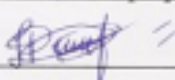


Вінницький національний технічний університет
Факультет інформаційних електронних систем
Кафедра біомедичної інженерії та оптико-електронних систем

Бакалаврська дипломна робота на тему:

**КОМП'ЮТЕРИЗОВАНА СИСТЕМА ДІАГНОСТИКИ
ДВОКОМПОНЕНТНИХ БІОЛОГІЧНИХ ЗРАЗКІВ НА ОСНОВІ МАТРИЦЬ
МЮЛЛЕРА**

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

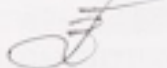
 Рачинський Д.Л.

Керівник: д.т.н., проф. каф. БМІОЕС

 Заболотна Н. І.

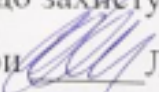
« 17 » 06 2024 р.

Рецензент: к.т.н., доц. каф. КН

 Крилик Л. В.

« 17 » 06 2024 р.

Допущено до захисту

Зав. кафедри  Л.Г. Коваль

« 17 » 06 2024 р.

Вінниця ВНТУ – 2024 рік

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

ЗАТВЕРДЖУЮ

Завідувач кафедри БМІОЕС

 **Л.Г. Коваль**

« 11 » 03 2024 року

ЗАВДАННЯ НА БАКАЛАВРСЬКУ ДИПЛОМНУ РОБОТУ СТУДЕНТУ

Рачинському Дмитру Леонідовичу

(прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема роботи: Комп'ютеризована система діагностики двокомпонентних біологічних зразків на основі матриць Мюллера

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

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

2. Термін подання студентом роботи: 15.06.2024

3. Вихідні дані до роботи:

3.1 Функціональне призначення системи – відтворення координатних розподілів 16 мюллер-матричних зображень двошарової біологічної тканини на довжині хвилі лазера $\lambda=632$ нм із подальшим їх аналізом при проведенні медичної діагностики.

3.2 Вимоги до матеріалу дослідження – двошарова двокомпонентна біологічна тканина з коефіцієнтом оптичної товщини ($\tau < 0,1$), типу «сполучна тканина – м'язова тканина»

3.3 Тип аналізу розподілів вимірюваних параметрів : статистичний аналіз, кореляційний аналіз та діагностика зразків типу «норма» -«патологія» .

4. Зміст текстової частини: : Вступ 1. Аналіз поляриметричних методів та систем оптичної діагностики складних біологічних структур . 2. Метод і структурна схема системи оптичної діагностики двокомпонентних біологічних зразків 3. Експериментальна реалізація системи діагностики двокомпонентних біологічних зразків Висновки. Список використаних

джерел. Додатки.

5. Перелік ілюстративного матеріалу (з точним зазначенням обов'язкових креслень): 1. Схема структурна системи оптичної діагностики двокомпонентних біологічних зразків 2. Блок-схема алгоритму вимірювання мюллер-матричних зображень двошарових двокомпонентних зразків в системі 3. Блок-схема аналізу мюллер-матричних зображень двокомпонентних зразків 4. Алгоритм роботи клієнт-серверної підсистеми з прийняттям рішення

6. Консультанти розділів роботи

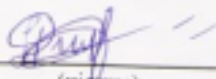
Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата	
		Завдання видав	Завдання прийняв
Спеціальна частина	Заболотна Н.І., д.т.н., доц, професор каф. БМІОЕС	11.03.2024 	17.06.2024 

7. Дата видачі завдання «11» березня 2024 р

КАЛЕНДАРНИЙ ПЛАН

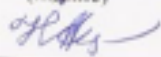
Назва та зміст етапу	Термін виконання		Примітка
	початок	закінчення	
Вибір, узгодження та затвердження теми БДР	03.03.2024	11.03.2024	виконано
Аналіз літературних джерел. Попередня розробка основних розділів	12.03.2024	29.03.2024	виконано
Аналіз вирішення поставленої задачі на даному етапі	30.03.2024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

Студент


(підпис)

Д. Л. Рачинський

Керівник роботи



Н.І. Заболотна

АНОТАЦІЯ

Бакалаврська дипломна робота складається з 88 сторінок формату А4, на яких є 35 рисунків, 6 таблиць, список використаних джерел містить 37 найменувань.

Метою роботи є розширення функціональних можливостей системи поляриметричної діагностики біологічних зразків шляхом вимірювання матриць Мюллера двокомпонентних оптично тонких складних біологічних структур, їх аналізу та автоматизованої підтримки прийняття рішень.

В роботі проаналізовано поляриметричні методи та системи оптичної діагностики складних біологічних структур, удосконалено структурну схему системи оптичної діагностики двокомпонентних біологічних зразків з статистичним, кореляційним та класифікаційним аналізом ММЗ двокомпонентних двошарових біологічних тканин. Розроблено веб-додаток «карта пацієнта» для системи діагностики. Проведено експериментальні вимірювання мюллер-матричних зображень двокомпонентних двошарових біологічних тканин в розробленій системі та оцінено її технічні характеристики.

Ключові слова: матриця Мюллера, двокомпонентні біологічні тканини, статистичний та кореляційний аналіз.

ABSTRACT

The bachelor's thesis consists of 88 pages of A4 format, which includes 35 figures, 6 tables, and a list of references containing 37 items.

The aim of the work is to extend the functionality of the system for polarimetric diagnostics of biological samples by measuring Mueller matrices of two-component optically thin complex biological structures, analyzing them, and providing automated decision support.

The paper analyzes polarimetric methods and systems for optical diagnostics of complex biological structures, improves the structural scheme of the system for optical diagnostics of two-component biological samples with statistical, correlation and classification analysis of MMZ of two-component bilayer BTs. Using the languages HTML, CSS, MySQL, a web application "patient card" for the developed diagnostic system was developed. Experimental measurements of the MMZ of two-component bilayer biological tissues in the developed system were carried out and its technical characteristics were evaluated.

Keywords: Mueller matrix, two-component biological tissues, statistical and correlation analysis.

ЗМІСТ

ВСТУП	8
1 АНАЛІЗ ПОЛЯРИМЕТРИЧНИХ МЕТОДІВ ТА СИСТЕМ ОПТИЧНОЇ ДІАГНОСТИКИ СКЛАДНИХ БІОЛОГІЧНИХ СТРУКТУР	11
1.1 Класифікація методів діагностики біологічних тканин на основі взаємодії з поляризованим випромінюванням.....	11
1.2 Загальна характеристика біологічних зразків як об'єктів поляризаційної діагностики	17
1.3 Порівняльний аналіз відомих поляризаційних систем для визначення матриці Мюллера біологічних зразків та їх діагностики на цій основі	23
1.4 Висновки до розділу 1	31
2 МЕТОД І СТРУКТУРНА СХЕМА СИСТЕМИ ОПТИЧНОЇ ДІАГНОСТИКИ ДВОКОМПОНЕНТНИХ БІОЛОГІЧНИХ ЗРАЗКІВ	32
2.1 Моделювання властивостей оптичної анізотропії двокомпонентних біологічних структур мюллер-матричними зображеннями	32
2.2 Метод та блок прямого вимірювання елементів ММЗ двокомпонентних біологічних зразків в системі діагностики	37
2.3 Статистичний та кореляційний аналіз виміряних мюллер-матричних зображень двокомпонентних біологічних шарів.....	42
2.4 Принципи побудови підсистем підтримки прийняття рішення.....	43
2.5. Алгоритм діагностики двокомпонентної БТ в системі поляризаційної діагностики	49
2.6 Висновки до розділу 2	50
3 ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНА РЕАЛІЗАЦІЯ СИСТЕМИ ДІАГНОСТИКИ ДВОКОМПОНЕНТНИХ БІОЛОГІЧНИХ ЗРАЗКІВ	51
3.1 Опис лабораторного макету блоку вимірювання.....	51
3.2 Експериментальні результати вимірювань мюллер-матричних зображень двокомпонентних біологічних зразків.....	53

3.3 Розробка правил підтримки прийняття рішення для діагностики біологічних зразків «сполучна тканина – м’язова тканина»	58
3.4 Опис розробленої клієнт-серверної підсистеми з функцією «карта пацієнта»	60
3.5 Технічні характеристики методу та системи діагностики двокомпонентних біологічних зразків в системі	66
3.6 Висновки до розділу 3	68
ВИСНОВКИ.....	69
СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ.....	70
Додаток А (обов’язковий).Протокол перевірки кваліфікаційної роботи на наявність текстових запозичень.....	75
Додаток Б (обов’язковий). Графічна частина.....	76
Додаток В (обов’язковий). Лістинг програми.....	81

ВСТУП

Актуальність теми. Впровадження методів та систем лазерної поляриметрії біологічних шарів (БШ) в медицині обумовлено, перш за все, потребами забезпечення високої чутливості розрізнення здорових і пухлинних тканин при їх діагностиці. Поляризоване світло при взаємодії з біологічними матеріалами виступає як «інструментальний зонд», дозволяючи оцінити кількісно мікроструктурну оптичну анізотропію біологічних тканин [1-5].

Багато нових підходів засновано на вимірюванні та аналізі поляриметричної передавальної функції біологічного зразка, яка визначається матрицею Мюллера [4]–[6]. В ній закладено інформацію про двопротенезаломлювальні властивості досліджуваного БШ, а також про орієнтації оптичних осей його полікристалічної структури БШ. Аналіз вимірних матриць Мюллера оптично тонких тканин за умов одноразового розсіювання зондувального поляризаційного випромінювання дозволив здійснювати виявлення ракових уражень шкіри [7], візуалізувати пухлинні захворювання в різних зразках шийки матки [8], виявляти ракові захворювання шлунку [9] та інше.

Відомі системи лазерної поляриметрії для визначення всіх шістнадцяти елементів матриці Мюллера в межах перерізу оптично тонкого БШ з використанням цифрової камери з роздільною здатністю $M \times N$ пікселів для реєстрації двовимірних розподілів поляризаційно-відфільтрованих оптичних полів дозволяють сформувати 16 мюллер-матричних зображень (ММЗ) БШ.

Аналіз групи орієнтаційних ММЗ та фазових ММЗ на основі статистичного та кореляційного підходів при діагностиці раку БШ шийки матки дозволив досягти значень достовірності діагностики відповідно на рівні 83,7% та 89,5% [10].

Актуальним на шляху розширення арсеналу діагностичних методик, які базуються на механізмах оптичної анізотропії БШ, є дослідження реальних багатошарових біологічних тканин (БТ). Моделювання та кількісний аналіз

ММЗ двошарових оптично тонких БТ показав наявність критеріїв діагностики патологічних станів різних типів БТ, підтверджених експериментальними результатами. Проте відсутні результати досліджень, в яких здійснюється аналіз двокомпонентних оптично тонких складних біологічних структур.

Крім того, стримуючим фактором подальшого підвищення достовірності діагностики багатошарових БТ в системах мюллер-матричної поляриметрії є відсутність проведення класифікаційного аналізу та підтримки прийняття рішення.

Мета і задачі дослідження. Мета роботи – розширення функціональних можливостей системи поляриметричної діагностики біологічних зразків шляхом вимірювання матриць Мюллера двокомпонентних оптично тонких складних біологічних структур, їх аналізу та автоматизованої підтримки прийняття рішень.

Для досягнення поставленої мети в роботі необхідно вирішити такі завдання:

- проаналізувати поляриметричні методи та системи оптичної діагностики складних біологічних структур;
- удосконалити структурну схему системи оптичної діагностики двокомпонентних біологічних зразків з статистичним, кореляційним та класифікаційним аналізом ММЗ двокомпонентних двошарових БТ;
- розробити вирішальні правила формування діагностичного висновку за інформативними ознаками ММЗ двокомпонентних двошарових біологічних тканин;
- розробити веб-додаток «карта пацієнта» для розробленої системи діагностики;
- провести експериментальні вимірювання ММЗ двокомпонентних двошарових біологічних тканин в розробленій системі та оцінити її технічні характеристики.

Апробація результатів. Основні результати, які отримано в бакалаврській кваліфікаційній роботі, прийшли апробацію на ЛІІ Науково-технічній конференції підрозділів ВНТУ (м. Вінниця, 2023).

Публікації. За результатами виконання бакалаврської кваліфікаційної роботи опубліковано тези доповідей у матеріалах ЛІІ Науково-технічної конференції підрозділів ВНТУ [11].

1 АНАЛІЗ ПОЛЯРИМЕТРИЧНИХ МЕТОДІВ ТА СИСТЕМ ОПТИЧНОЇ ДІАГНОСТИКИ СКЛАДНИХ БІОЛОГІЧНИХ СТРУКТУР

1.1 Класифікація методів діагностики біологічних тканин на основі взаємодії з поляризованим випромінюванням

Поляризоване світло відіграло важливу роль у нашому розумінні природи електромагнітних хвиль. За його допомогою можна визначати тривимірні характеристики хімічних зв'язків, визначати концентрації цукру в промислових процесах, вивчати властивості білків у розчинах за допомогою методів неруйнівного контролю. Також можна розрізняти звичайні та попередньоракові клітини в поверхневих тканинних шарах, а також інші біомедичні застосування [3].

Поляризація світла - одна з властивостей будь-якого випромінювання в оптичному полі. Під час поляризації частинки світлового пучка, спрямованого на поперечну поверхню, коливаються в одній площині[12].

У біомедицині методи оптичної візуалізації можуть використовуватися для виявлення і диференціації патології тканин, надаючи інформацію про структуру (на клітинному і навіть субклітинному рівні) і функції тканин (метаболічну і композиційну інформацію, мікросудинний кровотік), часто забезпечуючи масо-тканинні властивості, такі як поглинання і розсіювання, які можуть бути використані для виявлення і диференціації тканинної патології. Для отримання такої багатої і корисної біофізичної інформації методи оптичної візуалізації вимірюють специфічні зміни амплітуди, фази, довжини хвилі або поляризації світла, що відбивається, передається, поглинається або відхиляється від тканини. Одним з таких методів оптичної характеристики є поляриметрія - наука, що вивчає взаємодію поляризованого світла з матеріалами для отримання інформації про їхню структуру і склад. Окрім біологічних тканин, методи поляриметрії широко використовуються в

промисловості для характеристики тонких плівок, напівпровідникових чіпів, харчової/фармацевтичної хімії та аерозольних сенсорів [4].

Переваги поляриметрії над іншими методами: не займає багато часу, не потребує реактивів, розчини можна аналізувати після поляриметричного аналізу. Після поляриметричного аналізу розчин можна використовувати для подальших досліджень [13].

До недавнього часу в оптиці біологічних тканин було складно застосовувати методи, пов'язані з поляризацією світла, через швидку деполаризацію внаслідок багаторазового світлорозсіювання. Проте існують дослідження, що засвідчує збереження стану поляризації світла на значних глибинах під поверхнею біологічних тканин. Сучасні методи, зокрема поляризаційно чутлива оптична когерентна томографія, вирішують цю проблему. Вони використовують низько когерентну інтерферометрію для аналізу станів поляризаційного лазерного випромінювання. Мета даних методів - отримати розподіл еліптичностей поляризації зображень та азимутів об'єкта на різних глибинах.

Методи лазерної поляриметрії біологічних тканин використовують складний підхід, який включає аналіз азимутів, еліптичностей та фазових зсувів поляризаційних зображень, до тогож визначають рівень поляризації поля розсіяного випромінювання. Для досягнення цих цілей застосовуються методи картографування та матричного аналізу. До даних методів входить: вимірювання та аналіз мап векторів Стокса, проведення повного або часткового набору елементів матриць Мюллера біологічних тканин. Цей підхід дозволяє відтворювати характеристики анізотропії біологічних структур за допомогою зазначених матриць (Мюллер-томографія) (див. рис. 1). [14].



Рисунок 1.1- Класифікація методів лазерної поляриметрії БТ [14]

До даної класифікації було додано напрямок Мюллер-матричної поляриметрії двокомпонентних оптично тонких біологічних тканин (БТ).

Коефіцієнт екстинції для двокомпонентних оптично тонких біологічних тканин знаходить значення, яке показує на скільки сильно світло зменшиться при проходженні через матеріал, за рахунок поглинання та розсіювання. Для розрахунку даного коефіцієнта слід притримуватися певної послідовності дій:

1. Знайти вектор Стокса до і після проходження через тканину,
2. Розрахувати матрицю Мюллера, використовуючи вектор Стокса,
3. Знайти інтенсивність до і після проходження через тканину,
4. Знайти коефіцієнт екстинції для кожного компонента.

Коефіцієнт екстинції k для двокомпонентної системи може бути розділений на коефіцієнти поглинання k_a і розсіювання k_s . Дану формулу можна зобразити так:

$$k = k_a + k_s. \quad (1.1)$$

Знаючи інтенсивність світла до і після проходження через тканину формулу для знаходження коефіцієнта екстинції можна записати так:

$$k = -\frac{1}{d} \ln\left(\frac{I_{\text{до}}}{I_{\text{після}}}\right), \quad (1.2)$$

де k - коефіцієнт екстинції, d - товщина зразка, $I_{\text{до}}$, $I_{\text{після}}$ - інтенсивність світла до і після проходження через тканину. Товщина зразка знаходиться в діапазоні від 10 до 40мкм, що дає змогу проводити більш точний аналіз [15].

Якщо значення коефіцієнта екстинції менше або рівне 0,1 ($k \leq 0.1$) то даний зразок потрібно вважати оптично тонким, або якщо даний коефіцієнт більше 0.1 ($k > 0.1$) то зразок являється оптично товстим [16].

Поляриметри мають різні застосування і вимагають певної точності та швидкості. Для поляриметрів для отримання зображень важлива однорідність поляризаційного елемента і оптичної апертури. Високоточні та швидкі поляризаційні вимірювання залежать від того, як контролюються параметри поляризаційного перетворювача. Поляриметри можна розділити на ті, що керують параметрами механічно (просторове положення і орієнтація елементів повинні бути змінені) і ті, що керують параметрами електрично (анізотропні властивості електрооптичних, магнітооптичних і акустооптичних елементів впливають на електричні сигнали).

Одним з найбільш універсальних та інформативних методів діагностики є метод матриць Мюллера. Він базується на моделюванні

оптичних властивостей біологічних об'єктів і середовищ за допомогою матричних операторів.

Моделювання оптичних характерних ознак, наприклад, плазми крові ґрунтується на анізотропії білкових мереж у біологічних тканинах. Воно засноване на анізотропії білкових мереж у біологічних тканинах:

- плазмові мембрани людини розглядаються як аморфні кристалічні структури, що складаються з двох компонентів.
- кристалічні компоненти утворені мережею кристалів глобуліну та альбуміну;
- рідкий кристал амінокислоти є оптично одноосьовим двоприменезаломлювальним кристалом, який характеризуються матрицею Мюллера і оператором матриці Джонса [17].

Матрицю Мюллера БТ представлено співвідношенням [17-18]

$$\{M\}_n = \begin{vmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & z_{22} & z_{23} & z_{24} \\ 0 & z_{32} & z_{33} & z_{34} \\ 0 & z_{42} & z_{43} & z_{44} \end{vmatrix}, \quad (1.3)$$

$$\text{де} \quad z_{ik}(\rho, \delta) = \begin{cases} z_{22} = \cos^2 2\rho + \sin^2 2\rho \cos \delta \\ z_{23;32} = \cos 2\rho \sin 2\rho (1 - \cos \delta); \\ z_{33} = \sin^2 2\rho + \cos^2 2\rho \cos \delta; \\ z_{34;43} = \pm \cos \rho \sin \delta; \\ z_{24;42} = \pm \sin 2\rho \sin \delta; \\ z_{44} = \cos \delta. \end{cases} \quad (1.4)$$

де ρ - напрямок оптичної вісі фібрилярної структури біологічної тканини; δ - фазовий зсув, що пов'язаний із показником двоприменезаломлення Δn фібрилярної структури біологічної тканини.

Фазовий зсув можна розрахувати за формулою [17-18][28].

$$\delta = 2\pi/\lambda \Delta n d, \quad (1.5)$$

де d - поперечний розмір, Δn — показник двопронезаломлення, λ - довжина лазерної хвилі [28].

Всі набори елементів матриць Мюллера зазвичай розділяються на дві групи - "орієнтаційні", які в основному характеризують напрямки оптичних осей кристалів, зміну азимуту поляризації хвилі випромінювання, та "фазові", що описують лінійні перетворення поляризаційних станів у еліптичні і навпаки. "Орієнтаційні" елементи матриць Мюллера використовують параметри $z_{22,23,32,33}$, а "фазові" елементи - $z_{24,42,34,43,44}$ [14-18].

Класичне визначення матриці Мюллера — це опис процесу перетворення вектора Стокса оптично-тонкими біологічними шарами [14]:

$$S = \{M\}S_0, \quad (1.6)$$

де S, S_0 -вектори Стокса опромінюючого і об'єктного пучків.

Тепер вектор Стокса записуємо в розгорнутому вигляді [18]:

$$S = \begin{pmatrix} 1 \\ S_2 \\ S_3 \\ S_4 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 1 \\ z_{22}S_2^0 + z_{23}S_3^0 + z_{24}S_4^0 \\ z_{32}S_2^0 + z_{33}S_3^0 + z_{34}S_4^0 \\ z_{42}S_2^0 + z_{43}S_3^0 + z_{44}S_4^0 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 1 \\ \cos 2\alpha \cos 2\beta \\ \sin 2\alpha \cos 2\beta \\ \sin 2\beta \end{pmatrix}. \quad (1.7)$$

В даного виразі еліптичність поляризаційної об'єктивної хвилі є β , а азимутом α [18].

Отримання матриці Мюллера для біологічних зразків може бути важким завданням через їхню каламутну природу. Через це часто виникають багаторазове розсіювання світла та серйозні втрати поляризації з значним рівнем шуму. Для успішного визначення матриці Мюллера біологічного матеріалу необхідно використовувати дуже чутливий поляриметр та проводити вимірювання так, щоб вплив шуму на отримані результати був мінімальним.

Матриця Мюллера - це математичний інструмент, що використовується для опису оптичних властивостей системи, які впливають на поляризацію світла. Його можна використовувати для аналізу поляризаційних властивостей в БТ, таких як двопроменезаломлення та орієнтація фібрил.

Двопроменеве заломлення – це зв'язок між двома ортогональними компонентами вектора поляризації оптичної хвилі призводить до зміни відповідних компонент показника заломлення на різні величини Δn_x та Δn_y . Подвійне променезаломлення (двопроменезаломлення) часто кількісно визначається як максимальна різниця між показниками заломлення матеріалу.

Подвійне променезаломлення або двопроменеве заломлення використовується в медичній діагностиці.

1.2 Загальна характеристика біологічних зразків як об'єктів поляризаційної діагностики

Поляризаційні методи вимірювань та діагностичні засоби мають значні перспективи для нової якісної діагностики оптичних неоднорідностей біологічних тканин та рідин. Ці методи ґрунтуються на вивченні стану поляризації електромагнітного випромінювання, що розсіялось або відбилося від об'єкта дослідження. Вони відрізняються високою чутливістю до поляризаційних параметрів оптичного випромінювання, що розсіялося біологічним шаром (БШ), який представляє собою гістологічний зріз біологічної тканини (БТ) або плівку біологічної рідини (БР), до змін його оптико-геометричних характеристик. Це є суттєвою перевагою цих методів та засобів у діагностиці [14].

Біологічні зразки – це зразки, які пов'язані з життєдіяльністю організму як біологічної істоти. Біологічні зразки живого організму можуть бути зразки відбитків пальців, відбитків будь-якої поверхні тіла людини (губ, ліктів, ніг

тощо), запахів слідів людини, а також усі зразки біологічного походження (слина, кров, піт, волосся, нігті тощо)[19] .

