{BC}(M_4)) \vee \\
 & \vee \mu^B(M_2) \wedge \mu^C(M_3) \wedge \mu^H(M_4)) \vee (\mu^B(M_2) \wedge \mu^C(M_3) \wedge \mu^{HC}(M_4)) \vee \\
 & \vee (\mu^B(M_2) \wedge \mu^C(M_3) \wedge \mu^C(M_4)) \vee (\mu^B(M_2) \wedge \mu^C(M_3) \wedge \mu^{BC}(M_4)),
 \end{aligned} \tag{3.8}$$

де $\mu_{\beta}^{асфіксія}(M_2 - M_4)$ - функція належності до класу зразків БШ з діагнозом «асфіксія» за аналізом мап еліптичностей.

Модель вирішальних нечітких правил для підтримки прийняття рішення про формулювання результату діагностики міокарда ($\mu^{інфаркт}(M_2 - M_4)$) за

оцінками розподілу азимутально незалежної еліптичності поляризації зображення БШ має такий вигляд:

$$\begin{aligned}
 \mu_{\beta}^{\text{інфаркт}}(M_2 - M_4) = & [(\mu^H(M_2) \wedge \mu^C(M_3) \wedge \mu^{BC}(M_4)) \vee (\mu^{HC}(M_2) \wedge \mu^C(M_3) \wedge \mu^{BC}(M_4)) \vee \\
 & \vee (\mu^C(M_2) \wedge \mu^C(M_3) \wedge \mu^{BC}(M_4)) \vee (\mu^{BC}(M_2) \wedge \mu^C(M_3) \wedge \mu^{BC}(M_4)) \vee \\
 & \vee (\mu^H(M_2) \wedge \mu^{BC}(M_3) \wedge \mu^B(M_4)) \vee (\mu^{HC}(M_2) \wedge \mu^{BC}(M_3) \wedge \mu^{BC}(M_4)) \vee \\
 & \vee (\mu^C(M_2) \wedge \mu^{BC}(M_3) \wedge \mu^{BC}(M_4)) \vee (\mu^{BC}(M_2) \wedge \mu^{BC}(M_3) \wedge \mu^{BC}(M_4)) \vee \\
 & \vee (\mu^H(M_2) \wedge \mu^B(M_3) \wedge \mu^B(M_4)) \vee (\mu^{HC}(M_2) \wedge \mu^B(M_3) \wedge \mu^{BC}(M_4)) \vee \\
 & \vee (\mu^C(M_2) \wedge \mu^B(M_3) \wedge \mu^{BC}(M_4)) \vee (\mu^{BC}(M_2) \wedge \mu^B(M_3) \wedge \mu^{BC}(M_4)) \vee \\
 & \vee (\mu^H(M_2) \wedge \mu^C(M_3) \wedge \mu^B(M_4)) \vee (\mu^{HC}(M_2) \wedge \mu^C(M_3) \wedge \mu^B(M_4)) \vee \\
 & \vee (\mu^C(M_2) \wedge \mu^C(M_3) \wedge \mu^{BC}(M_4)) \vee (\mu^{BC}(M_2) \wedge \mu^C(M_3) \wedge \mu^{BC}(M_4)) \vee \\
 & \vee (\mu^H(M_2) \wedge \mu^{BC}(M_3) \wedge \mu^B(M_4)) \vee (\mu^{HC}(M_2) \wedge \mu^{BC}(M_3) \wedge \mu^B(M_4)) \vee \\
 & \vee (\mu^C(M_2) \wedge \mu^{BC}(M_3) \wedge \mu^B(M_4)) \vee (\mu^{BC}(M_2) \wedge \mu^{BC}(M_3) \wedge \mu^B(M_4))].
 \end{aligned}
 \tag{3.9}$$

де $\mu_{\beta}^{\text{інфаркт}}(M_2 - M_4)$ - функція належності до класу зразків БШ з діагнозом «інфаркт міокарда» за мапами еліптичностей.

Знаходимо максимальне значення із двох значень функцій належності, обчислених за формулами (3.8) та (3.9) та формуємо рекомендацію про ППР щодо діагнозу «асфіксія» чи «інфаркт міокарда» за оцінками азимутально незалежних мап еліптичностей зображення БШ міокарда.

Виведемо вирішальне правило для діагностики на основі застосування оцінок статистичних моментів азимутально незалежних мап модулів КСВП поляризації БШ міокарда.

Із таблиці 3.3 оцінок статистичних моментів розподілів модулів КСВП поляризації зображень зрізу міокарда при асфіксії та інфаркті утворимо нову таблицю 3.9, в якій визначимо п'ять нових діапазонів представлення кожного статистичного моменту мапи модуля КСВП $V(m \times n)$ з урахуванням рівнів H, HC, C, BC, B.

Таблиця 3.9 - Піддіапазони змінювання ознак мапи модулів КСВП зображень міокарда при асфіксії та інфаркті міокарда при нечіткій логіці

	H	HC	C	BC	B
$M_1(V)$	0,581-0,637	0,637-0,749	0,749-0,861	0,861-0,973	0,973-1,03

$M_2(V)$	0,112-0,13	0,13-0,166	0,116-0,202	0,202-0,238	0,238-0,254
$M_3(V)$	0,498-0,527	0,527-0,585	0,585-0,673	0,643-0,701	0,701-0,734
$M_4(V)$	0,81-0,868	0,868-0,984	0,984-1,1	1,1-1,216	1.216-1,28

За таблицю 3.9 експерти розробили базу знань для прийняття діагностичного рішення.

Таблиця 3.10 – База знань діагностичного «нечіткого» рішення за оцінками розподілу модуля КСВП БШ міокарда

Діагноз	$M_1(V)$	$M_2(V)$	$M_3(V)$	$M_4(V)$
Асфіксія	Н,НС,С	С,ВС,В	Н,НС,С	Н,НС,С
Інфаркт	С,ВС,В	Н,НС,С	НС,С,ВС,В	С,ВС,В

Вирішальне правило представляють за диз'юнктивно нормальною формою його аргументів на основі таблиці 3.10 та функцій належності (3.1)-(3.5).

Моделі вирішальних нечітких правил для підтримки прийняття рішення про формулювання результату діагностики міокарда ($\mu^{асфіксія}(M_1 - M_4)$) за оцінками розподілу азимутально незалежного модуля КСВП зображення БШ мають такий вигляд:

$$\begin{aligned}
\mu^{асфіксія}(M_1 - M_4) = & [(\mu^H(M_1) \wedge \mu^C(M_2) \wedge \mu^H(M_3) \wedge \mu^H(M_4)) \vee \\
& \vee (\mu^{HC}(M_1) \wedge \mu^C(M_2) \wedge \mu^H(M_3) \wedge \mu^H(M_4)) \vee (\mu^C(M_1) \wedge \mu^C(M_2) \wedge \mu^H(M_3) \wedge \mu^H(M_4)) \vee \\
& \vee (\mu^H(M_1) \wedge \mu^{BC}(M_2) \wedge \mu^H(M_3) \wedge \mu^H(M_4)) \vee (\mu^{HC}(M_1) \wedge \mu^{BC}(M_2) \wedge \mu^H(M_3) \wedge \mu^H(M_4)) \vee \\
& \vee (\mu^C(M_1) \wedge \mu^{BC}(M_2) \wedge \mu^H(M_3) \wedge \mu^H(M_4)) \vee (\mu^H(M_1) \wedge \mu^B(M_2) \wedge \mu^H(M_3) \wedge \mu^H(M_4)) \vee \\
& \vee (\mu^{HC}(M_1) \wedge \mu^B(M_2) \wedge \mu^H(M_3) \wedge \mu^H(M_4)) \vee (\mu^C(M_1) \wedge \mu^B(M_2) \wedge \mu^H(M_3) \wedge \mu^H(M_4)) \vee \\
& \vee (\mu^H(M_1) \wedge \mu^C(M_2) \wedge \mu^{HC}(M_3) \wedge \mu^H(M_4)) \vee (\mu^{HC}(M_1) \wedge \mu^C(M_2) \wedge \mu^{HC}(M_3) \wedge \mu^H(M_4)) \vee \\
& \vee (\mu^C(M_1) \wedge \mu^C(M_2) \wedge \mu^{HC}(M_3) \wedge \mu^H(M_4)) \vee (\mu^H(M_1) \wedge \mu^C(M_2) \wedge \mu^C(M_3) \wedge \mu^H(M_4)) \vee \\
& \vee (\mu^{HC}(M_1) \wedge \mu^C(M_2) \wedge \mu^C(M_3) \wedge \mu^H(M_4)) \vee (\mu^C(M_1) \wedge \mu^C(M_2) \wedge \mu^C(M_3) \wedge \mu^H(M_4)) \vee \\
& \vee (\mu^H(M_1) \wedge \mu^C(M_2) \wedge \mu^H(M_3) \wedge \mu^{HC}(M_4)) \vee (\mu^{HC}(M_1) \wedge \mu^C(M_2) \wedge \mu^H(M_3) \wedge \mu^{HC}(M_4)) \vee \\
& \vee (\mu^C(M_1) \wedge \mu^C(M_2) \wedge \mu^{HC}(M_3) \wedge \mu^H(M_4)) \vee (\mu^H(M_1) \wedge \mu^C(M_2) \wedge \mu^H(M_3) \wedge \mu^C(M_4)) \vee \\
& \vee (\mu^{HC}(M_1) \wedge \mu^C(M_2) \wedge \mu^H(M_3) \wedge \mu^C(M_4)) \vee (\mu^C(M_1) \wedge \mu^C(M_2) \wedge \mu^H(M_3) \wedge \mu^C(M_4))],
\end{aligned}
\tag{3.10}$$

де $\mu_v^{асфіксія}(M_1 - M_4)$ - функція належності до класу зразків БШ з діагнозом «асфіксія» за аналізом мап модуля КСВП.

