

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

МАГІСТЕРСЬКА КВАЛІФІКАЦІЙНА РОБОТА

на тему:

«Інформаційно-вимірювальна система для лазерної Джонс-матричної
мікроскопії біологічних шарів»

Виконав: студент 2-го курсу, групи

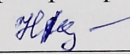
ЛТО-23м спеціальності

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

 Бурмич І. В.

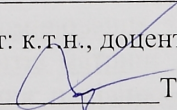
Керівник: д.т.н., доцент

професор каф. БМІОЕС

 Заболотна Н. І.

« 17 » 12 2024 р.

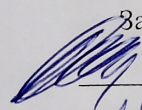
Опонент: к.т.н., доцент каф. ОТ

 Тарновський М. Г.

« 17 » 12 2024 р.

Допущено до захисту

Завідувач кафедри БМІОЕС

 К.т.н., доц. Коваль Л. Г.

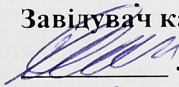
« 18 » 12 2024 р.

Вінниця ВНТУ - 2024 рік

Вінницький національний технічний університет
Факультет інформаційних електронних систем
Кафедра біомедичної інженерії та оптико-електронних систем
Рівень вищої освіти II-й (магістерський)
Галузь знань – 17 «Електроніка, автоматизація та електронні комунікації»
Спеціальність – 175 «Інформаційно-вимірювальні технології»
Освітньо-професійна програма – «Лазерна техніка та оптоінформатика»

ЗАТВЕРДЖУЮ

Завідувач кафедри БМІОЕС

 Л.Г. Коваль

17.09 2024 року

ЗАВДАННЯ НА МАГІСТЕРСЬКУ КВАЛІФІКАЦІЙНУ РОБОТУ СТУДЕНТУ

Бурмичу Івану Васильовичу

1. Тема роботи: Інформаційно-вимірювальна система для лазерної Джонс-матричної мікроскопії біологічних шарів

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

затверджені наказом вищого навчального закладу від 17.09.2024 р., №310

2. Строк подання студентом магістерської дипломної роботи: 10.12.2024

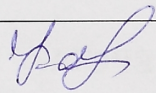
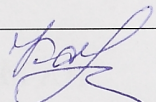
3. Вихідні дані до роботи:

1 Функціональне призначення системи: вимірювання та аналіз розподілів дійсних елементів та фазових кутів елементів матриці Джонса біологічних тканин (БТ). 2. Тип лазера для опромінювання: напівпровідниковий, довжина хвилі 0,632 мкм. 3. Досліджувані зразки: гістологічні зрізи стінок тонкої та товстої кишки з оптичною товщиною 0,1. 4. Функції аналізу розподілів вимірюваних мап: обчислення статистичних моментів, півширини та дисперсії функції автокореляції елементів матриці Джонса та їх фазових кутів; класифікація при діагностиці захворювання.

4. Зміст текстової частини: Вступ 1. Аналіз методів та вимірювальних систем на основі матричних методів опису поляризаційних властивостей біологічних шарів. 2. Метод та архітектура вимірювальної системи для лазерної Джонс-матричної мікроскопії БТ з інтелектуальним аналізом даних. 3. Аспекти реалізації розробленої інформаційно-вимірювальної системи. 4. Економічна частика. Висновки. Список використаних джерел. Додатки.

5. Перелік ілюстративного матеріалу: 1. Схема структурна ІВС для лазерної Джонс-матричної мікроскопії біологічних шарів. 2. Блок-схема методу вимірювання розподілів амплітуд елементів матриці Джонса в системі. 3. Блок-схема методу вимірювання розподілів фазових кутів елементів матриці Джонса в системі. 4. Структурна схема блоку комплексного аналізу вимірюваних елементів матриці Джонса в системі. 5. Блок-схема алгоритму діагностики біологічних шарів за їх Джонс-матричним картографуванням 6. Вигляд вікна з інтерфейсом користувача

6. Консультанти розділів роботи

Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата	
		Завдання видав	Завдання прийняв
Спеціальна частина, розділи 1-3	Заболотна Н.І., д.т.н., професор каф. БМІОЕС	17.09.24	17.12.24
Економічна частина	Кавецький В.В, к.е.н., доцент кафедри ЕПВМ		

7. Дата видачі завдання «17» _____ 09__ 2024 р

КАЛЕНДАРНИЙ ПЛАН

№ з/п	Назва етапів МКР	Строк виконання етапів роботи	Примітка
1	Постановка задачі дослідження	17.09.2024	викон.
2	Аналіз методів та вимірювальних систем на основі матричних методів опису поляризаційних властивостей біологічних шарів.	09.10.2024	викон.
3	Метод та архітектура вимірювальної системи для лазерної Джонс-матричної мікроскопії БТ з інтелектуальним аналізом даних	09.11.2024	викон.
4	Аспекти реалізації розробленої інформаційно-вимірювальної системи	19.11.2024	викон.
5	Економічний розділ	29.11.2024	викон.
6	Попередній захист МКР	29.11.2024	викон.
7	Нормоконтроль МКР	10.12.2024	викон.
8	Рецензування МКР	12.12.2024	викон.
8	Остаточний захист МКР	19.12.2024	викон.

Студент

І.В. Бурмич

Керівник роботи

Н.І. Заболотна

АНОТАЦІЯ

УДК 681.7: 616-71

Бурмич І.В. Інформаційно-вимірювальна система для лазерної Джонс-матричної мікроскопії біологічних шарів. Магістерська кваліфікаційна робота зі спеціальності 175 – Інформаційно-вимірювальні технології, освітня програма «Лазерна техніка та оптоінформатика». Вінниця: ВНТУ, 2024. 149 с.

На укр. мові. Бібліогр. 34 назв.; рис. 30; табл. 28.

У магістерській кваліфікаційній роботі було вдосконалено метод та розширено функціональні можливості системи лазерної Джонс-матричної мікроскопії біологічних шарів при підвищенні достовірності медичної діагностики. У загальному розділі проаналізовано методи та системи сучасної поляриметричної техніки та визначено принципи її вдосконалення, враховуючи інтелектуального аналізу даних. Теоретично-розрахункові розділи включають формалізацію вдосконаленого методу з описом архітектури системи в цілому та підсистеми інтелектуального аналізу даних. У розділі практичної реалізації проведено експериментальні вимірювання мап Джонса для тканини товстої та тонкої кишки та синтезовано вирішальні правила прийняття рішення на основі нечіткої логіки. У розділі практичної реалізації описано розроблене програмне забезпечення підсистеми мовою C# із використанням системи управління базами даних MSSQL. Крім того, оцінено ефективність та достовірність вдосконаленого методу та економічну доцільність розробки.

Ключові слова: інформаційно-вимірювальна система, матриці Джонса, ,поляризаційна мікроскопія, біологічний шар, нечітка логіка, достовірність прийнятого рішення.

ABSTRACT

Burmych I.V. Information and measuring system for laser Jones-matrix microscopy of biological layers. Master's qualification work in the specialty 175 - Information and measurement technologies, educational program "Laser technology and optoinformatics". Vinnytsia: VNTU, 2024. 149 c.

In Ukrainian. Bibliographer. 34 titles; fig. 30; tabl 28.

In the master's qualification work, the method and functionality of the laser Jones matrix microscopy system of biological layers were improved and expanded while increasing the reliability of medical diagnostics. In the general section, the methods and systems of modern polarimetric technology were analyzed and the principles of its improvement were determined, taking into account intelligent data analysis. The theoretical and computational sections include the formalization of the improved method with a description of the architecture of the system as a whole and the subsystem of intelligent data analysis. In the practical implementation section, experimental measurements of Jones maps for the tissue of the colon and small intestine were carried out and decisive decision-making rules based on fuzzy logic were synthesized. The practical implementation section describes the developed software of the subsystem in the C# language using the MSSQL database management system. In addition, the efficiency and reliability of the improved method and the economic feasibility of the development were assessed.

Keywords: information and measurement system, Jones matrices, polarization microscopy, biological layer, fuzzy logic, reliability of the decision made

ЗМІСТ

ВСТУП	4
1 АНАЛІЗ МЕТОДІВ ТА ВИМІРЮВАЛЬНИХ СИСТЕМ НА ОСНОВІ МАТРИЧНИХ МЕТОДІВ ОПИСУ ПОЛЯРИЗАЦІЙНИХ ВЛАСТИВОСТЕЙ БІОЛОГІЧНИХ ШАРІВ.....	8
1.1 Використання вектора Стокса для опису поляризації світла та стокс- поляриметри.....	8
1.2 Методи та вимірювальні системи на основі вимірювання Мюллер- матричних зображень біологічних шарів	13
1.3 Порівняльний аналіз ІВС на основі обчислення матриць Джонса при діагностиці біологічних тканин і рідин	20
1.4 Висновки за розділом 1	30
2 МЕТОД ТА АРХІТЕКТУРА ВИМІРЮВАЛЬНОЇ СИСТЕМИ ДЛЯ ЛАЗЕРНОЇ ДЖОНС-МАТРИЧНОЇ МІКРОСКОПІЇ БІОЛОГІЧНИХ ШАРІВ З ІНТЕЛЕКТУАЛЬНИМ АНАЛІЗОМ ДАНИХ.....	31
2.1 Джонс-матричне моделювання орієнтаційно-фазових поляризаційних властивостей біологічних тканин різного походження	31
2.2 Експериментальна методика вимірювання розподілів амплітуд та фаз комплексних елементів матриці Джонса.....	37
2.3 Статистичний та кореляційний аналіз Джонс-матричних елементів біологічного шару	42
2.4 Вибір методів підтримки прийняття рішення в ІВС	45
2.4 Розробка архітектури ІВС та методу Джонс-матричної лазерної мікроскопії біологічних шарів з інтелектуальним аналізом даних	47
2.5 Висновки до розділу 2	57
3 АСПЕКТИ РЕАЛІЗАЦІЇ РОЗРОБЛЕНОЇ ІНФОРМАЦІЙНО- ВИМІРЮВАЛЬНОЇ СИСТЕМИ.....	58
3.1 Основні оптичні блоки та вузли для ІВС для Джонс-матричної лазерної мікроскопії біологічних шарів.....	58
3.2 Архітектура програмного забезпечення для блоку аналізу та підтримки прийняття рішення	61
3.3 Результати статистично-кореляційного аналізу експериментально виміряних Джонс-матричних елементів паренхіматозних БТ	62
3.3.1 Аналіз Джонс-матричних «орієнтаційних» зображень R_{11} стінки товстої кишки для станів «норма» та «сепсис»	62
3.3.2 Аналіз Джонс-матричних «орієнтаційних» зображень R_{11} стінки тонкої кишки для станів «норма» та «сепсис».....	64

3.3.3 Аналіз фазових кутів $\Delta\theta_{11}$ Джонс-матричних зображень стінки товстої кишки для станів «норма» та «сепсис»	65
3.3.4 Аналіз фазових кутів $\Delta\theta_{11}$ Джонс-матричних зображень стінки тонкої кишки для станів «норма» та «сепсис».....	66
3.4 Виведення правил підтримки прийняття рішень на основі вектора ознак для діагностики сепсису товстої кишки в розробленій ІВС	67
3.5 Виведення правил підтримки прийняття рішень на основі вектора ознак для діагностики сепсису тонкої кишки в розробленій ІВС	71
3.6 Оцінювання точності вимірювань в ІВС	75
3.7 Оцінювання достовірності діагностики в ІВС	78
3.8 Висновки за розділом 3	80
4 ЕКОНОМІЧНА ЧАСТИНА	81
4.1 Проведення комерційного та технологічного аудиту науково-технічної розробки	81
4.2 Розрахунок узагальненого коефіцієнта якості розробки	85
4.3 Розрахунок витрат на проведення науково-дослідної роботи.....	87
4.4 Розрахунок економічної ефективності науково-технічної розробки при її можливій комерціалізації потенційним інвестором.....	100
4.5 Висновки до розділу 4	106
ВИСНОВКИ.....	107
СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ.....	109
ДОДАТКИ.....	113
ДОДАТОК А (ОБОВ'ЯЗКОВИЙ) Протокол перевірки навчальної роботи	114
ДОДАТОК Б (ОБОВ'ЯЗКОВИЙ) Технічне завдання на магістерську роботу	115
ДОДАТОК В (ОБОВ'ЯЗКОВИЙ) Ілюстративна частина.....	121
ДОДАТОК Г (ОБОВ'ЯЗКОВИЙ) Лістинг програми застосунку для підтримки прийняття рішень на основі вектора ознак матриць Джонса зразків	128

ВСТУП

Актуальність теми. На даний час набули широкого розповсюдження методи та інформаційно-вимірювальні системи, які засновані на матричних моделях опису поляризаційних властивостей біологічних шарів (БШ) [1], [2]. Вони забезпечують можливість досліджувати оптичну анізотропію БШ, отримуючи розподіли їх орієнтаційних та фазових параметрів та аналізуючи їх зміни при різних захворюваннях, даючи додаткові інформативні ознаки при проведенні медичної діагностики [3]-[5].

Для опису властивостей поляризованого світла, перетвореного біологічним шаром, використовують вектор Стокса, а оптико-анізотропні властивості самого БШ описують матрицею Мюллера (розмірність (4×4)) або матрицею Джонса (розмірність (2×2)) в кожній точці площини його перерізу. Серед переваг Джонс-матричного матричного моделювання оптичної анізотропії БШ слід відзначити необхідність визначення меншої кількості елементів у порівнянні з матрицею Мюллера. Проте його застосування обмежено так званими прозорими середовищами (оптично тонкими БШ) з фактичною відсутністю деполаризації перетвореного тканиною оптичного пучка [4], [6].

Серед відомих методів визначення розподілів дійсних та уявних елементів матриці Джонса в межах досліджуваного перерізу БТ розмірністю $(M \times N)$ елементів вирізняють феноменологічний метод джонс-матричного картографування [4] з подальшим статистичним оцінюванням отриманих мап.