Мікроструктурна анізотропія є одною з найважливіших ознак тканини, що свідчить про придатність до поляриметричних досліджень. Причинами багатьох захворювань є зміни в орієнтації клітин та структурі колагену. Дані структурні аномалії вказують на зміни в матриці Мюллера біологічного шару (БШ). Ця матриця містить повну поляризаційну інформацію, що відображає біофізичні властивості. Проаналізувавши матрицю Мюллера біологічного шару, можна відтворити двовимірні розподіли напрямів оптичної осі та показників двопронизаломлення полікристалічної мережі біологічного шару (БШ). Це можна реалізувати за умови використання оптично тонких біологічних зразків (так звана «мюллер-томографія»).

Розглядаючи область застосування поляриметрів потрібно вказати на направленість цих приладів на різні типи досліджуваних біологічних структур. Тип дослідження залежить від значення коефіцієнта екстинкції або оптичної товщини. Коефіцієнта екстинкції включає в себе: оптично тонкі біологічні шари, котрі при взаємодії зі світлом викликають одноразове розсіювання фотонів, а також оптично товсті, які викликають дворазове або багаторазове розсіювання фотонів, або багат шарові біологічні структури.[14]

У вищезазначеній класифікації також вводиться характеристика наявності в поляриметрах біологічної тканини (БТ) та біологічної рідини (БР) для комплексної та дійсної оцінки отриманих даних. Завдяки оцінці можна визначити інформативні ознаки, що дозволить в подальшому визначити патологічні стани досліджуваних біологічних тканин.

Поляризаційну діагностику біологічних тканин класифікують за декількома критеріями: кількість компонентів, що задіяні в аналізі, та кількість шарів тканин, що досліджуються.

Двопараметрична (багатопараметрична) поляризаційна діагностика: в даному випадку для характеристики взаємодії світла з тканиною аналізують кілька параметрів поляризації. Зазвичай використовують лінійну поляризацію,

кругову поляризацію та кут орієнтації поляризації. Двокомпонентна поляризаційна діагностика надає більш повну інформацію про поляризаційні властивості тканин і більш точні результати діагностики.

Однокомпонентна (однопараметрична) поляризаційна діагностика полягає в аналізі біологічних тканин одним параметром поляризації. Однопараметрична поляризаційна діагностика БТ є більш простою та менш витратною у використанні. Через це дана діагностика не може мати високу точність результатів, як багатопараметрична діагностика.

Двошарова поляризаційна діагностика – це процес, коли поляризаційне зображення тканини аналізується на двошаровому рівні. Це означає, що досліджується не лише поверхневий шар тканини, а й внутрішній шар. Двошарова поляризаційна діагностика дає змогу отримувати більш детальну інформацію внутрішньої структури тканини та виявити зміни, які можуть бути приховані поверхневими шарами.

Одношарова поляризаційна діагностика: поляризаційне зображення аналізується лише на поверхневому рівні тканини. Одношарова поляризаційна діагностика зазвичай використовується для швидкої оцінки стану тканини на поверхні без необхідності вивчення внутрішніх структурних змін.

Вибір типу поляризаційної діагностики залежить від конкретних цілей дослідження та доступності обладнання. Для детального аналізу структури тканин та виявлення патологічних змін часто використовують двокомпонентну поляризаційну діагностику на двошаровому рівні. Однокомпонентна та одношарова поляризаційна діагностика можуть бути використані для швидкої оцінки стану тканини в клінічній практиці.

Двокомпонентні оптично тонкі біологічні зразки -це гістологічні зрізи, які складаються з двох різних компонентів, наприклад, "м'язова тканина - дерма шкіри". Ці зразки можуть бути отримані з будь-якого органу тіла, тому це дає можливість досліджувати взаємодію між двома різними тканинами, що складаються з різних типів клітин та мають різні структури.

М'язова тканина - це м'яка тканина, яка становить основну частину мускулатури людини. Інші тканини, що входять до складу м'язів, - це сполучні тканини, такі як сухожилля, що з'єднують скелетні м'язи з кістками, і сполучнотканинні оболонки, які покривають і захищають м'язову тканину. Однак тільки в самій м'язовій тканині є клітини, здатні скорочуватися. В організмі людини розрізняють три основні типи м'язової тканини: скелетні м'язи, гладенькі м'язи та серцеві м'язи. На рисунку 2 показано, як ці три типи м'язової тканини виглядають під мікроскопом [20].

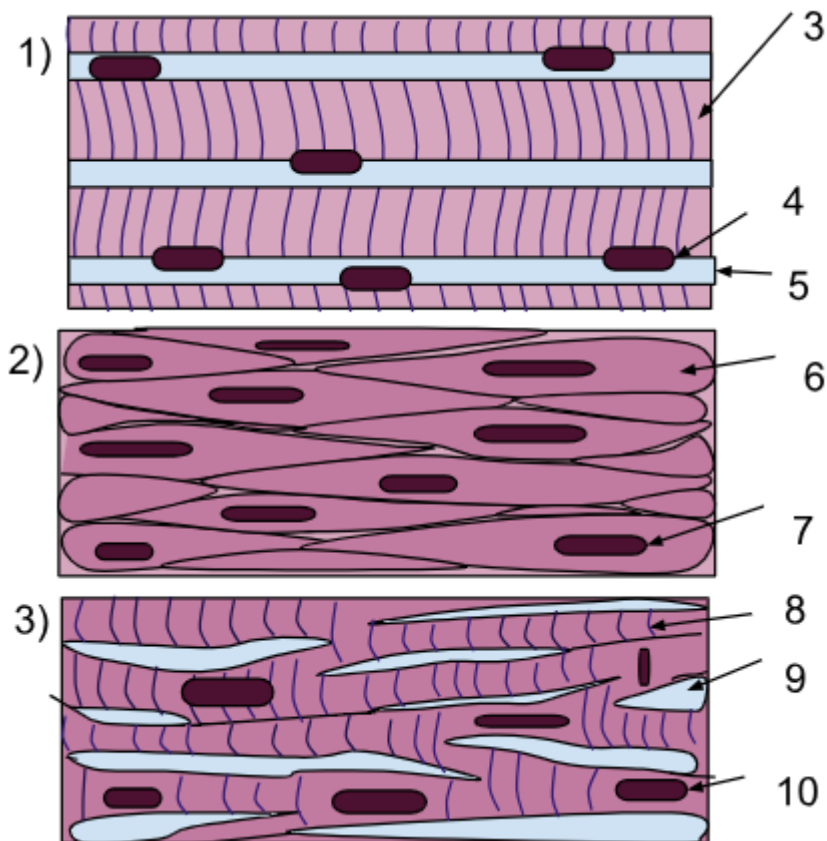


Рисунок 1.2 - Типи м'язової тканини під мікроскопом [20]

На рисунку 1.2 наведено три типи м'язової тканини:

1. Клітини скелетних м'язів. Дані м'язи представляють з себе довгі, трубчасті клітини зі смужками (3) та множинні ядрам (4). Ядра розташовані в клітинній мембрані (5). З даного типу тканин складаються м'язи, котрі прикріплені до скелета. Скелетні м'язи приводять до добровільних рухів тіла.

2. Веретеноподібні, гладком'язові клітини (6). Кожна клітина має лише одне ядро (7). Відмінність даних клітин від скелетних є відсутність смуг. Гладком'язові клітини знаходяться в стінках кровоносних судин вздовж травного тракту.

3. Серцевого м'язові клітини розділяються один від одного, навідміно від клітин в скелетній і гладком'язовій тканині. Наслідком розділення є виникнення переходів між сусідніми клітинами (9). Кожна серцево м'язова клітина має смуги (8), та лише одне ядро (10). Даний тип м'язової тканини зустрічається в стінці серця, основна функція якої полягає в перекачуванні крові.[20]

Дермо шкіра - це другий шар шкіри, який має товстішу структуру і ліпше кровопостачання. Порівняно з епідермісом, дерма набагато товща і зазвичай досягає 5-6 мкм. Дана шкіра складається з :

1) Сосочкового шару, який лежить трохи нижче епідермісу і складається з кровоносних судин, нервових закінчень і невеликих вузликів, які називаються сосочками. Він постачає поживні речовини та кров до епідермісу, а також бере участь у терморегуляції та підвищеній чутливості шкіри;

2) Сітчастий шар, щільніший, глибший шар дерми, що містить колагенові та еластинові волокна. Ретикулярний шар також містить кровоносні судини, нерви, волосяні фолікули, сальні та потові залози.[21]

Для аналізу таких біологічних структур використовується мікроскопія поляризованого світла. Цей метод дозволяє досліджувати поляризаційні властивості тканин на мікроскопічному рівні. Двокомпонентні оптично тонкі зразки дозволяють вивчати взаємодію між різними компонентами тканини та оцінювати структурні зміни і патологічні процеси. Такі дослідження корисні для діагностики різних захворювань, вивчення механізмів регенерації та розвитку тканин, а також для розробки нових методів лікування.

Гістологічні зрізи – тонкі та підготовлені для дослідження перерізи біологічних тканин. Товщина гістологічних зрізів становить від 5 до 10 мкм.

Техніка приготування гістологічних зрізів складається з етапів, кожен з яких впливає на якість зразків. Перший етап приготування гістологічних зрізів це збір матеріалів. Даний етап представляє з себе отримання тканиного зразка шляхом хірургічного видалення або аутопсії. Другий етап – фіксація. Під час даного етапу зразок поміщають у розчин (формалін), який зупиняє автоліз та запобігає розкладанню тканини, що повино зберегти структуру тканини. Третій етап – промивання у воді для видалення залишків фіксатора. Після цього зразок зневоднюють та просвітлюють. Зневоднення проводиться для видалення води з тканини, а просвітлення забезпечує прозорість тканини для подальшої обробки. Далі біологічну тканину поміщають у розплавлений парафін, де проводиться насичення парафіном. Після насичення, тканину поміщають у металеву або пласмасову форму з подальшою заливкою парафіном, створюючи блок. Потім використовуючи мікротом, проводиться нарізка парафінових блоків на тонкі зрізи товщиною від 3 до 10 мкм. Далі зрізи обробляють ксилолом, що приводить до видалення парафіну, потім проходить через спирти зі зменшенням концентрації і після цього промивається водою. Далі зрізи забарвляють і знову зневоднюють серією спиртів з підвищенням концентрації, потім обробляють ксилолом або іншим просвітлювальним агентом. Нарешті зрізи накривають покривним склом з використанням монтажного середовища, що забезпечує збереження та тривале зберігання. Усі ці етапи забезпечують якість та точність зразків для подальшого мікроскопічного аналізу.[22]

Нативні зразки — це зразки, які не піддавалися хімічній обробці чи фіксації, що дозволяє вивчати їх природні властивості та структуру. В оптичних дослідженнях нативних зразків, важливою характеристикою є їх оптична товщина, яка впливає на поглинання та розсіяння світла в зразку.

Для нативних зразків біологічної тканини оптична товщина знаходиться через добуток фізичної товщини зразка на його коефіцієнт екстинції, що представлено співвідношенням 1.8.

$$\tau = k \cdot d, \quad (1.8)$$

де τ - оптична товщина, d - фізична товщина зразка, k - коефіцієнт екстинції .

1.3 Порівняльний аналіз відомих поляризаційних систем для визначення матриці Мюллера біологічних зразків та їх діагностики на цій основі

Для реалізації вимірювань мюллер-матричних зображень зразків використовують два типи систем: локальні мюллер-поляриметри та системи зображувальної поляриметрії.

Локальний Мюллер-поляриметр - це прилад, який здійснює вимірювання матриць Мюллера в конкретній точці перерізу біологічного зразка. Це дозволяє детально досліджувати поляризаційні властивості в конкретній точці зразка. Переваги даного типу поляриметра такі: прилад легко використовувати, а також налаштовувати; дає високу точність локального вимірювання, що дає можливість детально проаналізувати поляризаційні властивості у вибраній точці.

Приклад локального стокс-поляриметра, на основі якого можна визначити вектори Стокса та матриці Мюллера, наведено на рисунку 1.3 [23].

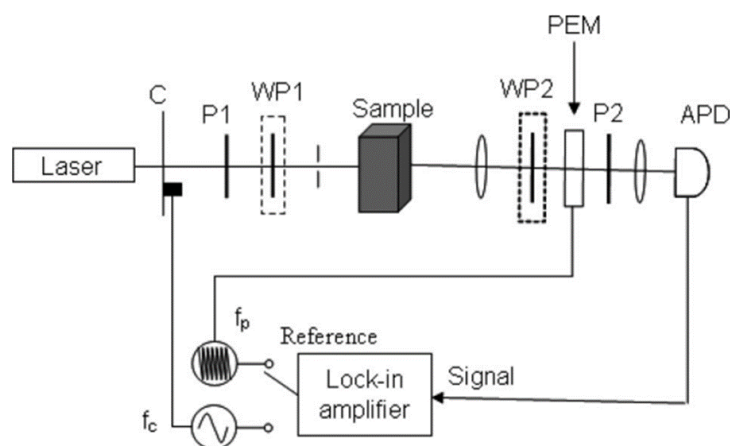


Рисунок 1.3 – Приклад системи локальної стокс-поляриметрії з лавинним фотодіодом для реєстрації сигналів [23]

Експериментальна система на рисунку 1.3 складається з механічного перемикача (С); поляроїдів (P1, P2); змінної четвертьхвильової пластини (WP1, WP2); фотоеластичного модулятор (РЕМ); лавинного фотодіоду (APD); f_c і f_p , частоти модуляції перемикача .

Від He-Ne лазера неполяризоване світло з довжиною хвилі 632,8 нм спочатку проходило через механічний перемикач (С), що працює на частоті $f_c = 500$ Гц, а потім через лінійний поляроїд (P1) і змінну четвертьхвильову пластину (WP1). Поєднання лінійного поляроїда і четвертьхвильової пластини дозволяла генерувати чотири необхідні вхідні поляризаційні стани: 0 градусів (вектор Стокса $[1100]^T$), 45 градусів (вектор Стокса $[1010]^T$), 90 градусів (вектор Стокса $[1-100]^T$) лінійної поляризації та кругову поляризацію (вектор Стокса $[1001]^T$). Для кожного вхідного поляризаційного стану вимірювалися чотири набори векторів Стокса для світла, що виходить з зразку у певних напрямках. На їх основі далі визначались елементи матриці Мюллера в окремій точці зрака.[23]

Недоліки систем локальної мюллер-поляриметрії:

- мають обмежену площу дослідження та аналізу, що не дає аналізувати великі області швидко;
- через обмежену область аналізу процес дослідження всього перерізу біологічної тканини займає більше часу порівняно з іншими методами;
- мають обмежені функціональні можливості із-за відсутності можливостей аналізу та класифікації матриць Мюллера двокомпонентних біологічних структур.

Системи зображувальної мюллер-поляриметрії в своєму складі мають цифрову камеру та відповідні оптичні елементи, які дозволяють реєструвати двовимірні розподіли елементів матриць Мюллера зразків у вигляді зображень.

На рисунку 1. 4 показано мікроскоп з поляризаційною Мюллеровою матрицею.

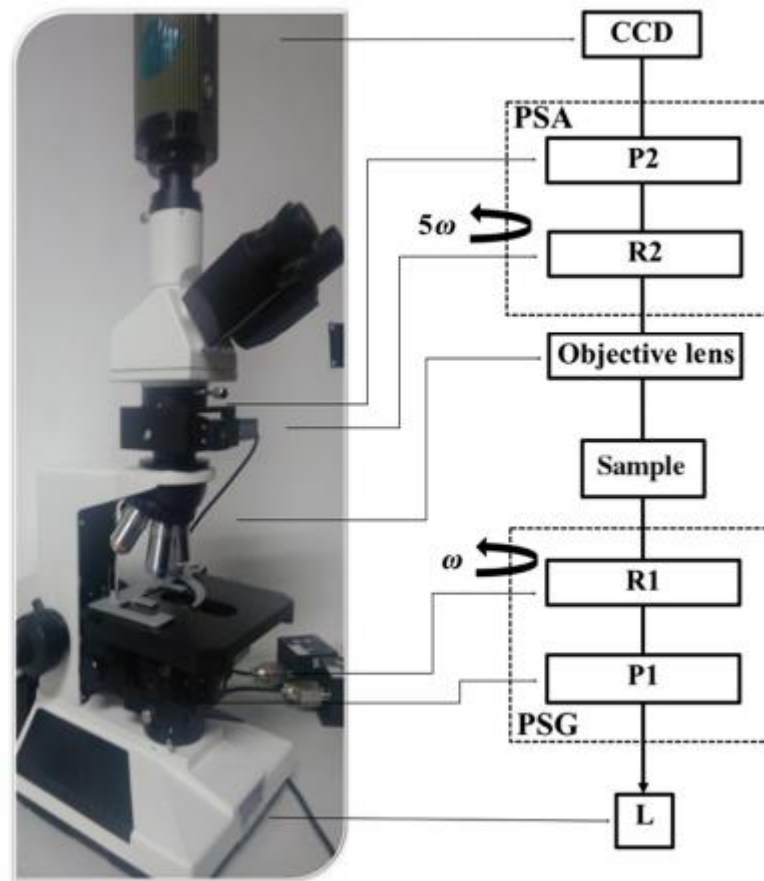


Рисунок 1.4 - Мюллер-матричний мікроскоп на основі генератора та аналізатора поляризаційних станів [24]

Для перетворення звичайного мікроскопа на мікроскоп з поляризаційною Мюллеровою матрицею потрібно до звичайного мікроскопа додати генератор поляризаційних станів (PSG) та відповідний аналізатор поляризації (PSA).

Джерелом світла потужністю 3 Вт є світлодіод (LED), з довжиною хвилі $\lambda=632$ нм та шириною спектру $\Delta\lambda = 20$ нм. Поляризаційні стани падаючого світла контролюються PSG, який складається з набору лінійного поляризатора (P1, коефіцієнт загасання 500:1) та чвертьхвильової пластини (R1). Поляризоване світло проходить через зразок тканини на предметному

столику і об'єктивну лінзу, а потім через PSA, який складається з іншого набору четвертьхвильової пластини (R2) та лінійного поляризатора (P2, коефіцієнт загасання 500:1). Як показано на рис. 3, PSG та PSA були розроблені як компактні модулі, що вбудовуються в мікроскоп. Випромінюване світло збирається 12-бітною CCD-камерою для отримання поляризаційних зображень зразка.

Щоб знайти Мюллер-матриці потрібно отримати 30 зображень зі специфічними вхідними та вихідними поляризаційними станами. Використовуючи 30 зображень, ми можемо оцінити коефіцієнти Фур'є, необхідні для обчислення елементів Мюллерової матриці [24].

Іншим прикладом зображувального мюллер-поляриметра є мюллер-матричний мікроскоп, описаний в роботі [14]. Система мікроскопічної мюллер-матричної поляриметрії наведено на рисунку 1.5. Її особливість в тому, що в системі фіксують відбите від досліджуваного зразка поляризоване випромінювання.

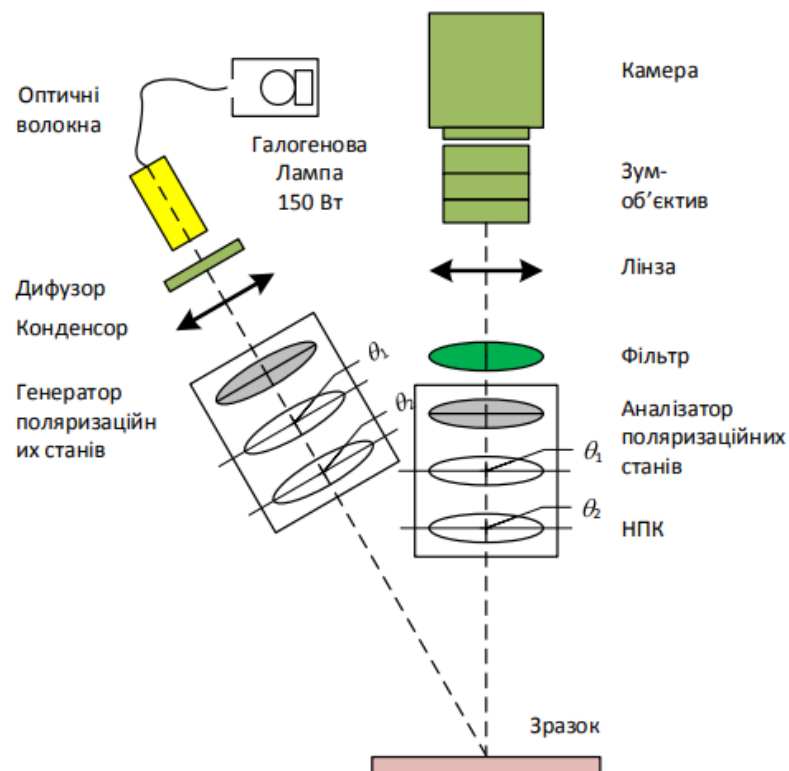


Рисунок 1. 5- Система мікроскопічної мюллер-матричної поляриметрії [14]

Система містить такі основні елементи як: джерело світла (галогенова лампа); оптичне волокно для введення опромінюючого світлового потоку в систему; генератор поляризаційних станів для поляризації опромінюючого потоку; зразок, розташований на предметному столику; аналізатор відбитого поляризованого випромінювання, оптику у вигляді лінз та об'єктиву для формування зображення та камеру для реєстрації зображення [14].

Основні недоліки наведених на рисунках 1.4, рис. 1.5 систем зображувальної мюллер-поляриметрії полягають в їх обмежених функціональних можливостях. В системах відсутній блок комп'ютерного аналізу зображень матриці Мюллера досліджуваних зразків, в тому числі двошарових, що не дозволяє проводити їх об'єктивну автоматизовану діагностику.

На рисунку 1.6 наведено систему, в якій здійснюється неавтоматизоване вимірювання матриць Мюллера біологічного зразку при фіксації інтенсивностей поляризованого випромінювання, що пройшло через досліджуваний зразок.

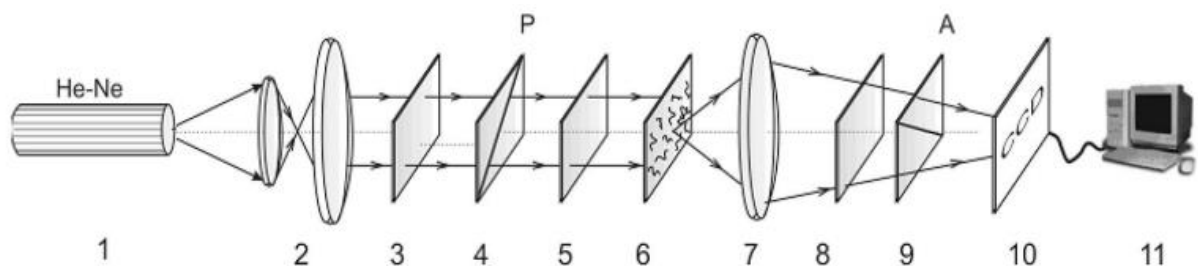


Рисунок 1. 6 - Схема неавтоматизованого зображального мюллер-поляриметра з фіксацією пропущеного світла через зразок [25]

Дана оптична система поляриметрії (рисунок 1.6) складається з : лазера (1), коліматора (2), поляризатора та аналізатора (4, 9), фазових пластин (3, 5, 8), біологічного зразку (6), мікрооб'єктиву (7), цифрової камери (10) та комп'ютера (11) [26].

Перевага даної схеми в тому, що в ній наявна можливість комплексного комп'ютерного аналізу отриманих даних. Це в подальшому використовується для оцінювання можливих патологій оптично тонких біологічних тканин.

Проте в схемі не досліджувались двошарові двокомпонентні оптично тонкі зразки, а також відсутня автоматизація вимірювань, що обмежує її область застосування.

Автоматизований мюллер-поляриметр наведено на рисунку 1.7. В ньому можливо проведення вимірювань в режимі реального часу.