Модель вирішальних нечітких правил діагностики міокарда

($\mu^{інфаркт}(M_1 - M_4)$) за оцінками розподілу модуля КСВП зображення БШ така:

$$\begin{aligned}
 \mu_v^{інфаркт}(M_1 - M_4) = & (\mu^C(M_1) \wedge \mu^H(M_2) \wedge \mu^{HC}(M_3) \wedge \mu^C(M_4)) \vee \\
 & ((\mu^{BC}(M_1) \wedge \mu^H(M_2) \wedge \mu^{HC}(M_3) \wedge \mu^C(M_4)) \vee ((\mu^B(M_1) \wedge \mu^H(M_2) \wedge \mu^{HC}(M_3) \wedge \mu^C(M_4)) \vee \\
 & \vee (\mu^C(M_1) \wedge \mu^{HC}(M_2) \wedge \mu^{HC}(M_3) \wedge \mu^C(M_4)) \vee ((\mu^{BC}(M_1) \wedge \mu^{HC}(M_2) \wedge \mu^{HC}(M_3) \wedge \mu^C(M_4)) \vee \\
 & \vee (\mu^B(M_1) \wedge \mu^{HC}(M_2) \wedge \mu^{HC}(M_3) \wedge \mu^C(M_4)) \vee \mu^C(M_1) \wedge \mu^C(M_2) \wedge \mu^{HC}(M_3) \wedge \mu^C(M_4)) \vee \\
 & ((\mu^{BC}(M_1) \wedge \mu^C(M_2) \wedge \mu^{HC}(M_3) \wedge \mu^C(M_4)) \vee ((\mu^B(M_1) \wedge \mu^C(M_2) \wedge \mu^{HC}(M_3) \wedge \mu^C(M_4)) \vee \\
 & \vee \mu^C(M_1) \wedge \mu^H(M_2) \wedge \mu^C(M_3) \wedge \mu^C(M_4)) \vee ((\mu^{BC}(M_1) \wedge \mu^H(M_2) \wedge \mu^C(M_3) \wedge \mu^C(M_4)) \\
 & \vee ((\mu^B(M_1) \wedge \mu^H(M_2) \wedge \mu^C(M_3) \wedge \mu^C(M_4)) \vee \mu^C(M_1) \wedge \mu^H(M_2) \wedge \mu^{HC}(M_3) \wedge \mu^{BC}(M_4)) \vee \quad (3.11) \\
 & ((\mu^{BC}(M_1) \wedge \mu^H(M_2) \wedge \mu^{BC}(M_3) \wedge \mu^C(M_4)) \vee ((\mu^B(M_1) \wedge \mu^H(M_2) \wedge \mu^{BC}(M_3) \wedge \mu^C(M_4)) \vee \\
 & \vee \mu^C(M_1) \wedge \mu^H(M_2) \wedge \mu^B(M_3) \wedge \mu^C(M_4)) \vee ((\mu^{BC}(M_1) \wedge \mu^H(M_2) \wedge \mu^B(M_3) \wedge \mu^C(M_4)) \\
 & \vee ((\mu^B(M_1) \wedge \mu^H(M_2) \wedge \mu^B(M_3) \wedge \mu^C(M_4)) \vee \mu^C(M_1) \wedge \mu^H(M_2) \wedge \mu^{HC}(M_3) \wedge \mu^{BC}(M_4)) \vee \\
 & \vee ((\mu^{BC}(M_1) \wedge \mu^H(M_2) \wedge \mu^{HC}(M_3) \wedge \mu^{BC}(M_4)) \vee ((\mu^B(M_1) \wedge \mu^H(M_2) \wedge \mu^{HC}(M_3) \wedge \mu^{BC}(M_4)) \vee \\
 & \vee \mu^C(M_1) \wedge \mu^H(M_2) \wedge \mu^{HC}(M_3) \wedge \mu^B(M_4)) \vee ((\mu^{BC}(M_1) \wedge \mu^H(M_2) \wedge \mu^{HC}(M_3) \wedge \mu^B(M_4)) \\
 & \vee ((\mu^B(M_1) \wedge \mu^H(M_2) \wedge \mu^{HC}(M_3) \wedge \mu^B(M_4))),
 \end{aligned}$$

де $\mu_v^{інфаркт}(M_1 - M_4)$ - функція належності до класу зразків БШ з діагнозом «інфаркт» за аналізом мап модуля КСВП.

Виведемо вирішальне правило для діагностики на основі застосування оцінок статистичних моментів азимутально незалежних мап фаз КСВП поляризації БШ міокарда.

Із таблиці 3.4 оцінок статистичних моментів розподілів фаз КСВП поляризації зображень зрізу міокарда при асфіксії та інфаркті утворимо нову таблицю 3.11, в якій визначимо п'ять нових діапазонів представлення кожного статистичного моменту мапи фази КСВП $\Psi(m \times n)$ з урахуванням рівнів Н, НС, С, ВС, В.

Таблиця 3.11 - Піддіапазони змінювання ознак мапи фази КСВП зображень міокарда при асфіксії та інфаркті міокарда при нечіткій логіці

	Н	НС	С	ВС	В
--	---	----	---	----	---

$M_1(\Psi)$	0,384-0,424	0,424-0,504	0,504-0,584	0,584-0,664	0,664-0,718
$M_2(\Psi)$	0,186-0,201	0,201-0,231	0,231-0,261	0,261-0,291	0,291-0,306
$M_3(\Psi)$	0,309-0,375	0,375-0,507	0,507-0,639	0,639-0,771	0,771-0,838
$M_4(\Psi)$	1,100-1,216	1,216-1,446	1,446-1,676	1,676-1,896	1,896-2,03

За таблицею 3.11 експерти розробили базу знань для прийняття діагностичного рішення.

Таблиця 3.12 – База знань діагностичного «нечіткого» рішення за оцінками розподілу фази КСВП БШ міокарда

Діагноз	$M_1(\Psi)$	$M_2(\Psi)$	$M_3(\Psi)$	$M_4(\Psi)$
Асфіксія	С,ВС,В	С,ВС,В	Н,НС	Н,НС
Інфаркт	Н,НС	Н,НС,С	ВС,В	ВС,В

Вирішальне правило представляють за диз'юнктивно нормальною формою його аргументів на основі таблиці 3.12 та функцій належності (3.1)-(3.5).

Моделі вирішальних нечітких правил для підтримки прийняття рішення про формулювання результату діагностики міокарда ($\mu^{асфіксія}(M_1 - M_4)$) за оцінками розподілу азимутально незалежної фази КСВП зображення БШ мають такий вигляд:

$$\begin{aligned}
\mu_{\Psi}^{асфіксія}(M_1 - M_4) = & [(\mu^C(M_1) \wedge \mu^C(M_2) \wedge \mu^H(M_3) \wedge \mu^H(M_4)) \vee \\
& \vee (\mu^{BC}(M_1) \wedge \mu^C(M_2) \wedge \mu^H(M_3) \wedge \mu^H(M_4)) \vee (\mu^B(M_1) \wedge \mu^C(M_2) \wedge \mu^H(M_3) \wedge \mu^H(M_4)) \vee \\
& \vee (\mu^C(M_1) \wedge \mu^{BC}(M_2) \wedge \mu^H(M_3) \wedge \mu^H(M_4)) \vee (\mu^{BC}(M_1) \wedge \mu^{BC}(M_2) \wedge \mu^H(M_3) \wedge \mu^H(M_4)) \vee \\
& \vee (\mu^B(M_1) \wedge \mu^{BC}(M_2) \wedge \mu^H(M_3) \wedge \mu^H(M_4)) \vee (\mu^C(M_1) \wedge \mu^B(M_2) \wedge \mu^H(M_3) \wedge \mu^H(M_4)) \vee \\
& \vee (\mu^{BC}(M_1) \wedge \mu^B(M_2) \wedge \mu^H(M_3) \wedge \mu^H(M_4)) \vee (\mu^B(M_1) \wedge \mu^B(M_2) \wedge \mu^H(M_3) \wedge \mu^H(M_4)) \vee \\
& \vee (\mu^C(M_1) \wedge \mu^C(M_2) \wedge \mu^{HC}(M_3) \wedge \mu^H(M_4)) \vee (\mu^{BC}(M_1) \wedge \mu^C(M_2) \wedge \mu^{HC}(M_3) \wedge \mu^H(M_4)) \vee \\
& \vee (\mu^B(M_1) \wedge \mu^C(M_2) \wedge \mu^{HC}(M_3) \wedge \mu^H(M_4)) \vee (\mu^C(M_1) \wedge \mu^C(M_2) \wedge \mu^H(M_3) \wedge \mu^{HC}(M_4)) \vee \\
& \vee (\mu^{BC}(M_1) \wedge \mu^C(M_2) \wedge \mu^{HC}(M_3) \wedge \mu^H(M_4)) \vee (\mu^B(M_1) \wedge \mu^C(M_2) \wedge \mu^H(M_3) \wedge \mu^{HC}(M_4)),
\end{aligned} \tag{3.12}$$

$$\begin{aligned}
\mu_{\psi}^{\text{інфаркт}}(M_1 - M_4) = & (\mu^H(M_1) \wedge \mu^H(M_2) \wedge \mu^{BC}(M_3) \wedge \mu^{BC}(M_4)) \vee \\
& ((\mu^{HC}(M_1) \wedge \mu^H(M_2) \wedge \mu^{BC}(M_3) \wedge \mu^{BC}(M_4)) \vee (\mu^H(M_1) \wedge \mu^{HC}(M_2) \wedge \mu^{BC}(M_3) \wedge \mu^{BC}(M_4)) \vee \\
& ((\mu^{HC}(M_1) \wedge \mu^{HC}(M_2) \wedge \mu^{BC}(M_3) \wedge \mu^{BC}(M_4)) \vee (\mu^H(M_1) \wedge \mu^H(M_2) \wedge \mu^B(M_3) \wedge \mu^{BC}(M_4)) \vee \\
& \vee (\mu^{HC}(M_1) \wedge \mu^H(M_2) \wedge \mu^B(M_3) \wedge \mu^{BC}(M_4)) \vee \mu^H(M_1) \wedge \mu^H(M_2) \wedge \mu^{BC}(M_3) \wedge \mu^B(M_4)),
\end{aligned} \tag{3.13}$$

де $\mu_{\psi}^{\text{інфаркт}}(M_1 - M_4)$, $\mu_{\psi}^{\text{асфіксія}}(M_1 - M_4)$ – функції належності відповідно до класу зразків БШ з діагнозом «інфаркт» та «асфіксія» за аналізом мап фази КСВП.

Таким чином, було синтезовано 8 нечітких моделей вирішальних правил для прийняття рішення при диференціальній діагностиці асфіксії та інфаркту міокарда на основі оцінок вимірених в системі поляризаційно-кореляційних параметрів.

3.3.2 Визначення достовірності діагностики в системі

Достовірність методу оцінювання патологічних станів БШ, який був використаний в розробленій системі поляризаційної корелометричної діагностики біологічних тканин, будемо визначати на основі експерименту. В тестуванні використаємо дві групи зразків гістологічних зрізів міокарда з попередньо встановленими діагнозами смерті пацієнтів «інфаркт міокарда» та «асфіксія» (всього 42 зразки), які було надано бюро судмедекспертизи.

Зафіксуємо автоматизовані прийняті рішення щодо діагнозу в таблиці 3.13. Відмітимо дані в таблиці щодо кількості правильних рішень (ТА) на наявність діагнозу «інфаркт», щодо кількості (ТВ) правильних рішень про наявність діагнозу «асфіксія», щодо кількості хибних рішень (FA) на наявність діагнозу «інфаркт», щодо кількості хибних рішень (FB) на наявність діагнозу «асфіксія».