Недоліком системи джонс-матричного картографування, що реалізує феноменологічний метод, розробленої науковцями Чернівецького національного університету, є відсутність автоматизації вимірювань та звужені функціональні можливості системи та методу при проведенні діагностики оптично тонких БШ з достовірністю до 75% [4].

Система ІВС для автоматизованого вимірювання матриць Джонса БШ, розроблена науковцями Вінницького національного технічного університету ,

дозволяє вимірювати та оцінювати дійсні двовимірні елементи матриці Джонса БШ із застосуванням нейромережевого класифікатора до їх статистичних оцінок при зростанні достовірності діагностики вище 90% [27], наприклад, при діагностуванні патологій грудних залоз.

Проте отриманий рівень достовірності діагностики БШ в системі все ще потребує підвищення. Слід очікувати, що доповнення системи методами вимірювання та інтелектуалізованого аналізу не лише дійсних, але й уявних елементів матриці Джонса біологічного шару, дозволить розширити її функціональні можливості, дозволяючи підвищити достовірність діагностики орієнтаційно-фазової структури зразків.

Мета і задачі роботи. Метою роботи є розширення функціональних можливостей системи лазерної Джонс-матричної мікроскопії біологічних шарів при підвищенні достовірності медичної діагностики на основі вимірювання двовимірних розподілів амплітуди та фазових кутів матриці Джонса біологічних шарів та їх інтелектуалізованого аналізу.

Для досягнення мети в магістерській кваліфікаційній роботі були поставленими такі завдання:

- здійснити аналіз методів та вимірювальних систем на основі матричних методів опису поляризаційних властивостей БШ;
- розвинути методи вимірювання та аналізу двовимірних розподілів амплітуди та фазових кутів біологічних шарів на основі картографування дійсних та уявних елементів матриці Джонса для діагностики біологічних тканин;
- виконати розробку архітектури ІВС для Джонс-матричної лазерної мікроскопії біологічних шарів з інтелектуальним аналізом даних;
- провести експериментальні дослідження в розробленій системі по вимірюванню та аналізу розподілів орієнтаційних елементів матриці Джонса та фазових кутів стінок тонкої та товстої кишки для станів «норма» та «сепсис»;

– вивести вирішальні правила для диференціації станів «норма» та «сепсис» тонкої та товстої кишки при прийнятті діагностичного рішення в системі;

– обчислити достовірність методу діагностики та точність вимірювань в системі.

Об'єкт дослідження – процеси вимірювання та аналізу елементів матриць Джонса біологічних шарів при медичній діагностиці.

Предмет дослідження – методи та системи лазерної Джонс-матричної мікроскопії біологічних шарів при медичній діагностиці.

Методи досліджень. Було застосовано комплекс наукових методів дослідження при виконанні даної роботи: аналіз систем (в розділі 1), методи теорії оптичних вимірювань (для вимірювання елементів матриці Джонса БШ), основи структурного синтезу ІВС, методи алгоритмічної обробки та статистичного і кореляційного аналізу (оцінювання елементів матриці Джонса), основи теорії прийняття рішення.

Наукова новизна отриманих результатів полягає в наступному:

Вдосконалено метод оцінювання анізотропних параметрів біологічного шару на основі статистичного аналізу розподілу елементів його матриці Джонса, доповнений вимірюванням розподілу фазових кутів біологічного шару в поєднанні з його статистичним та кореляційним аналізом та вирішальними діагностичними правилами, що призвело до покращення достовірності діагностики.

Практична значущість результатів, які було отримано в даній роботі, полягає в розробці архітектури системи, яка має розширені функціональні можливості при покращеній достовірності діагностування БШ, за рахунок вдосконаленого методу оцінювання анізотропних параметрів БШ на основі інтелектуалізованого аналізу виміряних розподілів амплітуди та фазових кутів елементів матриці Джонса БШ.

Апробація результатів роботи. Основні наукові та практичні результати магістерської кваліфікаційної роботи апробовано на ЛП Науково-

технічній конференції підрозділів ВНТУ (м. Вінниця, 2023), та на Міжнародній мультидисциплінарній інтернет-конференції «Світ наукових досліджень» (м. Тернопіль , 2024) [32].

Публікації. Було опубліковано тези доповіді у матеріалах LII Науково-технічної конференції підрозділів ВНТУ (м. Вінниця, 2023) за в матеріалах Міжнародної мультидисциплінарної інтернет-конференції «Світ наукових досліджень» (м. Тернопіль , 2024) [32].

1 АНАЛІЗ МЕТОДІВ ТА ВИМІРЮВАЛЬНИХ СИСТЕМ НА ОСНОВІ МАТРИЧНИХ МЕТОДІВ ОПИСУ ПОЛЯРИЗАЦІЙНИХ ВЛАСТИВОСТЕЙ БІОЛОГІЧНИХ ШАРІВ

1.1 Використання вектора Стокса для опису поляризації світла та стокс-поляриметри

Для опису поля оптичного випромінювання, яке має векторний характер, що взаємодіє із біологічним об'єктом, застосовують такі параметри як: інтенсивність (амплітуду), фазу, частоту (довжину хвилі), так і стан поляризації.

Поляризація будь-якого оптичного лазерного випромінювання характеризується за допомогою коливань орієнтації у часі вектора електричної або магнітної напруженості $\vec{E}$ (рисунок 1.1), що мають певну траєкторію.

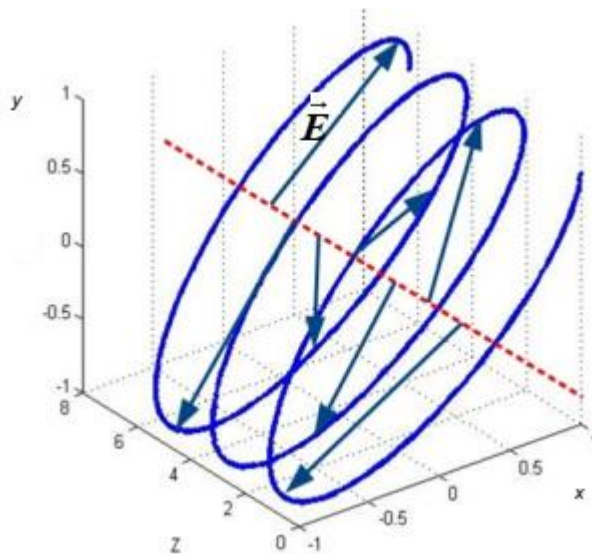


Рисунок 1.1 – Коливання вектора напруженості оптичного поля
випромінювання

Для поляризованого випромінювання важливо, щоб за час випромінювання ця орієнтація в часі була стаціонарною. В противному випадку це не буде поляризованим випромінюванням.

При взаємодії з біологічним об'єктом поляризованого оптичного випромінювання (пропусканням через зразок або при відбитті від зразка) можуть відбутись різні його зміни. Це стосується, насамперед, типу поляризації, яка буває: лінійною (рисунок 1.2) або еліптичною (рисунок 1.3) З її окремим випадком у вигляді циркулярної поляризації (правої чи лівої).

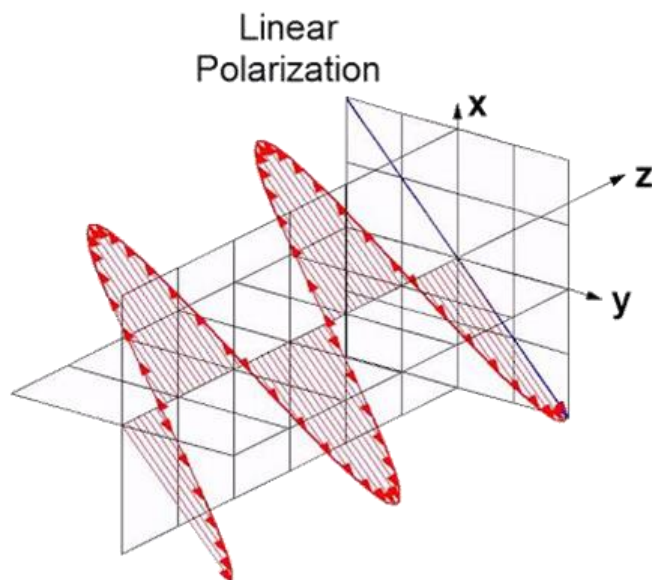


Рисунок 1.2 – Лінійна поляризована хвиля випромінювання

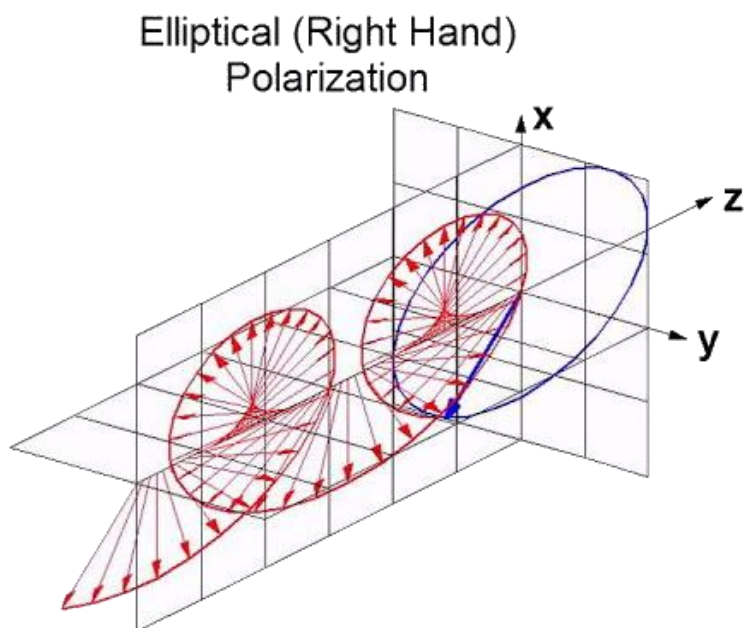


Рисунок 1.3– Еліптична поляризована хвиля випромінювання

Одним з основних інструментів для кількісного опису стану поляризації світла є вектор Стокса $[S_1, S_2, S_3, S_4]$. Цей вектор дозволяє представляти поляризаційний стан електромагнітного випромінювання у вигляді чотирьохкомпонентного вектора, що містить інформацію про інтенсивність оптичного випромінювання (ОВ) та його поляризаційні характеристики.

Елементи вектор Стокса [1] – це загальна інтенсивність ОВ S_1 ; значення S_2 різниці між інтенсивностями світла з горизонтальною I_0 та вертикальною поляризацією I_{90} ; значення S_3 різниці між інтенсивностями ОВ з лінійною поляризацією під кутами $+45^\circ$ і -45° відповідно I_{45} та I_{-45} ; значення S_4 різниці між інтенсивностями правої $I_{\otimes}$ і лівої циркулярної поляризації $I_{\oplus}$.

Кожна з цих складових описує конкретний аспект поляризації світла, що дозволяє точно визначити стан поляризації після проходження через біологічний зразок. Використання вектора Стокса зручніше, оскільки його застосування дозволяє кількісно оцінити в біологічних шарах такі ефекти, як двопроменезаломлення і дихроїзм, які ускладнюють поляризацію.

Для практичних вимірювань векторів Стокса використовують системи або поляриметри Стокса. Це прилади такого типу, що дозволяють вимірювати всі компоненти вектора на основі аналізу інтенсивності світла після його проходження через різні оптичні пристрої. На практиці поляриметри Стокса зазвичай складаються з декількох оптичних компонентів: поляризаторів, фазових пластин і фотоприймачів, за допомогою яких досягається поділ світлового пучка на різні поляризаційні стани і вимірювання їх інтенсивностей.

Основний принцип дії поляриметра Стокса полягає в проходженні світла через набір поляризаційних фільтрів або фазових пластинок, кожна з яких трансформує стан поляризації пучка. Через ряд таких перетворень стає можливим визначити всі компоненти вектора Стокса. Це робиться шляхом фактичного вимірювання інтенсивності світла для різних станів поляризації, після чого дані беруться для розрахунку чотирьох компонент вектора Стокса.

Основною перевагою поляриметрії Стокса є її універсальність і точність. Вектор Стокса описує стан поляризації, який може бути лінійним, круговим або еліптичним. Такий підхід має бути вирішальним при вивченні біологічних шарів, де різні структури можуть по-різному впливати на світло і таким чином створювати складні поляризаційні ефекти.

Різні методи вимірювання параметрів вектора Стокса породжують різні схеми вимірювальних схем, які називають стокс-поляриметрами. Детально вони досліджені в роботі [2]. Так, відомий метод, що є так званим природним методом, базується на такій формулі визначення вектора Стокса [12]:

$$\begin{aligned} S_1 &= I_0 + I_{90}, \\ S_2 &= I_0 - I_{90}, \\ S_3 &= I_{45^\circ} - I_{135^\circ}, \\ S_4 &= I_{\otimes} - I_{\oplus}, \end{aligned} \quad (1.1)$$

де складові інтенсивностей $I_{0;90;45;-45;\oplus;\otimes}$ визначають різні типи поляризації.

Схема вимірювального стокс-поляриметра для реалізації методу вимірювань за формулою (1.1), що наведена на рисунку 1. 4, базується на властивостях поляризаторів-аналізаторів та фазових пластинок змінювати інтенсивності відфільтрованих поляризаційних полів ОВ, пропущених через дослідний зразок.