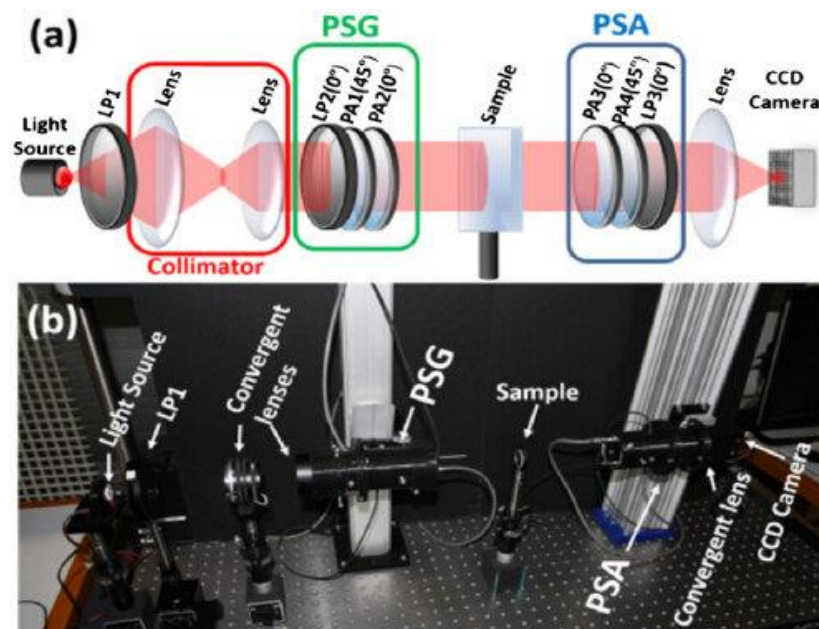


Рисунок 1.7 – Схема автоматизованого зображувального мюллер-поляриметра [27]

Мюллеровий поляриметр на рисунку 1.7 базується на паралельно вирівняних рідкокристалічних (РА-LC) ретардерах (чотири РА-LC змінні ретардери з температурним контролем). Джерело світла (світлодіоди з довжиною хвилі $\lambda=627$ нм і шириною спектру $\Delta\lambda=25$ нм) освітлює колімуючу систему (виділено червоним на рис. 4(a)), що складається з двох збіжних лінз, розміщених на відповідних відстанях (тобто, на основі афокального оптичного дизайну). Фокусні відстані двох збіжних лінз у колімуючій системі становлять $f=38$ мм і $f=40$ мм відповідно. Колімований промінь освітлює генератор

поляризаційних станів (PSG) (виділено зеленим прямокутником на рис. 4(а)), що складається з лінійного поляризатора (LP2), встановленого під кутом 0 градусів, за яким слідують два PA-LC, з першим (PA1), орієнтованим під кутом 45 градусів, і другим (PA2), встановленим під кутом 0 градусів. Зазначимо, що використовуючи цей PSG, можна генерувати будь-який повністю поляризований стан поляризації [17]. Перед PSG ми розмістили лінійний поляризатор (LP1). Регулюючи орієнтацію LP1, можна контролювати потужність світла, що використовується для освітлення системи.[27]

Проте недоліки в даній системі пов'язані із відсутністю можливості автоматизованого аналізу двокомпонентних біологічних тканин.

Для вирішення проблем, пов'язаних із автоматизацією вимірювань та аналізу розподілів елементів ММЗ двошарових БТ, в роботах [29], [30] описано розробку відповідної системи. Схема структурна такої системи, наведена на рисунку 1.8, реалізована як лабораторний макет на кафедрі БМІОЕС ВНТУ.

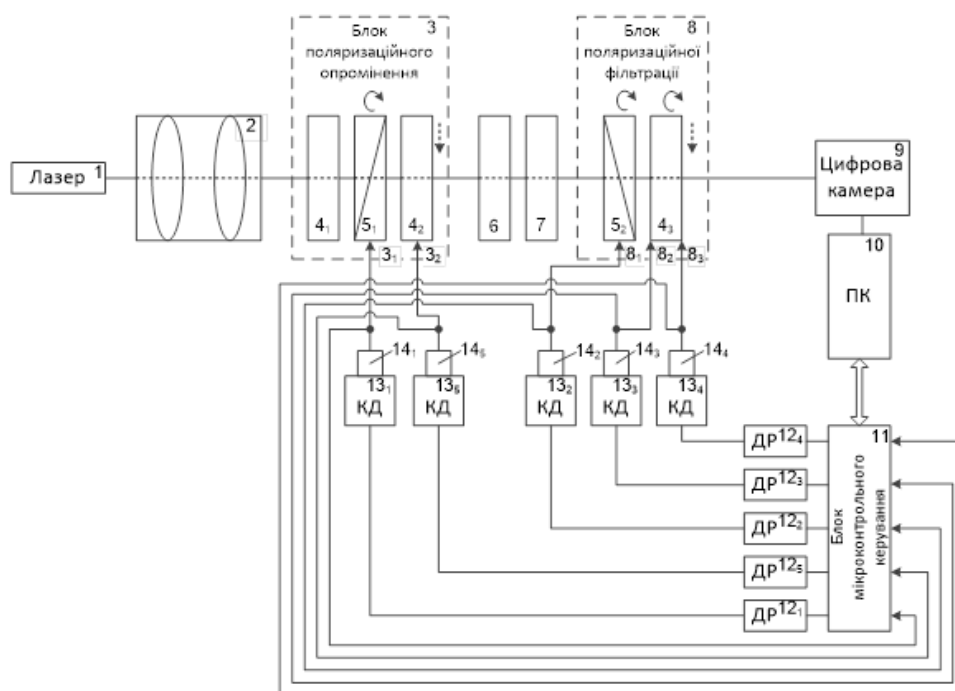


Рисунок 1.8 – Автоматизована система для вимірювань та аналізу ММЗ двошарових БТ [19]

Схема містить ті ж базові блоки, що й попередні схеми, наприклад, на рисунку 1.6, в яких організовано вимірювальний канал на основі блоку поляризаційного лазерного опромінення та блоку поляризаційної фільтрації зображень при застосуванні камери. Проте в ній є блок керування, який керує поворотними механізмами, на яких розташовані фазові чвертьхвильові пластинки $4_{1;2;3}$ та поляризатори $5_{1;2}$. Це керування забезпечено від блоку мікроконтролера через драйвери регістрів до крокових двигунів, що керують поворотами оправ для оптичних елементів.

Ця система за допомогою комп'ютера дозволяє провести статистичний та кореляційний аналіз повного набору ММЗ. На його основі реалізовано диференціацію стану «норма»-«патологія» двошарових тканин дерми шкіри із достовірністю діагностики 83,7% та 89,5% [10] за орієнтаційними та фазовими ММЗ досліджуваного зразка. То ж систему можна обрати за прототип до системи, що розробляється в даній роботі (таблиця 1.1).

Таблиця 1.1- Характеристики системи для визначення ММЗ двошарових БТ при діагностиці тканинних патологій, обраної за аналог [10]

Назва системи	Тип відтворених ММЗ	Методи аналізу ММЗ	Методи автоматизованого прийняття рішення	Достовірність діагностики
Автоматизована система для вимірювань та аналізу ММЗ двошарових БТ	Орієнтаційні ММЗ, фазові ММЗ	Статистичний та кореляційний аналіз	Відсутні	83,7%
				89,5%

Основні недоліки системи-прототипу: відсутність дослідження можливостей проведення діагностики двокомпонентних двошарових БТ за аналізом їх вимірювань ММЗ, а також відсутність підсистем підтримки прийняття рішення.

1.4 Висновки до розділу 1

Наведено класифікацію методів діагностики БТ на основі взаємодії з поляризованим випромінюванням, в якій виділено методи діагностики на основі вимірювання ММЗ двокомпонентних двошарових БТ, що потребують дослідження в бакалаврській роботі.

Приведена загальна характеристика біологічних зразків як об'єктів поляризаційної діагностики з вимогами до оптичної та геометричної товщини, які забезпечать можливість діагностики двокомпонентних двошарових БТ засобами мюллер-поляриметрії.

Проведено аналіз систем локальної та зображувальної поляриметрії на основі вимірювання матриць Мюллера БТ. Визначено переваги та недоліки поляриметрів на основі вимірювання орієнтаційних та відповідно фазових ММЗ. Встановлено доцільність проведення діагностики двошарових БТ на основі результатів інформаційного автоматизованого аналізу ММЗ.

Визначено напрям подальшого удосконалення систем діагностики двошарових БТ на основі аналізу ММЗ із розширеними функціональними можливостями по діагностиці двокомпонентних зразків БТ та при доповненні системи можливістю формування рекомендацій лікарю щодо прийнятого діагностичного рішення.

2 МЕТОД І СТРУКТУРНА СХЕМА СИСТЕМИ ОПТИЧНОЇ ДІАГНОСТИКИ ДВОКОМПОНЕНТНИХ БІОЛОГІЧНИХ ЗРАЗКІВ

2.1 Моделювання властивостей оптичної анізотропії двокомпонентних біологічних структур мюллер-матричними зображеннями

Для дослідження та аналізу властивостей двокомпонентних біологічних структур важливою характеристикою можна назвати оптичну анізотропію. Мюллер-матричний аналітичний апарат дає можливість детально моделювати, аналізувати та досліджувати поляризаційно-анізотропні властивості оптично товстих та багатошарових чи багатокомпонентних структур БТ. На цій основі встановлюють зв'язки між фізіологічним станом таких складних БТ та тенденціями змін елементів матриць Мюллера БТ.

Матриця Мюллера 4×4 елементу біологічного шару (БШ) з оптичною товщиною, яка передбачає одноразову взаємодію фотону з атомами біологічної тканини, обчислюється за формулами (1.3) та (1.4). Видно, що для визначення матриці Мюллера потрібно знати параметри орієнтації та фазового зсуву одноосних кристалів (ρ, δ) в кожній точці перерізу $M \times N$ досліджуваного зразка БТ.

В роботах [1], [16] введено поняття мюллер-матричного зображення (ММЗ). Зібравши значення відповідного елементу Z_{ij} в межах всього перерізу $M \times N$ досліджуваного зразка БТ, отримуємо відповідно ММЗ типу $Z_{ij}(M \times N)$. Тобто всього можна обчислити шістнадцять ММЗ для оптично тонкої БТ, яка має однокомпонентну структуру.

Приклад чотирьох ММЗ дерми шкіри наведено на рисунку 2.1. Проте в реальному житті досліджуваний гістологічний зріз може мати двокомпонентну структуру, тобто, наприклад, м'язова тканина разом із дермою шкіри.

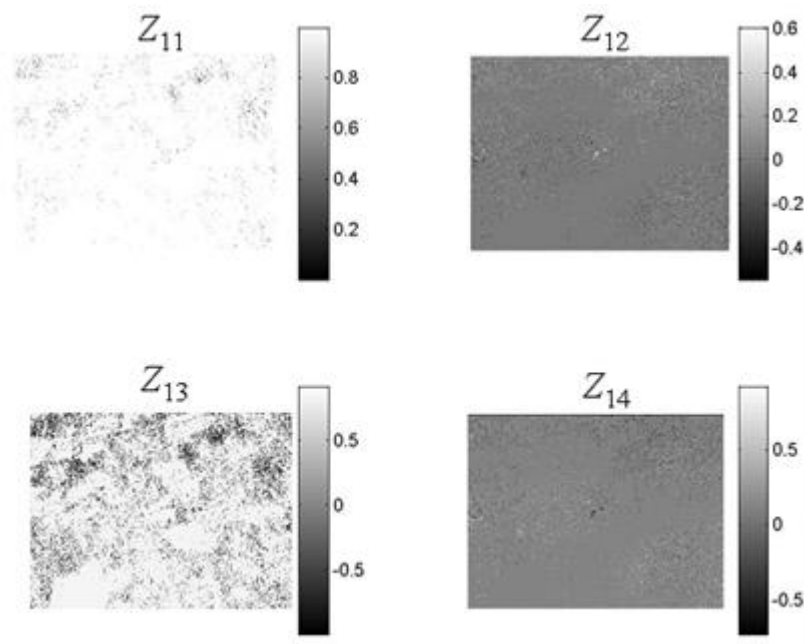


Рисунок 2.1 – Приклад ММЗ типу $Z_{11}, Z_{12}, Z_{13}, Z_{14}$ дерми шкіри

Можна сказати, що двокомпонентна структура БТ може бути оптично тонкою та оптично товстою. Для випадку оптично товстого її представлення у вигляді моделі можна використати відому модель багатошарової структури [16]. Геометрична інтерпретація такого представлення подана на рисунку 2.2. Кожен шар описується своєю матрицею Мюллера, яка на рисунку записана як $\{M\}_k$.

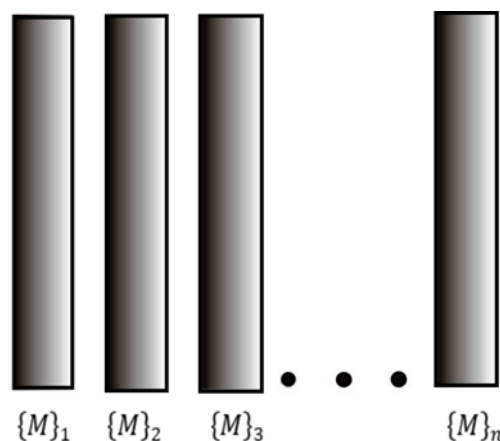


Рисунок 2. 2 – Модель представлення багатошарової БТ наборами індивідуальних ММЗ біологічних шарів

В бакалаврській роботі використаємо випадок двошарової двокомпонентної структури БТ.

Матриця Мюллера Z двошарової двокомпонентної БТ буде визначатись добутком матриць Мюллера окремих шарів A та B , які є оптично тонкими, у вигляді

$$Z = A \times B \quad (2.1)$$

З робіт [1], [16] відомо, що двокомпонентні БТ при моделюванні представляють мережами кристалів з орієнтацією ρ та фазовим зсувом δ в межах кожного біологічного шару.

Було проведено комп'ютерне моделювання формування результуючих ММЗ для двокомпонентних БШ із вказаним на рисунку 2.3 типом моделей біологічних шарів: БШ типу «А» моделюється прямолінійними циліндрами; БШ типу «Б» моделюється колоподібними циліндрами. Дискретизація перерізу досліджуваної двокомпонентної структури БТ складає $M \times N$ точок.

Основні відмінності між різним походженням БШ виражаються в їх оптичних характеристиках (ρ_A, δ_A) та (ρ_B, δ_B) . На рисунку 2.4 наведено результуючі розподіли ММЗ для окремих шарів та двокомпонентною БТ.

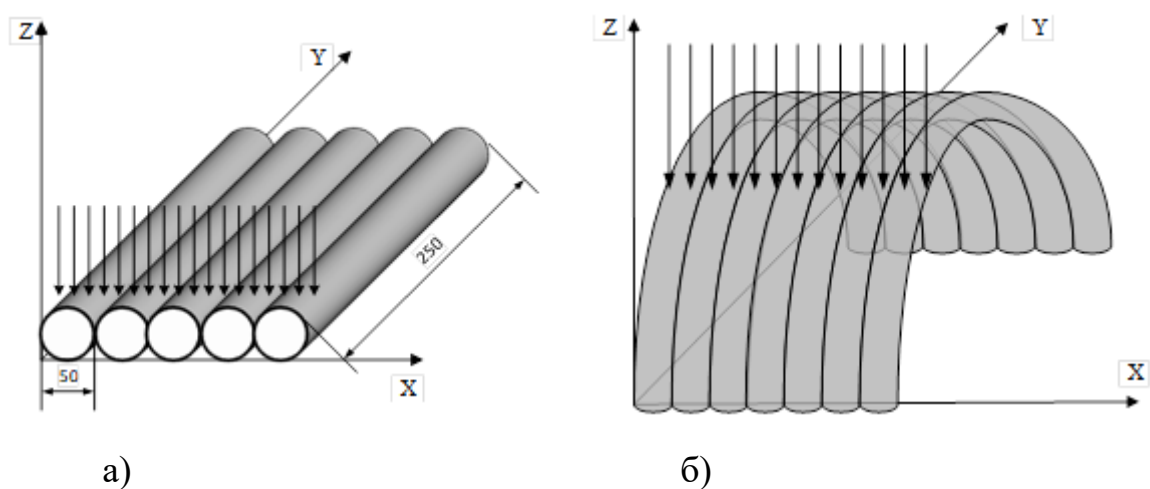


Рисунок 2.3 – Моделі БШ різної природи походження:

а) прямолінійні циліндри; б) колоподібні циліндри

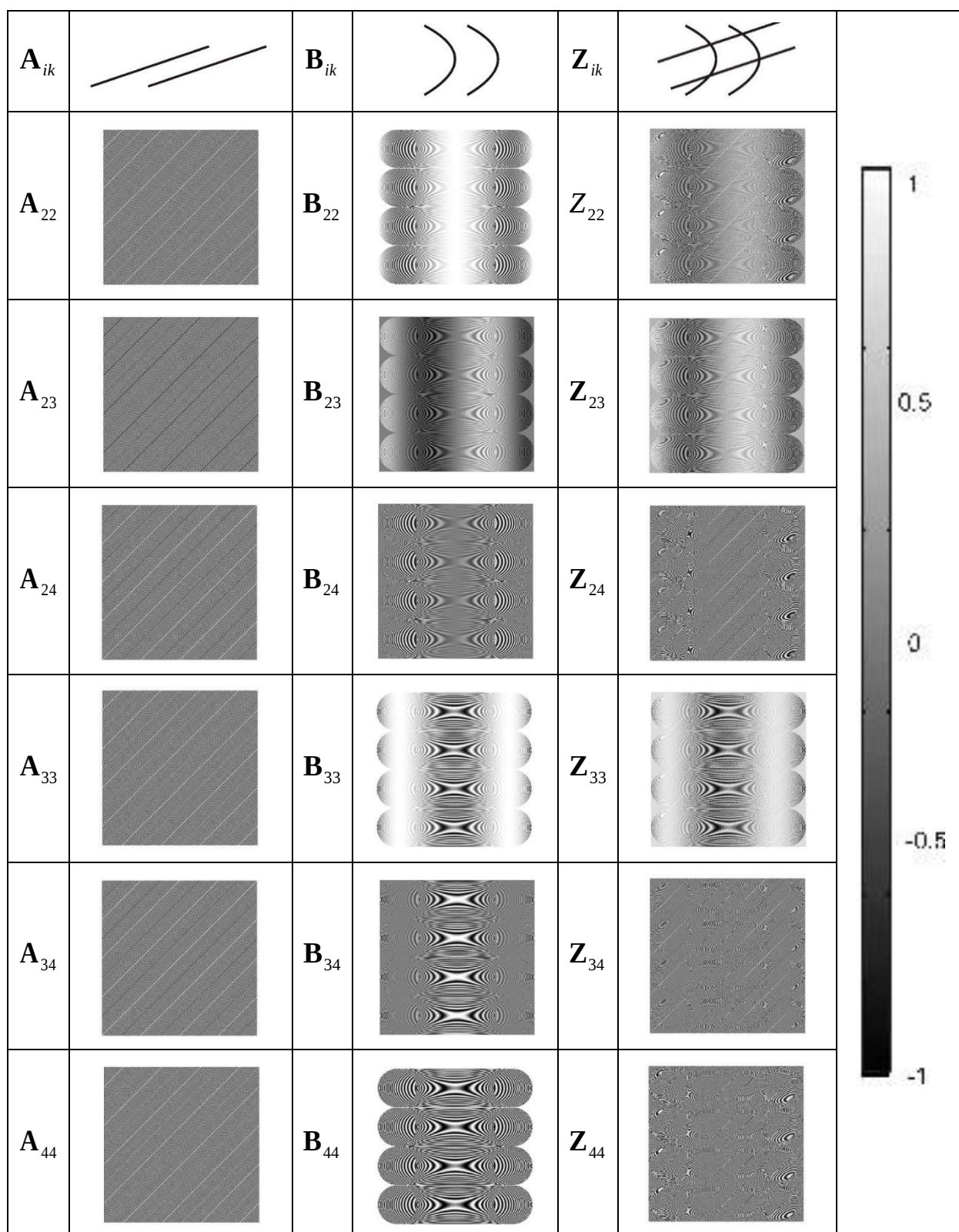


Рисунок 2.2 – ММЗ окремих шарів A; B та Z двокомпонентної БТ

Застосування статистичного та кореляційного аналізу до отриманих результатів комп'ютерного моделювання процесу формування ММЗ

двокомпонентної БТ дозволило чіткіше визначити особливості кожного класу ММЗ.

Статистичний аналіз модельних розподілів ММЗ проводився із визначенням статистичних моментів з 1-го по 4-ий момент за відомими формулами [1], [28]

$$\begin{aligned} M_1 &= \frac{1}{MN} \sum_{j=1}^{MN} (z_{lk})_j; & D &= \sqrt{\frac{1}{MN} \sum_{j=1}^{MN} \left((z_{lk})_j \right)^2}; \\ AX &= \frac{1}{D^3} \frac{1}{MN} \sum_{j=1}^{MN} \left((z_{lk})_j \right)^3; & EX &= \frac{1}{D^4} \frac{1}{MN} \sum_{j=1}^{MN} \left((z_{lk})_j \right)^4, \end{aligned} \quad (2.2)$$

де M_1, D, AX, DX статистичні моменти відповідно з 1-го по 4-ий порядок; $M \times N$ - дискретизація площі перерізу.

В межах кореляційного підходу обчислювалась функція $R(s)$, яка носить назву автокореляційна функція (АКФ). Вона визначалась в напрямку осі OX . Отримані розподіли потім піддавались знову статистичному обробленню. Так визначались кореляційні моменти $QM_1 - QM_4$ з 1-го по 4-ий порядок

$$\begin{aligned} QM_1 &= \frac{1}{2M} \sum_{s=0}^{2M-1} \bar{R}(s); & QM_2 &= \sqrt{\frac{1}{2M-1} \sum_{s=0}^{2M-1} \left(\bar{R}(s) - QM_1 \right)^2} \\ QM_3 &= \frac{1}{Q_2^3} \frac{1}{2M-1} \sum_{s=0}^{2M-1} \left(\bar{R}(s) - QM_1 \right)^3; & QM_4 &= \frac{1}{Q_2^4} \frac{1}{2M-1} \sum_{s=0}^{2M-1} \left(\bar{R}(s) - QM_1 \right)^4. \end{aligned} \quad (2.3)$$

В результаті аналізу восьми показників для двокомпонентної структури ММЗ було визначено певні закономірності.

Аналіз їх показав наявність трьох груп ММЗ двокомпонентної БТ [16]: фазові ММЗ типу Z_{44} ; орієнтаційні ММЗ типу Z_{33}, Z_{22} та змішані фазово-орієнтаційні (інші).

Так, ММЗ різних типів мають індивідуальні статистичні характеристики з різною чутливістю до того, як будуть змінюватись параметри (ρ, δ) . Статистичні моменти AH, EH мають більш чутливий характер до цих змін, з якими пов'язано фізіологічний стан БТ.

Кореляційні моменти $QM3$ та $QM4$ теж мають найбільшу чутливість до змін орієнтаційних та фазових параметрів двокомпонентної БТ.

Отже, встановлена наявність найбільш чутливих статистичних та кореляційних характеристик ММЗ до змін фазового та орієнтаційного розподілів двокомпонентної БТ дозволяє говорити про можливість діагностики двокомпонентних БТ. Далі це буде підтверджуватись експериментальним методом.

2.2 Метод та блок прямого вимірювання елементів ММЗ двокомпонентних біологічних зразків в системі діагностики

Феноменологічний метод вимірювання ММЗ двокомпонентних зразків на практиці будемо реалізовувати за допомогою вимірювального блоку системи діагностики. Структурна схема системи наведена на рисунку 2.3 та в додатку Б.1. Вимірювальний блок утворено лазером, генератором та аналізатором поляризаційних станів, проекційною оптикою та камерою.