Достовірність D методу диференціації «інфаркт міокарда» та «асфіксія», яка визначається в розробленій системі, визначається як відсоток правильно прийнятих рішень (ТА+ТВ) у загальній кількості діагностованих зразків N і розраховується за формулою:

$$D = (TA + TB) * 100 / (TA + TB + FA + FB). \tag{3.14}$$

Таблиця 3.13 –Порівняння достовірності диференціації діагнозів «інфаркт міокарда»-«асфіксія» за поляризаційно корелометричними методами

№з/п	Назва методу для діагностики	Категорія та кількість рішень				Оцінка достовірності, %
		TP	FP	TN	FN	
1	Метод поляризаційно-інваріантної діагностики за картографуванням азимутів та еліптичностей зображень БШ [21]-прототип	19	2	18	3	88%
2	Метод корелометричної діагностики за мапами модуля та фази комплексного ступеня взаємної поляризації зображень з аналізом даних	19	2	19	2	90,5%
3	Метод поляризаційно-корелометричної діагностики БШ за азимутально незалежним картографуванням мап азимутів, еліптичностей, модуля та фази КСВП із аналізом даних	19	2	20	1	92,8%

Із таблиці 3.13 видно, що удосконалений в роботі метод поляризаційно-корелометричної діагностики, реалізований розробленою системою з інтелектуальним аналізом даних, дозволив розширити функціональні можливості системи та підвищити достовірність диференційного діагностування станів БШ міокарда на 4,8 %.

Отже, поставлені завдання в роботі були виконані.

Висновки до розділу 3

В розділі показано варіант технічної реалізації розробленої архітектури системи поляризаційно кореляційної діагностики БШ на оптико-електронній елементній базі.

Отримано моделі вирішальних правил прийняття рішення на нечіткій логіці при проведенні диференціальної діагностики станів «асфіксія» та «інфаркт міокарда», які були програмно реалізовані та доповнили існуюче програмне забезпечення системи.

Також наведена оцінка достовірності діагностики за допомогою розробленої системи та її порівняння з відомим прототипом.

4 ЕКОНОМІЧНА ЧАСТИНА

Виконання науково-дослідної роботи завжди передбачає отримання певних результатів і вимагає відповідних витрат. Результати виконаної роботи завжди дають нам нові знання, які в подальшому можуть бути використані для удосконалення та/або розробки (побудови) нових, більш продуктивних зразків техніки, процесів та програмного забезпечення.

Дослідження на тему «Метод і система поляризаційної корелометричної лазерної діагностики структури біологічних тканин» може бути віднесено до фундаментальних і пошукових наукових досліджень і спрямоване на вирішення наукових проблем, пов'язаних з практичним застосуванням. Основою таких досліджень є науковий ефект, який виражається в отриманні наукових результатів, які збільшують обсяг знань про природу, техніку та суспільство, які розвивають теоретичну базу в тому чи іншому науковому напрямку, що дозволяє виявити нові закономірності, які можуть використовуватися на практиці.

Для цього випадку виконаємо такі етапи робіт [45]:

- 1) здійснимо проведення наукового аудиту досліджень, тобто встановлення їх наукового рівня та значимості;
- 2) проведемо планування витрат на проведення наукових досліджень;
- 3) здійснимо розрахунок рівня важливості наукового дослідження та перспективності, визначимо ефективність наукових досліджень.

4.1 Оцінювання наукового ефекту

Основними ознаками наукового ефекту науково-дослідної роботи є новизна роботи, рівень її теоретичного опрацювання, перспективність, рівень розповсюдження результатів, можливість реалізації. Науковий ефект НДР на тему «Метод і система поляризаційної корелометричної лазерної діагностики структури біологічних тканин» можна охарактеризувати двома показниками: ступенем наукової новизни та рівнем теоретичного опрацювання.

Значення показників ступеня новизни і рівня теоретичного опрацювання науково-дослідної роботи в балах наведені в табл. 4.1 та 4.2.

Таблиця 4.1 – Показники ступеня новизни науково-дослідної роботи виставлені експертами

Ступінь новизни	Характеристика ступеня новизни	Значення ступеня новизни, бали		
		Експерти (ПІБ, посада)		
		1	2	3
Принципово нова	Робота якісно нова за постановкою задачі і ґрунтується на застосуванні оригінальних методів дослідження. Результати дослідження відкривають новий напрям в даній галузі науки і техніки. Отримані принципово нові факти, закономірності; розроблена нова теорія. Створено принципово новий пристрій, спосіб, метод	0	0	0
Нова	Отримана нова інформація, яка суттєво зменшує невизначеність наявних значень (по-новому або вперше пояснені відомі факти, закономірності, впроваджені нові поняття, розкрита структура змісту). Проведено суттєве вдосконалення, доповнення і уточнення раніше досягнутих результатів	57	55	59
Відносно нова	Робота має елементи новизни в постановці задачі і методах дослідження. Результати дослідження систематизують і узагальнюють наявну інформацію, визначають шляхи подальших досліджень; вперше знайдено зв'язок (або знайдено новий зв'язок) між явищами. В принципі відомі положення розповсюджені на велику кількість об'єктів, в результаті чого знайдено ефективне рішення. Розроблені більш прості способи для досягнення відомих результатів. Проведена часткова раціональна модифікація (з ознаками новизни)	0	0	0
Традиційна	Робота виконана за традиційною методикою. Результати дослідження мають інформаційний характер. Підтверджені або поставлені під сумнів відомі факти та твердження, які потребують перевірки. Знайдено новий варіант рішення, який не дає суттєвих переваг в порівнянні з існуючим	0	0	0
Не нова	Отримано результат, який раніше зафіксований в інформаційному полі, та не був відомий авторам	0	0	0
Середнє значення балів експертів		57,0		

Згідно отриманого середнього значення балів експертів ступінь новизни характеризується як нова, тобто отримана нова інформація, яка суттєво зменшує невизначеність наявних знань (по-новому або вперше пояснені відомі факти, закономірності, впроваджені нові поняття, розкрита структура змісту) та проведено суттєве вдосконалення, доповнення і уточнення раніше досягнутих результатів.

Таблиця 4.2 – Показники рівня теоретичного опрацювання науково-дослідної роботи виставлені експертами

Характеристика рівня теоретичного опрацювання	Значення показника рівня теоретичного опрацювання, бали		
	Експерт (ПІБ, посада)		
	1	2	3
Відкриття закону, розробка теорії	0	0	0
Глибоке опрацювання проблеми: багатоаспектний аналіз зв'язків, взаємозалежності між фактами з наявністю пояснень, наукової систематизації з побудовою евристичної моделі або комплексного прогнозу	67	64	66
Розробка способу (алгоритму, програми), пристрою, отримання нової речовини	0	0	0
Елементарний аналіз зв'язків між фактами та наявною гіпотезою, класифікація, практичні рекомендації для окремого випадку тощо	0	0	0
Опис окремих елементарних фактів, викладення досвіду, результатів спостережень, вимірювань тощо	0	0	0
Середнє значення балів експертів	65,7		

Згідно отриманого середнього значення балів експертів рівень теоретичного опрацювання науково-дослідної роботи характеризується як глибоке опрацювання проблеми: багатоаспектний аналіз зв'язків, взаємозалежності між фактами з наявністю пояснень, наукової систематизації з побудовою евристичної моделі або комплексного прогнозу.

Показник, який характеризує рівень наукового ефекту, визначаємо за формулою [45]:

$$E_{\text{нау}} = 0,6 \cdot k_{\text{нов}} + 0,4 \cdot k_{\text{теор}}, \quad (4.1)$$

де $k_{нов}$, $k_{теор}$ - показники ступеня новизни та рівня теоретичного опрацювання науково-дослідної роботи, $k_{нов} = 57,0$, $k_{теор} = 65,7$ балів;

0,6 та 0,4 – питома вага (значимість) показників ступеня новизни та рівня теоретичного опрацювання науково-дослідної роботи.

$$E_{нау} = 0,6 \cdot k_{нов} + 0,4 \cdot k_{теор} = 0,6 \cdot 57,0 + 0,4 \cdot 65,7 = 60,47 \text{ балів.}$$

Визначення характеристики показника $E_{нау}$ проводиться на основі висновків експертів виходячи з граничних значень, які наведені в табл. 4.3.

Таблиця 4.3 – Граничні значення показника наукового ефекту

Досягнутий рівень показника	Кількість балів
Високий	70...100
Середній	50...69
Достатній	15...49
Низький (помилкові дослідження)	1...14

Відповідно до визначеного рівня наукового ефекту проведеної науково-дослідної роботи на тему «Метод і система поляризаційної корелометричної лазерної діагностики структури біологічних тканин», даний рівень становить 60,47 балів і відповідає статусу - середній рівень. Тобто у даному випадку можна вести мову про потенційну фактичну ефективність науково-дослідної роботи.

4.2 Розрахунок витрат на здійснення науково-дослідної роботи

Витрати, пов'язані з проведенням науково-дослідної роботи на тему «Метод і система поляризаційної корелометричної лазерної діагностики структури біологічних тканин», під час планування, обліку і калькулювання собівартості науково-дослідної роботи групуємо за відповідними статтями.

4.2.1 Витрати на оплату праці

До статті «Витрати на оплату праці» належать витрати на виплату основної та додаткової заробітної плати керівникам відділів, лабораторій, секторів і груп, науковим, інженерно-технічним працівникам, конструкторам, технологам, креслярам, копіювальникам, лаборантам, робітникам, студентам, аспірантам та іншим працівникам, безпосередньо зайнятим виконанням конкретної теми,

обчисленої за посадовими окладами, відрядними розцінками, тарифними ставками згідно з чинними в організаціях системами оплати праці.

Основна заробітна плата дослідників розраховується так.

Витрати на основну заробітну плату дослідників (Z_o) розраховуємо у відповідності до посадових окладів працівників, за формулою [45]:

$$Z_o = \sum_{i=1}^k \frac{M_{ni} \cdot t_i}{T_p}, \quad (4.2)$$

де k – кількість посад дослідників залучених до процесу досліджень;

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

t_i – число днів роботи конкретного дослідника, дн.;

T_p – середнє число робочих днів в місяці, $T_p=21$ дні.

$$Z_o = 16450,00 \cdot 34 / 21 = 26633,33 \text{ грн.}$$

Проведені розрахунки зведемо до таблиці.