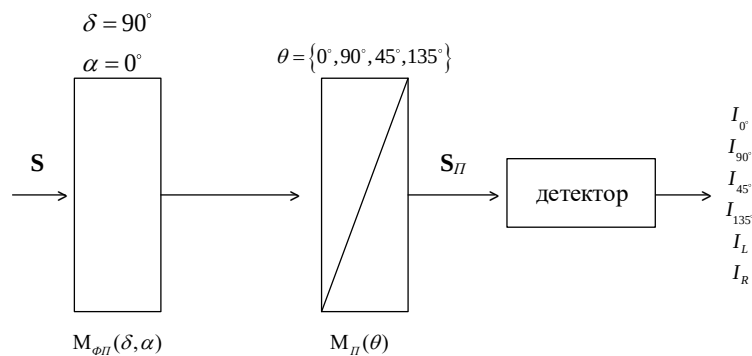


Рисунок 1.4 – Стокс-поляриметр для лазерного ОВ без об’єкта досліджень

В схемі на рисунку 1.4 для того, щоб виміряти шість різних типів інтенсивностей як складових вектора Стокса, застосовують механічні переміщення чвертьхвильової фазової пластинки. Такі маніпуляції зменшують точність вимірювань, тому від них намагаються відмовитись в іншій схемі, наведеній на рисунку 1.5 [2], звівши лише до одного кута в 0° поворот осі фазової пластинки (тобто нерухомий стан). Всі інші зміни типів поляризації забезпечуються поворотами поляризатора на 4 положення поляризатора.

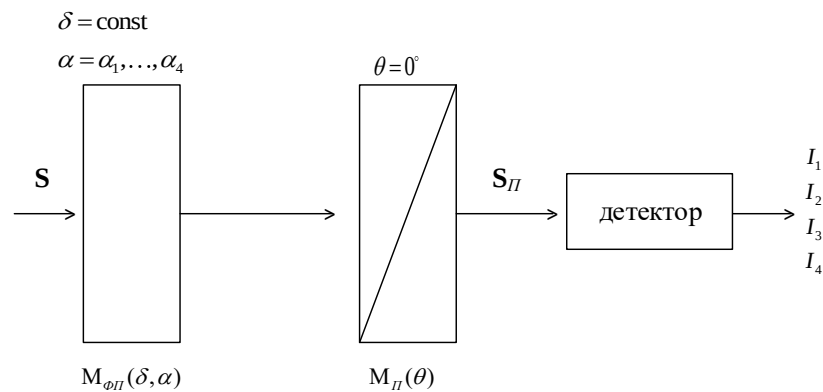


Рисунок 1.5 – Стокс-поляриметр ОВ на чотирьох складових інтенсивностей

Недостатня швидкодія та обмежені функціональні можливості, які забезпечують лише вимірювання складових 4 інтенсивностей поляризованого випромінювання, є недоліками схеми стокс-поляриметра ОВ на рисунку 1.5.

Розглянуті схеми на рисунках 1.4 та 1.5 відносяться до локальних стокс-поляриметрів. Лише в конкретній точці визначається вектор Стокса.

Проте більш перспективно виміряти вектор Стокса в площині перерізу досліджуваного зразка. Це роблять зображувальні стокс-поляриметри [3–5], які ще називають відеополяриметрами [6]. Назва обумовлена наявністю камери в площині об'єкта, який досліджують. За її допомогою утворюється двовимірний розподіл інтенсивностей ОВ, який реєструють і направляють в комп'ютер для обробки та аналізу, як на рисунку 1.6.

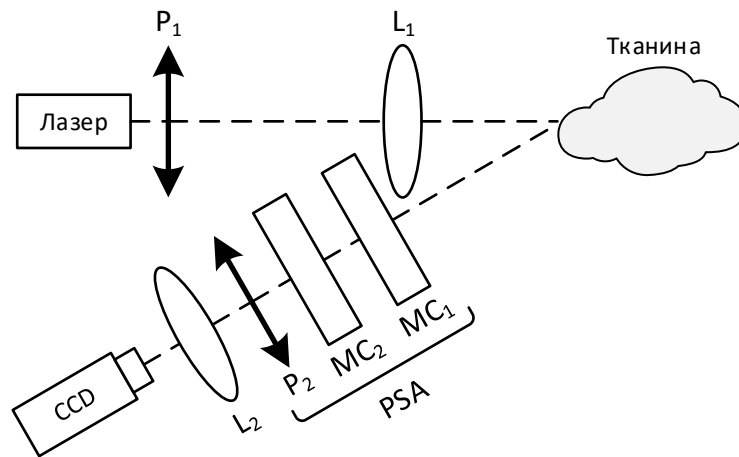


Рисунок 1.6 – Поляриметр для визначення вектора Стокса ОВ із цифровою камерою [7]

З іншого боку, стокс-поляриметрія має свої обмеження. Зокрема, метод не дозволяє знайти причини зміни поляризації, тобто не повідомляє про оптичні властивості середовища, такі як двопроменезаломлення або дихроїзм. Відповідь можна знайти, лише розглянувши додаткові методи матриць Джонса або матриць Мюллера, які дозволяють змодельовати взаємодію світла з середовищем і зробити висновок про його властивості.

Поляриметрія Стокса дає інформацію про стан поляризації світла в біологічних системах, однак у більшості випадків, щоб мати повне уявлення про досліджувані явища, необхідно в комплексі з нею використовувати інші методи матричного типу.

1.2 Методи та вимірювальні системи на основі вимірювання Мюллер-матричних зображень біологічних шарів

Матриці Мюллера є одним з найбільш універсальних інструментів для опису поляризаційних властивостей оптичних систем і середовищ, включаючи біологічні шари. На відміну від вектора Стокса, який описує лише стан поляризації світла, матриці Мюллера дозволяють досліджувати взаємодію між

поляризованим світлом і середовищем та характеризувати оптичні властивості зразка. Це робить їх незамінними для аналізу складних біологічних структур, таких як тканини або клітини, які можуть проявляти такі ефекти, як двопроменезаломлення, дихроїзм або розсіювання.

Матриця Мюллера - це матриця 4×4 , елементи якої описують, як змінюється стан поляризації падаючого світла після проходження через зразок. Кожен з 16 елементів матриці Мюллера визначає взаємозв'язок між поляризаційними компонентами вектора Стокса на вході і виході зразка.

Якщо вхідний вектор Стокса OB , яким зондують зразок, позначити як вектор A , а вихідний – вектор B , то при матриці Мюллера X , яка описує оптико анізотропні властивості зразка, маємо залежність

$$A \times X = B, \quad (1.2)$$

де знак $\times$ – це множення вектора на матрицю.

Знаходження матриці Мюллера із рівняння (1.2) представляє собою знаходження по суті оберненої матриці X^{-1} , яка характеризує об'єкт дослідження. Тому розробка математичних моделей визначення матриці Мюллера різних типів об'єктів, зокрема біологічних тканин та рідин, тісно переплетена з розв'язанням загальної оберненої задачі (1.2) поляриметрії.

Векторно- матрична модель (1.2) вказує на те, якими повинні бути анізотропні властивості зразка для даної довжини хвилі і напрямку розповсюдження OB , щоб отримати необхідний вектор Стокса поля розсіяного випромінювання. Сам зразок може бути представлений як дискретне або суцільне середовище.

Якщо мова йде про суцільне середовище, то виділять клас оптико анізотропних однорідних середовищ [3, 4]. Їх властивості не залежать від декартових координат розповсюдження OB , а довжина хвилі OB перевищує розміри структурних частинок досліджуваного зразка. Тоді матриці Мюллера такого середовища несе відомості про його анізотропні властивості. Це лінійні

та циркулярні фазова анізотропія та амплітудна анізотропія. Їх ще називають лінійне і циркулярне подвійне променезаломлення та дихроїзм [8].

Двопроменезаломлення описує зміну швидкості ОВ залежно від стану їхньої поляризації. Дихроїзм проявляється через різницю в поглинанні світла залежно від поляризації. Також вирізняють розсіювання і деполаризацію: розсіювання світла на неоднорідностях або поверхнях зразка, що змінює його поляризаційний стан.

Для вимірювання матриць Мюллера використовуються спеціалізовані оптичні системи, відомі як поляриметри Мюллера. Ці системи вимірюють всі компоненти матриці Мюллера, реєструючи зміни поляризації світла після проходження через різні поляризаційні стани.

Як і стокс-поляриметри виділять локальні та зображувальні поляриметри Мюллера. Детально їх аналіз наведено в роботі [9, 10]. Значну роль також відіграє оптична товщина того зразка, який досліджується. Тому є поляриметричні вимірювальні системи Мюллера для оптично тонких біологічних шарів [11-13] та для багат шарових біологічних тканин [14-16].

Приклад схеми поляриметра Мюллера наведена на рисунку 1.7 [17].

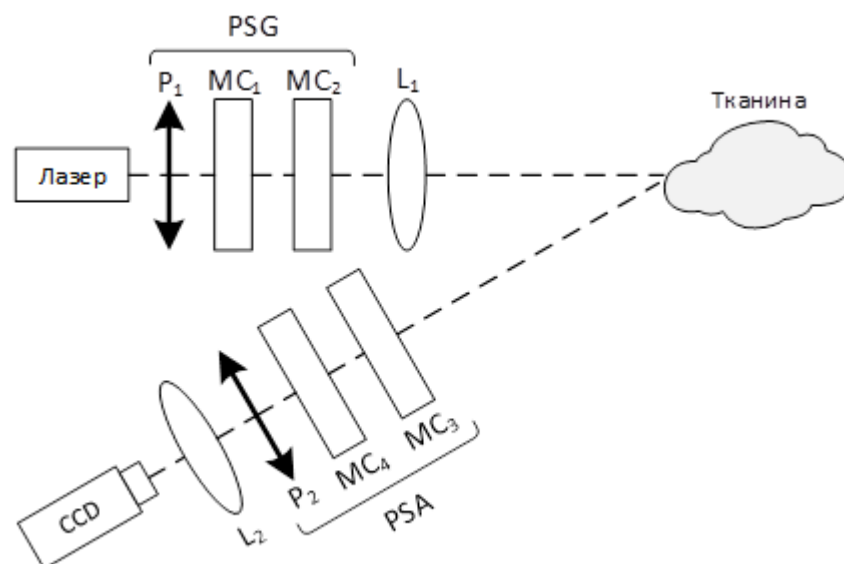


Рисунок 1.7 – Схема поляриметра Мюллера [17]

Основні кроки для отримання зображень на матриці Мюллера такі.

Спочатку йде генерація і модуляція поляризованого світла: поляриметр починається з генерації пучка поляризованого світла, спрямованого на зразок. Для створення необхідних станів поляризації використовуються лінійні або кругові поляризатори та фазові пластини.

Далі відбувається взаємодія поляризованого світла зі зразком: світло проходить через біологічний зразок, де взаємодіє з його анізотропними або ізотропними властивостями. В результаті стан поляризації променя змінюється.

Після вимірювання проводять аналіз вихідного поляризаційного стану: після проходження через зразок світло потрапляє на детектор, який реєструє стан його поляризації. Аналітичні компоненти, такі як детектори з поляризаційними фільтрами, використовуються для вимірювання інтенсивності світла в різних станах поляризації.

На основі вищенаведених складових робимо розрахунок матриці Мюллера: виміряні інтенсивності світла використовуються для обчислення елементів матриці Мюллера. На основі серії вимірювань при різних станах поляризації на вході і виході система може реконструювати повну матрицю Мюллера зразка.

Мюллер-поляриметри є ключовими інструментами для отримання Мюллер-матричних зображень біологічних об'єктів. Ці системи надають високоточну інформацію про просторовий розподіл поляризаційних властивостей зразка, що є важливим для вивчення структури біологічних тканин.

Основні компоненти вимірювальних систем для Мюллер-матричної мікроскопії такі:

- джерело поляризованого світла - зазвичай лазер або інше джерело когерентного світла;
- поляризатор і аналізатор - ці елементи контролюють стан поляризації на вході і вимірюють вихідний стан після проходження світла через зразок;

- фазові пластини - використовуються для точної модуляції фазового зсуву між різними компонентами поляризації;
- детектори зображення - високочутливі фотодетектори або камери, які реєструють інтенсивність світла після взаємодії з біологічним об'єктом.

В роботі [18] пропонується схема адаптивної інформаційно-вимірювальної системи (ІВС) для визначення матриці Мюллера зразків. Її наведено на рисунку 1.8. В цій схемі є можливість вибирати варіант реалізації методу вимірювання: один із чотирьох (послідовні зондувальні поляризації чи/та метод динамічних вимірювань). Який метод обирається, буде залежати від поляризаційних властивостей досліджуваного зразка. Для кожного обраного методу є свій канал для вимірювання в ІВС. Це і є адаптивний принцип роботи системи, який визначає певною мірою інтелектуальні властивості ІВС. Це є великим плюсом даної ІВС.

Проте в ІВС використовується лише окремий фотодетектор для фіксації поляризаційно проаналізованого сигналу, відсутні камери. Тому схема є схемою локальної поляриметрії. Це веде до зменшення швидкодії даної ІВС, що є недоліком. Крім цього, наведена система має обмежені функціональні властивості, оскільки в ній відсутній подальший аналіз вимірюваних матриць Мюллера та немає підсистем підтримки прийняття рішення, наприклад, для діагностичних задач.

В той же час, в ряді робіт розглядають вимірювання не повного набору, а лише часткового набору елементів матриці Мюллера. Говорячи, що в повному наборі є надлишкова інформація про об'єкт, вимірювання якої забирає час і створює зайві апаратні витрати. Так, в роботах [6, 19] знаходять лише 12 елементів матриці Мюллера, використовуючи три лінійні зондуючі поляризації (рисунок 1.8, б) або за двома лінійними зондуючими поляризаціями (рисунок 1.8, в). знаходять 8 елементів матриці Мюллера.

Недолік методу той же - відсутній подальший аналіз вимірюваних матриць Мюллера та немає підсистем підтримки прийняття рішення.