Метод вимірювання ММЗ реалізують так. За допомогою лазера та коліматора опромінюємо біологічний зразок, пропускаючи через нього пучок світла з різними видами поляризації, з азимутом поляризації " 0° ; 90° ; 45° ", і «права циркуляція $\otimes$ ». Ці дані утворюються в блоці «генератор поляризаційних станів». Для кожного виду поляризації лазерного пучка знаходять шість інтенсивностей лазерного зображення анізотропного шару. Ця операція проводиться «аналізатором поляризаційних станів» (" 0° "; " 90° "; " 45° "; " 135° " "права циркуляція" і "ліва циркуляція").

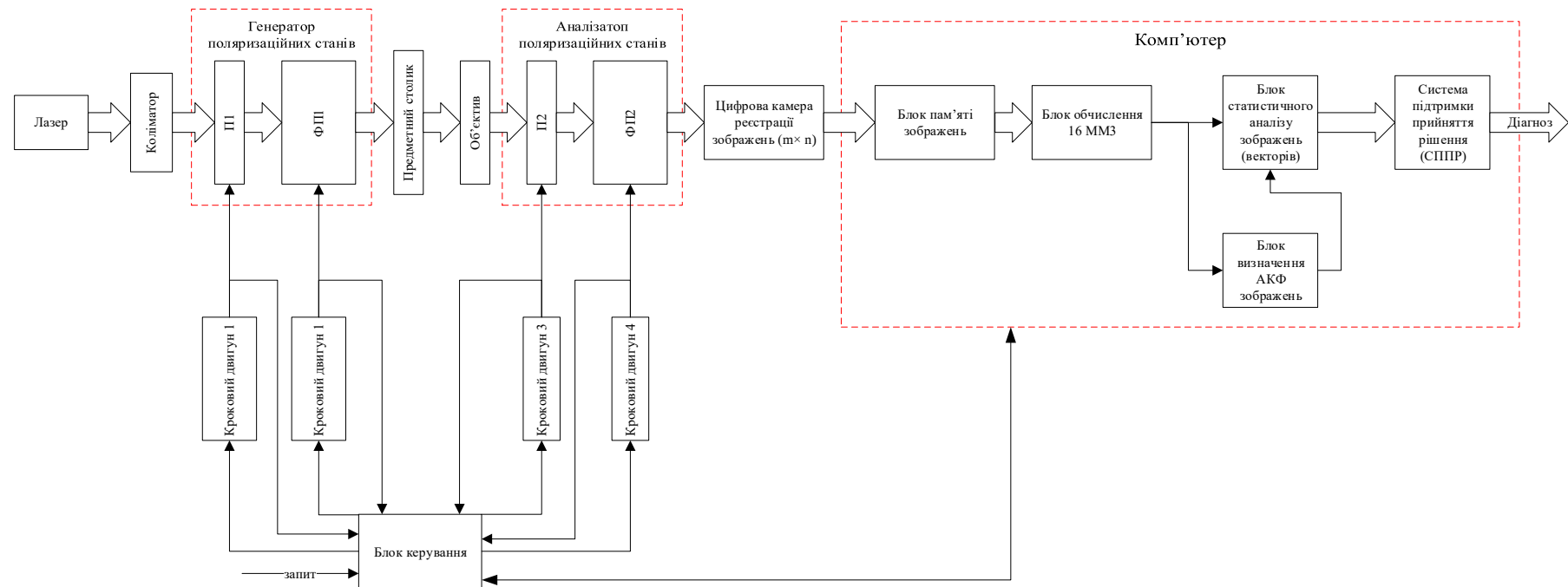


Рисунок 2.3 – Схема структурна системи оптичної діагностики двокомпонентних біологічних зразків

Отримуємо 24 зображення, які реєструє камера. Їх приклад наведено на рисунку 2.4.

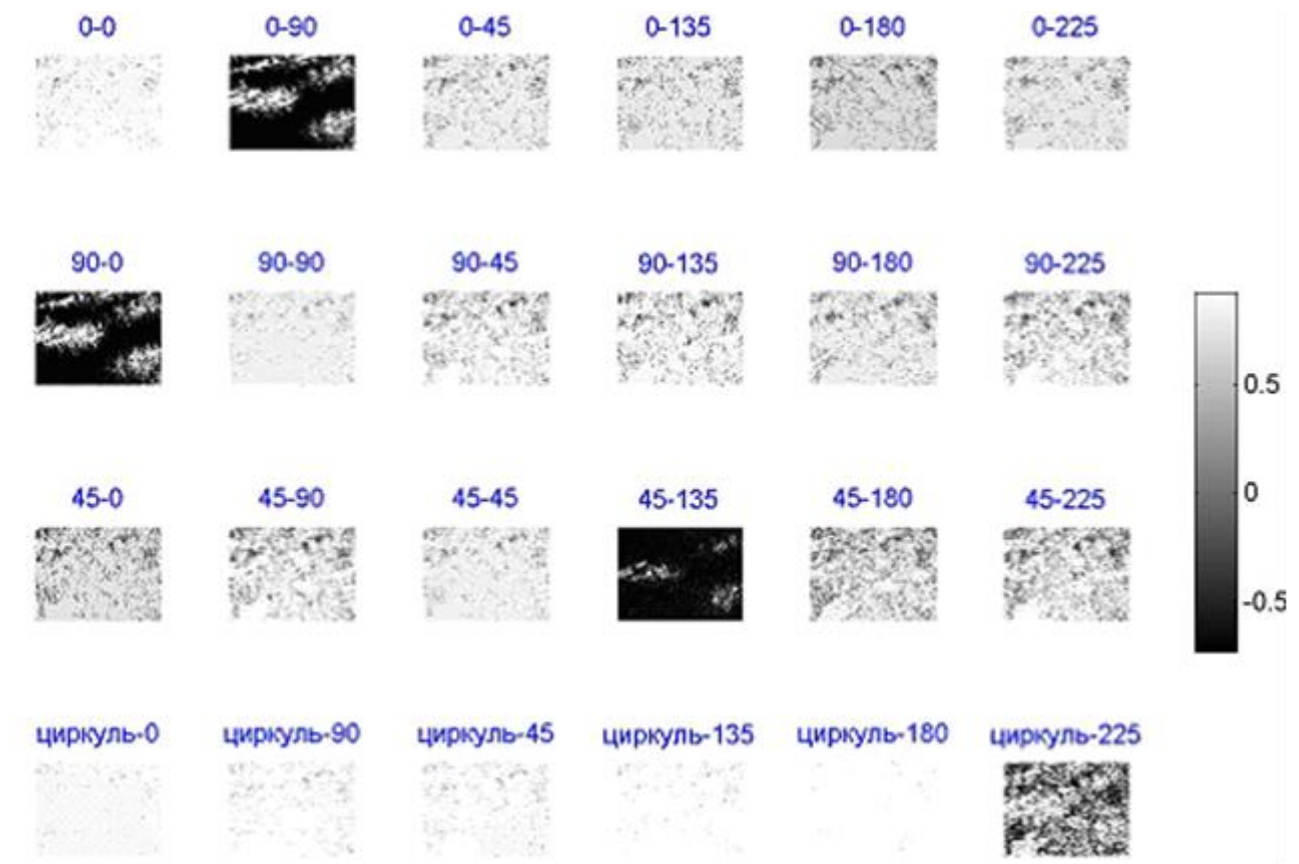


Рисунок 2.4 – Приклад поляризаційно відфільтрованих зображень при формуванні ММЗ біологічного зрізу

Комп'ютер записує знайдені зображення, на їх основі знаходимо елементи матриці Мюллера $Z_{i1} - Z_{i4} (i=1:4)$ зразку за формулами

$$\begin{aligned}
 Z_{i1} &= 0.5(S_i^{0^\circ} + S_i^{90^\circ}) \\
 Z_{i2} &= 0.5(S_i^{0^\circ} - S_i^{90^\circ}) \\
 Z_{i3} &= S_i^{45^\circ} - Z_{i1} \\
 Z_{i4} &= S_i^{\otimes} - Z_{i2}.
 \end{aligned}
 \tag{2.4}$$

В формулах (2.4) використовуються параметри вектора Стокса $S_i^0, S_i^{90}, S_i^{45}, S_i^{\otimes}$, отримані при лінійних поляризаціях опромінюючого лазерного променя з кутами $0^\circ, 90^\circ, 45^\circ$ та коловій поляризації $\otimes$. Саме вони розраховуються на основі 24 записаних в комп'ютер зображеннях. Так, наприклад формуємо чотири параметри вектора Стокса при лінійній поляризації опромінюючого пучка з азимутом 0° за формулами

$$\begin{cases} S_1^0 = I(0) + I(90); \\ S_2^0 = I(0) - I(90); \\ S_3^0 = I(45) - I(135); \\ S_4^0 = I(\otimes) - I(\oplus). \end{cases} \quad (2.5)$$

Алгоритм вимірювань ММЗ складається з певних кроків, які показані на рисунку 2.5 та в додатку Б.2.

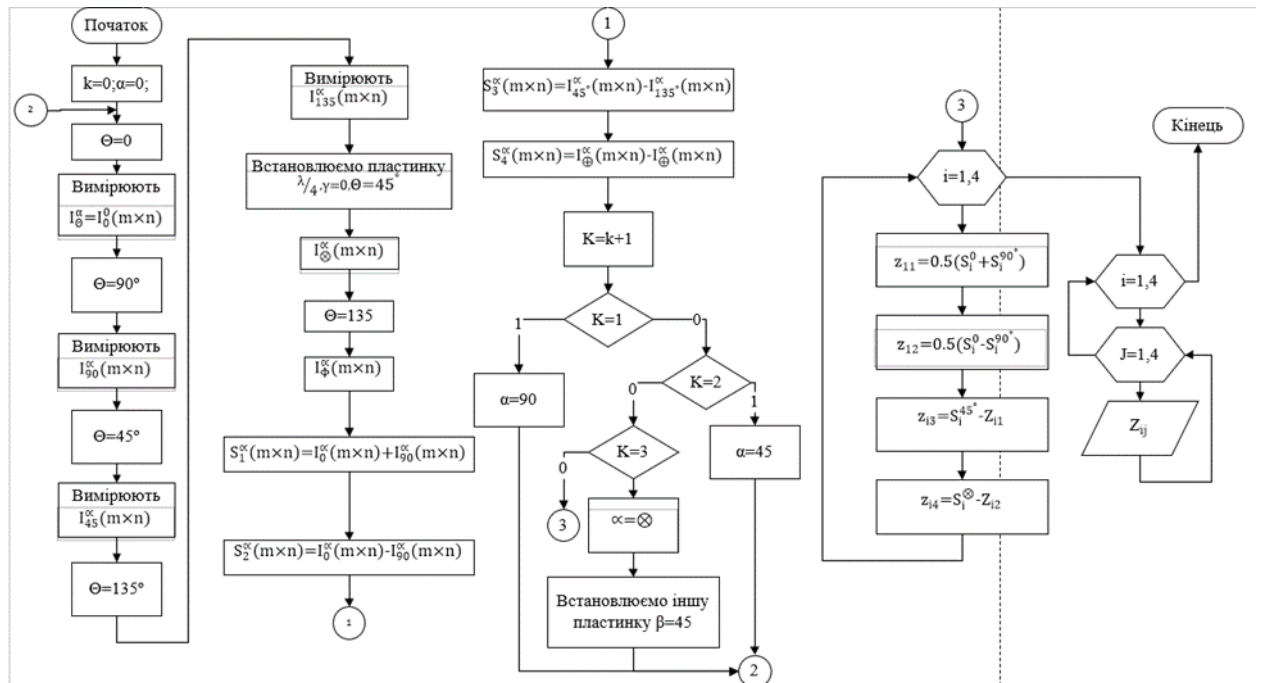


Рисунок 2.5- Алгоритм вимірювань ММЗ в системі

Спочатку ми маємо початкові дані такі як k ; α та θ , які на початку рівні 0. Далі потрібно виміряти I_{θ}^{α} при початкових значенні α та θ , тобто при 0. Після чого змінюємо θ з 0 на 90° , тобто $\theta = 90^{\circ}$ і повторно вимірюємо I_{θ}^{α} при новому значенні θ . Після чого знову змінюємо θ на 45° а потім на 135° та знову вимірювання I_{θ}^{α} для кожного значення θ . Далі потрібно вставити пластинку під кутом 45° . Розраховуємо $I_{\otimes}^{\alpha}$ та I_{ϕ}^{α} при 135° .

Після чого створюється змінна, яка буде запам'ятовувати кількість повторних розрахунків. Далі створюємо умову, при якій значення K , яке постійно збільшується на 1, якщо проводиться розрахунок наведений вище. Якщо $K = 1$ то потрібно замінити початкове значення α на 90 та повторити розрахунок при новому значенні α . Коли ж дана умова не виконується, а виконується друга умова коли $K=2$, тоді потрібно замінити α не на 90, а на 45 і повторити розрахунок при значенні $\alpha = 45$. Якщо дана умова також не виконується, тоді ми прирівнюємо $\alpha = \otimes$, вставляємо нову пластинку під кутом $\beta = 45^{\circ}$ і проводимо нові розрахунки I_{θ}^{β} .

В блок-схемі показані формули обчислення параметрів Стокса на основі вимірювань 24 розподілів відфільтрованих поляризаційно інтенсивностей зображень. На їх основі визначено 16 ММЗ.

В схемі системи діагностики, що подана на рисунку 2.3, показано блок з назвою «комп'ютер». Він складається з блоків пам'яті зображень та обчислень. В блоці пам'яті зберігаються усі отримані раніше зображення, які в подальшому будуть використовуватися. Блок обчислення використовує алгоритм вимірювань ММЗ, який наведений на рисунку 2.5. Інші блоки комп'ютера описуватимуться далі.

Блок вимірювань працює під керівництвом блоку керування, який виконано як мікроконтролер. В схемі вимірювального каналу застосовано крокові двигуни. Вони здійснюють поворот оправами поляриметричних блоків на необхідний кут повороту.

2.3 Статистичний та кореляційний аналіз вимірних мюллер-матричних зображень двокомпонентних біологічних шарів

Використовуючи вбудовані функції MatLab, розроблено блок-схему проведення статистичного та кореляційного аналізу, яку було наведено на рисунку 2.5. Основні розрахункові формули було наведено в розділі 2.

Даний алгоритм передбачає введення ММЗ БТ для подальшого розрахунку. Далі розраховуємо статистичні моменти, а саме середнє значення та дисперсію. Для цього використовуємо функцію MatLab, а саме функцію `mean` та `str`. Аналогічно розраховуємо асиметрію та ексцес, тільки використовуємо для цього інші функції. Для асиметрії – `skewness`, а для ексцесу використаємо функцію `kurtosis`. Для подальших розрахунків також знадобляться дані функції.

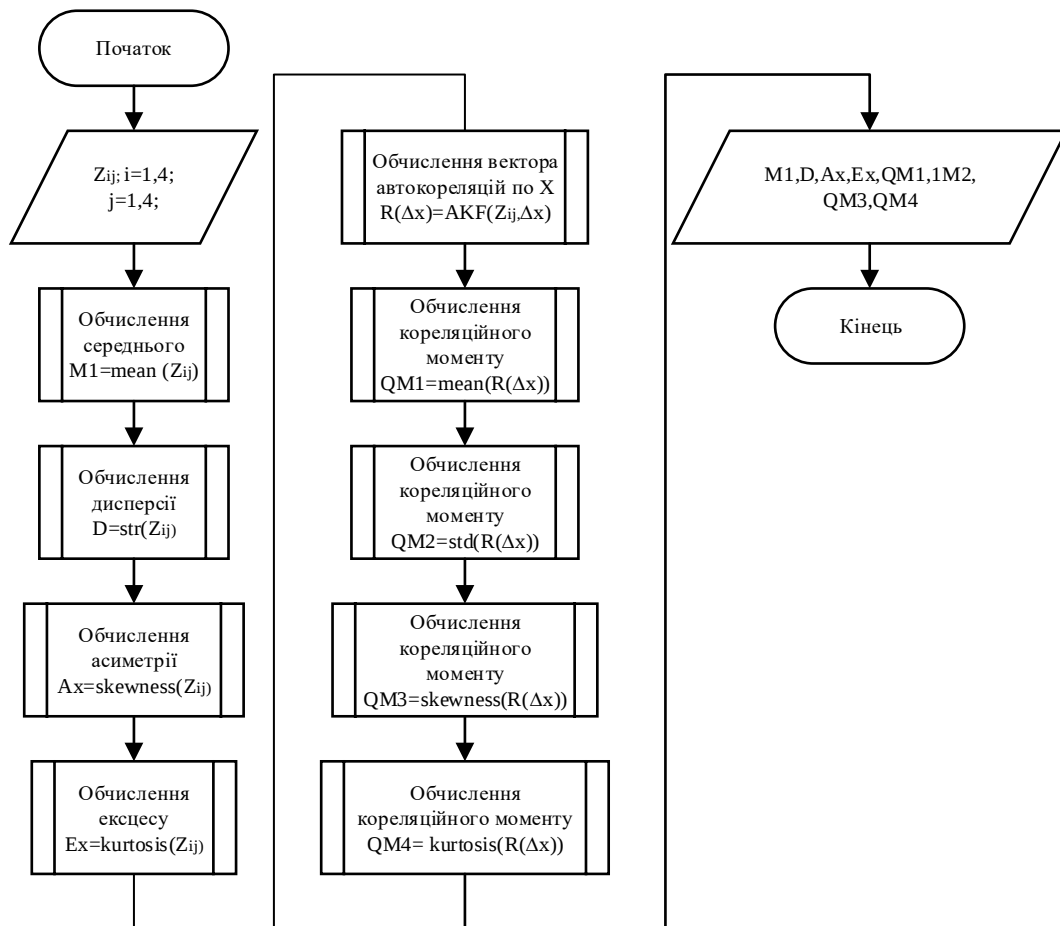


Рисунок 2.6- Алгоритм статистичного та кореляційного аналізу ММЗ

Тепер можна знайти вектор автокореляції по X . Це робиться за допомогою функції АКФ.

Після цього розраховуємо кореляційні моменти аналогічно статистичним. В кінці виводимо результат розрахунків у вигляді восьми ознак $M1, D, A_x, E_x, QM1, QM2, QM3, QM4$. Ці ознаки описують виміряні ММЗ двокомпонентних БТ, які були виміряні в системі на рисунку 2.3.

Подальша задача полягає в обранні методів підтримки прийняття рішення щодо діагнозу на основі обчислених восьми ознак ММЗ, які реалізуються відповідними підсистемами.

2.4 Принципи побудови підсистем підтримки прийняття рішення

Система підтримки прийняття рішень (СППР) - це інформаційна система, що збирає та аналізує велику кількість даних та впливає на процес прийняття кінцевого рішення [31]. Використання СППР дозволяє виконати об'єктивний аналіз певної області дослідження у важких умовах під час прийнятті рішень.

На рисунку 2.7 наведено інформаційний підхід моделі СППР.



Рисунок 2.7 – Приклад інформаційного підходу до моделі СППР [32]

Дана модель складається з бази даних, бази моделей і користувацького та системного інтерфейсу [32].

Різноманіття видів СППР спричинено тим, що існують різні типи та форми прийняття рішень, тому система прийняття рішень незалежно від типу повина містити:

- підсистему, що дозволяє вводити та аналізувати запити користувачів;
- доступ до бази даних;
- підсистему, що виконує запити користувача та генерує результат обробки;
- підсистему, що виводить результат обробки запитів в зручній для користувача формі.

Дані підсистеми повинні мають бути наявні в усіх варіантах СППР [33].

Кожна система підтримки прийняття рішень виконує певні функції, що розширюють можливості особи що приймає рішення (ОПР). Функції повині:

- підтримувати модель даних та забезпечувати швидкий доступ до кожного елемента;
- підтримувати створення нових цілей та генерування нестандартних альтернатив;
- зберігати інформацію про вирішені проблеми та способи вирішення даних проблем;
- забезпечувати генерацію, зберігання та задіювати формалізовані моделі.

Існує чотири «школи» створення СППР, що є основою процесу створення СППР: аналіз рішень (Decision Analysis); обчислення рішень (Decision Calculus); дослідження рішень (Decision Resesch); процес упровадження (Implementation Process).

Серед методів, за якими приймають рішення виділять : нейромережевий підхід; метод побудови дерева рішення; методи нечіткої логіки та інші.

Коротко охарактеризуємо кожен із цих методів, щоб обрати ефективний.

Серед методів, за якими приймають рішення виділяють : нейромережевий підхід; метод побудови дерева рішення; методи нечіткої логіки та інші.

Коротко охарактеризуємо кожен із цих методів, щоб обрати ефективний.

Метод побудови дерева рішень – це популярний метод, що дозволяє показати ієрархічно-послідовну структуру задачі. Така структура за основу бере відповіді «Так» і «Ні» на низку питань.[34] Структура даного метода наведено на рисунку 2.8 [35].

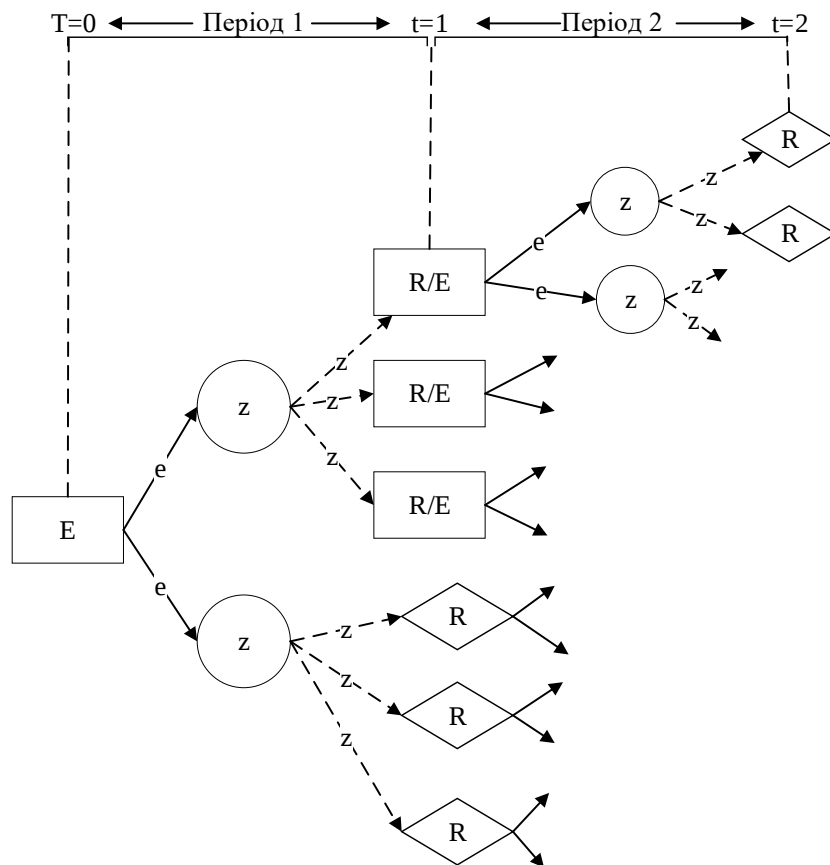


Рисунок 2.8- структура "дерева рішень" [35]

На рисунку 2.8 наведено: E - вузол рішення, що описує момент прийняття рішення; e - лінія, що є альтернативним рішенняням; Z - випадкова подія; z - лінія, що описує наслідки настання випадкової події; R - результат,

що пов'язані з певними альтернативними рішеннями і станами навколишнього середовища; R / E - вузол, що показує результат і необхідність прийняття рішення. [35]

Переваги дерева рішень: проводиться легка інтерпретація користувачем, не вимагає попередньої обробки інформації з бази даних, швидкий процес навчання, здатність виявляти нелінійні залежності.

Недоліками даного метода є : мала універсальність, накопичення помилок та висока чутливість до незначних змін у вхідній інформації, що приводить до неправильних рішень.