Таблиця 4.4 – Витрати на заробітну плату дослідників

Найменування посади	Місячний посадовий оклад, грн	Оплата за робочий день, грн	Число днів роботи	Витрати на заробітну плату, грн
Керівник науково-дослідної роботи	16450,00	783,33	34	26633,33
Інженер-дослідник системи лазерної діагностики	15650,00	745,24	21	15650,00
Науковий співробітник	15800,00	752,38	34	25580,95
Консультант (лікар-патоморфолог)	16000,00	761,90	7	5333,33
Всього				73197,62

Основна заробітна плата робітників

Витрати на основну заробітну плату робітників (Z_p) за відповідними найменуваннями робіт НДР на тему «Метод і система поляризаційної корелометричної лазерної діагностики структури біологічних тканин» розраховуємо за формулою [45]:

$$Z_p = \sum_{i=1}^n C_i \cdot t_i, \quad (4.3)$$

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

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

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

$$C_i = \frac{M_M \cdot K_i \cdot K_c}{T_p \cdot t_{зм}}, \quad (4.4)$$

де M_M – розмір прожиткового мінімуму працездатної особи, або мінімальної місячної заробітної плати (в залежності від діючого законодавства), приймемо $M_M=6700,00$ грн;

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

K_c – мінімальний коефіцієнт співвідношень місячних тарифних ставок робітників першого розряду з нормальними умовами праці виробничих об'єднань і підприємств до законодавчо встановленого розміру мінімальної заробітної плати; T_p – середнє число робочих днів в місяці, приблизно $T_p = 21$ дн;

$t_{зм}$ – тривалість зміни, год.

$$C_1 = 6700,00 \cdot 1,10 \cdot 1,35 / (21 \cdot 8) = 59,22 \text{ грн.}$$

$$З_{р1} = 59,22 \cdot 4,00 = 236,89 \text{ грн.}$$

Таблиця 4.5 – Величина витрат на основну заробітну плату робітників

Найменування робіт	Тривалість роботи, год	Розряд роботи	Тарифний коефіцієнт	Погодинна тарифна ставка, грн	Величина оплати на робітника грн
Монтаж обладнання	4,00	2	1,10	59,22	236,89
Інсталяція програмних модулів	5,00	4	1,50	80,76	403,79
Макетування дослідних блоків	4,00	5	1,70	91,53	366,11
Підготовка приміщення	6,00	2	1,10	59,22	355,34
Налаштування обладнання	3,00	4	1,50	80,76	242,28
Демонтаж обладнання	4,00	2	1,10	59,22	236,89
Всього					1841,30

Додаткова заробітна плата дослідників та робітників

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

$$Z_{\text{доп}} = (Z_o + Z_p) \cdot \frac{H_{\text{доп}}}{100\%}, \quad (4.5)$$

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

$$Z_{\text{доп}} = (73197,62 + 1841,30) \cdot 11 / 100\% = 8254,28 \text{ грн.}$$

4.2.2 Відрахування на соціальні заходи

Нарахування на заробітну плату дослідників та робітників розраховуємо як 22% від суми основної та додаткової заробітної плати дослідників і робітників за формулою [45]:

$$Z_n = (Z_o + Z_p + Z_{\text{доп}}) \cdot \frac{H_{\text{зн}}}{100\%} \quad (4.6)$$

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

$$Z_n = (73197,62 + 1841,30 + 8254,28) \cdot 22 / 100\% = 18324,50 \text{ грн.}$$

4.2.3 Сировина та матеріали

До статті «Сировина та матеріали» належать витрати на сировину, основні та допоміжні матеріали, інструменти, пристрої та інші засоби і предмети праці, які придбані у сторонніх підприємств, установ і організацій та витрачені на проведення досліджень за темою «Метод і система поляризаційної корелометричної лазерної діагностики структури біологічних тканин».

Витрати на матеріали на даному етапі проведення досліджень в основному пов'язані з використанням моделей елементів та моделювання роботи і досліджень за допомогою комп'ютерної техніки та створення експериментальних математичних моделей або програмного забезпечення, тому дані витрати формуються на основі витратних матеріалів характерних для офісних робіт.

Витрати на матеріали (M), у вартісному вираженні розраховуються окремо по кожному виду матеріалів за формулою [45]:

$$M = \sum_{j=1}^n H_j \cdot C_j \cdot K_j - \sum_{j=1}^n B_j \cdot C_{\epsilon j}, \quad (4.7)$$

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

n – кількість видів матеріалів;

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

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

B_j – маса відходів j -го найменування, кг;

$C_{\epsilon j}$ – вартість відходів j -го найменування, грн/кг.

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

Проведені розрахунки зведемо до таблиці.

Таблиця 4.6 – Витрати на матеріали

Найменування матеріалу, марка, тип, сорт	Ціна за 1 кг, грн	Норма витрат, кг	Величина відходів, кг	Ціна відходів, грн/кг	Вартість витраченого матеріалу, грн
Папір для записів	202,00	2,0	0	0	424,20
Папір офісний 80 (500) А4	111,00	3,0	0	0	349,65
Папка Office-Skipper K8-500	125,00	3,0	0	0	393,75
Органайзер офісний Skipper DATA	185,00	4,0	0	0	777,00
Канцелярські товари	200,00	4,0	0	0	840,00
Тонер А21-С420	4890,00	0,020	0	0	102,69
Презентаційні гістологічні зрізи (комплект)	1800,00	1,0	0	0	1890,00
Всього					4777,29

4.2.4 Розрахунок витрат на комплектуючі

Витрати на комплектуючі (K_{ϵ}), які використовують при проведенні НДР на тему «Метод і система поляризаційної корелометричної лазерної діагностики структури біологічних тканин», розраховуємо, згідно з їхньою номенклатурою, за формулою [45]:

$$K_{\epsilon} = \sum_{j=1}^n H_j \cdot C_j \cdot K_j \quad (4.8)$$

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

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

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

$K_{\epsilon} = 1 \cdot 3500,00 \cdot 1,05 = 3675,00$ грн.

Проведені розрахунки зведемо до таблиці.

Таблиця 4.7 – Витрати на комплектуючі

Найменування комплектуючих	Кількість, шт.	Ціна за штуку, грн	Сума, грн
Лазер низької потужності	1	3500,00	3675,00
Поляризатор	1	300,00	315,00
Чвертьхвильові пластинки	2	3600,00	7560,00
Аналізатор	1	300,00	315,00
Мікрооб'єктив	1	4500,00	4725,00
CCD камера	1	5500,00	5775,00
Блок керування	1	1500,00	1575,00
Всього			23940,00

4.2.5 Спецустаткування для наукових (експериментальних) робіт

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

Балансову вартість спецустаткування розраховуємо за формулою [45]:

$$B_{\text{спец}} = \sum_{i=1}^k C_i \cdot C_{\text{пр.і}} \cdot K_i, \quad (4.9)$$

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

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

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

k – кількість найменувань устаткування.

$$V_{\text{спец}} = 30299,00 \cdot 1 \cdot 1,04 = 31510,96 \text{ грн.}$$

Отримані результати зведемо до таблиці:

Таблиця 4.8 – Витрати на придбання спецустаткування по кожному виду

Найменування устаткування	Кількість, шт	Ціна за одиницю, грн	Вартість, грн
Комп'ютер системи лазерної діагностики (Boxed RTX3060Ti Pro (BGP-5600N3060Ti-16S1TWh) White)	1	30299,00	31510,96
Діагностичний стенд	1	21800,00	22672,00
Всього			54182,96

4.2.6 Програмне забезпечення для наукових (експериментальних) робіт

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

Балансову вартість програмного забезпечення розраховуємо за формулою:

$$V_{\text{прог}} = \sum_{i=1}^k C_{\text{инрг}} \cdot C_{\text{прог.и}} \cdot K_i, \quad (4.10)$$

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

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

K_i – коефіцієнт, що враховує інсталяцію, налагодження програмного засобу тощо, ($K_i = 1, 10 \dots 1, 12$); k – кількість найменувань програмних засобів.

$$V_{\text{прог}} = 9750,00 \cdot 1 \cdot 1,01 = 9847,50 \text{ грн.}$$

Отримані результати зведемо до таблиці:

Таблиця 4.9 – Витрати на придбання програмних засобів по кожному виду

Найменування програмного засобу	Кількість, шт	Ціна за одиницю, грн	Вартість, грн
Програмно-математичне середовище розробки MatLab 20 Pro	1	9750,00	9847,50
Середовище розробки java	1	520,00	525,20
Всього			10372,70

4.2.7 Амортизація обладнання, програмних засобів та приміщень

В спрощеному вигляді амортизаційні відрахування по кожному виду обладнання, приміщень та програмному забезпеченню тощо, розраховуємо з використанням прямолінійного методу амортизації за формулою [45]:

$$A_{обл} = \frac{Ц_б}{T_г} \cdot \frac{t_{вик}}{12}, \quad (4.11)$$

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

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

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

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

Проведені розрахунки зведемо до таблиці.

Таблиця 4.10 – Амортизаційні відрахування по кожному виду обладнання

Найменування обладнання	Балансова вартість, грн	Строк корисного використання, років	Термін використання обладнання, місяців	Амортизаційні відрахування, грн
ЕОМ для формування та дослідження систем	47899,00	3	2	2661,06
ОС Windows	6565,00	3	2	364,72
Прикладне програмне забезпечення моделювання	7999,00	3	2	444,39
Прикладне програмне забезпечення проектування систем	6890,00	3	2	382,78
Прикладний пакет Microsoft Office	6655,00	3	2	369,72

Приміщення лабораторії досліджень	414000,00	30	2	2300,00
Принтер HP 1560 laserJet	8259,00	5	2	275,30
Робоче місце інженера-дослідника	8520,00	5	2	284,00
Всього				7081,97

4.2.8 Паливо та енергія для науково-виробничих цілей

Витрати на силову електроенергію (B_e) розраховуємо за формулою [45]:

$$B_e = \sum_{i=1}^n \frac{W_{yi} \cdot t_i \cdot C_e \cdot K_{gni}}{\eta_i}, \quad (4.12)$$

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

t_i – тривалість роботи обладнання на етапі дослідження, год;

C_e – вартість 1 кВт-години електроенергії, грн; (вартість електроенергії визначається за даними енергопостачальної компанії), прийmemo $C_e = 7,50$ грн;

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

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

$$B_e = 0,25 \cdot 2,5 \cdot 7,50 \cdot 0,95 / 0,97 = 4,69 \text{ грн.}$$

Проведені розрахунки зведемо до таблиці.

Таблиця 4.11 – Витрати на електроенергію

Найменування обладнання	Встановлена потужність, кВт	Тривалість роботи, год	Сума, грн
Принтер HP 1560 laserJet	0,25	2,5	4,69
Робоче місце інженера-дослідника	0,10	250,0	187,50
Комп'ютер системи лазерної діагностики (Boxed RTX3060Ti Pro (BGP-5600N3060Ti-16S1TWh) White)	0,56	120,0	504,00
Діагностичний стенд	0,36	120,0	324,00
Інше обладнання	0,15	120,0	135,00
Всього			1155,19

4.2.9 Службові відрядження

До статті «Службові відрядження» дослідної роботи на тему «Метод і система поляризаційної корелометричної лазерної діагностики структури біологічних тканин» належать витрати на відрядження штатних працівників, працівників організацій, які працюють за договорами цивільно-правового характеру, аспірантів, зайнятих розробленням досліджень, відрядження, пов'язані з проведенням випробувань машин та приладів, а також витрати на відрядження на наукові з'їзди, конференції, наради, пов'язані з виконанням конкретних досліджень.