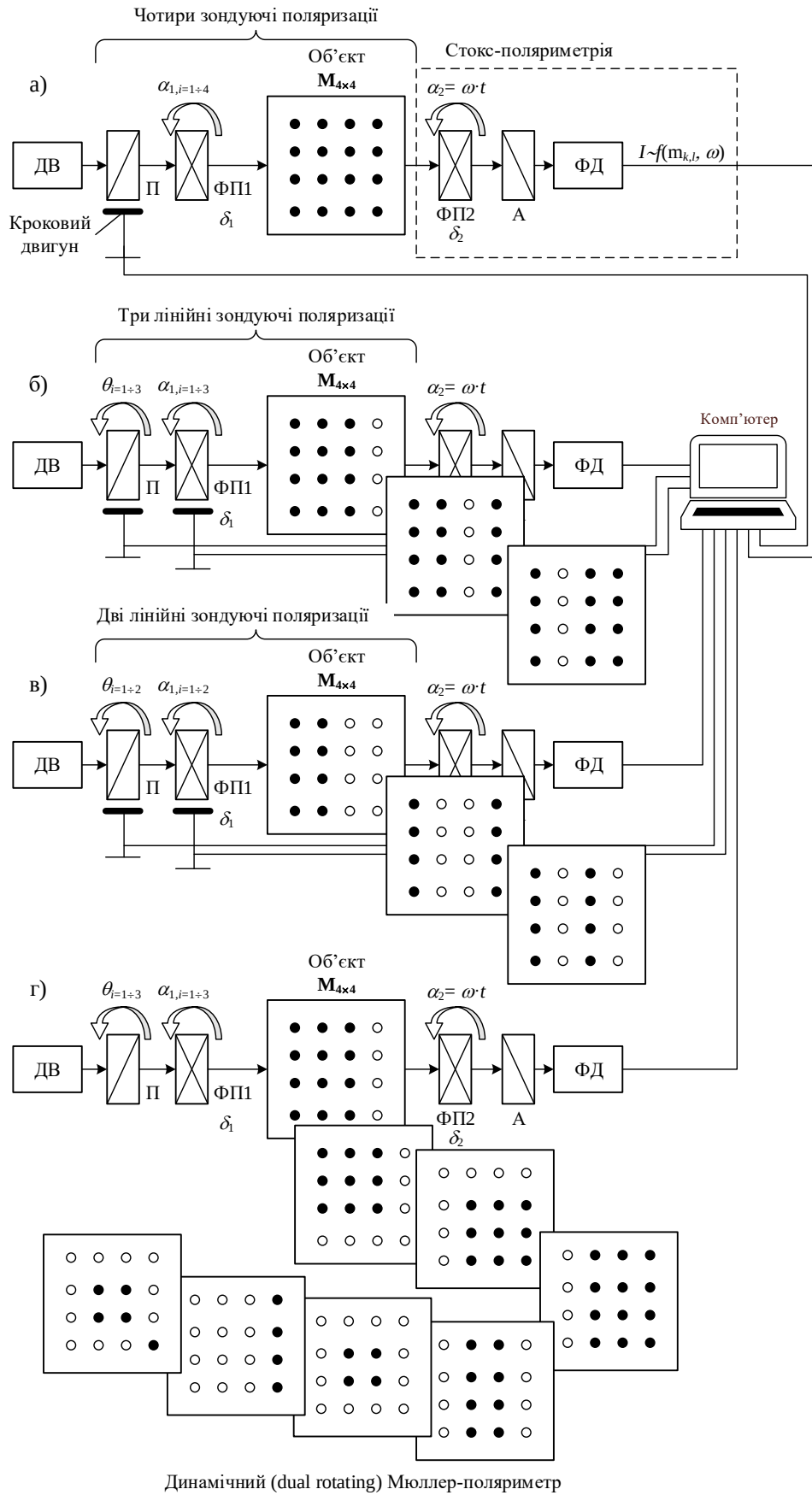


Рисунок 1. 8 – Схема ІВС для адаптивної мюллер-поляриметрії [18]

Варто також зазначити, що при наявності по всьому периметру дослідного біологічного шару патологічних неоднорідностей, ефективніше застосувати зображувальну мюллер-поляриметрію.

Приклад такої ІВС, в якому є аналіз даних у вигляді вимірних матриць Мюллера, що називали мюллер-матричними зображеннями, наведено на рисунку 1.9.

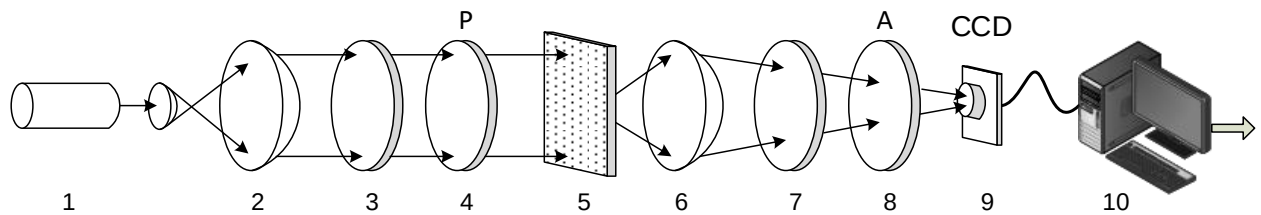


Рисунок 1.9 – Система зображувального типу для визначення матриць Мюллера біологічного зразка [3], [4]

Переваги та можливості Мюллер-матричного поляриметра на рисунку 1.9 такі:

- комплексний аналіз: мюллер-матричний підхід забезпечує детальний опис поляризаційних властивостей зразка, пропонуючи інформацію про такі явища, як деполаризація, анізотропія і розсіювання. Це робить метод більш універсальним, ніж поляриметрія Стокса;
- висока точність виявлення: мюллер-матрична мікроскопія дозволяє точно виявляти структурні зміни в біологічних шарах, часто невидимі для інших методів. Наприклад, цей метод чутливий до мікроскопічних змін в орієнтації волокон у тканинах або клітинних структурах, що має вирішальне значення для діагностики захворювань;
- біомедичні застосування: завдяки здатності виявляти структурні зміни на клітинному рівні, мюллер-матричні методи широко використовуються для ранньої діагностики раку, фіброзу та інших патологічних процесів, пов'язаних зі зміною оптичних властивостей тканин.

Однак однією з головних проблем Мюллер-матричної мікроскопії є складність інтерпретації отриманих даних. Оскільки кожен з 16 елементів матриці Мюллера містить інформацію про поляризаційні властивості зразка, для розв'язання обернених задач потрібні спеціалізовані алгоритми, які потребують значних обчислювальних ресурсів та досвіду роботи з такими даними.

Такий аналіз з різними типами біологічних тканин та рідин наведено в ряді робіт [14-16], але розвиток IBC на основі матричних моделей взаємодії біологічних середовищ із ОВ передбачає не лише застосування матриць Мюллера, але й застосування матриць Джонса.

1.3 Порівняльний аналіз IBC на основі обчислення матриць Джонса при діагностиці біологічних тканин і рідин

Матриця Джонса є одним з ключових інструментів для опису поляризаційних властивостей світла та його взаємодії з оптичними середовищами. На відміну від загального підходу матриці Мюллера, яка може описувати деполяризацію і розсіювання, матриця Джонса застосовується до систем, які не викликають деполяризації, і в основному використовується для аналізу лінійно поляризованого або когерентного світла.

Матриця Джонса - це матриця 2×2 , яка описує вплив оптичної системи на стан поляризації світла. Вона допомагає вивчати такі поляризаційні явища як:

- подвійне заломлення: різниця фаз між ортогонально поляризованими компонентами світла;
- обертання поляризації: зміна кута поляризації при проходженні через середовище.

У діагностиці БТ матриці Джонса використовуються для аналізу анізотропії цих об'єктів, що має вирішальне значення для виявлення структурних змін на клітинному рівні. Наприклад, біологічні тканини можуть

мати волокнисту структуру, яка демонструє анізотропні властивості, добре помітні при поляризаційних вимірюваннях.

Розглянемо вектор Джонса для випадку поширення монохроматичної світлової хвилі, яка є плоскою, і розповсюджується вздовж осі Z (рисунок 1.10), при напруженості електричного поля E [20]:

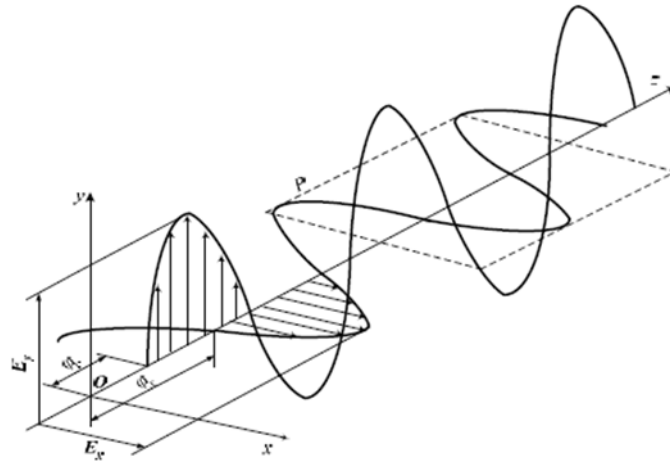


Рисунок 1.10 – Поширення монохроматичної хвилі при проекціях коливань векторів E_x та E_y

Тоді вектор Джонса може бути представлений у такому вигляді:

$$\mathbf{E} = \begin{bmatrix} E_x \\ E_y \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} E_{0x} \\ E_{0y}e^{j\delta} \end{bmatrix} e^{j(\omega t + \varphi_x)}, \quad (1.3)$$

де проекції амплітуд вектора на відповідні осі задано як дійсну частину комплексного значення проекції параметра на відповідні осі

$$E_x = \text{Re}[E_{0x}e^{j(\omega t + \varphi_x)}], \quad (1.4)$$

$$E_y = \text{Re}[E_{0y}e^{j(\omega t + \varphi_y)}], \quad (1.5)$$

У виразах (1.3) та (1.4) початкові значення проекцій вектора E позначено як φ_x та φ_y , а різницю фаз між відповідними проекціями позначено як $\delta = \varphi_x - \varphi_y$.

Перетворення електричного вектора E поляризації в результаті його взаємодії з досліджуваним зразком описуємо таким виразом:

$$E' = \begin{bmatrix} E'_{0x} e^{j\varphi'_x} \\ E'_{0y} e^{j\varphi'_y} \end{bmatrix} = [J \cdot E], \quad (1.6)$$

де E' – перетворене значення напруженості ОВ;

J – матриця Джонса, яка має вигляд матриці розміром 2×2 елементи

$$J = \begin{bmatrix} J_{11} & J_{12} \\ J_{21} & J_{22} \end{bmatrix}. \quad (1.7)$$

Важливо зрозуміти зв'язок між матрицею Мюллера та матрицею Джонса, які визначають поляризаційні характеристики біологічних тканин чи рідин при пропусканні через них поляризаційного лазерного пучка.

Так, якщо об'єкт має часткову деполаризацію, то варто застосовувати матриці Мюллера для математичного моделювання основного рівняння поляриметричних вимірювань. Функціональні обмеження в застосуванні методу Джонса в тому, що він придатний тільки для роботи з оптично тонкими об'єктами, які після взаємодії з поляризованим пучком залишають вихідне поле ОВ повністю поляризованим.

В той же час, частина елементів матриці Мюллера для недеполяризованих досліджуваних об'єктів має залежність один від одного. Елементи матриці Джонса обчислюють на основі врахування абсолютної фази поляризаційного ОВ.

Матриця розмірністю 2×2 елементів комплексних чисел може представляти матрицю Джонса об'єкта, що має допустимі фізично властивості. Тоді як матрицею Мюллера об'єкта є не кожна матриця розмірності 4×4 елементи.

Будь-яку матрицю Джонса можна перетворити у відповідну матрицю Мюллера, в той час, як зворотне перетворення можливе лише для однорідних досліджуваних об'єктів.

Далі проведемо аналіз відомих ІВС для вимірювання та аналізу матриці Джонса біологічних зразків.

Схема ІВС, наведена на рисунку 1.10, застосовується для вимірювання як матриці Мюллера, так і матриці Джонса досліджуваного об'єкта [21].

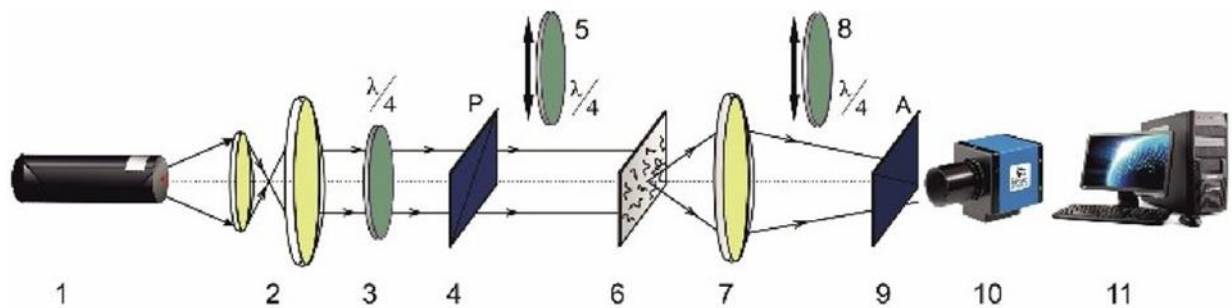


Рисунок 1.10 – Схема ІВС для вимірювання матриць Мюллера та Джонса

Ця схема, розробниками якої є наукова група під керівництвом професора О.Г. Ушенка (ЧНУ), є більш універсальною у порівнянні зі схмою ІВС на рисунку 1.9 тих же авторів. Оскільки вона містить пластівки 5 та 6 із фазовим зсувом на чверть хвилі, які можуть вставлятись на шляху проходження пучка СВ або прийматись з його шляху, то таким чином можливо вимірювати складові інтенсивностей із циркулярним випромінюванням. Всі інші елементи такі ж, як і в вищенаведеній схемі на рисунку 1.9. Проте основна відмінність полягає в алгоритмі, який реалізує

відповідний метод вимірювань. саме з його виконанням пов'язана програмна робота комп'ютера.