Нейромережевий підхід виконує нейромережеві алгоритми щоб аналізувати та класифікувати інформацію. Це можливо через використання потужних штучних нейромереж. Основні нейромережеві підходи, які використовуються для СППР в умовах невизначеності, включають наступне:

- Нейромережеві моделі прогнозування. Прогнозування застосовується для прогнозів результатів на основі наданих даних;
- Нейромережеві моделі класифікації. Використовуються для класифікації результатів на основі наданих даних;
- Нейромережеві методи кластеризації . Грукують однакові об'єкти на основі певних властивостей;
- Нейромережеві методи ризик-аналізу застосовуються для оцінки ризиків, що виникають з рішеннями в умовах невизначеності.
- Глибинне навчання – використовуються для автоматичного вивчення показових властивостей з великої кількості даних.
- Ансамбль нейромережевих моделей. Полягає в комбінуванні декількох нейромережевих моделей для отримання більш точних та надійних результатів.

Перевагами нейромережевого підходу є:

- a) Адаптується до змін в аналізованій інформації;
- b) Видає точні результати, незважаючи на наявність неінформативних даних;

с) Має високу швидкість роботи за рахунок використання масового паралелізму обробки даних.

До недоліків даного методу входять:[36]

- Його вибагливість до програмного інструментарію;
- Необхідно великий обсяг даних;
- Важка в застосуванні.

Нечітка логіка базується на застосуванні нечітких правил для обробки невизначеності в прийнятті рішення. До основних методів нечіткої логіки (НЛ) для СППР входять:

- нечітка логіка, що дозволяє враховувати нечіткість в умові, яка впливає на прийняття рішення;
- нечіткі множини, дає можливість використовувати невизначеність в поняттях. Це можливо завдяки призначенню степенів належності елементів до множини;
- нечіткі правила. Застосовуються для моделювання зв'язків між змінними в нечіткій логіці;
- інтервальна нечіткість. Використовується для моделювання значень змінних, в яких відомо лише окремі діапазони.

До переваг методів нечіткої логіки можна віднести те що структура метода є простою та інтуїтивно зрозумілою, може працювати з неповними або нечіткими даними. Ще однією перевагою даного метода є його гнучкість, що дає змогу моделювати складні системи з неповнотою даних.

Недоліками методів нечіткої логіки є її складність керування при великій кількості інформації. Метод нечіткої логіки має середню точність, що пояснюється складністю розробки адекватної моделі системи.

Проаналізувавши всі наведені методи прийняття рішень, включаючи дерева рішень, нейронні мережі та методи нечіткої логіки, було вирішено обрати нечітку логіку. Цей підхід виявився найбільш відповідним для роботи з невизначеними та неповними даними, забезпечуючи гнучкість та інтуїтивність у побудові моделей. Нечітка логіка дозволяє ефективно

моделювати складні системи, де традиційні методи можуть бути недостатньо ефективними.

При проведенні синтезу правил ухвалення рішення з рекомендованим діагнозом на нечіткій логіці вводять поняття ступеня чи функції $\mu_Y(x) \in [0;1]$ належності елемента [8]. Значення функції належності не обмежується двійковими значеннями «належить»/ «не належить», а може бути числом з вказаного проміжку. Це дозволяє простіше представити нечіткі поняття, сформульовані природною мовою та з певною невизначеністю при діагностуванні.

Апроксимаційні функції належності досить різноманітні. Наприклад, на рисунку 2.9 наведено графік апроксимаційної функції належності на відрізку $[T1;T1+4h]$ [8], яку будемо застосовувати в даній роботі .

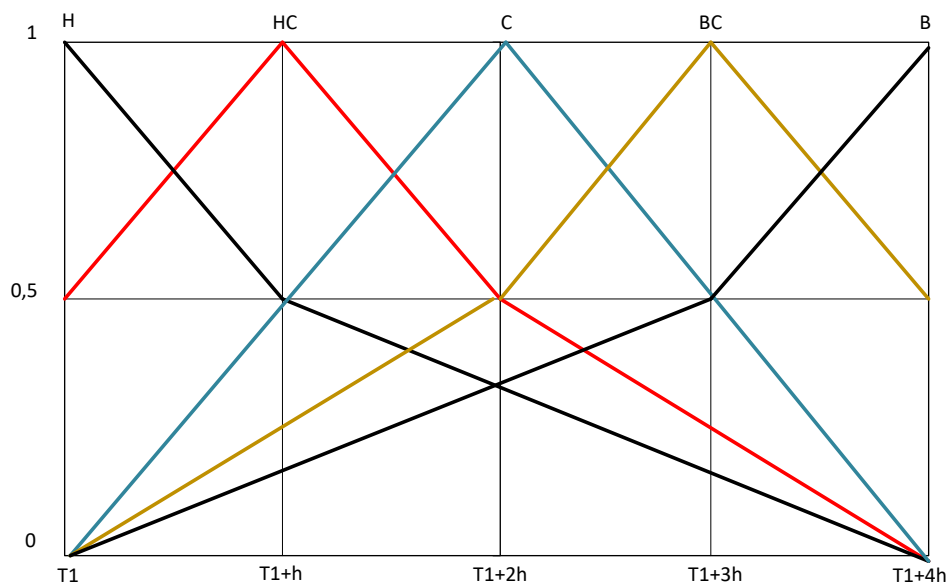


Рисунок 2.9 – Шаблон функцій належності

$$\mu^H(s), \mu^{HC}(s), \mu^C(s), \mu^{BC}(s), \mu^B(s) [8]$$

Бачимо з графіка, що виділено п'ять піддіапазонів, на які розбита область визначення функції належності . Кожен з них має свою назву: Н-низький; НС-нижче середнього, С- середній, ВС-вище середнього, В- високий.

Маємо обчислити дві функції належності для кожного ММЗ досліджуваного зразка, використовуючи шаблон апроксимаційної залежності та обчислені ознаки ММЗ двокомпонентних БТ:

$\mu_{norm}(M1, D, Ax, Ex, QM1, QM2, QM3, QM4)$ - обчислює ступінь належності класу «норма» для даного захворювання;

$\mu_{pathol}(M1, D, Ax, Ex, QM1, QM2, QM3, QM4)$ - обчислює ступінь належності класу «патологія» для даного захворювання.

За їх аналізом встановлюється рекомендований діагноз. Для побудови цих функцій потрібно використовувати базу з даними по конкретному захворюванню. Це зробимо в розділі 3.

2.5. Алгоритм діагностики двокомпонентної БТ в системі поляризаційної діагностики

Для проведення діагностики двокомпонентних БТ в системі діагностики, наведеній на рисунку 2.3, застосовуємо такий алгоритм.

1. Вставляємо підготовлений зразок в систему і обчислюємо набори ММЗ.
2. Обчислюємо статистичні моменти обраного типу ММЗ, отримуючи чотири значення $M1, D, Ax, Ex$.
3. Обраховуємо кореляційні моменти обраного типу ММЗ, отримуючи наступні чотири оцінки $QM1 - QM4$.
4. Формуємо вектор ознак $M1, D, Ax, Ex, QM1, QM2, QM3, QM4$.
5. Для досліджуваного зразка обчислюємо функції належності до класу «норма» $\mu_{norm}(M1, D, Ax, Ex, QM1, QM2, QM3, QM4)$ - та до класу «патологія» $\mu_{pathol}(M1, D, Ax, Ex, QM1, QM2, QM3, QM4)$ за моделями «нечітких» вирішальних правил (їх розробимо в розділі 3 для конкретного захворювання)
6. Діагноз, який рекомендовано за результатами діагностики, формується так:

якщо $\mu_{norm}(x) \geq \mu_{pathol}(x)$, то діагноз при діагностиці «норма»,

якщо $\mu_{norm}(x) \leq \mu_{pathol}(x)$, то діагноз при діагностиці «патологія»

В якості аргументу X в названих функціях використовують вектор із ознак, наведений в п. 4. Може статись так, що не всі ознаки із восьми будуть інформативними. Це потрібно буде дослідити під час проведення експерименту в розділі 8.

2.6 Висновки до розділу 2

В результаті наведеного математичного та комп'ютерного моделювання процесу обчислення матриць Мюллера двокомпонентних БТ встановлено чутливість оцінок статистичних та кореляційних моментів ММЗ таких зразків до зміни їх фізіологічного стану (норма чи патологія).

Розроблено структурну схему системи діагностики двокомпонентних БТ, в якій враховано результати моделювання та отримані залежності. В системі удосконалено блок аналізу та введено підсистему ППР.

Розроблено алгоритми формування ММЗ зразків та їх статистивного та кореляційного аналізу.

Наведено метод діагностики двокомпонентних БТ з використання СПП на основі нечіткої логіки.

З ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНА РЕАЛІЗАЦІЯ СИСТЕМИ ДІАГНОСТИКИ ДВОКОМПОНЕНТНИХ БІОЛОГІЧНИХ ЗРАЗКІВ

3.1 Опис лабораторного макету блоку вимірювання

Якщо багатопараметричну систему Мюллер-матричної поляриметрії біологічного шару [37] доповнити новими програмними блоками та провести адаптацію до уже наявних функціональних модулів, то структурна схема системи оптичної діагностики двокомпонентних біологічних зразків, яка наведена на рисунку 2.3, може бути удосконаленою.

Зовнішній вигляд системи діагностики двокомпонентних біологічних зразків представлено на рисунку 3.1.

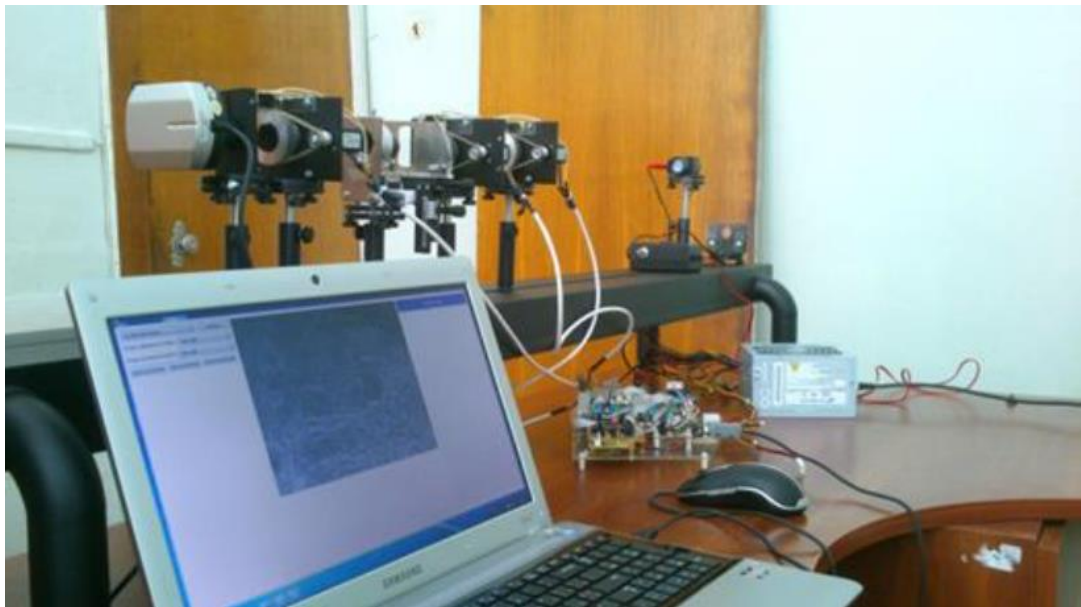


Рисунок 3.1 – Зовнішній вигляд системи діагностики двокомпонентних біологічних зразків

Дана система складається з джерела випромінювання, що представляє собою напівпровідниковий лазер. Цей лазер є лазерним модулем 450L-3ХА, який виконує свою роботу на довжині хвилі 450нм, його напруга живлення 5 В і споживає потужність 0.3 W.

Далі йде блоки генератора поляризаційного стану та аналізатор, до якого входить поляризатор П1,П2 та фазові пластини ФП1,ФП2. Поляризатори, представлені на рисунку 2.3, в багатопараметричній системі, яка наведена на рисунку 3.1, реалізовані за допомогою поляризаційних фільтрів певного типу, а конкретно типу HRT CIR-PL UV – HOYA. Діаметр скла поляризаторів рівний 52 мм, а їх робочий діапазон $\lambda = 632 - 450$ нм. Фазові пластинки ФП1 та ФП2 блоків генератора та аналізатора поляризаційних станів в системі реалізовані за допомогою ахроматичних пластинок APAW.

Пристроями, що відповідають за поворот оптичних елементів П1,П2,ФП1,ФП2 є крокові двигуни L298N, які отримують сигнали з блоку керування.

В систему діагностики вбудовано об'єктив Nikon CFI 60 Achromat (4x) N.A. 0.1. Даний об'єктив може 4-х кратно збільшити об'єкт дослідження, крім того його діаметр дорівнює 30мм, а числова апертура 0.1.

Для реалізації цифрової камери було використано чорно-білу камеру BW13 Sciencelab. Чутливість скла даної камери рівна 0.05 люкс, а роздільна спроможність 640x480 пікселів. Блок керування був реалізований за допомогою AVR мікроконтролер ATmega.

Програмне забезпечення системи реалізовано у відповідності до його структури, показаній на рисунку 2.3. Було розроблено основні модулі, зокрема, клієнт-серверна система, яка демонструє функції ППР в системі діагностики. Інші модулі системи діагностики частково було реалізовано раніше, використовуючи засоби системи MATLAB для аналізу системи. Також в макеті є модулі, програмно реалізовані на мові Java, яка сумісна з MATLAB [8], [10]. Важливим є блок вирішальних правил в підсистемі ППР. Розробку його моделі здійснено при використанні бази даних при дослідженні захворювання на рак двокомпонентної двошарової здорової та патологічної структури «м'язова тканина – сполучна тканина» [11] за допомогою функціоналу даної системи діагностики.

3.2 Експериментальні результати вимірювань мюллер-матричних зображень двокомпонентних біологічних зразків

На системі на рис.3.1 провели експериментальне вимірювання ММЗ двокомпонентної біологічної структури «м'язової тканина-сполучна тканина» («МТ-СТ»). Отримані результати наведено для стану «норма» та «патологія» на рисунках 3.2 та 3.3.

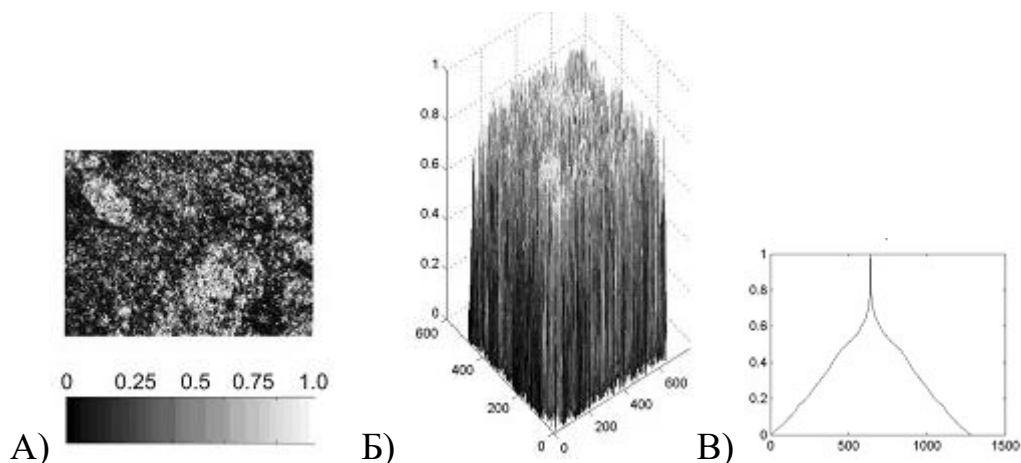


Рисунок 3.2 – ММЗ типу Z_{22} для «норми» структури «МТ-СТ» :
а)координатний розподіл; б) тривимірний розподіл в) АКФ ММЗ

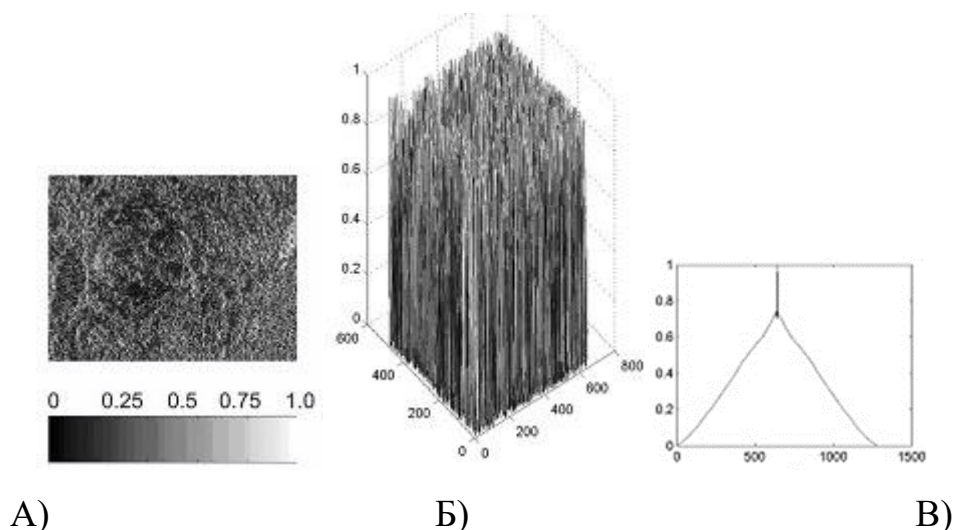


Рисунок 3.3 – ММЗ типу Z_{22} для «патологія» структури «МТ-СТ» :
а)координатний розподіл; б) тривимірний розподіл в) АКФ ММЗ

Далі наводимо в таблиці 3.1 результати обчислення ознак вимірних ММЗ типу $Z_{22}; Z_{44}$ у вигляді значень статистичних та кореляційних моментів. Відмітимо, що значення були усереднені в межах двох груп зразків двокомпонентних БТ: група 1 (так звана «норма» - кількість зразків 21), група 2 (так звана «патологія» - кількість зразків 21).

Таблиця 3.1 – Величини ознак ММЗ двокомпонентної двошарової здорової та патологічної структури «МТ-СТ» для «норми» та «патології»

Стан	Норма	Патологія	Норма	Патологія
	Z_{22}^n	Z_{22}^n	Z_{44}^n	Z_{44}^n
<i>M1</i>	$0,31 \pm 0,029$	$0,38 \pm 0,03$	$0,25 \pm 0,021$	$0,19 \pm 0,012$
<i>D</i>	$0,18 \pm 0,015$	$0,09 \pm 0,007$	$0,14 \pm 0,011$	$0,08 \pm 0,0054$
<i>Ax</i>	$0,31 \pm 0,026$	$3,09 \pm 0,31$	$0,29 \pm 0,021$	$0,77 \pm 0,066$
<i>Ex</i>	$3,35 \pm 0,30$	$5,91 \pm 0,48$	$1,64 \pm 0,157$	$6,19 \pm 0,576$
<i>QM1</i>	$0,43 \pm 0,031$	$0,36 \pm 0,022$	$0,26 \pm 0,019$	$0,22 \pm 0,017$
<i>QM2</i>	$0,22 \pm 0,019$	$0,18 \pm 0,014$	$0,18 \pm 0,015$	$0,14 \pm 0,011$
<i>QM3</i>	$0,33 \pm 0,028$	$0,73 \pm 0,062$	$0,25 \pm 0,022$	$0,37 \pm 0,031$
<i>QM4</i>	$1,14 \pm 0,103$	$2,43 \pm 0,213$	$0,97 \pm 0,072$	$1,85 \pm 0,155$

Далі стояла задача дослідити інформативність наведених ознак на рисунку 3.4, для чого були побудовані графічні представлення їх діапазонів для обох груп. Перетину діапазонів не виявлено.

Далі візьмемо дані з таблиці 3.1, наприклад параметри Z_{22} , та поділемо більше значення на менше для кожного із наведених станів. Після чого прирівняємо результат до сталого коефіцієнта, тобто до 1.24 (отриманий експериментально коефіцієнт, який забезпечує диференціацію станів «норма» та «патологія») [8]. Якщо результат буде близький, менший або рівний даному коефіцієнту, тоді даний стан не буде використовуватися далі в розрахунках, через малу інформативність.

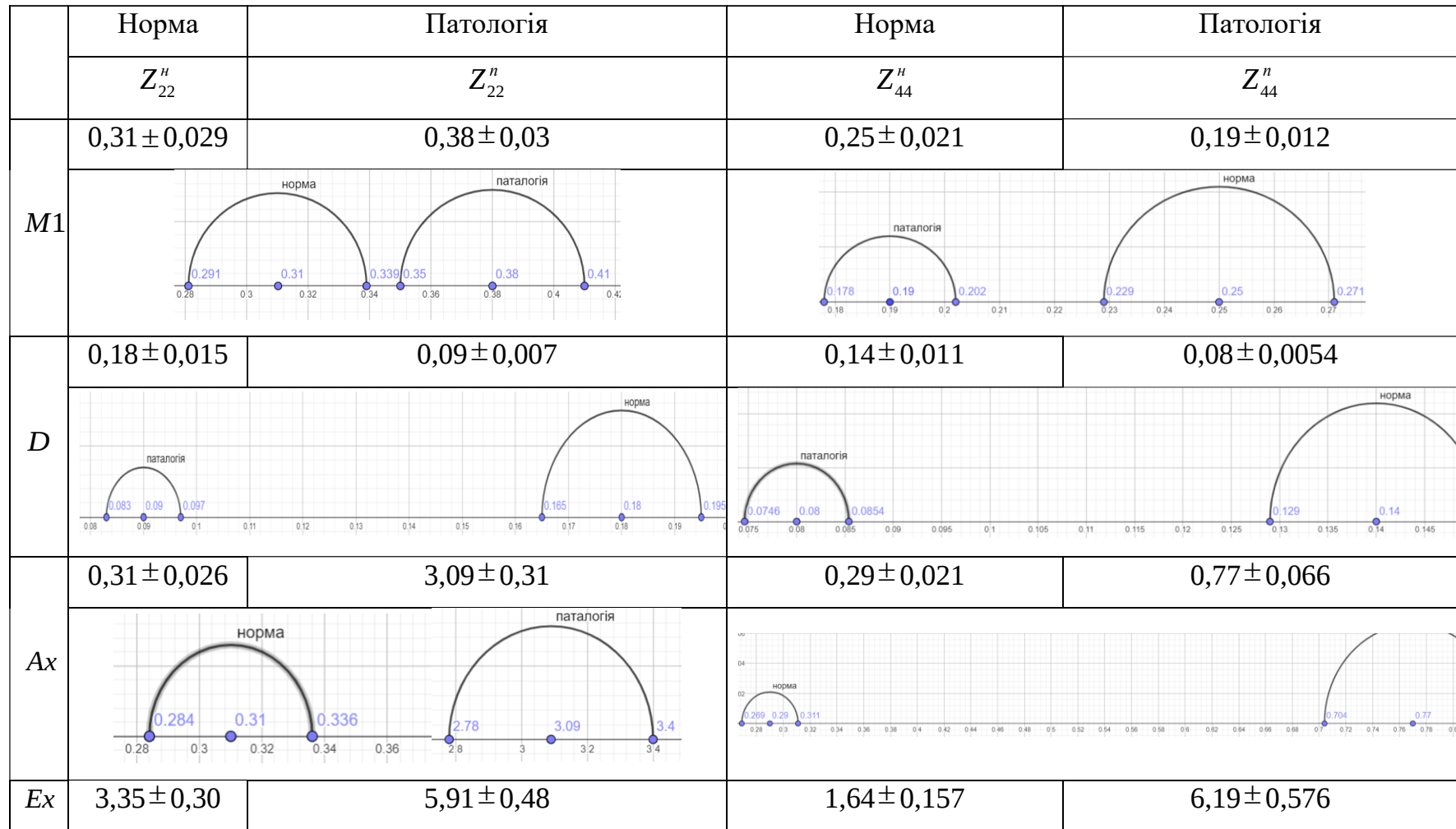


Рисунок 3.4 - Графічне представлення діапазонів змінювання оцінок параметрів ММЗ типу Z_{22} та Z_{44} для двокомпонентної структури «МТ-СТ»