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

$$B_{cv} = (Z_o + Z_p) \cdot \frac{H_{cv}}{100\%}, \quad (4.13)$$

де H_{cv} – норма нарахування за статтею «Службові відрядження», прийmemo $H_{cv} = 20\%$.

$$B_{cv} = (73197,62 + 1841,30) \cdot 20 / 100\% = 15007,78 \text{ грн.}$$

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

Витрати за статтею «Витрати на роботи, які виконують сторонні підприємства, установи і організації» розраховуємо як 30...45% від суми основної заробітної плати дослідників та робітників за формулою:

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

де H_{cn} – норма нарахування за статтею «Витрати на роботи, які виконують сторонні підприємства, установи і організації», прийmemo $H_{cn} = 35\%$.

$$B_{cn} = (73197,62 + 1841,30) \cdot 35 / 100\% = 26263,62 \text{ грн.}$$

4.2.11 Інші витрати

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

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

$$I_{\epsilon} = (Z_o + Z_p) \cdot \frac{H_{i\epsilon}}{100\%}, \quad (4.15)$$

де $H_{i\epsilon}$ – норма нарахування за статтею «Інші витрати», прийmemo $H_{i\epsilon} = 50\%$.

$$I_{\epsilon} = (73197,62 + 1841,30) \cdot 50 / 100\% = 37519,46 \text{ грн.}$$

4.2.12 Накладні (загальновиробничі) витрати

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

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

$$B_{нзв} = (Z_o + Z_p) \cdot \frac{H_{нзв}}{100\%}, \quad (4.16)$$

де $H_{нзв}$ – норма нарахування за статтею «Накладні (загальновиробничі) витрати», прийmemo $H_{нзв} = 105\%$.

$$B_{нзв} = (73197,62 + 1841,30) \cdot 105 / 100\% = 78790,87 \text{ грн.}$$

Витрати на проведення науково-дослідної роботи на тему «Метод і система поляризаційної корелометричної лазерної діагностики структури біологічних тканин» розраховуємо як суму всіх попередніх статей витрат за формулою:

$$B_{заг} = Z_o + Z_p + Z_{дод} + Z_n + M + K_{\epsilon} + B_{снец} + B_{прг} + A_{обл} + B_e + B_{св} + B_{сн} + I_{\epsilon} + B_{нзв}. \quad (4.17)$$

$$B_{\text{заг}} = 73197,62 + 1841,30 + 8254,28 + 18324,50 + 4777,29 + 23940,00 + 54182,96 + 10372,70 + 7081,97 + 1155,19 + 15007,78 + 26263,62 + 37519,46 + 78790,87 = 360709,55 \text{ грн.}$$

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

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

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

$$ZB = 360709,55 / 0,95 = 379694,26 \text{ грн.}$$

4.3 Оцінювання важливості та наукової значимості науково-дослідної роботи

Оцінювання та доведення ефективності виконання науково-дослідної роботи фундаментального чи пошукового характеру є достатньо складним процесом і часто базується на експертних оцінках, тому має вірогідний характер. Для обґрунтування доцільності виконання науково-дослідної роботи на тему «Метод і система поляризаційної корелометричної лазерної діагностики структури біологічних тканин» використовується спеціальний комплексний показник, що враховує важливість, результативність роботи, можливість впровадження її результатів у виробництво, величину витрат на роботу.

Комплексний показник K_p рівня науково-дослідної роботи може бути розрахований за формулою [45]:

$$K_p = \frac{I^n \cdot T_c \cdot R}{B \cdot t}, \quad (4.19)$$

де I – коефіцієнт важливості роботи. Приймемо $I = 4$;

n – коефіцієнт використання результатів роботи; $n = 0$, коли результати роботи не будуть використовуватись; $n = 1$, коли результати роботи будуть використовуватись частково; $n = 2$, коли результати роботи будуть використовуватись в дослідно-конструкторських розробках; $n = 3$, коли результати можуть використовуватись навіть без проведення дослідно-конструкторських розробок. Прийmemo $n=2$;

T_C – коефіцієнт складності роботи. Прийmemo $T_C = 3$;

R – коефіцієнт результативності роботи; якщо результати роботи плануються вище відомих, то $R = 4$; якщо результати роботи відповідають відомому рівню, то $R = 3$; якщо нижче відомих результатів, то $R = 1$. Прийmemo $R = 3$;

B – вартість науково-дослідної роботи, тис. грн. Прийmemo $B = 379694,26$ грн;

t – час проведення дослідження. Прийmemo $t = 0,17$ років, (2 міс.).

Визначення показників I , n , T_C , R , B , t здійснюється експертним шляхом або на основі нормативів.

$$K_p = \frac{I^n \cdot T_C \cdot R}{B \cdot t} = 4^2 \cdot 3 \cdot 3 / 379,7 \cdot 0,17 = 2,28.$$

Якщо $K_p > 1$, то розглянуту науково-дослідну роботу можна вважати ефективною з високим науковим, технічним і економічним рівнем.

4.4 Висновок до розділу 4

Витрати на проведення науково-дослідної роботи на тему «Метод і система поляризаційної корелометричної лазерної діагностики структури біологічних тканин» складають 379694,26 грн. Відповідно до проведеного аналізу та розрахунків рівень наукового ефекту проведеної науково-дослідної роботи є середній, а дослідження актуальними, рівень доцільності виконання науково-дослідної роботи $K_p > 1$, що свідчить про потенційну ефективність з високим науковим, технічним і економічним рівнем.

ВИСНОВКИ

В магістерській кваліфікаційній роботі було вирішено задачу розширення функціональних можливостей системи поляризаційної лазерної діагностики структури БТ із підвищенням достовірності методу діагностики за рахунок поєднання азимутально незалежного поляриметричного та корелометричного методів оцінювання анізотропії БТ з інтелектуальним аналізом даних.

За результатами аналізу відомих методів та систем поляризаційно корелометричного картографування зображень БШ було встановлено, що важливим чинником підвищення достовірності діагностики БТ є досягнення азимутальної інваріантності розподілів вимірних параметрів від повороту зразків відносно осі опромінення їх лазерним поляризованим випромінюванням.

Було удосконалено метод поляризаційної лазерної діагностики структури БТ на основі поєднання «одноточкових» азимутально-незалежних та «двоточкових» корелометричних методів вимірювання, доповнених статистичним аналізом вимірних розподілів азимутів, еліптичностей поляризації зображень БШ, а також модуля та фази КСВП. На основі статистичних моментів 1-го-4-го порядків вказаних розподілів отримано вектори ознак для формування правил нечіткої підтримки прийняття рішення.

Розроблено архітектуру системи діагностики БТ, яка реалізує удосконалений поляризаційно корелометричний метод. Лабораторний макет системи аналога, адаптований до розробленої архітектури, доповнено блоками вимірювання розподілів модуля та фази комплексного ступеня взаємної поляризації зображення БШ, а також програмним блоком для реалізації запропонованих нечітких моделей прийняття рішень.

Проведено експериментальні дослідження системи поляризаційної корелометричної діагностики біологічних тканин. На основі отриманої бази знань розроблено нечіткі моделі прийняття рішення для модуля ППР при диференціальній посмертній діагностиці асфіксії та інфаркту міокарда.

Оцінено достовірність запропонованого методу діагностики та її зростання на 4,8% у порівнянні із прототипом.

Оцінено витрати на проведення науково-дослідної роботи на тему «Метод і система поляризаційної корелометричної лазерної діагностики структури біологічних тканин», які склали 379694,26 грн. Рівень наукового ефекту проведеної науково-дослідної роботи є середній, а дослідження актуальними, рівень доцільності виконання науково-дослідної роботи $K_p > 1$, що свідчить про потенційну ефективність з високим науковим, технічним і економічним рівнем.

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. Alalia, S. and Vitkin, A. Polarized light imaging in biomedicine: emerging Mueller matrix methodologies for bulk tissue assessment. *Journal of Biomedical Optics*. 2015. Vol.20. № 6. 061104 (2015).
3. Основи лазерної поляриметрії. Біологічні тканини людини / Ушенко О.Г., Ушенко Ю.О., Томка Ю.Я. та ін. / за ред. О.Г. Ушенка. Чернівці: Чернівецький нац. ун-т, 2010. 588 с.
4. Методи і засоби лазерної поляриметрії біологічних тканин: монографія / Ушенко О.Г., Павлов С.В., Заболотна Н.І. та ін. Вінниця: Едельвейс, 2019. 269 с.
5. Заболотна Н.І. Принципи і методи поляризаційного картографування біологічних тканин. *Фотобіологія та фотомедицина*. 2010. №3,4. С. 84-90.
6. 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.
7. Тужанський С.Є., Лисенко Г.Л. Системи лазерної відео - поляриметрії для автоматизованого контролю параметрів неоднорідних біотканин : монографія. Вінниця: ВНТУ, 2011. 156 с.
8. Ванчуляк О. Я. Експертна оцінка гострої ішемії міокардаполяризаційно-кореляційними методами: дис. ... доктора мед. наук: 14.01.25 / ЧНУ, Чернівці, 2016. 292 с.
9. Azimuthally invariant laser polarimetry of polycrystalline smears of biological liquids / Yu.O. Ushenko et. al. *Semiconductor Physics Quantum Electronics & Optoelectronics*. 2015. T. 18, № 1. С. 158-163.
10. Методи і засоби азимутально-інваріантної мюллер-матричної поляриметрії оптично-анізотропних біологічних шарів /О.В. Олар та ін. *Біофізичний вісник*. 2019. Вип.41. С.52-62.

- 11.Zabolotna N., Sholota V., Satymbekov M., Komada P. Azimuthally invariant system of Mueller-matrix polarization diagnosis of biological layers with fuzzy logical methods of decision-making. *Proceedings of SPIE*. 2022. Vol.12476. 1247608.
- 12.Polarization Correlometry of Scattering Biological Tissues and Fluids / A. G. Ushenko et. al. *Springer, Singapore*. 2020. 76 p.
- 13.Ushenko A. Stokes-Correlometry Analysis of Biological Tissues with Polycrystalline Structure. *IEEE Journal of Selected Topics in Quantum Electronics*. 2019. Vol. 25. (1). 8438957.
- 14.Заболотна Н.І., Бондар Я. Комп'ютеризована система для лазерної корелометричної діагностики біологічних тканин. *Сучасні проблеми інфокомунікацій, радіоелектроніки та наносистем (СППН-2023): тези доповіді всеукр. наук.-практ. конф. (м. Вінниця, 15-17 листоп. 2023 р.)*. URL: <https://conferences.vntu.edu.ua/index.php/spirn/spirn2023/paper/viewFile/19266/15943> (дата звернення 20.11.2023).
- 15.Absorption-spectroscopy in tissue-simulating materials - a theoretical and experimental-study of photon paths / M. S. Patterson, S. Andersson-Engels, Brian C. Wilson, and E. K. Osei. *Appl. Opt.* 1995. V.34. P. 22-30
- 16.Demos S. G., Alfano R.R. Optical polarization imaging. *Appl. Opt.* 1997. V. 36. P. 150-155.
- 17.Ushenko A.G., Pishak V.P. Laser Polarimetry of Biological Tissue. Principles and Applications // in *Coherent-Domain Optical Methods. Biomedical Diagnostics, Environmental and Material Science* / ed. V.Tuchin. Kluwer Academic Publishers, 2004. P. 67.
- 18.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*. №2 (36). 2018. С. 60-71.
- 19.Polarization-correlation mapping of biological tissue coherent images / O.V. Angelsky et. al. *J. Biomed. Opt.* 2005. No.6. 064025.