Проте основний недолік схеми на рисунку 1.10 полягає у відсутності її автоматизації вимірювань.

Програмне забезпечення комп'ютера дозволяє проводити аналіз отриманих розподілів дійсних та уявних елементів матриці Джонса досліджуваних зразків.

Так в роботі [122] показано, які отримують матриці Джонса для основних типів БТ. Наприклад, на рисунку 1.11 бачимо їх розподіли для епітеліальної тканини.

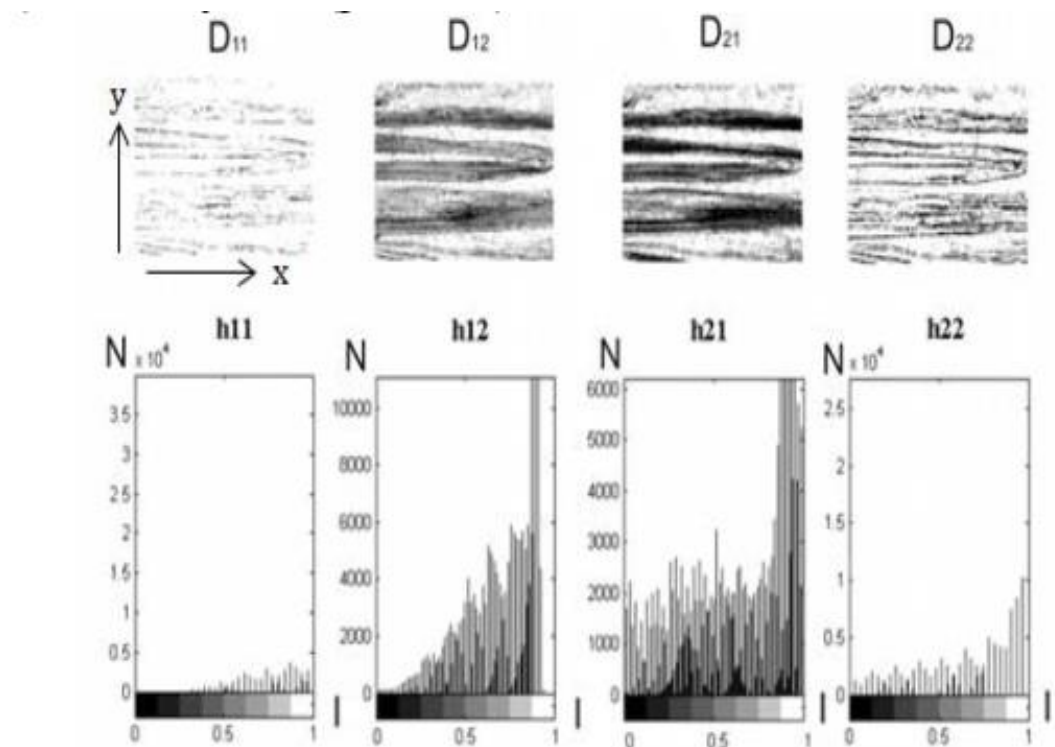


Рисунок 1.11 – Матриці Джонса у вигляді зображень $D_{11} - D_{22}$ для сполучної тканини та відповідні їх гістограми

На наступному рисунку 1.12 зображено матриці Джонса для іншого типу зразків – для м'язової тканини. Очевидною є різниця у отриманих зображеннях БТ різного походження та у їх гістограмах розподілу.

Проаналізувавши отримані експериментальні матриці Джонса, було проведено їхній статистичний аналіз. Отримано статистичні моменти з першого до четвертого моменту. На їх основі робиться класифікація зразків

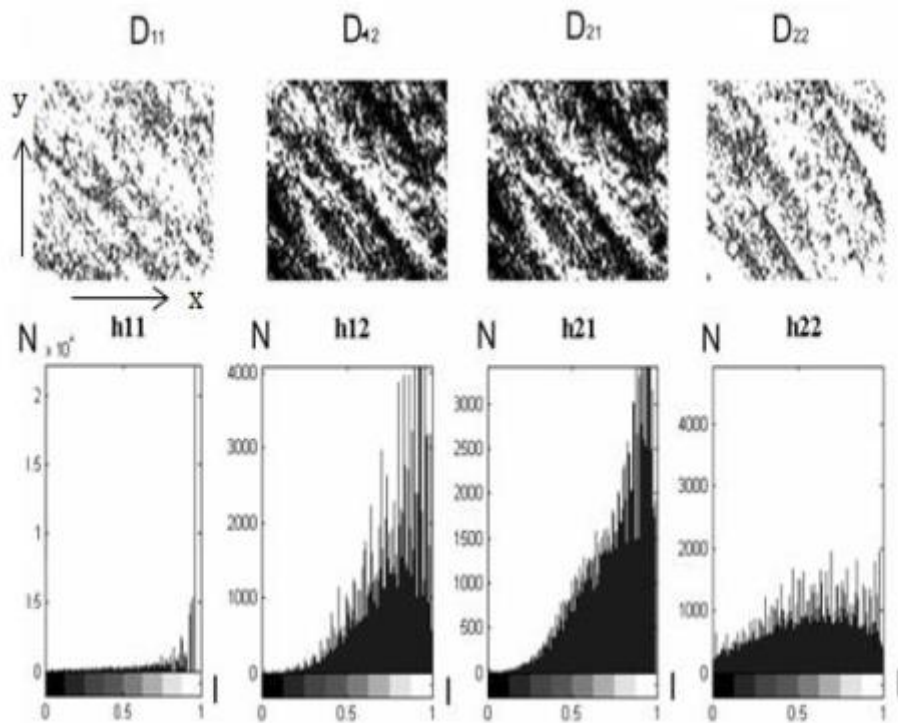


Рисунок 1.12 - Матриці Джонса у вигляді зображень $D_{11} - D_{22}$ для м'язової тканини та відповідні їх гістограми

Вияснено, що зразок з епітеліальною тканиною має менший масштаб оптико-анізотропної сітки, ніж для м'язової тканини. Пояснено, що це за рахунок фазової модуляції м'язової тканин.

Проте другий основний недолік схеми джонс-поляриметра на рисунку 1.11 полягає також в тому, що в системі відсутні системи ППР, які допомагають об'єктивно формувати рішення, наприклад, під час медичної діагностики.

Автоматизована схема, яка дозволяє обчислювати матриці Мюллера та Джонса, наведена на рисунку 1.13. Схема блоку управління дозволяє виробити сигнали, які керують поворотними платформами певних оптичних вузлів цієї схеми. До них належать поляризатори та фазові пластинки. В схемі є крокові двигуни, які також задіяно для механічних переміщень блоків в

горизонтальному та вертикальному напрямку, а також в напрямку обертанням за та проти годинникової стрілки.

Схема описана детально в роботі [23].

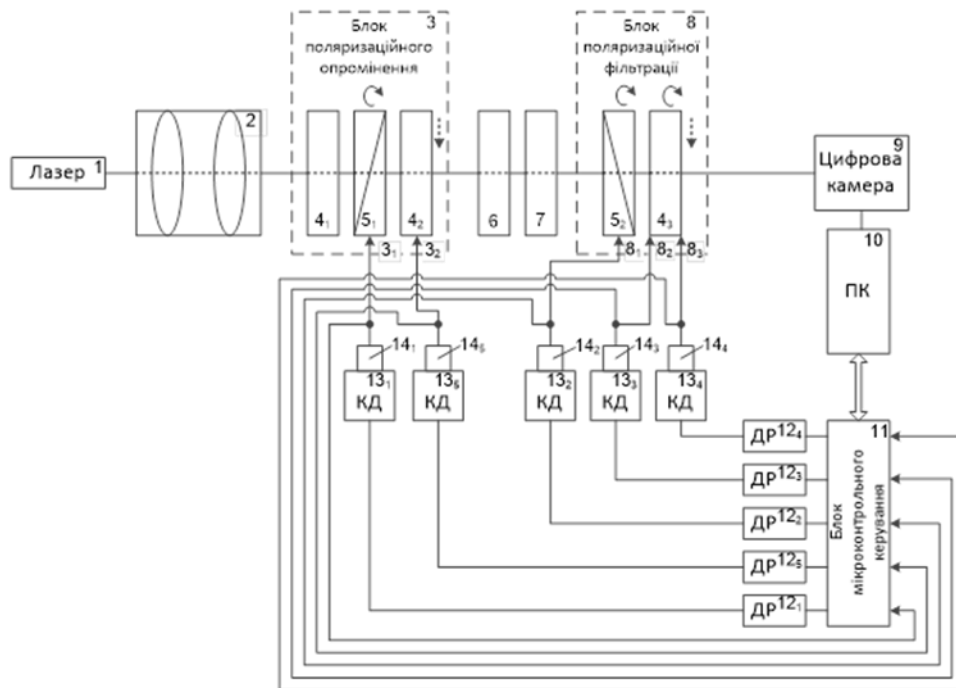


Рисунок 1.13 – Схема ІВС для автоматизованого вимірювання матриць Джонса та Мюллера біологічних зразків [23]

В даній системі також забезпечується багатопараметричний аналіз. Статистичні, кореляційні та спектральні характеристики вимірюваних розподілів елементів матриці Джонса, що можливо реалізувати в системі, покладено в основу подальшого дослідження БТ та БР [24].

Недоліком схеми є відсутність застосування в ній технологій прийняття рішення, які дозволяють автоматизувати класифікацію зразків БТ за необхідною ознакою.

З аналізом технологій прийняття рішень на основі методів машинного навчання, нейронних мереж, нечіткої логіки для схем Джонс-матричного картографування можна ознайомитись в роботах [25], [26].

В роботі [27] показано метод та систему діагностики раку на основі аналізу матриць Джонса плазми крові людини. Структура системи, що тут застосовується, показана на рисунку 1.13. Визначають розподіл дійсних

елементів, що визначають орієнтаційні параметри досліджуваного зразка півки крові, та розподіл фазових дійсних елементів. Потім проводять обчислення статистичних моментів, які найбільш чутливі до зміни стану з «норми» на «рак молочної залози».

Недоліком цієї системи є функціональне обмеження системи, яка визначає лише дійсні елементи матриці Джонса для досліджуваного зразка плазми крові, та відсутність автоматизованого прийняття рішень в системі.

Переваги та недоліки підсистем ППР для картографування матриць Джонса описано в роботі [28]. В результаті було зроблено застосування нейромережевого підходу типу персептрон, яка ефективно працює з числовими даними, та реалізована засобами пакету MATLAB.

Навчання нейромережі реалізоване методом зворотного поширення помилки. На рисунку 1.14 показано структурні особливості такої нейромережі.

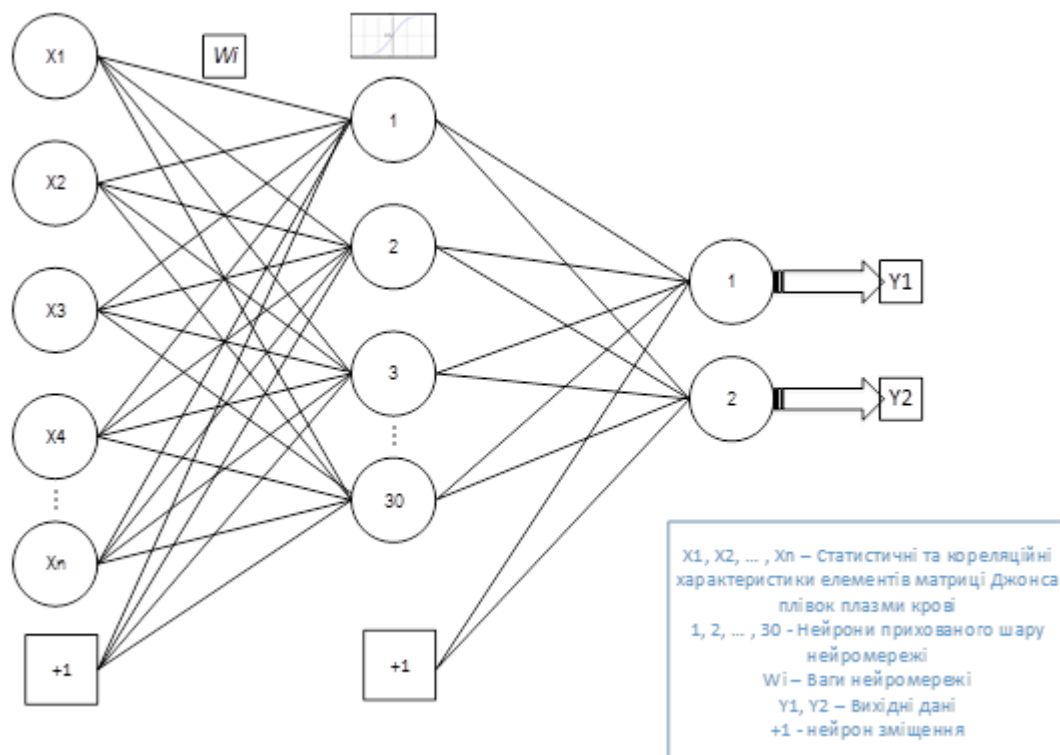


Рисунок 1.14 – Структура нейронної мережі із зворотнім поширенням помилки

Отримана матриця помилок в ІВС для джонс-картографування плівок плазми крові у випадку діагностики грудних залоз показано на рисунку 1.15.



Рисунок 1.15 – Вигляд розподілу помилок при роботі нейронної мережі

Аналіз розподілу помилок роботи нейронної мережі при класифікації станів «норма»-«рак грудних залоз» показує, що для 102 протестованих зразків точність їх диференціації склала 90% [28].