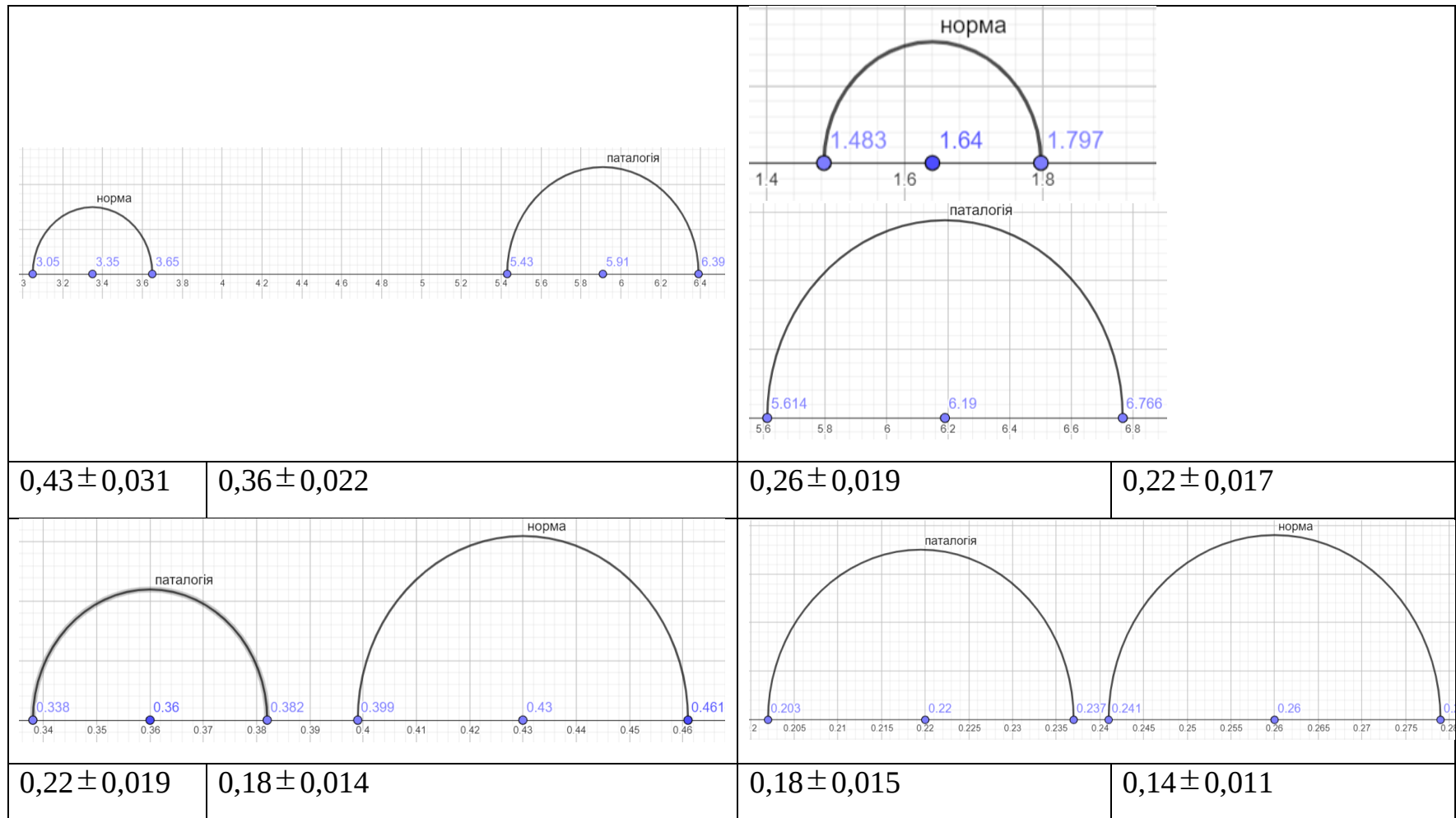


Рисунок 3.4 - Графічне представлення діапазонів змінювання оцінок параметрів ММЗ типу Z_{22} та Z_{44} для двокомпонентної структури «МТ-СТ» (продовження)

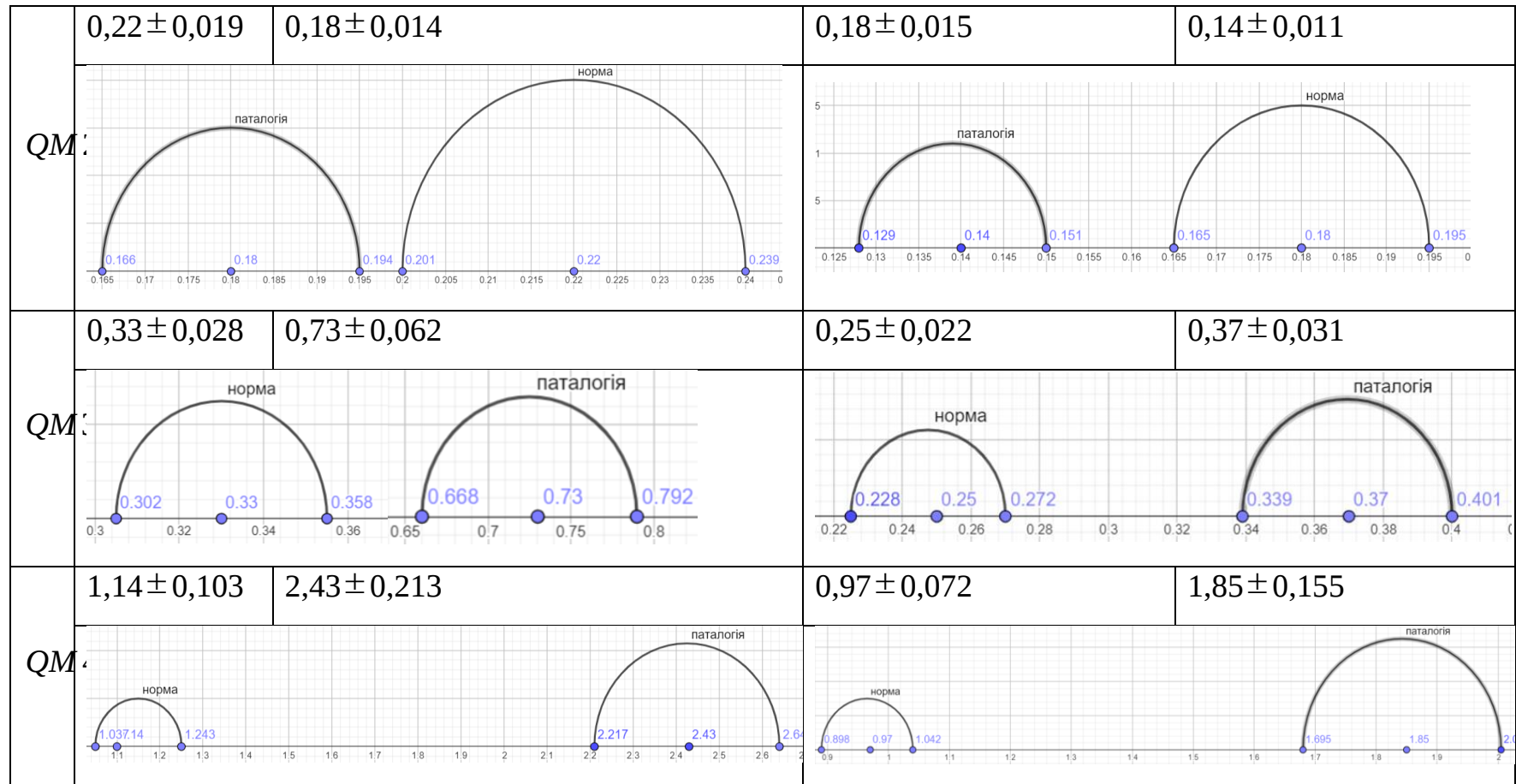


Рисунок 3.4 - Графічне представлення діапазонів змінювання оцінок параметрів ММЗ типу Z_{22} та Z_{44} для двокомпонентної структури «МТ-СТ» (продовження)

Якщо ж результат більший за коефіцієнт, тобто перевищувати значення коефіцієнта 1.24, то даний стан буде використовуватися в подальших розрахунках.

Після проведення даної перевірки на інформативність вимірювальних даних з пабліці 3.1 будуть використовуватися в подальших розрахунках такі ознаки, які називають інформативними: $D, Ax, Ex, QM3, QM3$. Аналогічні розрахунки можна провести для параметра Z_{44} .

3.3 Розробка правил підтримки прийняття рішення для діагностики біологічних зразків «сполучна тканина – м'язова тканина»

Розділимо діапазон кожного стану параметра розподілу ММЗ Z_{22} та Z_{44} , які були виміряні незалежно від їх віднесення до груп «норма» або «патологія», на п'ять піддіапазонів. Ці піддіапазони збігаються з нечіткими термами Н, НС, С, ВС, В. Отримані результати параметра Z_{44} наведено в таблиці 3.2.

Таблиця 3.2 – Значення діапазонів змінювання параметрів розподілів ММЗ виду Z_{44} після введення нечітких термів

	Н	НС	С	ВС	В
D	0.075 ÷ 0.085	0.085 ÷ 0.104	0.104 ÷ 0.123	0.123 ÷ 0.142	0.142 ÷ 0.151
AX	0.269 ÷ 0.34	0.34 ÷ 0.482	0.482 ÷ 0.623	0.623 ÷ 0.765	0.765 ÷ 0.836
EX	1.483 ÷ 2.143	2.143 ÷ 3.464	3.464 ÷ 4.785	4.785 ÷ 6.106	6.106 ÷ 6.766
QM3	0.228 ÷ 0.25	0.25 ÷ 0.293	0.293 ÷ 0.336	0.336 ÷ 0.379	0.379 ÷ 0.401
QM4	0.898 ÷ 1.036	1.036 ÷ 1.313	1.313 ÷ 1.59	1.59 ÷ 1.867	1.867 ÷ 2.005

За даними з таблиці 3.1 та таблиці 3.2 створимо базу даних. В ній наведемо усі можливі стани «норма» та «патологія» відносно статистичного та кореляційного моментів, які обрано як інформативні за параметром Z_{44} .

Ці параметри відносяться до нечітких термінів Н, НС, С, ВС, В і наведено в таблиці 3.3.

Таблиця 3.3 – База знань із результатами параметрів Z_{44} нечітких термінів для станів «норма» та «патологія».

Діагноз	D	AX	EX	QM3	QM4
Норма	B BC	H	H	H HC	H HC
Патологія	H	B BC	B BC	BC B	BC B

Тоді функції належності $\mu_{norm}(D, Ax, Ex, QM3, QM4)$ та $\mu_{pathol}(D, Ax, Ex, QM3, QM4)$ до класів відповідно «норма» -«патологія» запишемо у вигляді формул. Це і будуть вирішальні правила за нечіткими термами.

На основі функцій належності $\mu^H(r), \mu^{HC}(r), \mu^C(r), \mu^{BC}(r), \mu^B(r)$ нечітких термінів визначимо функцію : $\mu_{norm}(D, Ax, Ex, QM3, QM4)$ так:

$$\begin{aligned} \mu_{S_{22,33}}^{HOPMA}(D, Ax, Ex, QM3, QM4) = \\ [\mu^B(D) \wedge \mu^H(Ax) \wedge \mu^H(Ex) \wedge \mu^H(QM3) \wedge \mu^H(QM4)] \vee \\ [\mu^{BC}(D) \wedge \mu^H(Ax) \wedge \mu^H(Ex) \wedge \mu^H(QM3) \wedge \mu^H(QM4)] \vee \\ [\mu^B(D) \wedge \mu^H(Ax) \wedge \mu^H(Ex) \wedge \mu^{HC}(QM3) \wedge \mu^H(QM4)] \vee \\ [\mu^B(D) \wedge \mu^H(Ax) \wedge \mu^H(Ex) \wedge \mu^H(QM3) \wedge \mu^{HC}(QM4)] \vee \\ [\mu^{BC}(D) \wedge \mu^H(Ax) \wedge \mu^H(Ex) \wedge \mu^{HC}(QM3) \wedge \mu^H(QM4)] \vee \\ [\mu^{BC}(D) \wedge \mu^H(Ax) \wedge \mu^H(Ex) \wedge \mu^H(QM3) \wedge \mu^{HC}(QM4)]. \end{aligned}$$

Також на основі функцій належності $\mu^H(r), \mu^{HC}(r), \mu^C(r), \mu^{BC}(r), \mu^B(r)$ нечітких термінів визначимо функцію : $\mu_{pathol}(D, Ax, Ex, QM3, QM4)$ так:

$$\begin{aligned}
&\mu_{S_{22,33}}^{\text{ПАТОЛОГИЯ}}(D, Ax, Ex, QM3, QM4) = \\
&[\mu^H(D) \wedge \mu^B(Ax) \wedge \mu^B(Ex) \wedge \mu^{BC}(QM3) \wedge \mu^{BC}(QM4)] \vee \\
&[\mu^H(D) \wedge \mu^{BC}(Ax) \wedge \mu^B(Ex) \wedge \mu^{BC}(QM3) \wedge \mu^{BC}(QM4)] \vee \\
&[\mu^H(D) \wedge \mu^B(Ax) \wedge \mu^{BC}(Ex) \wedge \mu^{BC}(QM3) \wedge \mu^{BC}(QM4)] \vee \\
&[\mu^H(D) \wedge \mu^B(Ax) \wedge \mu^B(Ex) \wedge \mu^B(QM3) \wedge \mu^{BC}(QM4)] \vee \\
&[\mu^H(D) \wedge \mu^B(Ax) \wedge \mu^B(Ex) \wedge \mu^{BC}(QM3) \wedge \mu^B(QM4)] \vee \\
&[\mu^H(D) \wedge \mu^{BC}(Ax) \wedge \mu^{BC}(Ex) \wedge \mu^{BC}(QM3) \wedge \mu^{BC}(QM4)] \vee \\
&[\mu^H(D) \wedge \mu^{BC}(Ax) \wedge \mu^B(Ex) \wedge \mu^B(QM3) \wedge \mu^{BC}(QM4)] \vee \\
&[\mu^H(D) \wedge \mu^{BC}(Ax) \wedge \mu^B(Ex) \wedge \mu^{BC}(QM3) \wedge \mu^B(QM4)].
\end{aligned}$$

Аналогічні операції можна провести з даними таблиць 3.1 та 3.2 тільки з обраним параметром Z_{22} .

Реалізувавши виведені вирішальні правила програмно, отримуємо значення функцій в межах від 0 до 1 для кожного досліджуваного зразка.

Якщо $\mu_{norm}(D, Ax, Ex, QM3, QM4) > \mu_{S_{22,33}}^{\text{ПАТОЛОГИЯ}}(D, Ax, Ex, QM3, QM4)$, то рекомендований діагноз – «норма», в противному випадку буде діагноз – «патологія».

Алгоритм роботи клієнт-серверної підсистеми з прийняттям рішення для системи діагностики, розроблено в даній бакалаврській роботі, наведено на рисунку 3.5.

3.4 Опис розробленої клієнт-серверної підсистеми з функцією «карта пацієнта»

На головному вікні клієнт-серверної підсистеми, яка представлена на рисунку 3.6, наведено 4 кнопки, до яких прив'язані створені функції. Серед даних функцій є функції, які відповідають за додавання інформації в таблиці бази даних, а є функції, які відповідають за вивід інформації з бази даних.

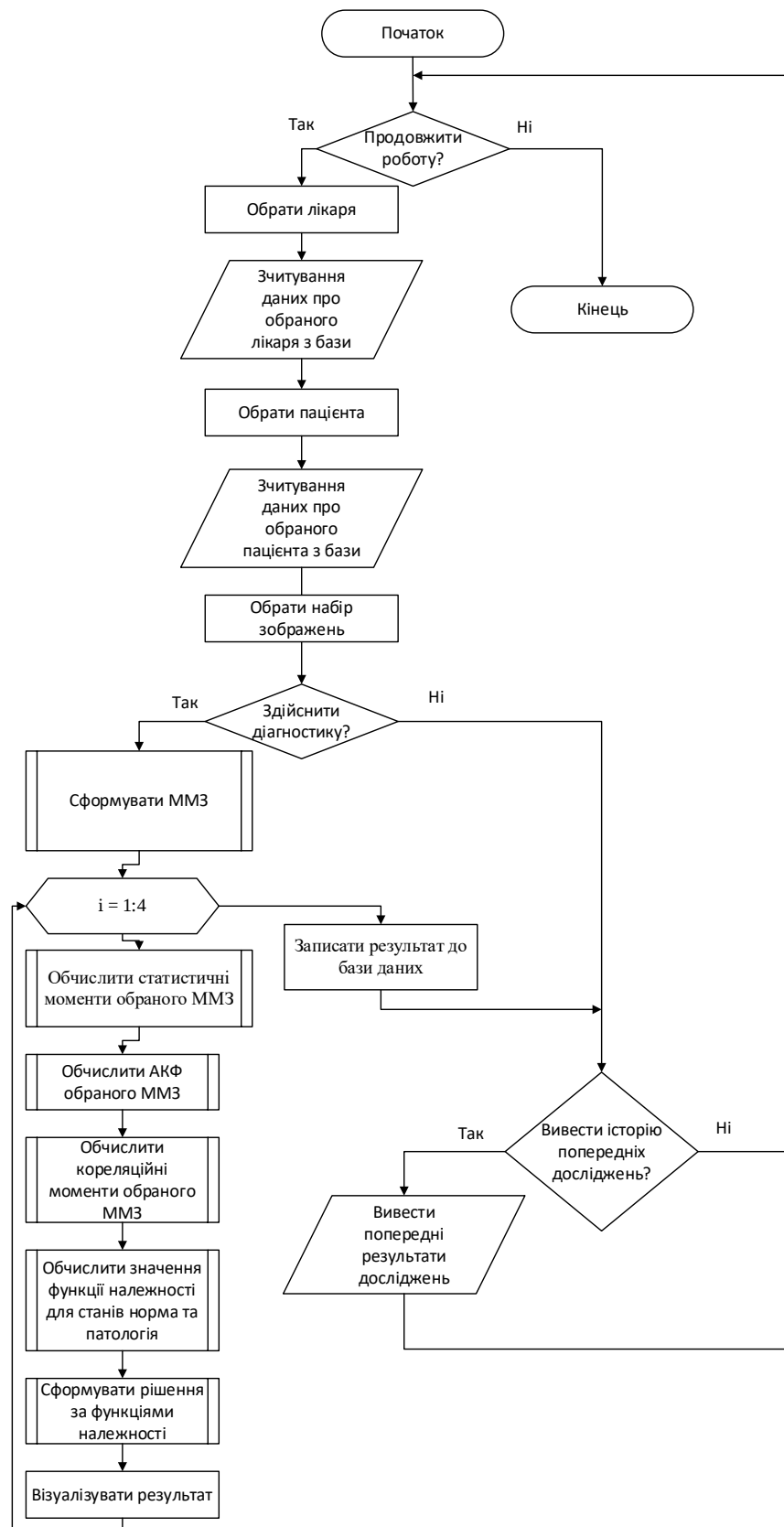


Рисунок 3.5 – Алгоритм роботи клієнт-серверної підсистеми з прийняттям рішення для системи діагностики

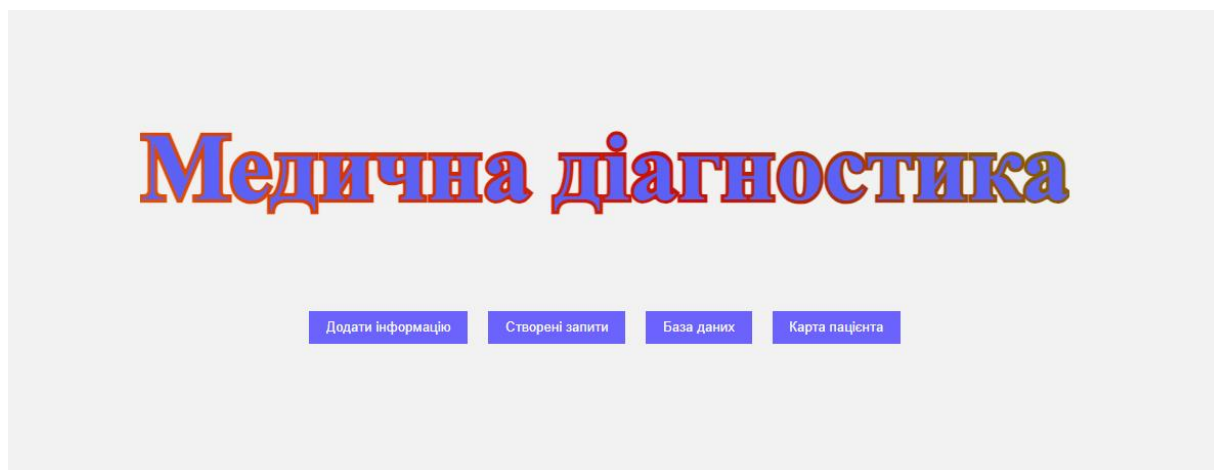


Рисунок 3.6 – Головне вікно клієнт-серверної підсистеми системи

При натисканні кнопки «База даних» буде запущено іншу форму, яка дає можливість вибрати таблицю з даними бази даних, яку потрібно вивести на екран. Дана процедура наведено на рисунку 3.7. На даному рисунку представлено інформація, яку була взята з бази даних, а конкретно : назва діагнозу та дата поставлення діагнозу, ім'я та прізвище лікаря, що поставив даний діагноз, та пацієнта, який отримав даний діагноз. Ще на рисунку 3.7 наведено дані про зображення, а конкретно зображення, яке отримав пацієнт після обстеження. Аналогічно можна переглянути іншу інформацію з створених таблиць.

Вибравши «додати інформацію» потрібно ще вибрати таблицю, в яка буде додано нову інформацію. Після чого відкриється нова форма, наприклад додавання інформації про пацієнта, наведено на рисунку 3.7.

Аналогічно можна додати нову інформацію в таблиці лікар, зображення, лікарня та медичний діагноз , які знаходяться в базі даних. Наприклад, додати нового пацієнта, як показано на рисунку 3.8.

Оберіть таблицю:

Hospital

Переглянути

Зміст таблиці Medical_diagnosis:

DiagnosisID	Name_of_the_diagnosis	DoctorID	PatientID	Date_of_diagnosis	Image_ID
1	Рак легенів	Петров Іван	Олександр Петренко	2024-03-20	Зображення
2	Рак молочної залози	Петров Іван	Наталія Коваленко	2024-03-20	Зображення
3	Рак простати	Іванова Марія	Марина Журавель	2024-03-10	Зображення
4	Рак товстої кишки	Іванова Марія	Анатолій Губер	2024-03-22	Зображення
5	Рак шлунка	Коваль Наталія	Ірина Мельник	2024-03-01	Зображення

Рисунок 3.7 - Вивід інформації про діагноз

Додати нового пацієнта

Ім'я:

Прізвище:

Стать:

Чоловіча

Дата народження:

дд.мм.гггг

Адреса:

Номер телефону:

Лікар:

Іван Петров

Медичне страхування:

Дата обстеження:

дд.мм.гггг

Додати

На головну

Рисунок 3.8 – Додавання нового пацієнта

Також на головному вікні можна вибрати іншу кнопку, наприклад «Створені запити». Дана кнопка відкриє форму, яка наведена на рисунку 3.9.

Запит 1. Вивести інформацію про пацієнтів (Прізвище та ім'я пацієнта, стать пацієнта, дата народження пацієнта), які проходять обстеження у вибраній лікарні.

Вибір лікаря:

Вінницька міська клінічна лікарня №1

Виконати

Запит 2. Вивести інформацію про лікарів (Прізвище та ім'я лікаря, спеціалізація, кваліфікація), що є працівниками вибраної лікарні.