- 20.Клімов О.С. Адаптивна поляриметрія послідовного зондування однорідних анізотропних об'єктів: дис. ...канд. техн. наук: 01.04.05 . К., 2010. 186 с.
- 21.Ushenko Y.A. Scale-selective polarization cartography of biological polycrystalline net . *Proc. SPIE*. 2012. Vol. 8498. P. 84980Z.
- 22.Ushenko Y. A., Peresunko A., B. Adel Baku New Method of Mueller-Matrix Diagnostics and differentiation of Early Oncological Changes of the Skin Derma. *Advances in Optical Technologies*. 2010. 952423.
- 23.Савенков С.М., Клімов О.С., Оберемок Є.А. Стокс-поляриметр на рідкокристалічних комірках: аналіз похибок. *Вісник Київського університету. Серія: фізико-математичні науки*. 2009. №1. С. 215–220.
- 24.Alali S., Vitkin I. Optimization of rapid Mueller matrix imaging of turbid media using four photoelastic modulators without mechanically moving parts. *Optical Engineering*. 2013. Vol. 52(10). P. 103114.
- 25.Maria Rosaria Antonelli. Biomedical applications of polarimetric imaging contrast. Initial studies for scattering media and human tissues. *Medical Physics [physics.med-ph]*. Ecole Polytechnique X, 2011. English. URL: <https://pastel.archives-ouvertes.fr/pastel-00652201> (дата звернення 15.11.2023).
- 26.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.
- 27.Бойчук Т. М. Лазерно-поляриметрична діагностика структурної організації легеневої тканини в нормі та патології. *СМБ*. 2012. №3. С. 10-16.
- 28.Diagnostics of the prescriptions of death by a method of azimuthally-invariant Mueller-matrix microscopy / Ushenko A. G. et. al. *SPIE Proc*. 2020. Vol. 11581. 115810J.
- 29.Azimuthally invariant Mueller-matrix tomography of the distribution of phase and amplitude anisotropy of biological tissues / Gutsul A. et. al. *SPIE Proc*. 2020.11510. 115102S.
- 30.Заболотна Н.І, Шолота В.В., Масловський В.Ю., Жумагулова Ш. Нечіткі моделі прийняття рішення при лазерній поляризаційно інваріантній

- діагностиці ішемії міокарда. *Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології*. 2023. №1. С.97-105.
31. Chabanov A. A., Hu B., Genack A. Z. Dynamic Correlation in Wave Propagation in Random Media . *Phys. Rev. Lett.* 2004. Vol. 93. 123901.
32. Freund I. '1001' correlations in random wave fields // *Wave Random Media*. 1998. Vol. 8. P. 119-158.
33. Ангельська А. О. Комплексний ступінь взаємної поляризації полів двопробенезаломлюючих матриць біологічних тканин: дис. ... канд. фіз.-мат. наук; 01.04.05. Чернівці, 2009. 141 с.
34. Correlation optics in progress: introduction to the feature issue / Angelsky O.V. et.al. *Appl. Opt.* 2014. Vol. 53. CO1-CO2.
35. Ushenko Yu. A. Complex degree of mutual anisotropy of extracellular matrix of biological tissues. *Optics and Spectroscopy*. 2011. Vol. 110(5) P. 814-819.
36. Waghlikar K. B., Sundararajan V., Deshpande A. W. Modeling Paradigms for Medical Diagnostic Decision Support: A Survey and Future Directions. *Journal of medical systems*: 2012. Volume 36, Issue 5. P.3029-3049.
37. Заболотна Н.І. Локотей, Д. Ю., Олійниченко Б. П. Інтелектуалізована система поляризаційного картографування плівок плазми крові у діагностиці онкологічного стану молочних залоз. *Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології*. 2016. №1. С. 36 – 46.
38. Radchenko K. O. Intellectualized Mueller-Jones matrix system of laser polarimetry for breast fibroadenoma diagnosis. *Proc. SPIE. Vol. 10750. - 107500M*. 2018.
39. Rui Hao, Zheng Zhang, Honghui He, Hui Ma. Automatic detection and quantitative evaluation of skin hair follicles based on Mueller matrix polarimetry. *Proc. SPIE*. 2023. Vol. 12382, 123820B.
40. Zadeh Lotfi A. Fuzzy logic: principles, applications, and perspectives. *Proc. SPIE*. 1991. Vol.1468.
41. Заболотна Н. І., Бісікало О. В., Шолота В. В. Підтримка прийняття рішень в системі поляризаційної зображальної діагностики гістологічних зрізів за

- аналізом їх параметрів анізотропії, *Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології*. № 2 (40). 2021, с. 29–40.
42. Спосіб поляризаційного картографування полікристалічних мереж оптико-анізотропних шарів біологічних об'єктів: пат. №67821 Україна: МПК G06N33/00; G01N21/39. U2011 08691; Заявл. 11.07.2011; опубл. 12.03.2012, Бюл. №15.
43. 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.
44. Поворознюк А. І., Харченко Є. С. Застосування нечіткої логіки в комп'ютерних системах медичної діагностики. *Вісник національного технічного університету "ХПІ"* : зб. наук. пр. темат. вип. : Інформатика та моделювання. Харків : НТУ "ХПІ". 2015. № 33 (1142). С. 125-133.
45. Методичні вказівки до виконання економічної частини магістерських кваліфікаційних робіт / Уклад. : В. О. Козловський, О. Й. Лесько, В. В. Кавецький. Вінниця : ВНТУ, 2021. 42 с.

ДОДАТКИ

Додаток А
(обов'язковий)

ПРОТОКОЛ
ПЕРЕВІРКИ КВАЛІФІКАЦІЙНОЇ РОБОТИ
НА НАЯВНІСТЬ ТЕКСТОВИХ ЗАПОЗИЧЕНЬ

Назва роботи: Метод і система поляризаційної корелометричної лазерної діагностики структури біологічних тканин

Тип роботи: магістерська кваліфікаційна робота
(МКР, БДР)

Підрозділ: кафедра БМІОЕС, ФІЕС
(кафедра, факультет)

Показники звіту подібності Unicheck

Оригінальність 86.9% Схожість 13.1%

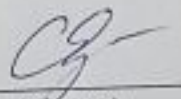
Аналіз звіту подібності (відмітити потрібне)

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)

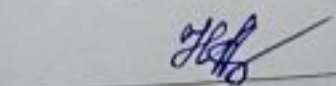
Ознайомлені з повним звітом подібності, який був згенерований системою Unicheck щодо роботи

Автор


(підпис)

Бондар Я.С.
(прізвище, ініціали)

Керівник роботи


(підпис)

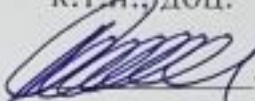
Заболотна Н.І.
(прізвище, ініціали)

ДОДАТОК Б
(Обов'язковий)
ВНТУ

ЗАТВЕРДЖУЮ

Зав. каф. БМІОЕС,

к.т.н., доц.

 Л.Г. Коваль

« 05 » грудня 2023 р.

ТЕХНІЧНЕ ЗАВДАННЯ

на магістерську кваліфікаційну роботу


«Метод і система поляризаційної корелометричної лазерної діагностики
структури біологічних тканин»

08-35. МКР.002.00.000 ТЗ

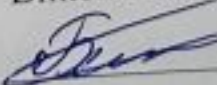
Керівник роботи

д.т.н., доцент,

проф. кафедри БМІОЕС

 Заболотна Н.І.

Виконавець: ст. гр. ЛТО-22м

 Бондар Я.С.

1 ПІДСТАВА ДЛЯ ВИКОНАННЯ РОБОТИ

Робота проводиться на підставі наказу ректора по Вінницькому національному технічному університету від 18.09.2023 р., №247 та індивідуального завдання на магістерську кваліфікаційну роботу.

Дата початку роботи: 01.09.2023 р.

Дата закінчення: 10.12.2023 р.

2 МЕТА І ПРИЗНАЧЕННЯ МКР

Метою роботи є розширення функціональних можливостей системи поляризаційної лазерної діагностики структури БТ із підвищенням достовірності методу діагностики за рахунок поєднання азимутально незалежного поляриметричного та корелометричного методів оцінювання анізотропії БТ з інтелектуальним аналізом даних.

Для досягнення поставленої мети необхідно вирішити такі задачі:

- провести аналіз методів і систем діагностики поляризаційно-неоднорідних полів біологічних тканин ;
- удосконалити метод поляризаційної лазерної діагностики структури БТ на основі поєднання «одноточкових» азимутально-незалежних та «двоточкових» корелометричних методів вимірювання параметрів поляризаційно-неоднорідних полів БТ із їх інтелектуальним аналізом;
- розробити архітектуру оптико-електронної системи діагностики БТ за удосконаленим методом;
- провести експериментальні дослідження системи поляризаційної корелометричної діагностики біологічних тканин при діагностиці конкретної патології БТ;
- розробити програмний модуль обчислення КСВП на основі проведених вимірювань та модуль інтелектуального аналізу вимірних даних в системі;

- визначити технічні характеристики розробленої системи при діагностиці конкретної патології БТ.

Об'єкт дослідження – процеси вимірювання та оцінювання поляризаційно-кореляційних зображень гістологічних зрізів при діагностуванні БТ.

Предмет дослідження – методи та системи корелометричної та азимутально незалежної поляриметрії гістологічних зрізів та їх інтелектуального аналізу при діагностиці БТ .

3 ДЖЕРЕЛА РОЗРОБКИ МКР

1. Методи і засоби азимутально-інваріантної мюллер-матричної поляриметрії оптично-анізотропних біологічних шарів /О.В. Олар та ін. *Біофізичний вісник*. 2019. Вип.41. С.52-62.

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

3. Polarization Correlometry of Scattering Biological Tissues and Fluids / A. G. Ushenko et. al. *Springer, Singapore*. 2020. 76 p.

4. Ushenko A. Stokes-Correlometry Analysis of Biological Tissues with Polycrystalline Structure. *IEEE Journal of Selected Topics in Quantum Electronics*. 2019. Vol. 25. (1). 8438957.

4 ВИМОГИ ДО ВИКОНАННЯ МКР

Основними вимогами є:

1. Функціональне призначення системи: вимірювання розподілів азимутів, еліптичностей та комплексного ступеня взаємної поляризації (КСВП) зображення зрізу біологічної тканини (БТ) із прийняттям рішення на їх основі по діагностиці захворювання.