Отже, дана система може бути взята за аналог, оскільки забезпечила високий рівень достовірності діагностики за рахунок застосування сумісного статистичного аналізу та автоматизованої нейромережевої класифікації. В цьому її великі переваги.

До недоліків даної системи можна віднести обмеження її функціональних можливостей за рахунок відсутності можливості обчислення та аналізу фазових елементів матриці Джонса, на основі яких може бути збільшена кількість інформативних ознак діагностики біологічних зразків.

Порівнюючи відомі ІВС для вимірювання та аналізу матриць Джонса біологічних об'єктів, зведемо дані про їх характеристики в таблицю 1.1.

Основними характеристиками систем будуть: тип вимірюваних елементів матриці Джонса БШ; методи аналізу їх виміряних дійсних та/або уявних елементів; методи автоматичної класифікації; достовірність діагностики. Проте порівняння достовірності буде не дуже коректне, оскільки воно виконувалось для різних типів експериментальних зразків у відомих системах. Так, вимогою до зразків, що досліджувались в системах, було їх значення коефіцієнту екстинції на рівні 0,1.

Таблиця 1.1- Основні характеристики ІВС для вимірювання та аналізу матриць Джонса БШ

Назва системи	Вимірювані елементи матриці Джонса БШ	Методи аналізу елементів матриці Джонса	Методи автоматичної класифікації	Достовірність діагностики за матрицями Джонса БТ
Схема ІВС для вимірювання матриць Мюллера та Джонса, розроблена в ЧНУ [21]	Дійсні та уявні двовимірні елементи матриці Джонса	Статистичні моменти 1-го-4-го порядків елементів матриці Джонса	Відсутні	75% (диференціація «норми» та «патології» оптично тонкого БШ)
Система ІВС для автоматизованого вимірювання матриць Джонса БШ [28]- прототип	Дійсні двовимірні елементи матриці Джонса	Статистичні моменти 1-го-4-го порядків елементів матриці Джонса	Нейромережевий класифікатор типу «персептрон»	90% (диференціація «норма» та «рак грудних залоз» за плівками плазми крові)

Отже, на основі таблиці 1.1 бачимо, що застосування автоматизованих вимірювань та автоматизованого класифікатора розподілів вимірюваних розподілів елементів матриці Джонса в ІВС дозволяє покращити достовірність діагностики на їх основі.

1.4 Висновки за розділом 1

Проведено аналіз векторно-матричного представлення основного рівняння поляриметрії на основі вектора Стокса та матриць Мюллера і Джонса біологічного шару, який досліджується.

Розглянуто методи та вимірювальні системи на основі вимірювання мюллер-матричних зображень та джонс-матричних розподілів елементів біологічних шарів.

Встановлено перспективи та недоліки існуючих ІВС на основі обчислення матриць Джонса при діагностиці біологічних тканин і рідин. Обрано прототип та аналог системи, що розробляється. Визначено необхідність розширення функціональних можливостей існуючих ІВС, в тому числі з орієнтацією на методи автоматизованого аналізу даних.

2 МЕТОД ТА АРХІТЕКТУРА ВИМІРЮВАЛЬНОЇ СИСТЕМИ ДЛЯ ЛАЗЕРНОЇ ДЖОНС-МАТРИЧНОЇ МІКРОСКОПІЇ БІОЛОГІЧНИХ ШАРІВ З ІНТЕЛЕКТУАЛЬНИМ АНАЛІЗОМ ДАНИХ

2.1 Джонс-матричне моделювання орієнтаційно-фазових поляризаційних властивостей біологічних тканин різного походження

Згідно з відомим підходом Ковіна до опису оптичних властивостей біологічних тваринних тканин і тканин людини, описаному в роботі [3], архітектонічна будова таких тканин складається з фібрилярної позаклітинної матриці. Її оптичні властивості є оптико-анізотропними, так само як і властивості одноосних заморожених рідких кристалів.

Тому для будь-якого біологічного зрізу, що є оптично тонким (з коефіцієнтом оптичної товщини не більше, ніж 0,1) і може відповідати будь-якому фізіологічному стану, характерним описом його оптичних властивостей є матриця Джонса J оптичного одноосного двопротинезаломлюючого кристалу вигляду [3]:

$$J = \begin{bmatrix} J_{11} & J_{12} \\ J_{21} & J_{22} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos^2 \gamma + \sin^2 \gamma e^{-i\varphi} & \cos \gamma \sin \gamma (1 - e^{-i\varphi}) \\ \cos \gamma \sin \gamma (1 - e^{i\varphi}) & \sin^2 \gamma + \cos^2 \gamma e^{-i\varphi} \end{bmatrix}, \quad (2.1)$$

де γ – напрям оптичної осі кристалу або фібрили біологічного зрізу;

φ – фазовий зсув між тими складовими поляризації, які є перпендикулярними одна одній, лазерного променя.

Так, приклад кутів напрямів оптичної осі фібрили, під якими дотичні в кожній точці напрямлені до осі абсцис, показано на рисунку 2.1. Тут величина кута $\gamma(x, y)$ рівна величині кута орієнтації фібрили $\rho(x, y)$.

На рисунку 2.2 покажемо геометричне трактування показника подвійного протинезаломлення, зв'язаного з фазовим зсувом φ .

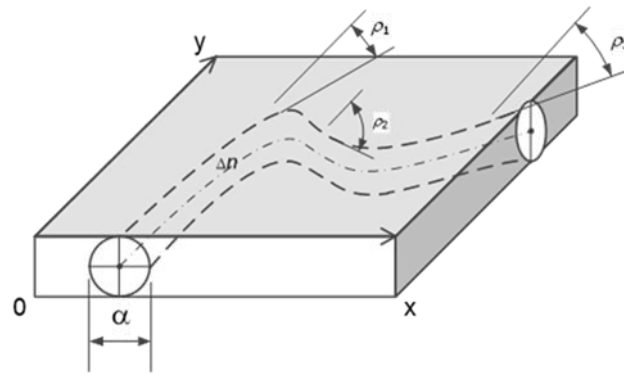
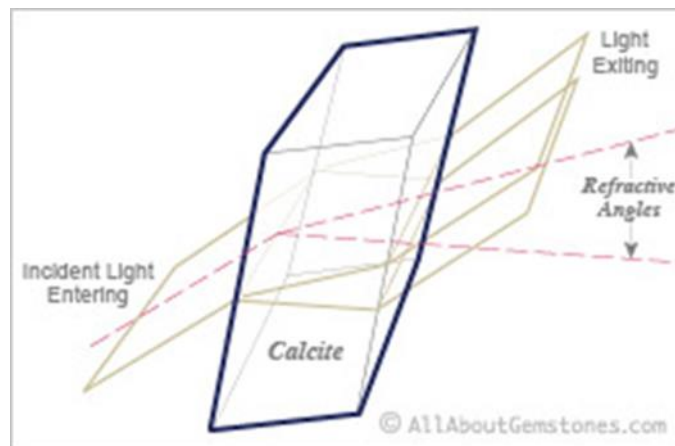


Рисунок 2.1 – Приклад виокремлення кутів орієнтації ρ фібрили БТ



Рисунко 2.2 – Приклад фазового зсуву в фібрилярній БТ через двопроменезаломлення

В роботі [3] було промодельовано, як форма криволінійної фібрили впливає на значення елементів матриці Джонса БШ. Дослідження було проведено для форми фібрили, поданої у вигляді півкола та у вигляді параболи (рисунок 2.3 і рисунок 2.4 відповідно).

Було визначено за результатами моделювання, що всі отримані віртуальні розподіли елементів матриці Джонса $J_{ik}(x, y)$ є неоднорідними. Вони мають різні локальні оптимуми, з різними знаками. Бачимо, що форма, яку має досліджувана фібрила (півколо чи парабола) впливає на розташування локальних оптимумів.

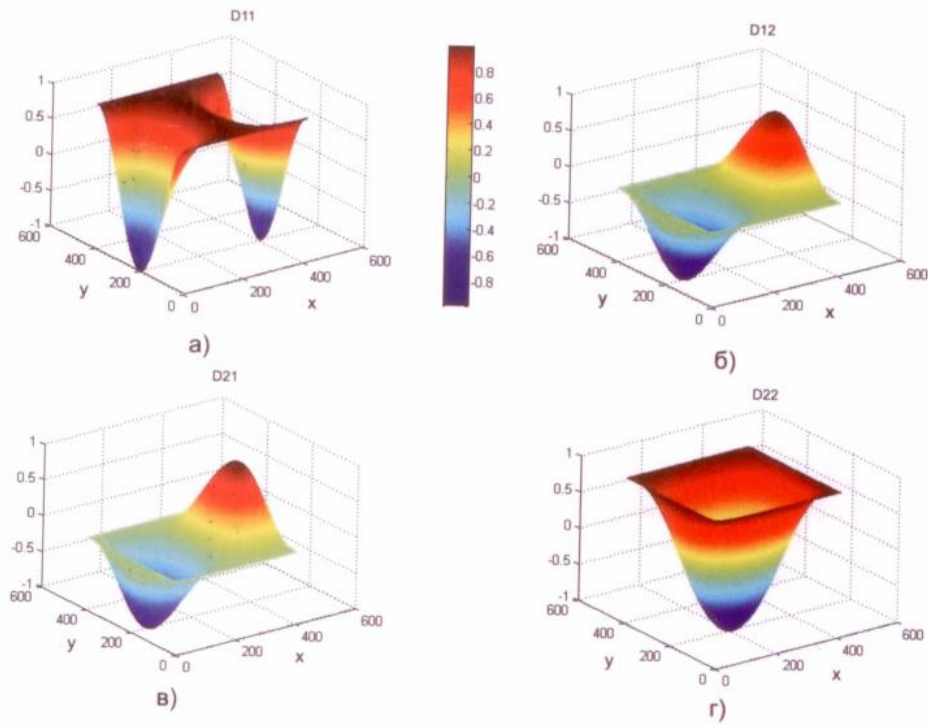


Рисунок 2.3 – Результати моделювання розподілів елементів матриці Джонса для фібрил в формі кола

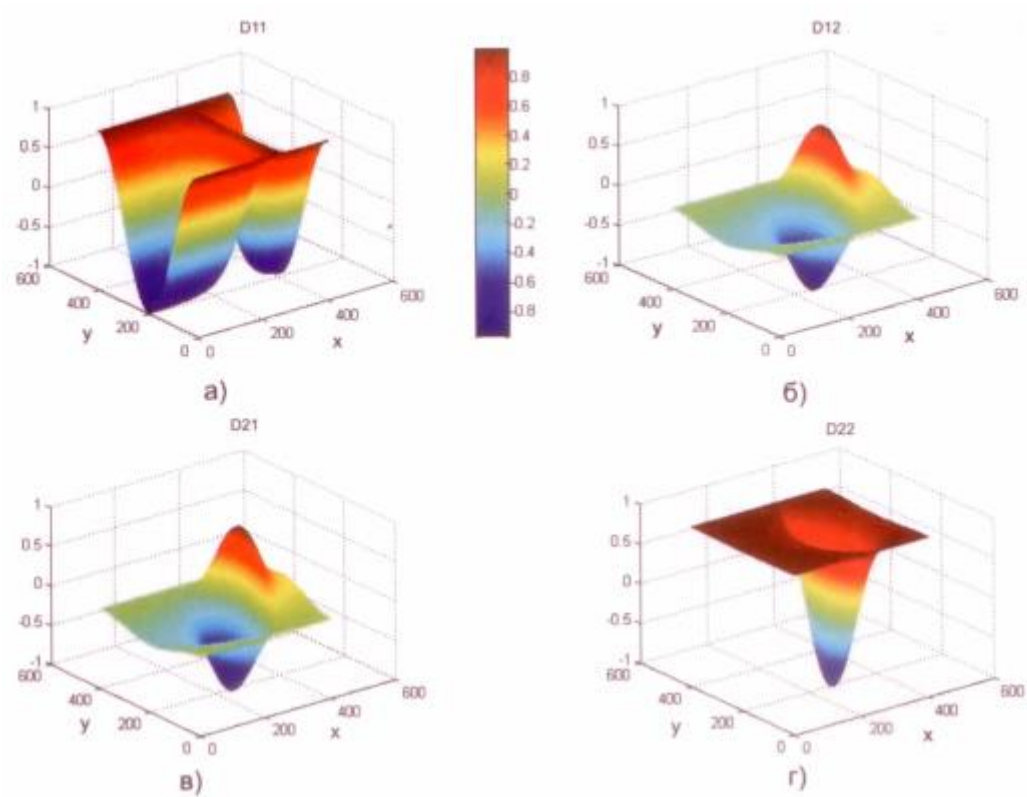


Рисунок 2.4 – Результати моделювання розподілів елементів матриці Джонса для фібрил в формі параболи

На наступному етапі моделювання було взято випадок реального статистичного розподілу орієнтаційно-фазових параметрів БТ, за яким визначали розподіли елементів $J_{ik}(x, y)$. Ці параметри орієнтації фібрили γ та фазового зсуву φ (визначався за заданим показником двопронезаломлення Δn) використовувались для опису орієнтаційно-фазової будови трьох типів біологічних тканин.

Так, орієнтаційні кути фібрили різних типів було визначено в моделюванні так: $\gamma = 0,05\pi$ для типу А - епітеліальної БТ ; $\gamma = 0,1\pi$ для типу Б- м'язової БТ; $\gamma = 0,25\pi$ для типу В - для сполучної БТ.

При цьому залишався однотипним для всіх трьох типів БТ показник двопронезаломлення $\Delta n = 1,5 \times 10^{-3}$, а значить і значення розподілу фазового зсуву φ :

$$\varphi = \frac{2\pi}{\lambda} \Delta n l(x, y), \quad (2.2)$$

Де λ – довжина хвилі лазера; $l(x, y) = 2\mu m \div 2000\mu m$

Значення орієнтаційних параметрів зрізів різних типів БТ визначалось на основі формули [3]

$$F(\gamma) = \frac{1}{\sqrt{2\pi}\sigma(\gamma)} e^{\left(-\frac{(\gamma-M(\gamma))^2}{2\sigma(\gamma)}\right)}, \quad (2.4)$$

де γ – кути орієнтації фібрили ; $M(\gamma)$ – математичне сподівання розподілу параметру γ ; $\sigma(\gamma)$ – дисперсія розподілу параметру γ .