Вибір лікаря:

Вінницька міська клінічна лікарня №1

Виконати

Запит 3. Вивести інформацію про лікарів (Ім'я лікаря, дата початку роботи, лікар, який виконує обстеження, інформація, чи є лікар медичним працівником, чи є лікар медичним працівником, чи є лікар медичним працівником).

Вибір лікаря:

Тетуха Дмитро

Виконати

Запит 4. Вивести інформацію про пацієнтів (Прізвище та ім'я пацієнта, дата народження пацієнта, лікар, який виконує обстеження, стать пацієнта, дата народження пацієнта та дата даних (якщо є), чи були обстежені пацієнти дані, чи були обстежені пацієнти дані).

Запит 5. Вивести інформацію про пацієнтів (Ім'я пацієнта, лікар, який виконує обстеження, чи є лікар медичним працівником, чи є лікар медичним працівником, чи є лікар медичним працівником).

На головну

Рисунок 3.9- Вікно запитів

На рисунку 3.10 представлено п'ять створених запитів, при виконанні яких проводиться перехід на іншу форму та виводять результат виконання вибраного запиту, як показано на рисунках 3.10 та 3.11.

Запит 1. Вивести інформацію про пацієнтів (Прізвище, Ім'я, Стать, Дата народження, Номер телефону), які лікуються у вибраній лікарні.

Вибір лікаря:

Вінницька міська клінічна лікарня швидкої медичної допомоги

Виконати

Вибрана лікарня: Вінницька міська клінічна лікарня швидкої медичної допомоги

Прізвище	Ім'я	Стать	Дата народження	Номер телефону
Петренко	Олександр	чоловік	1985-06-15	+380501234567
Коваленко	Наталія	Жінка	1990-08-22	+380991234567
Лисенко	Максим	чоловік	1980-12-03	+380681234567
Петренко	Ірина	жінка	1995-05-20	+380671234567
Степанова	Наталія	жінка	1976-06-17	+380991234567
Левченко	Дмитро	чоловік	1979-05-19	+380931234567
Сидоренко	Юлія	жінка	1980-02-14	+380991234567

На головну

До запитів

Рисунок 3.11- Результат п'ятого запиту

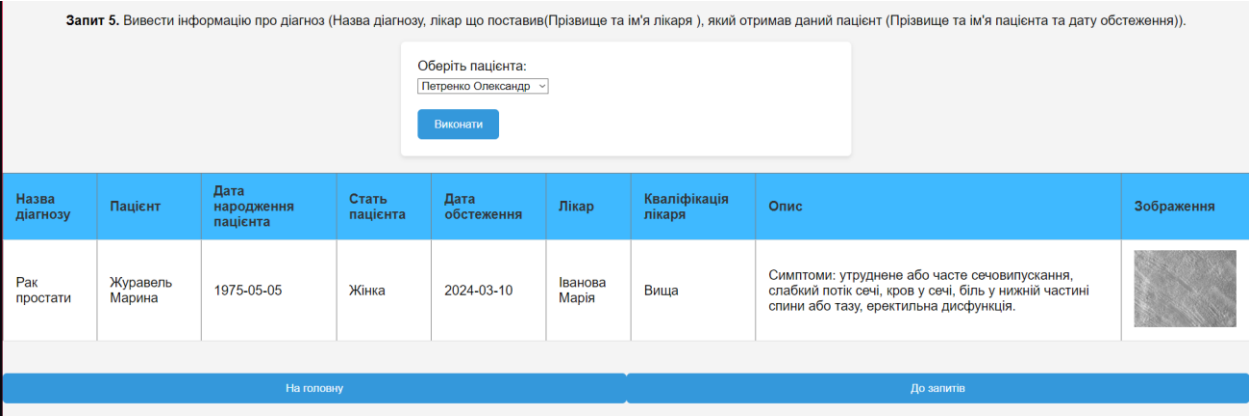


Рисунок 3.12- Результат першого запиту

Повернувшись на головне вікно та вибравши функцію «Карта пацієнта» буде виконано функцію, що перенаправить користувача на форму, де потрібно вибрати пацієнта. Після чого проведеться вивід інформації про пацієнта, його діагнозу та причини поставлення діагнозу. Також буде виведено інформацію про лікаря, що провів обстеження та поставив даний діагноз. Це все було наведено на рисунку 3.13.

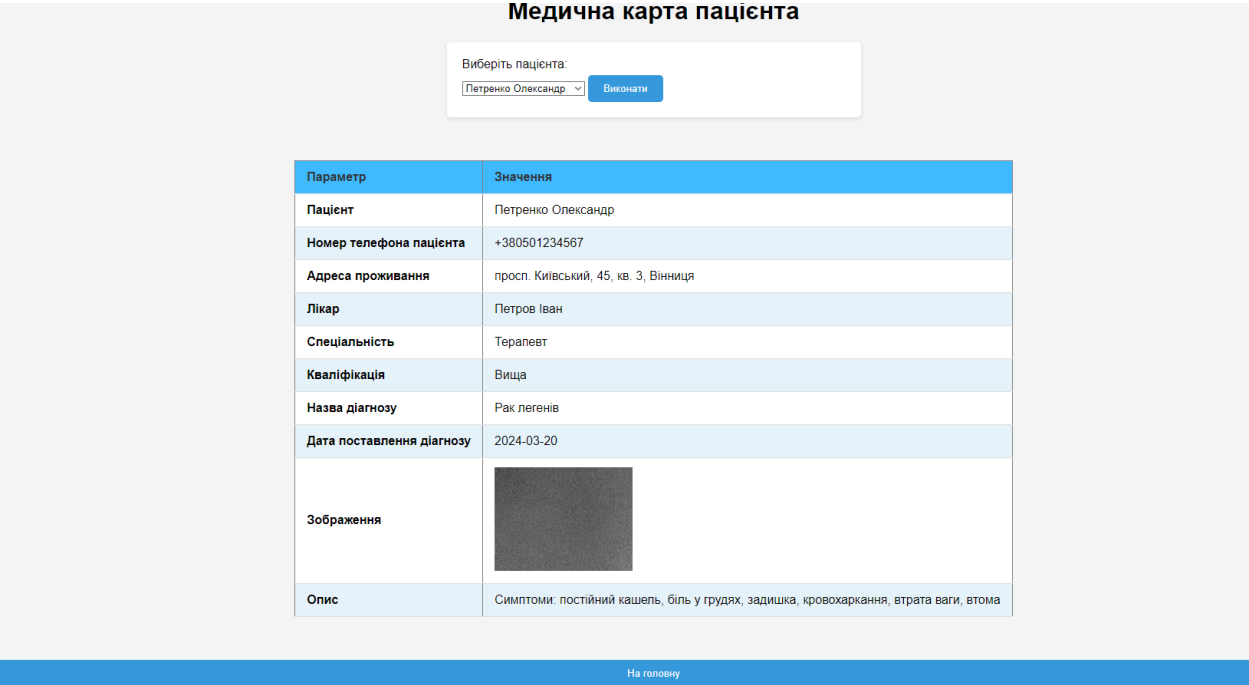


Рисунок 3.13 - Карта пацієнта

Даний клієнт-серверний модуль був розроблений з використання HTML,CSS та MySQL. HTML,CSS використовувалися для створення користувацький інтерфейсу підсистеми, а MySQL для роботи з інформацією, яка знаходиться у базі даних.

3.5 Технічні характеристики методу та системи діагностики двокомпонентних біологічних зразків в системі

Вважаючи на поставлену мету даної роботи, необхідно визначити достовірність методу діагностики в системі. Достовірність D визначалась як відношення істинно позитивних результатів діагностики до кількості елементів всієї вибірки, що застосовувалась при діагностиці двокомпонентних БТ в системі.

При цьому були обрані для діагностичного тестування дві групи зразків. Маємо по 21 зразку в групі 1 «норма» та в групі 2 «патологія».

В результаті проведення діагностики для кожного зразка із вибірки обсягом 42 зрізи двокомпонентних БТ було отримано результати, подані в таблиця 3.4. В цій таблиці є спеціальні позначення: для істинно хворих (TP), для істинно здорових (TN). Помилки тестування позначено через хибно позитивні (FP) та хибно негативні (FN) результати діагностичного тесту.

Таблиця 3.4 – Оцінка достовірності методу діагностики в системі Р

Параметр	Результатами тесту, штук				Достовірність методу діагностик,%
	TP	FN	TN	FP	
Інформативні ознаки орієнтаційного ММЗ	18	3	18	3	85,7%
Інформативні ознаки фазового ММЗ	20	2	19	1	92,8%

В таблиці 3.5 відображаємо характеристики системи, яка розроблялась в даній бакалаврській роботі, та системи, обраної як прототип.

Таблиця 3.5- Характеристики системи для визначення ММЗ двошарових БТ при діагностиці тканинних патологій, обраної за аналог [10]

Назва системи	Функціональні можливості	Методи аналізу ММЗ	Методи автоматизованого прийняття рішення	Достовірність діагностики
Автоматизована система для вимірювань та аналізу ММЗ двошарових БТ (прототип)	1.Діагностика двошарових БТ на основі ММЗ 2.Відсутність можливостей діагностики двокомпонентних БТ за ММЗ	Статистичний та кореляційний аналіз	Відсутні	83,7% (за орієнтаційними ММЗ) 89,5% (за фазовими ММЗ)
Комп'ютеризована система діагностики двокомпонентних БТ на основі матриць Мюллера	1.Діагностика двошарових БТ на основі ММЗ 2.Діагностика двокомпонентних БТ за ММЗ	Статистичний та кореляційний аналіз	На основі нечіткої логіки	85,7% (за орієнтаційними ММЗ) 92,8 % (за фазовими ММЗ)

Видно, що розроблена система має збільшення функцій по відношенню до аналога за рахунок можливості діагностувати двокомпонентні біологічні структури, а також має вищу достовірність діагностики за рахунок введення в систему підсистеми ППР на основі нечіткої логіки.

Достовірність діагностики збільшилась на 2% для застосування орієнтаційних ММЗ та на 3,3% для застосування фазових ММЗ.

3.6 Висновки до розділу 3

Наведено опис лабораторного макету, який реалізує систему діагностики двокомпонентних біологічних зразків.

Проведено експериментальне діагностичне вимірювання ММЗ для обраної вибірки двокомпонентних БТ, обчислено їх інформативні ознаки.

Виведено вирішальні правила прийняття рішення для орієнтаційних та фазових ММЗ двокомпонентних БТ.

Оцінено технічні характеристики методу та системи діагностики на основі ММЗ та комп'ютерного аналізу із підсистемою ППР,

ВИСНОВКИ

В роботі проаналізовано основні групи методів та систем оптичної діагностики реальних біологічних структур. Встановлено перспективність методів лазерної мюллер-матричної поляриметрії, визначено її переваги та недоліки. Обрано систему-прототип та визначено напрямок розширення її функціональних можливостей та підвищення достовірності.

Наведено результати моделювання ММЗ двокомпонентної двошарової структури та її аналізу на основі статистичного та кореляційного підходів. Показано чутливість статистичних та кореляційних моментів двокомпонентних структур до фізіологічного стану БТ, що описується фазовими та орієнтаційними ММЗ.

Удосконалено структурну схему системи оптичної діагностики двокомпонентних біологічних зразків з статистичним, кореляційним та аналізом ММЗ двокомпонентних двошарових БТ, доповненню підсистемою ППР. Розроблено вирішальні правила формування діагностичного висновку за інформативними ознаками ММЗ двокомпонентних двошарових біологічних тканин. Розроблено веб-додаток «карта пацієнта» для системи діагностики.

Проведено експериментальні вимірювання ММЗ двокомпонентних двошарових біологічних тканин в розробленій системі та оцінити її технічні характеристики. Доведено розширення функціональних можливостей системи та підвищення достовірності діагностичного методу на 2% та на 3,3% відповідно при діагностиці БТ за орієнтаційними ММЗ та фазовими ММЗ двокомпонентних БТ.

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Методи і засоби лазерної поляриметрії біологічних тканин. Т.1 / за ред. О.Г. Ушенка О.Г., Вінниця: Едельвейс, 2019. 269 с.
2. Лазерна поляриметрія біологічних тканин. Діагностика пухлин жіночих репродуктивних органів під ред. О.Г. Ушенка, О.П. Пересунька, Р.В. Сенютовича. Чернівці: Чернівецький нац. ун – т, 2010. 476 с.
3. Ghosh N. Tissue polarimetry: concepts, challenges, applications, and outlook. *Journal of Biomedical Optics*. 2011. Vol. 16, no. 11. P. 110801. URL: <https://doi.org/10.1117/1.3652896> (date of access: 21.05.2024).
4. Alali S., Vitkin A. Polarized light imaging in biomedicine: emerging Mueller matrix methodologies for bulk tissue assessment. *Journal of Biomedical Optics*. 2015. Vol. 20, no. 6. P. 061104. URL: <https://doi.org/10.1117/1.jbo.20.6.061104> (date of access: 21.05.2024).
5. Zabolotna N.I., Sholota V.V., Okarskyi H.H. Methods and systems of polarization reproduction and analysis of the biological layers structure in the diagnosis of pathologies. *Proceedings of SPIE*. 2020. Vol. 11369, 113691S.
6. Characterizing the microstructures of biological tissues using Mueller matrix and transformed polarization parameters / Minghao Sun et. al. *Biomedical optics express*. 2014. Vol. 5, No. 12.
7. Birefringence measurements in human skin using polarization-sensitive optical coherence tomography/ C. Pierce et. al. *Journal of Biomedical Optics*. 2004. Vol. 9. P. 287–291.
8. 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*. 2021. № 2 (40). С. 29–40.

9. Заболотна Н.І., Шолота В.В. Інтелектуальний аналіз даних в системі мюллер-матричного картографування плазми крові при ідентифікації раку шлунку. *Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології*. 2017. №1 (33) С. 40–48.
10. Diagnostic efficiency of mueller-matrix polarization reconstruction system of the phase structure of liver tissue / N.I. Zabolotna et. al. *Proc. SPIE*. 2015. Vol. 9816. 98161E; doi: 10.1117/12.2229018.
11. Шолота В. В., Рачинський Д. Л. Експериментальне поляризаційне картографування двокомпонентних біологічних структур. Матеріали ІІІ науково-технічної конференції підрозділів ВНТУ, Вінниця, 20-22 березня 2024 р. Електрон. текст. дані. 2024. URI: <https://conferences.vntu.edu.ua/index.php/all-frtzip/all-frtzip-2024/paper/view/20604>.
12. Природне і поляризоване світло. поляризатори і аналізатори. Поляризація світла. URL: <https://vseosvita.ua/library/embed/0011a3-487f.doc.html> (дата звернення: 10.04.2024).
13. Поляриметрія. URL: https://kegt.rshu.edu.ua/images/dustan/2020/m_ah_04.pdf (дата звернення: 10.04.2024).
14. Заболотна Н. І., Шолота В. В., Колівошко А. І. Аналіз методів та систем лазерної поляриметрії для відтворення анізотропних параметрів біологічних шарів. *Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології*. 2019. Том 36, № 2. 60–71 с.
15. Шаповал С.Л., Романенко Р.П., Форостяна Н.П. Діагностика фізичних властивостей харчових продуктів: монографія. Київ, 2017. 102 с.
16. Заболотна Н.І., Шолота В.В., Левандовська Ю.Ю., Вербовецька О.Д. Моделювання та аналіз Мюллер-матричних зображень багатошарових полікристалічних мереж з детермінованими розподілами орієнтаційних та фазових параметрів. *Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології*. 2011. Том 21. №1. С. 82-92.

17. Kostiantyn O. Radchenko. Intellectualized Mueller-Jones matrix system of laser polarimetry for breast fibroadenoma diagnosis. URL: https://www.spiedigitallibrary.org/conference-proceedings-of-spie/10750/107500M/Intellectualized-Mueller-Jones-matrix-system-of-laser-polarimetry-for-breast/10.1117/12.2320130.full#_.
(дата звернення: 15.04.2024).
18. Дроненко О.В., Радченко К.О., Котлоченко І.В. Застосування системи поляризаційного картографування азимутів лазерних зображень плівок плазми крові у діагностиці патології молочних залоз. *Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології*. 2013. Том 25, №1. С. 73-81.
19. Лейба О.А. Відібрання біологічних зразків для експертного дослідження: спірні питання нормативної регламентації та практики правозастосування. URL: <https://visnyk-juris-uzhnu.com/wp-content/uploads/2021/10/58.pdf> (дата звернення: 05.05.2024).
20. Типи м'язової тканини. URL: [https://ukrayinska.libretexts.org/Біологія/Біологія_людини/Біологія_людини_\(Wakim_i_Grewal\)/15:_М'язова_система/15.3:_Типи_м'язової_тканини](https://ukrayinska.libretexts.org/Біологія/Біологія_людини/Біологія_людини_(Wakim_i_Grewal)/15:_М'язова_система/15.3:_Типи_м'язової_тканини) (дата звернення: 21.05.2024).
21. Учасники проєктів Вікімедіа. Дерма – Вікіпедія. Вікіпедія. URL: [https://uk.wikipedia.org/wiki/Дерма#:~:text=кóрюв–%20«шкіра»\),,часто%20багатої%20на%20жирові%20відкладення](https://uk.wikipedia.org/wiki/Дерма#:~:text=кóрюв–%20«шкіра»),,часто%20багатої%20на%20жирові%20відкладення). (дата звернення: 04.05.2024).
22. Гістологічне дослідження. URL: <https://www.okc.com.ua/uk/endoskopiya/gistologichne-doslidzhennya> (дата звернення: 06.05.2024).
23. Ghosh N., Wood M. F. G., Vitkin I. A. Mueller matrix decomposition for extraction of individual polarization parameters from complex turbid media

- exhibiting multiple scattering, optical activity, and linear birefringence. *Journal of Biomedical Optics*. 2008. Vol. 13, no. 4. P. 044036.
24. Wang Y., Honghui H. Mueller matrix microscope: a quantitative tool to facilitate detections and fibrosis scorings of liver cirrhosis and cancer tissues. *Journal of Biomedical Optics*. 2016. Vol. 21, no. 7. P. 071112.
 25. Саркісова Ю.В., Бачинський В.Т., Паливода О.Г. Можливість багатовимірної поляризаційної та автофлуоресцентної мікроскопії біологічних тканин та рідких середовищ організму людини для діагностики давності настання смерті .URL:
<http://forensic.bsmu.edu.ua/article/view/2707-8728.1.2019.3>
 26. Заболотна Н.І., Олійниченко Б.П. Принципи і методи поляризаційного картографування біологічних тканин.URL:
http://fnfjournal.univer.kharkov.ua/En/nomera/2010_3_4/zabolotna.pdf.
 27. A. Van Eeckhout et al. Synthesis and characterization of depolarizing samples based on the indices of polarimetric purity . *Optics Letters*. 2017. Vol. 42, no. 20. P. 4155. URL: <https://doi.org/10.1364/ol.42.004155>
(дата звернення: 20.05.2024).
 28. Ушенко О.Г, Заболотна Н.І.. Мюллер-матрична двовимірна томографія багат шарових полікристалічних мереж біологічних тканин і рідин. *Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології*. 2010. Том 20. №2. С. 156-162.
 29. 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.
 30. Заболотна Н.І., Радченко К.О., Костюк С.В. Статистична, кореляційна і фрактальна структура мюллер–матричних зображень багат шарових біологічних тканин. *Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології*. 2013. №2(26). С. 58–66.

31. Система підтримки рішень. URL:
https://uk.wikipedia.org/wiki/Система_підтримки_рішень
 (дата звернення: 20.05.2024).
32. Верес О. Конкурентні переваги проекту системи підтримки прийняття рішень та фактори ризику. URL:
<https://science.lpnu.ua/sites/default/files/journal-paper/2024/feb/33455/vis672komp-nauky-76-86.pdf>
 (дата звернення: 30.05.2024).
33. Бідюк П. І., Тимошук О. Л., Коваленко А. Є., Коршевніук Л. О. Системи і методи підтримки прийняття рішень. Підручник. Київ. 2023. URL:
<https://ela.kpi.ua/server/api/core/bitstreams/6958f683-fbac-4506-9c85-5115c8f8b4c6/content> (дата звернення: 01.06.2024).
34. Методи дерев рішень, класифікації та прогнозування. URL :
https://moodle.znu.edu.ua/pluginfile.php?file=/486136/mod_resource/content/1/Лекція%209.pdf (дата звернення: 03.06.2024).
35. Метод "дерева рішень". URL:
https://stud.com.ua/34758/finansi/metod_dereva_rishen (дата звернення: 03.06.2024).
36. Кислова О.М., Бондаренко К.Б. Можливості застосування штучних нейронних мереж в аналізі соціальної інформації. URL:
<https://core.ac.uk/download/pdf/46589603.pdf> (дата звернення: 03.06.2024).
37. Заболотна Н.І. Похибки вимірювань референтних матриць Мюллера в системі мюллер-матричного картографування біологічних шарів . *Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології*. 2015. №1 (29). С. 109 –117.

Додаток А
(обов'язковий)

ПРОТОКОЛ
ПЕРЕВІРКИ КВАЛІФІКАЦІЙНОЇ РОБОТИ
НА НАЯВНІСТЬ ТЕКСТОВИХ ЗАПОЗИЧЕНЬ

Назва роботи: Комп'ютеризована система діагностики двокомпонентних біологічних зразків на основі матриць Мюллера

Тип роботи: Бакалаврська дипломна робота

Підрозділ: Кафедра біомедичної інженерії та оптико-електронних систем, Факультет інформаційних електронних систем
(кафедра, факультет)

Показники звіту подібності Unichек

Оригінальність 98.29% Схожість 1.71%

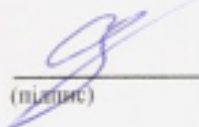
Аналіз звіту подібності (відмітити потрібне):

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

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

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

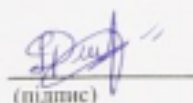
Особа, відповідальна за перевірку


(підпис)

Тужанський С.Є.
(прізвище, ініціали)

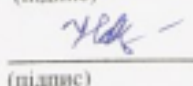
Ознайомлені з повним звітом подібності, який був згенерований системою Unichек щодо роботи.