2. Тип лазера: напівпровідниковий, довжина хвилі $\lambda=6328$ нм, робоча потужність 5 мВ

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

5 ЕТАПИ МКР І ТЕРМІНИ ЇХ ВИКОНАННЯ

№	Назва та зміст етапу	Термін виконання		Очікувані результати
		початок	закінчення	
1.	Розробка, погодження та затвердження технічного завдання (ТЗ)	01.09.2023	14.09.2023	Розроблене ТЗ
2.	Аналіз методів та систем лазерної поляриметрії біологічних тканин.	14.09.2023	10.10.2023	Розділ 1 пояснювальної записки
3.	Розробка методів та архітектури системи	10.10.2023	23.10.2023	Розділ 2 пояснювальної записки
4.	Експериментальна реалізація системи	23.10.2023	09.11.2023	Розділ 3 пояснювальної записки
5.	Економічна частина	09.11.2023	01.12.2023	Розділ 4 пояснювальної записки
6.	Оформлення необхідної технічної документації. Підготовка МКР до публічного захисту	01.12.2023	10.12.2023	МКР

6 ПОРЯДОК КОНТРОЛЮ І ПРИЙМАННЯ

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

7 ВИМОГИ ЩОДО ТЕХНІЧНОГО ЗАХИСТУ ІНФОРМАЦІЇ З ОБМЕЖЕНИМ ДОСТУПОМ

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

Додаток В
(обов'язковий)

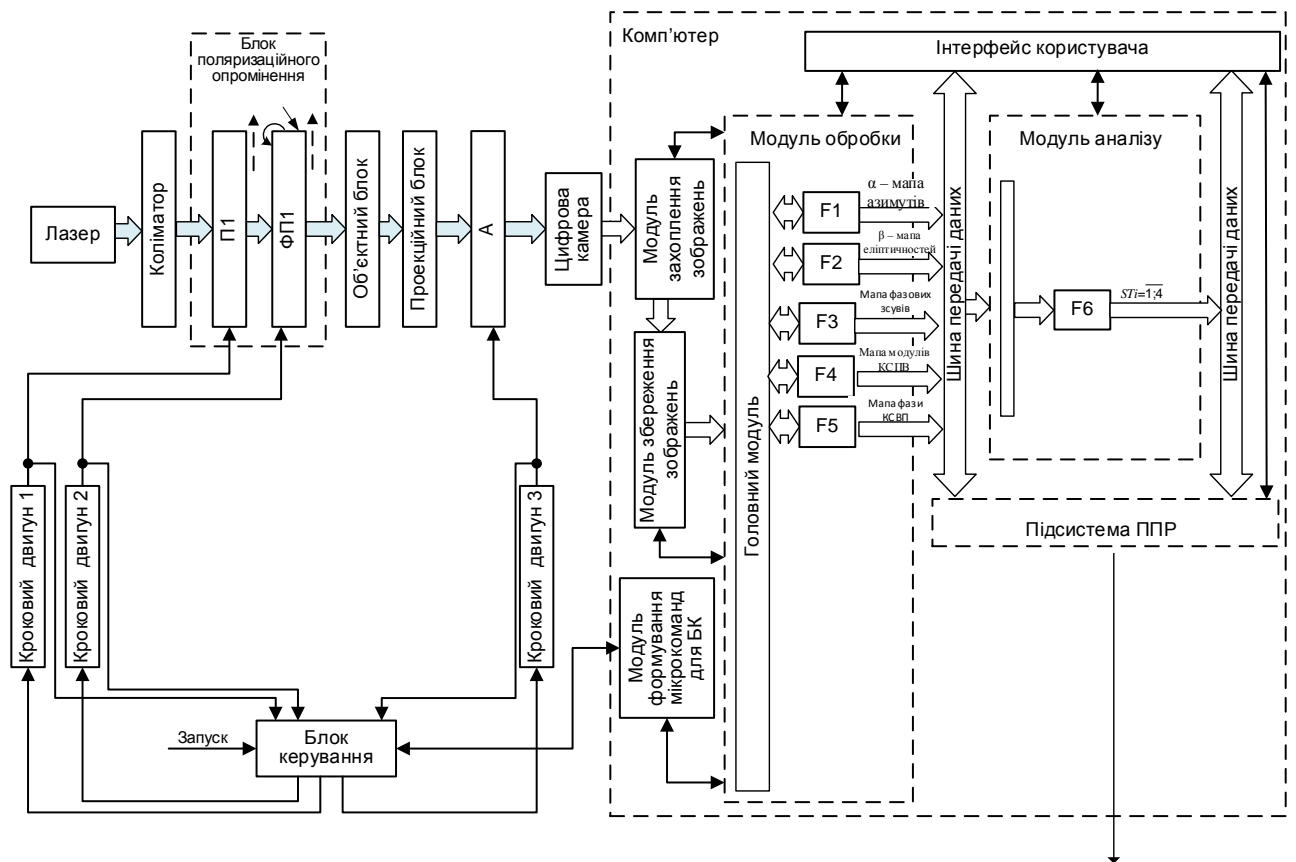
ІЛЮСТРАТИВНА ЧАСТИНА

МЕТОД І СИСТЕМА ПОЛЯРИЗАЦІЙНОЇ КОРЕЛОМЕТРИЧНОЇ ЛАЗЕРНОЇ
ДІАГНОСТИКИ СТРУКТУРИ БІОЛОГІЧНИХ ТКАНИН

Додаток В.1

(обов'язковий)

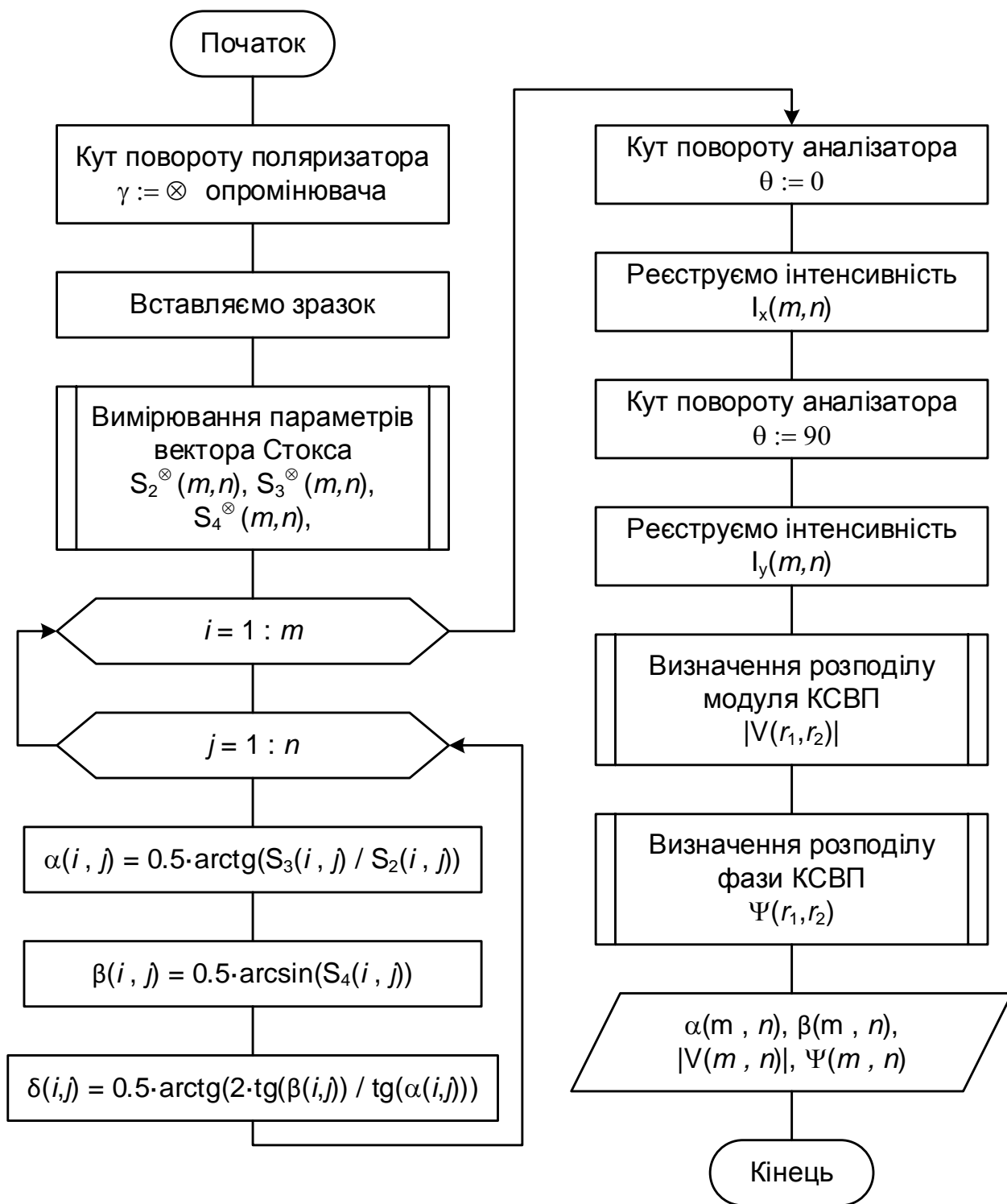
Схема структурна системи поляризаційної корелометричної діагностики біологічних тканин



Додаток В.2

(обов'язковий)

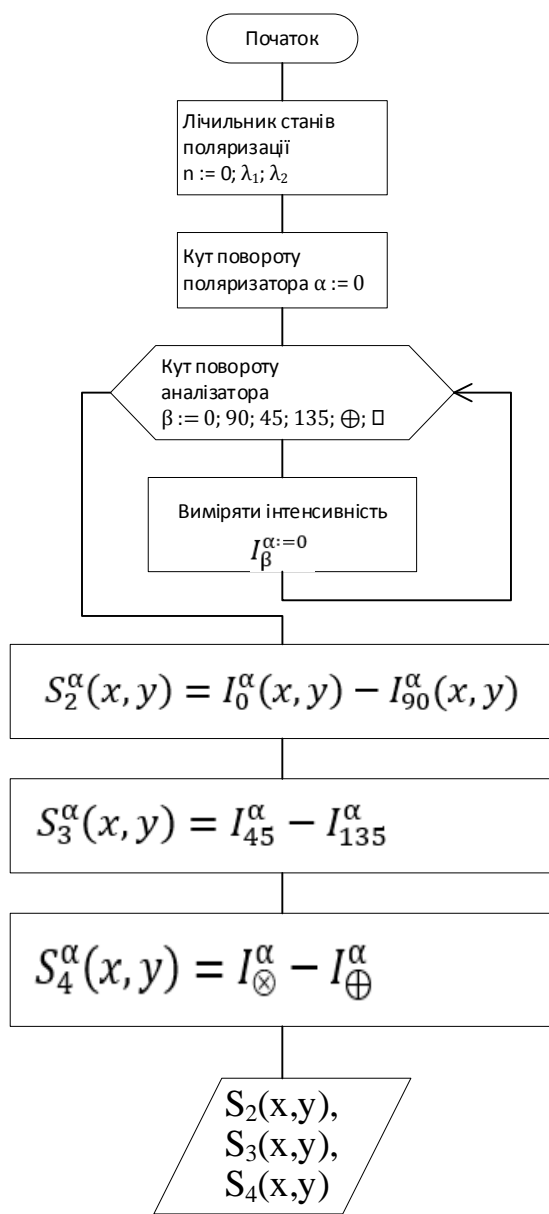
Блок-схема вимірювання мап поляризаційно-корелометричних параметрів біологічного шару в системі



Додаток В.3

(обов'язковий)