Фазові параметри було промодельовано на основі такої формули [3]

$$Q(\varphi) = \text{Re}(\text{ctg}(\varphi)), \varphi = 0 : 2\pi, \quad (2.5)$$

де φ – фазовий зсув в заданій точці фібрили.

Після обчислення статистичних оцінок, як моментів з першого по четвертий порядок, віртуальних розподілів орієнтаційних $F(\gamma)$ та фазових $Q(\varphi)$ параметрів (таблиця 2.1), виявлено такі результати їх аналізу.

Таблиця 2.1 – Значення оцінок статистичних моментів $M_j (j=1:4)$ змодельованих елементів матриці Джонса для різних типів БШ [3]

	J_{11}			J_{22}			$J_{12} = J_{21}$		
	А	Б	В	А	Б	В	А	Б	В
M_1	0,5	0,67	0,73	0,45	0,56	0,71	0,4	0,48	0,65
M_2	0,25	0,38	0,51	0,18	0,29	0,45	0,51	0,6	0,72
M_3	200	50	150	180	75	160	55	63	72
M_4	100	70	400	90	80	350	81	69	120

З таблиці 2.1 видно, що третій та четвертий параметр $M_3; M_4$ є більш чутливими до змін значень γ та φ елементів матриці Джонса $J_{11}; J_{22}$.

Цей висновок надалі покладемо як базу для подальшої класифікації розглянутих різних типів тканин на основі матриць Джонса.

Також було визначено в роботі [3] автокореляційні функції в напрямку осі ОХ від $F(\gamma)$ та $Q(\varphi)$, які задано за формулами (2.4), (2.5).

Знайдені основні тенденції того, як змінюється автокореляційна залежність для розподілів дійсної та уявної частин елементів матриці Джонса змодельованого типу біологічного шару в стані норми (рисунок 2.5) та в стані патології (рисунок 2.6) також може бути покладена в подальшому в основу класифікації різних типів БТ за біологічним походженням та за різним фізіологічним станом таких БТ. Видно з функцій автокореляції для станів норма та патологія та для різних типів БТ, що важливо далі статистично обробити їх та визначити їх кореляційні моменти, які будуть надавати стислу інформацію про ці розподіли для їх можливого розпізнавання.

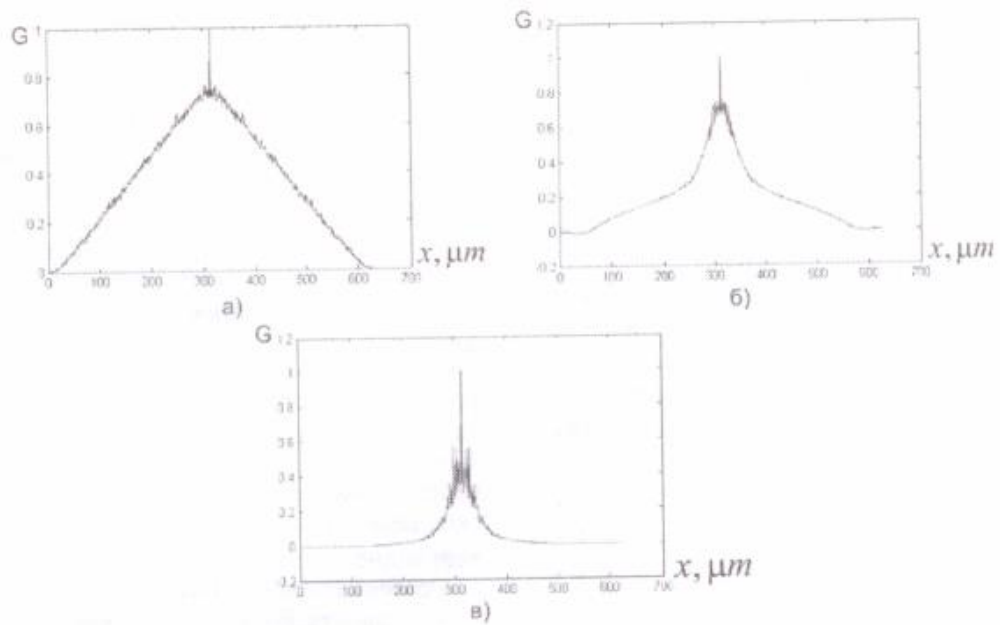


Рисунок 2.5 - Функція автокореляції для елемента J_{11} матриці Джонса для типів моделей різних БТ в стані норма: типу А (а); типу Б (б); типу В (в)

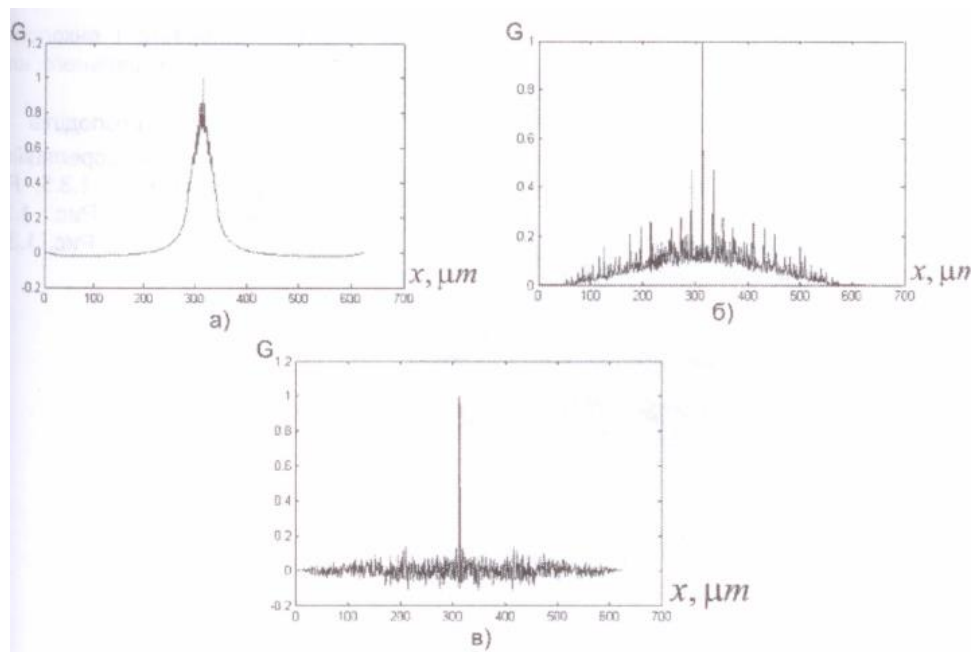


Рисунок 2.6 - Функція автокореляції для елемента J_{11} матриці Джонса для типів моделей різних БТ в стані патології: типу А (а); типу Б (б); типу В (в)

2.2 Експериментальна методика вимірювання розподілів амплітуд та фаз комплексних елементів матриці Джонса

Методика експериментальних вимірювань є класичною, описана в роботах [3],[4].

Нехай матрицю Джонса (2.1) перепишемо у іншому вигляді, де будуть вказані амплітуди R_{ij} та відповідні фази θ_{ij} елементів матриці, які є комплексними числами

$$J = \begin{bmatrix} R_{11}e^{i\theta_{11}} & R_{12}e^{i\theta_{12}} \\ R_{21}e^{i\theta_{21}} & R_{22}e^{i\theta_{22}} \end{bmatrix}. \quad (2.6)$$

Тоді в системі поляриметрії, представлений на рисунку 1.13 маємо виконати такі дії у відповідності до загальної методики вимірювань розподілів амплітуд елементів матриці Джонса $R_{11}, R_{12}, R_{21}, R_{22}$.

1. Лазерний пучок пропускаємо через поляризатор, вісь якого паралельна осі ОХ, тобто з азимутом поляризації $\alpha_0 = 0$. Вимірюємо інтенсивність пучка на виході поляризатора I_1 .
2. Після проходження через зразок БШ поляризований лазерний пучок пропускаємо через другий поляризатор (аналізатор), чия площина пропускання має кут нахилу 0° . Вимірюємо інтенсивність пучка на виході аналізатора I_2 .
3. Обчислюємо значення елемента матриці Джонса R_{11} за формулою [3],[4]:

$$R_{11} = \sqrt{I_2}. \quad (2.7)$$

4. Лазерний пучок, що пройшов через БШ, пропускаємо через аналізатор, вісь якого паралельна осі ОУ, тобто з азимутом

поляризації 90^0 . Вимірюємо інтенсивність пучка на виході аналізатора I_3 .

5. Обчислюємо значення елемента матриці Джонса R_{21} за формулою [3],[4]:

$$R_{21} = \sqrt{I_3}. \quad (2.8)$$

6. Лазерний пучок пропускаємо через поляризатор, вісь якого паралельна осі ОУ, тобто з азимутом поляризації $\alpha_0 = 90^0$.

7. Лазерний пучок, що пройшов через БШ, пропускаємо через аналізатор, вісь якого паралельна осі ОХ, тобто з азимутом поляризації 0^0 . Вимірюємо інтенсивність пучка на виході аналізатора I_4 .

8. Обчислюємо значення елемента матриці Джонса R_{12} за формулою [3],[4]:

$$R_{12} = \sqrt{I_4}. \quad (2.9)$$

9. Лазерний пучок, що пройшов через БШ, пропускаємо через аналізатор, вісь якого паралельна осі ОУ, тобто з азимутом поляризації 90^0 . Вимірюємо інтенсивність пучка на виході аналізатора I_5 .

10. Обчислюємо значення елемента матриці Джонса R_{22} за формулою [3],[4]:

$$R_{22} = \sqrt{I_5}. \quad (2.10)$$

В системі поляриметрії, представлений на рисунку 1.13, маємо застосувати методику для вимірювань розподілів фаз елементів матриці Джонса $\theta_{11}, \theta_{12}, \theta_{21}, \theta_{22}$.

1. Лазерний пучок з поляризацією «правий циркуль» ($\otimes$), утворений за допомогою поляризатора та першої фазової пластинки, пропускаємо через БШ.
2. Після проходження через зразок БШ циркулярно поляризованого лазерного пучка пропускаємо його через другий поляризатор (аналізатор), чия площина пропускання має кут нахилу 0° . Вимірюємо інтенсивність пучка на виході аналізатора I_6 .
3. Обчислюємо значення A за формулою [3],[4] для визначення синусу різниці фазових кутів $(\theta_{11} - \theta_{12})$ на основі виміряних вище інтенсивностей :

$$A = \frac{2I_6 - I_2 - I_4}{\sqrt{(I_2 I_4)}} = 2\sin(\theta_{11} - \theta_{12}). \quad (2.11)$$

4. Після проходження через зразок БШ циркулярно поляризованого лазерного пучка пропускаємо його через другий поляризатор (аналізатор), чия площина пропускання має кут нахилу 90° . Вимірюємо інтенсивність пучка на виході аналізатора I_7 .
5. Обчислюємо значення B за формулою [3],[4] для визначення синусу різниці фазових кутів $(\theta_{21} - \theta_{22})$ на основі виміряних вище інтенсивностей:

$$B = \frac{2I_7 - I_3 - I_5}{\sqrt{I_3 I_5}} = 2\sin(\theta_{21} - \theta_{22}). \quad (2.12)$$

6. Лазерний пучок пропускаємо через поляризатор, вісь якого нахилена до осі ОХ під кутом $\alpha_0 = 45^\circ$.

7. Після проходження через зразок БШ поляризованого лазерного пучка пропускаємо через аналізатор, чия площина пропускання має кут нахилу 0^0 . Вимірюємо інтенсивність пучка на виході аналізатора I_8 .
8. Обчислюємо значення C за формулою [3],[4] для визначення косинусу різниці фазових кутів $(\theta_{11} - \theta_{12})$ на основі виміряних вище інтенсивностей

$$C = \frac{2I_8 - I_2 - I_4}{\sqrt{(I_2 I_4)}} = 2 \cos(\theta_{11} - \theta_{12}). \quad (2.13)$$

9. Після проходження через зразок БШ поляризованого лазерного пучка пропускаємо через аналізатор, чия площина пропускання має кут нахилу 90^0 . Вимірюємо інтенсивність пучка на виході аналізатора I_9 .
10. Обчислюємо значення D за формулою [3],[4] для визначення косинусу різниці фазових кутів $(\theta_{22} - \theta_{21})$ на основі виміряних вище інтенсивностей

$$D = \frac{2I_9 - I_3 - I_5}{\sqrt{(I_3 I_5)}} = 2 \cos(\theta_{22} - \theta_{21}). \quad (2.14)$$

11. Лазерний пучок пропускаємо через поляризатор, вісь якого нахилена до осі ОХ під кутом $\alpha_0 = 0^\circ$.
12. Після проходження через зразок БШ поляризованого лазерного пучка пропускаємо через аналізатор, чия площина пропускання має кут нахилу 45^0 . Вимірюємо інтенсивність пучка на виході аналізатора I_{10} .
13. Обчислюємо значення E за формулою [3],[4] для визначення косинусу різниці фазових кутів $(\theta_{11} - \theta_{21})$ на основі виміряних вище інтенсивностей

$$E = \frac{4I_{10} - I_2 - I_3}{\sqrt{(I_2 I_3)}} = 2 \cos(\theta_{11} - \theta_{21}). \quad (2.15)$$

14. Лазерний пучок пропускаємо через поляризатор, вісь якого нахилена до осі ОХ під кутом $\alpha_0 = 0^\circ$.