Автор роботи


(підпис)

Рачинський Д.Л.
(прізвище, ініціали)

Керівник роботи


(підпис)

Заболотна Н.І.
(прізвище, ініціали)

Додаток Б
(обов'язковий)

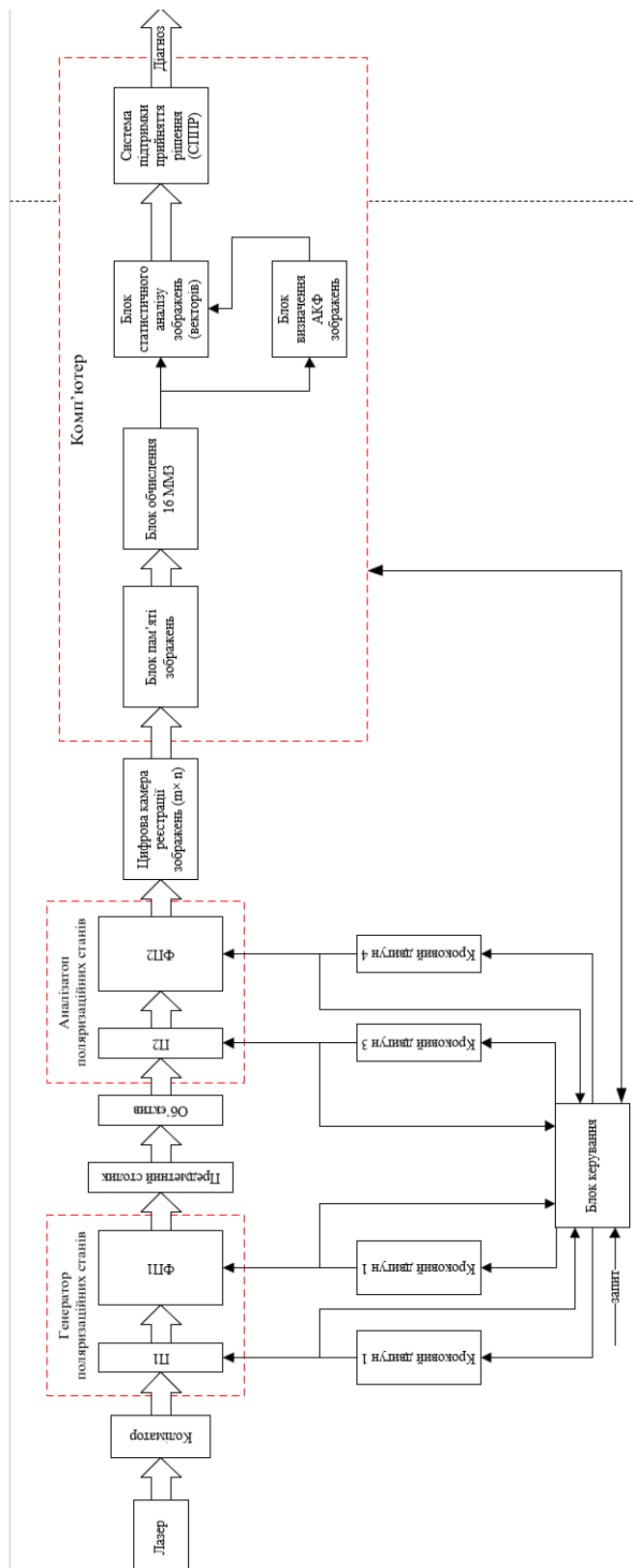
ГРАФІЧНА ЧАСТИНА

КОМП'ЮТЕРИЗОВАНА СИСТЕМА ДІАГНОСТИКИ
ДВОКОМПОНЕНТНИХ БІОЛОГІЧНИХ ЗРАЗКІВ НА ОСНОВІ МАТРИЦЬ
МЮЛЛЕРА

Додаток Б.1

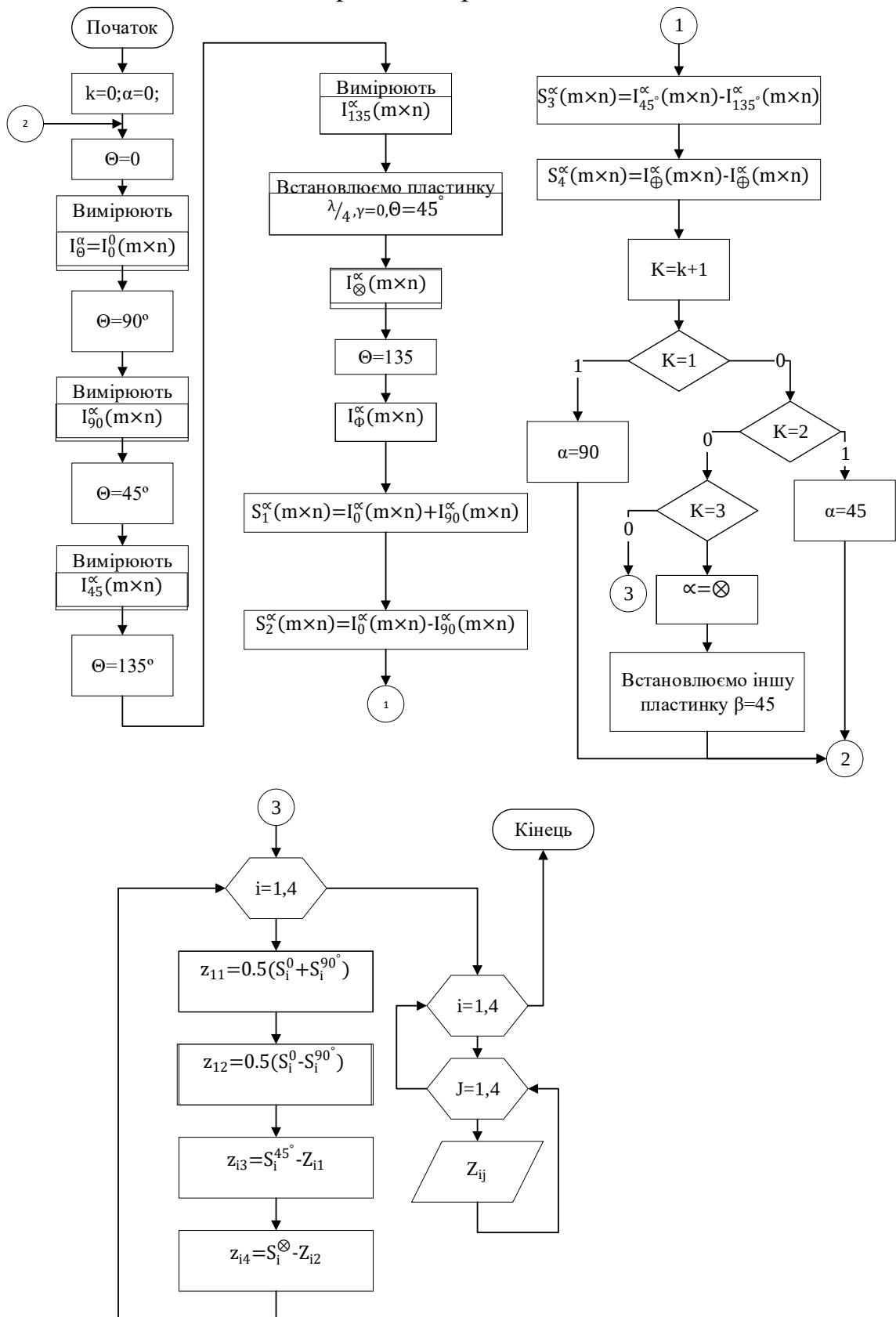
(обов'язковий)

Схема структурна системи оптичної діагностики двокомпонентних біологічних зразків



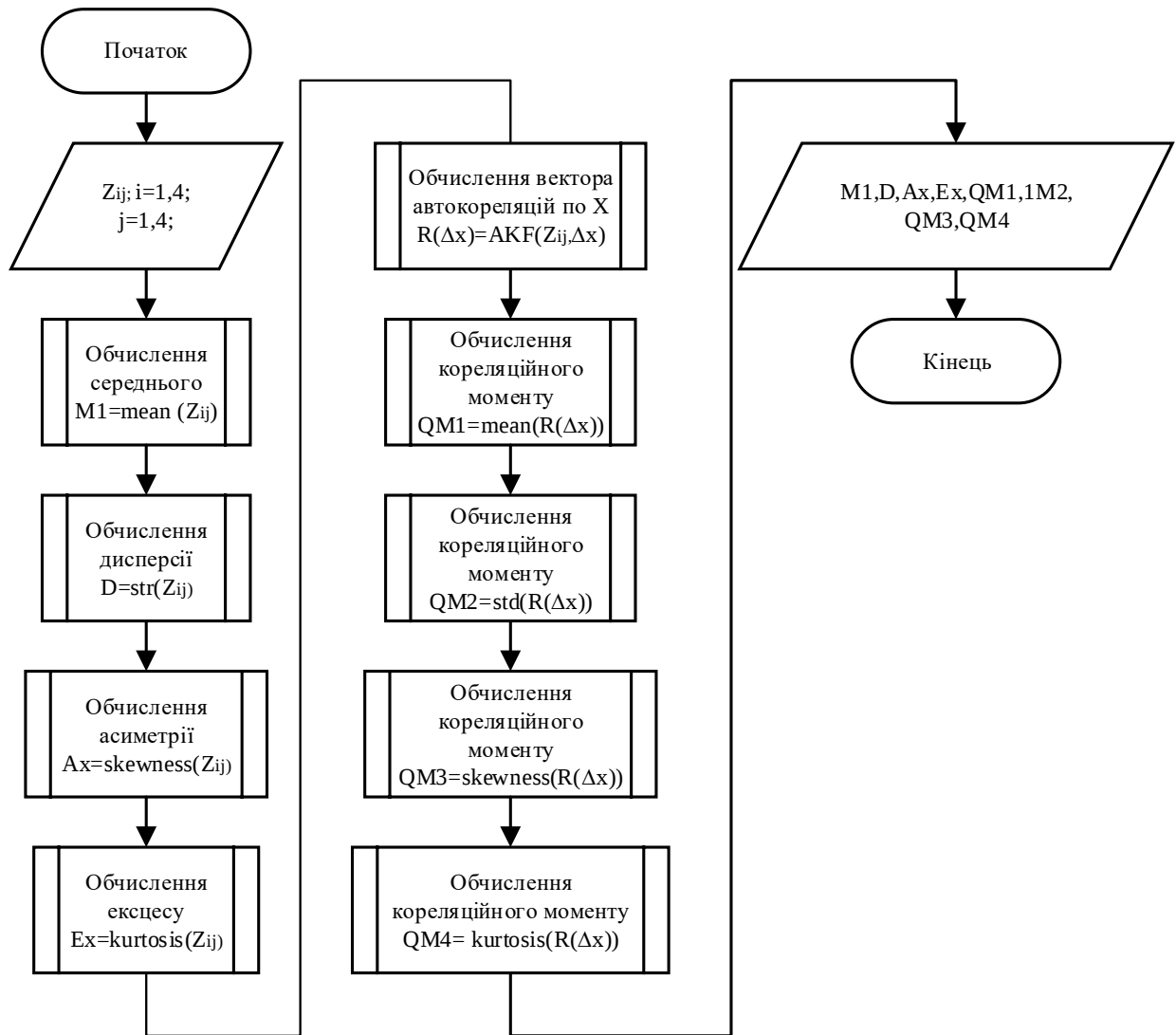
Додаток Б.2
(обов'язковий)

Алгоритм вимірювань ММЗ



Додаток Б.3
(обов'язковий)

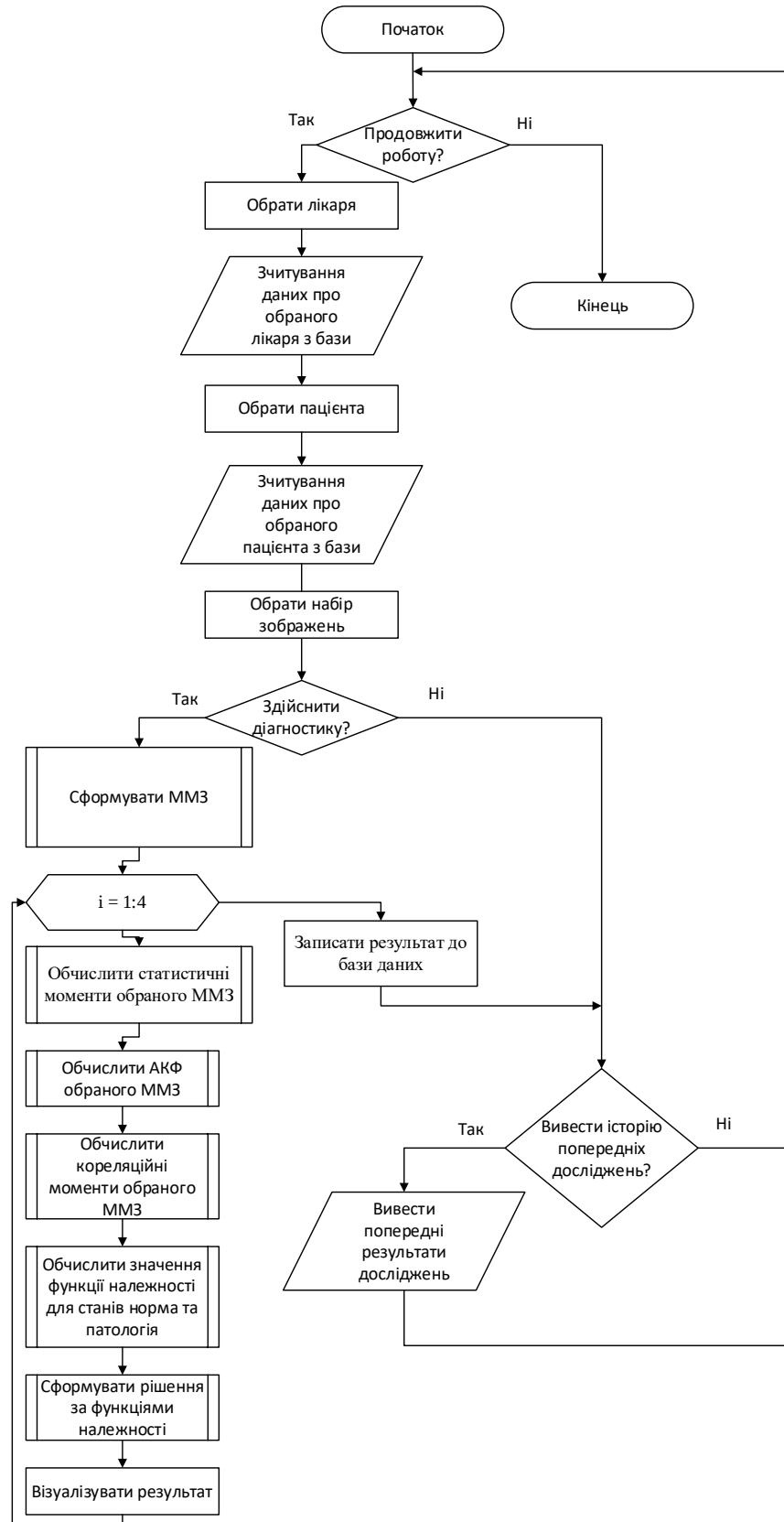
Алгоритм статистичного та кореляційного аналізу



Додаток Б.4

(обов'язковий)

Алгоритм роботи клієнт-серверної підсистеми з прийняттям рішення для системи діагностики



Додаток В
(обов'язковий)

Лістинг програми

Веб-додаток «карта пацієнта» для розробленої комп'ютеризованої системи діагностики двокомпонентних біологічних зразків на основі матриць Мюллера

Код для головного вікна:

```
<!DOCTYPE html>

<html>

<head>

  <meta charset="UTF-8">

  <title>Додати інформацію</title>

  <link rel="stylesheet" type="text/css" href="style.css">

  <script>

    function toggleMenu() {

      var dropdown = document.getElementById("dropdownContent");

      dropdown.classList.toggle("active");

    }

  </script>

</head>

<h1 class="diagnostics-title">Медична діагностика</h1><br>

<body class="button-container">

  <div class="centered">

    <button onclick="toggleMenu()" class="but">Додати інформацію</button>

    <div id="dropdownContent" class="dropdown-content">

      <button onclick="location.href='add_patient.php';">Пацієнт</button>

      <button onclick="location.href='add_doctor.php';">Лікаря</button>

      <button onclick="location.href='add_hospital.php';">Лікарню</button>

      <button onclick="location.href='add_diagnosis.php';">Медичний діагноз</button>

      <button onclick="location.href='add_images.php';">Зображення</button>

    </div>

    <button onclick="location.href='request.php'" class="but">Створені запити</button>

    <button onclick="location.href='breeding.php'" class="but">База даних</button>

    <button onclick="location.href='patient_carts.php'" class="but">Карта пацієнта</button>

  </div>

</body>

</html>
```

Код для форми «карта пацієнта»:

```
<!DOCTYPE html>

<html>
```

```

<head>

<title>Інформація про лікаря</title>

<link rel="stylesheet" type="text/css" href="breeding.css">

</head>

<body>

<div><h1 align="center"> Медична карта пацієнта</h1> </div>

<?php

$servername = "localhost";

$username = "root";

$password = "";

$dbname = "medical diagnosis";

?>

<form method="post" action="<?php echo htmlspecialchars($_SERVER["PHP_SELF"]); ?>">

<label for="patient">Виберіть пацієнта:</label>

<select name="patient" id="patient">

<?php

$servername = "localhost";

$username = "root";

$password = "";

$dbname = "medical diagnosis"

$db = mysqli_connect($servername, $username, $password, $dbname);

// Виконання запиту для отримання даних

$result = mysqli_query($db, "SELECT PatientID, CONCAT(Surname, ' ', Name) AS FullName FROM patient");

// Виведення значень у випадіючому списку

while ($row = mysqli_fetch_assoc($result)) {

    echo "<option value='" . $row['PatientID'] . "'>" . $row['FullName'] . "</option>";

}

// Закриття підключення до бази даних

mysqli_close($db);

?>

</select>

<input type="submit" value="Виконати">

</form>

<br>

<br>

<?php

$servername = "localhost";

$username = "root";

```

```

$password = "";
$dbname = "medical diagnosis";
if ($_SERVER["REQUEST_METHOD"] == "POST") {
    $selectedPatientID = $_POST["patient"];
    $db = mysqli_connect($servername, $username, $password, $dbname);

    // Отримання даних для запиту
    $sql = "SELECT
        MD.Name_of_the_diagnosis AS Diagnosis_Name,
        MD.Date_of_diagnosis AS Diagnosis_Date,
        CONCAT(D.Surname, ' ', D.Name) AS Doctor_Name,
        D.Specialty AS Doctor_Specialty,
        D.Qualification AS Doctor_Qualification,
        CONCAT(P.Surname, ' ', P.Name) AS Patient_Name,
        P.Phone_number AS Phone_number,
        P.Address AS Addres,
        I.Image AS Normal,
        I.Description AS Image_Description
    FROM
        Medical_diagnosis MD
    JOIN
        Doctor D ON MD.DoctorID = D.DoctorID
    JOIN
        Patient P ON MD.PatientID = P.PatientID
    JOIN
        Images I ON MD.Image_ID = I.ImageID
    WHERE
        P.PatientID = $selectedPatientID";

    // Виконання запиту
    $result = mysqli_query($db, $sql);

    // Виведення результатів запиту
    echo "<table border='1' class='table'>";
    while ($row = mysqli_fetch_assoc($result)) {
        echo "<tr><th>Параметр</th><th>Значення</th></tr>";
        echo "<tr><td><b>Пацієнт</b></td><td>" . $row['Patient_Name'] . "</td></tr>";
        echo "<tr><td><b>Номер телефона пацієнта</b></td><td>" . $row['Phone_number'] . "</td></tr>";
        echo "<tr><td><b>Адреса проживання</b></td><td>" . $row['Address'] . "</td></tr>";
        echo "<tr><td><b>Лікар</b></td><td>" . $row['Doctor_Name'] . "</td></tr>";
        echo "<tr><td><b>Спеціальність</b></td><td>" . $row['Doctor_Specialty'] . "</td></tr>";
    }
}

```

```

echo "<tr><td><b>Кваліфікація</b></td><td>" . $row['Doctor_Qualification'] . "</td></tr>";
echo "<tr><td><b>Назва діагнозу</b></td><td>" . $row['Diagnosis_Name'] . "</td></tr>";
echo "<tr><td><b>Дата поставлення діагнозу</b></td><td>" . $row['Diagnosis_Date'] . "</td></tr>";
echo "<tr><td><b>Зображення</b></td><td><img width='180px' src='" . $row['Normal'] . "'></td></tr>";
echo "<tr><td><b>Опис</b></td><td>" . $row['Image_Description'] . "</td></tr>";

}

echo "</table>";

mysqli_close($db);

}

?>

<br><br>

<div class="twobutton">

    <button onclick="window.location.href = 'index.html';">На головну</button>

</div>

</body>

</html>

```

Стилі головного вікна:

```

body {
    min-width: 100vh;
    width: 100%;
    display: flex;
    justify-content: center;
    align-items: center;
    background-color: #f2f2f2; /* Фоновий колір для тіла */
}

.button-container {
    display: flex;
    justify-content: center;
    align-items: center;
    flex-direction: column; /* Напрямок кнопок на вертикальний */
    height: 100vh;
    margin-top: -100px;
}

.centered {
    text-align: center;
}

.but {

```

```

    color: #fff;
}

button {
    padding: 10px 20px;
    margin: 10px;
    font-size: 16px;
    border: none;
    background-color: #6c63ff; /* Колір кнопок */
    color: #281414; /* Колір тексту кнопок */
    cursor: pointer;
    transition: background-color 0.3s, transform 0.3s;
}

button:hover {
    background-color: #5245cc; /* Колір кнопок при наведенні */
}

.dropdown-content {
    display: none;
    position: absolute;
    background-color: #f9f9f9;
    min-width: 160px;
    box-shadow: 0px 8px 16px 0px rgba(0, 0, 0, 0.2);
    z-index: 1;
}

.dropdown-content button {
    width: 100%;
    padding: 10px 20px;
    text-align: left;
    border: none;
    background-color: inherit;
    cursor: pointer;
    transition: background-color 0.3s;
}

.dropdown-content button:hover {
    background-color: #ccc;
}

.dropdown-content button:not(:last-child) {
    margin-bottom: 10px;
}

```

```
.dropdown-content.active {
  display: block;
}

h1 {
  color: #5d62f7; /* Колір тексту h1 */
  font-size: 5vw;
  background: linear-gradient(45deg, #ff9a00, #c61006, #00ff00, #00f0ff, #00ffff); /* Градієнтний фон для тексту h1 */
  background-clip: text;
  -webkit-background-clip: text;
  -webkit-text-stroke: 0.5rem transparent;
  background-size: 500%;
  animation: text-animation 12s linear infinite;
}

@keyframes text-animation {
  0% {
    background-position: left;
  }
  100% {
    background-position: right;
  }
}
```

Код стилів карти пацієнта:

```
body {
  font-family: Arial, sans-serif;
  margin: 0;
  padding: 0;
  background-color: #f4f4f4;
}

h2 {
  text-align: center;
}

form {
  max-width: 500px;
  margin: 0 auto;
  padding: 20px;
```

```
background-color: #fff;
border-radius: 5px;
box-shadow: 0 2px 5px rgba(0,0,0,0.1);
}
label {
display: block;
margin-bottom: 5px;
}
input[type="file"] {
margin-bottom: 10px;
}
textarea {
width: 100%;
height: 100px;
padding: 5px;
margin-bottom: 10px;
box-sizing: border-box;
}
input[type="submit"] {
padding: 10px 20px;
background-color: #3498db;
color: #fff;
border: none;
cursor: pointer;
border-radius: 5px;
transition: background-color 0.3s;
}
input[type="submit"]:hover {
background-color: #2980b9;
}
button {
padding: 10px 20px;
margin-top: 20px;
display: block;
width: 100%;
background-color: #3498db;
color: #fff;
border: none;
```

```

    cursor: pointer;

    border-radius: 5px;

    transition: background-color 0.3s;
}

button:hover {

    background-color: #2980b9;
}

.twobutton{

    display: flex;
}

.message {

    text-align: center;

    margin-top: 20px;
}

h2 {

    color: #333;
}

/* Table Styles e6f2f9*/

.table {

    width: max-content;

    max-width: 100vw;

    border-collapse: collapse;

    margin: 20px auto 0 auto;
}

.table th, .table td {

    padding: 12px 15px;

    text-align: left;

    border-bottom: 1px solid #ddd;

    background-color: #fff;
}

.table tr:nth-child(odd) td {

    background-color: #e6f2f9;
}

.table th {

    background-color: #3fb9ff;

    color: #333;

    font-weight: bold;
}

```

```
.table tr:hover {  
    background-color: #f1f1f1;  
}  
  
/* Image Styles */  
.table img {  
    display: inline-block;  
    margin: auto;  
    max-width: 100%;  
    height: auto;  
}  
  
.work_foto{  
    display: flex;  
    justify-content: space-between;  
    border: none;  
}  
  
/* Button Styles */  
.button {  
    display: inline-block;  
    padding: 8px 15px;  
    margin: 10px;  
    background-color: #007bff;  
    color: white;  
    text-decoration: none;  
    border-radius: 5px;  
    text-align: center;  
    cursor: pointer;  
    transition: background-color 0.3s;  
}  
  
.button:hover {  
    background-color: #0056b3;  
}
```