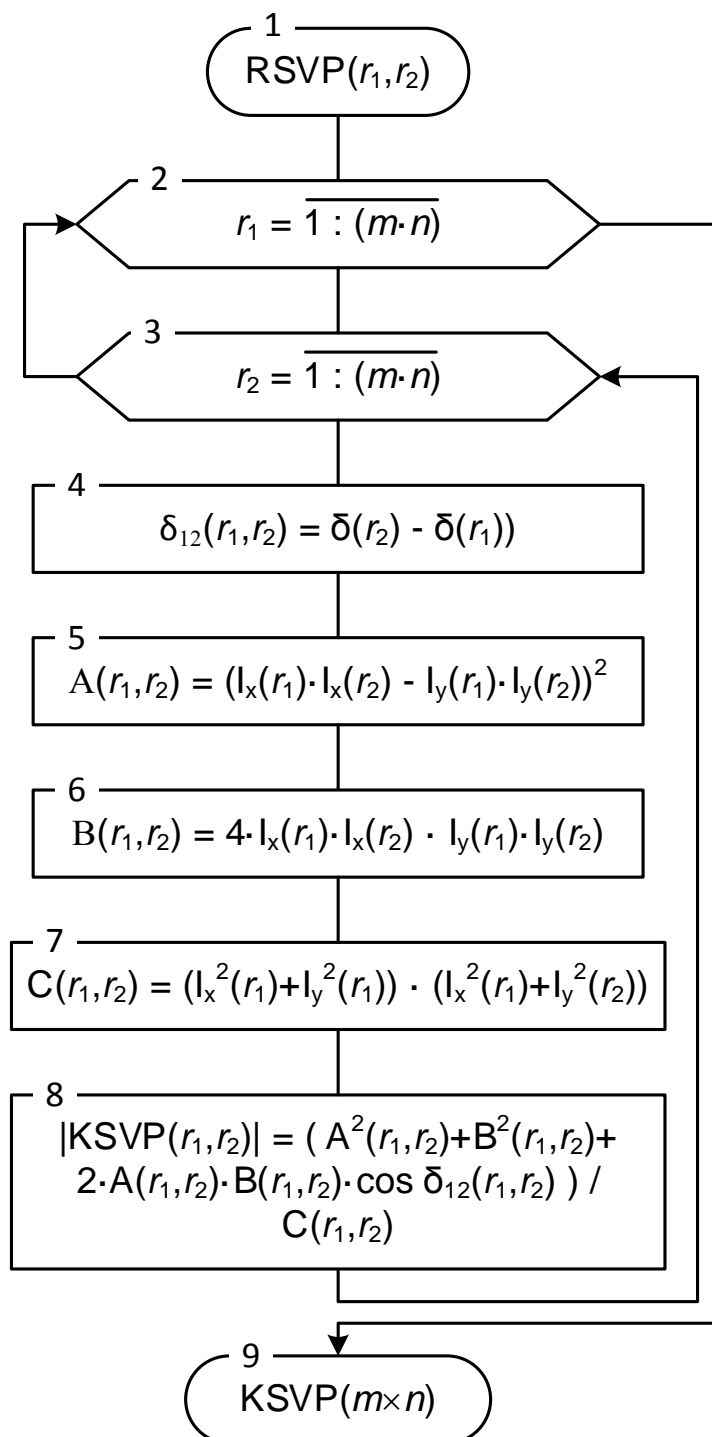
Блок-схема вимірювання розподілів елементів вектора Стокса



Додаток В.4

(обов'язковий)

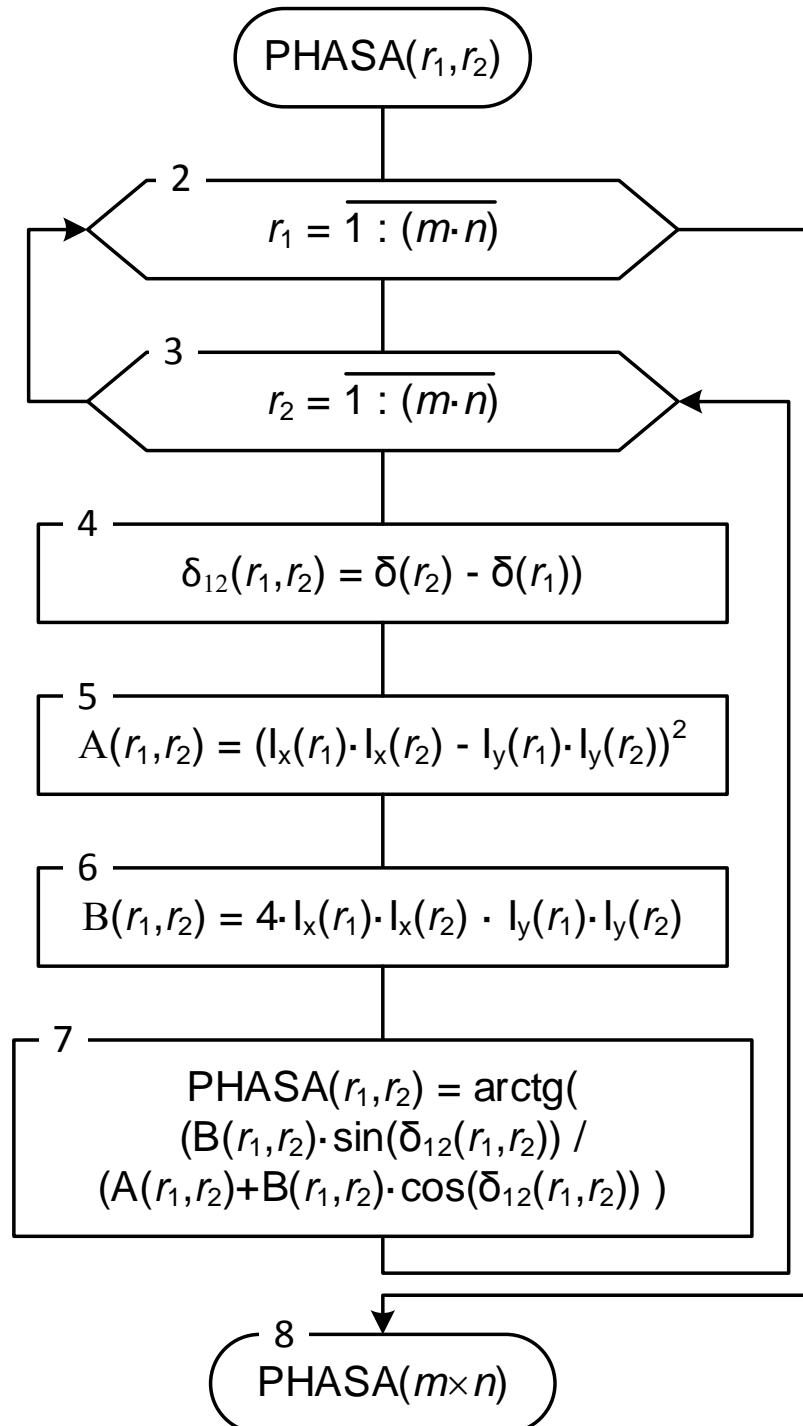
Блок-схема вимірювання розподілів модуля КСВП



Додаток В.5

(обов'язковий)

Блок-схема вимірювання розподілів фази КСВП



Додаток Г
(обов'язковий)

Лістинг розроблених блоків програмного забезпечення
Програма обчислення параметрів розподілу модуля та фази КСВП

```
package standartpackage;

import java.util.Scanner;
import java.lang.Math;

public class MainMath {
    public MainMath(){
        Scanner in = new Scanner(System.in);
        String from = in.nextLine();
        String path = in.nextLine();
        String pathIx = in.nextLine();
        String pathIy = in.nextLine();
        Stocks st = new Stocks (from, path);
        int n = st.S[0].length;
        int m = st.S[0][0].length;
        Double [][] alfa = new Double[n][m];
        Double [][] beta = new Double[n][m];
        Double [][] sigma = new Double[n][m];
        for (int i = 0; i < n; i++){
            for (int j = 0; j < m; j++){
                alfa[i][j]=0.5*Math.atan(st.S[2][i][j]/st.S[1][i][j]);
                beta[i][j]=0.5*Math.asin(st.S[3][i][j]);
                sigma[i][j]=0.5*Math.atan(2*Math.tan(beta[i][j])/Math.tan(alfa[i][j]));
            }
        }
        Double [][] Ix = GettingImages.getImage(pathIx);
        Double [][] Iy = GettingImages.getImage(pathIy);
        Double [][] ksvp = KSVP (sigma, Ix, Iy);
        Double [][] phasa = phasa(sigma, Ix, Iy);
        writeImage(ksvp, "");
        writeImage(phasa, "");
    }

    private void writeImage(Double [][] image, String path){
        Integer[][] tmp = new Integer[image.length][image[0].length];
        for(int i = 0; i < image.length; i++){
            for (int j = 0; j < image[0].length; j++){
                if(image[i][j] > 1.0){
                    image[i][j] = 1.0;
                }
                if(image[i][j] < -1.0){
                    image[i][j] = -1.0;
                }
                tmp[i][j] = (int) ((image[i][j]+1)*128-1);
            }
        }
        WritingImage.writingImage(tmp, path);
    }

    private Double [][] KSVP(Double[][] sigma, Double[][] Ix, Double[][] Iy){
        Double [] sigmaAv = average(sigma);
        Double [] IxAv = average(Ix);
    }
}
```

```

Double [] IyAv = average(Iy);
Double sigmaR, A, B, C;
Double [][] modKSVP = new Double[sigmaAv.length][sigmaAv.length];
for (int i = 0; i < sigmaAv.length; i++){
    for (int j = 0; j < sigmaAv.length; j++){
        sigmaR = sigmaAv[i] - sigmaAv[j];
        A = Math.pow((IxAv[i]*IxAv[j]-IyAv[i]*IyAv[j]),2);
        B = 4*IxAv[i]*IxAv[j]*IyAv[i]*IyAv[j];
        C = (Math.pow(IxAv[i], 2) + Math.pow(IxAv[j], 2))*
            (Math.pow(IyAv[i], 2) + Math.pow(IyAv[j], 2));
        modKSVP[i][j] = Math.pow(A, 2) + Math.pow(B, 2) +
            2 * A*B*Math.cos(sigmaR)/C;
    }
}
return modKSVP;
}

private Double [][] phasa(Double[][] sigma, Double[][] Ix, Double[][] Iy) {
    Double[] sigmaAv = average(sigma);
    Double[] IxAv = average(Ix);
    Double[] IyAv = average(Iy);
    Double sigmaR, A, B, C;
    Double[][] phasa = new Double[sigmaAv.length][sigmaAv.length];
    for (int i = 0; i < sigmaAv.length; i++) {
        for (int j = 0; j < sigmaAv.length; j++) {
            sigmaR = sigmaAv[i] - sigmaAv[j];
            A = Math.pow((IxAv[i] * IxAv[j] - IyAv[i] * IyAv[j]), 2);
            B = 4 * IxAv[i] * IxAv[j] * IyAv[i] * IyAv[j];
            C = (Math.pow(IxAv[i], 2) + Math.pow(IxAv[j], 2)) *
                (Math.pow(IyAv[i], 2) + Math.pow(IyAv[j], 2));
            phasa[i][j] = Math.atan(B*Math.sin(sigmaR)/(A+B*Math.cos(sigmaR)));
        }
    }
    return phasa;
}

private Double [] average (Double [][] matrix){
    Double [] av = new Double[matrix.length];
    for (int i = 0; i < matrix.length; i++){
        av[i] = 0.0;
        for (int j = 0; j < matrix[0].length; j++){
            av[i] += matrix[i][j];
        }
        av[i] = av[i]/matrix[0].length;
    }
    return av;
}
}

```

Лістинг модуля програми виведення рішень по аналізу еліптичності

```
package com.company;

import java.util.*;

public class FuzzyLogic {

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

    public FuzzyLogic(){

    }

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



```

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

```

```

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

```