15. Лазерний пучок з виходу БШ пропускаємо через чвертьхвильову фазову пластинку зі вертикально розташованою швидкою віссю (маємо циркулярну поляризацію), а потім через поляризатор з кутом нахилу площини поляризації 45° . Вимірюємо інтенсивність пучка на виході аналізатора I_{11} .

16. Обчислюємо значення К за формулою [3],[4] для визначення синусу різниці фазових кутів $(\theta_{11} - \theta_{21})$ на основі виміряних вище інтенсивностей

$$K = \frac{4I_{11} - I_2 - I_3}{\sqrt{(I_2 I_3)}} = 2 \sin(\theta_{11} - \theta_{21}). \quad (2.16)$$

17. Далі припускаємо, що значення $\theta_{11} = 0$ і знаходимо інші три кути $\theta_{12}, \theta_{21}, \theta_{22}$ із системи рівнянь

$$\begin{cases} \sin(\theta_{11} - \theta_{12}) = A, \\ \sin(\theta_{21} - \theta_{22}) = B, \\ \cos(\theta_{11} - \theta_{12}) = C, \\ \cos(\theta_{22} - \theta_{21}) = D, \\ \cos(\theta_{11} - \theta_{21}) = E, \\ \sin(\theta_{11} - \theta_{21}) = K, \end{cases} \quad (2.17)$$

де A, B, C, D, E, K обраховано вище.

2.3 Статистичний та кореляційний аналіз Джонс-матричних елементів біологічного шару

Спираючись на результати моделювання Джонс-матричного моделювання орієнтаційно-фазових поляризаційних властивостей біологічних тканин різного походження та різних станів, після вимірювання розподілів амплітуд та фазових кутів чотирьох елементів матриці Джонса БТ необхідно провести їх статистичну обробку.

Для цього використаємо відоме обчислення статистичних характеристик розподілу функції: середнього (M), дисперсії (D), асиметрії (A) та ексцесу (E).

Для визначення середнього значення M інтенсивності I по зображенню елементів матриці Джонса використовуємо відому формулу [3], [4]:

$$M = \frac{1}{MN} \sum_{x=1}^{MN} I(x), \quad (2.18)$$

де $x=1:MN$ - це кількість пікселів зображення, яке оцінюється.

Під дисперсією (D) випадкової величини $I(x)$ розуміємо міру розкиду випадкової величини, що визначається за формулою [3], [4]:

$$D = \frac{\sum_{x=0}^{MN-1} (I(x) - M)^2}{MN}. \quad (2.19)$$

Асиметрію (A) розподілу пікселів зображення $I(x)$ розраховують за формулою [3], [4]:

$$A = \frac{\sum_{x=1}^{MN-1} I(x)}{MND^3}, \quad (2.20)$$

де D – дисперсія, визначена за формулою (2.19).

Ексцес (E) розподілу пікселів зображення $I(x)$ розраховують за формулою [3],[4]:

$$E = \frac{\sum_{x=1}^{MN-1} I(x)^4}{D^4 MN}. \quad (2.21)$$

Проаналізовані результати моделювання в п.2.1 також обґрунтовують необхідність використання автокореляційного аналізу до вимірювань розподілів амплітуд та фазових кутів матриць Джонса в системі.

Автокореляційну функцію обраховують за такою формулою []:

$$AK_I(\Delta x, \Delta y) = \lim_{\substack{\Delta x \rightarrow 0 \\ \Delta y \rightarrow 0}} \frac{1}{MN} \int_0^x \int_0^y [I(x, y)][I(x - \Delta x, y - \Delta y)] dx dy, \quad (2.22)$$

де Δx – крок змінювання по осі ОХ; Δy – крок змінювання по осі ОУ; MN – розмірність елементів матриці Джонса; $I(x, y)$ – розподіл двовимірного елементу матриці Джонса; AK_I – автокореляційна функція матричного елементу I .

Якщо до обчислених автокореляційних функцій, що змінюються лише по одній координаті, застосувати статистичний підхід з оцінюванням їх середнього, дисперсії, асиметрії та ексцесу, то будемо отримувати кореляційні моменти.

Кореляційний момент 1-го порядку - це середнє від розподілу автокореляційної функції $AK_I(\Delta x)$ елементу матриці Джонса, що обчислюють за формулою

$$L = \frac{1}{MN} \sum_{\Delta x=1}^{MN} AK_I(\Delta x), \quad (2.23)$$

Кореляційний момент 2-го порядку - це дисперсія від розподілу автокореляційної функції $AK_I(\Delta x)$ елементу матриці Джонса, що обчислюють за формулою

$$S = \frac{\sum_{\Delta x=0}^{MN-1} (AK(\Delta x) - L)^2}{MN} . \quad (2.24)$$

Кореляційний момент 3-го порядку - це асиметрія від розподілу автокореляційної функції $AK_I(\Delta x)$ елементу матриці Джонса, що обчислюють за формулою

$$P = \frac{\sum_{\Delta x=1}^{MN-1} AK(\Delta x)}{MNS^3} , \quad (2.25)$$

Кореляційний момент 3-го порядку - це ексцес від розподілу автокореляційної функції $AK_I(\Delta x)$ елементу матриці Джонса, що обчислюють за формулою

$$Q = \frac{\sum_{\Delta x=1}^{MN-1} AK(\Delta x)^4}{S^4 MN} . \quad (2.26)$$

Отже, можна сформувати вектор ознак із восьми елементів, який далі буде розглядатись для проведення класифікації досліджуваних невідомих розподілів амплітуд та фазових кутів елементів матриці Джонса БШ при діагностиці

$$SignV = [M, D, A, E, L, S, P, Q] \quad (2.27)$$

При експериментальній діагностиці потрібно буде дослідити кожен компоненту цього вектора на діагностичну чутливість.

2.4 Вибір методів підтримки прийняття рішення в ІВС

Отже, необхідно серед можливих методів підтримки прийняття рішення (ППР) обрати найбільш вдалий для даного випадку варіант.

Проведений в розділі 1 попередній аналіз методів ППР дозволив виділити нейромережевий підхід. Проте відсутність на даний момент великої бази даних поляризаційних методів діагностики біологічних шарів у відкритому доступі не дозволяє його застосувати.

Враховуючи, що можливі невеликі перекриття діапазонів змінювання кожного елементу вектору ознак (2.27), доцільно застосувати нечітку логіку для того, щоб здійснити рішення.

Отже, необхідно серед можливих методів підтримки прийняття рішення (ППР) обрати найбільш вдалий для даного випадку варіант.

Проведений в розділі 1 попередній аналіз методів ППР дозволив виділити нейромережевий підхід. Проте відсутність на даний момент великої бази даних поляризаційних методів діагностики біологічних шарів у відкритому доступі не дозволяє його застосувати.

Враховуючи, що можливі невеликі перекриття діапазонів змінювання кожного елементу вектору ознак (2.27), доцільно застосувати нечітку логіку для того, щоб здійснити рішення.

Переваги використання нечіткої логіки:

- гнучкість у моделюванні складних систем: нечітка логіка забезпечує врахування неточностей і нечіткостей даних, що є важливим для біологічних шарів, оскільки їх параметри можуть бути мінливими та складними для формалізації.

- робота з нечітко визначеними даними: замість точних числових значень застосовуються лінгвістичні змінні (наприклад, «низький», «середній», «високий»), що робить опис оптичних властивостей шарів зручним.
- інтуїтивність: правила нечіткої логіки схожі на людське мислення, що полегшує їх формулювання та використання для аналізу складних чи малозрозумілих явищ.
- зниження вимог до точності моделі: нечітка логіка дозволяє працювати з неповними або неточними даними, що є корисним при недостатній інформації про структуру біологічного шару.
- адаптивність: нечіткі моделі можуть бути налаштовані для конкретних завдань, наприклад, аналізу елементів Джонс-матриць за умов шуму чи мінливості біологічних характеристик.

Недоліки використання нечіткої логіки:

- суб'єктивність у формулюванні правил: створення бази правил і функцій належності залежить від експертних оцінок, що може призводити до необ'єктивності.
- обмежена кількість обґрунтованих методів: неправильно встановлені правила або параметри функцій належності можуть знижувати ефективність нечітких моделей.
- складність налаштування системи: велика кількість змінних і правил може ускладнити аналіз і управління системою.
- низький рівень інтерпретації результатів: для тих, хто не знайомий із концепцією нечіткої логіки, результати можуть бути менш зрозумілими, оскільки вони часто не надають чітких числових відповідей.
- часові витрати на розробку моделі: створення функцій належності та правил для нечіткої системи вимагає значних часових ресурсів.

Враховуючи наведені аспекти, нечітка логіка є ефективним інструментом для аналізу складних біологічних систем, однак її застосування потребує уважного проектування та врахування методологічних обмежень.

2.4 Розробка архітектури ІВС та методу Джонс-матричної лазерної мікроскопії біологічних шарів з інтелектуальним аналізом даних

Виходячи того, що на одній системі необхідно вимірювати та аналізувати розподіли як амплітуди, так і фазових кутів матриці Джонса, була розроблена схема для реалізації обох методів вимірювання (рисунок 2.7)

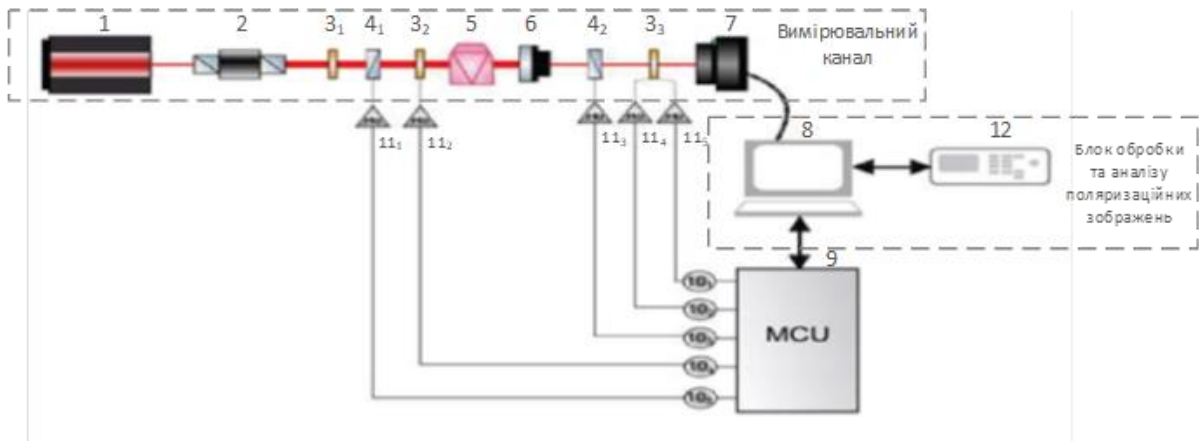


Рисунок 2.7 – Схема структурна ІВС для Джонс-матричної лазерної мікроскопії біологічних шарів з інтелектуальним аналізом даних

Схема на рисунку 2.7 містить напівпровідниковий лазер 1, оптичний вихід якого з'єднано через коліматор 2 та фазову чвертьхвильову пластинку 3_1 з оптичним входом поляризатора світла 4_1 . Вихід оптичний поляризатора 4_1 через фазову чвертьхвильову пластинку 3_2 пов'язаний з входом самого опромінення досліджуваного біологічного зразка 5, розташованого на лабораторному столі. Перетворене зразком оптичне поляризаційне випромінювання проєкціюють на оптичний вхід мікрооб'єктиву 6, оптичний вихід якого через аналізатор 4_2 та фазову чвертьхвильову пластинку 3_3 з'єднано з оптичним входом цифрової камери 7. Зареєстроване камерою оптичне випромінювання через інтерфейс передається до комп'ютера 8, який електрично зв'язаний із блоком мікроконтролерного керування 9 та з спеціалізованим блоком обробки та аналізу поляризаційних зображень 12. Алгоритм вимірювання розподілів амплітуд комплексних елементів матриці

Джонса, реалізований за формулами (2.7)-(2.10) , розроблено в даній роботі і наведено на рисунку 2.8 та в додатку В.2.

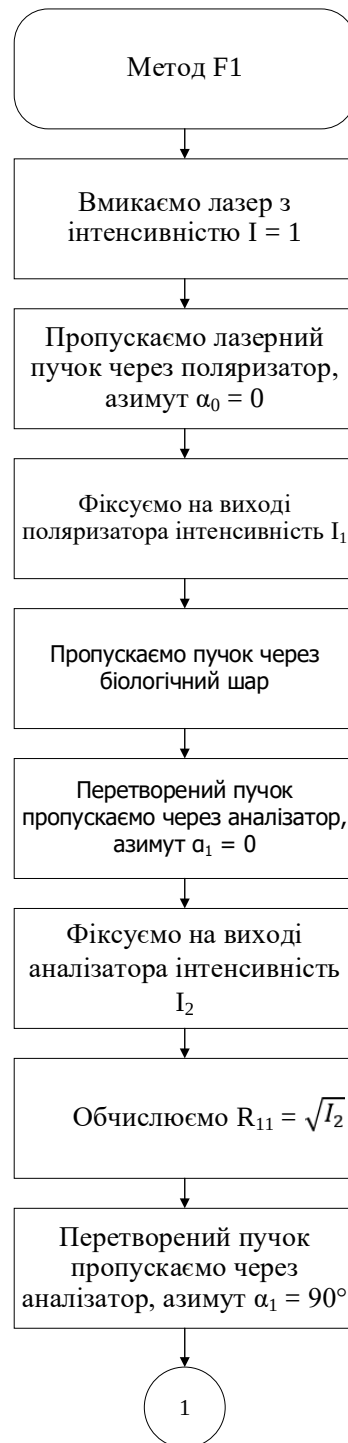


Рисунок 2.8 – Блок-схема методу вимірювання розподілів амплітуд елементів матриці Джонса в системі

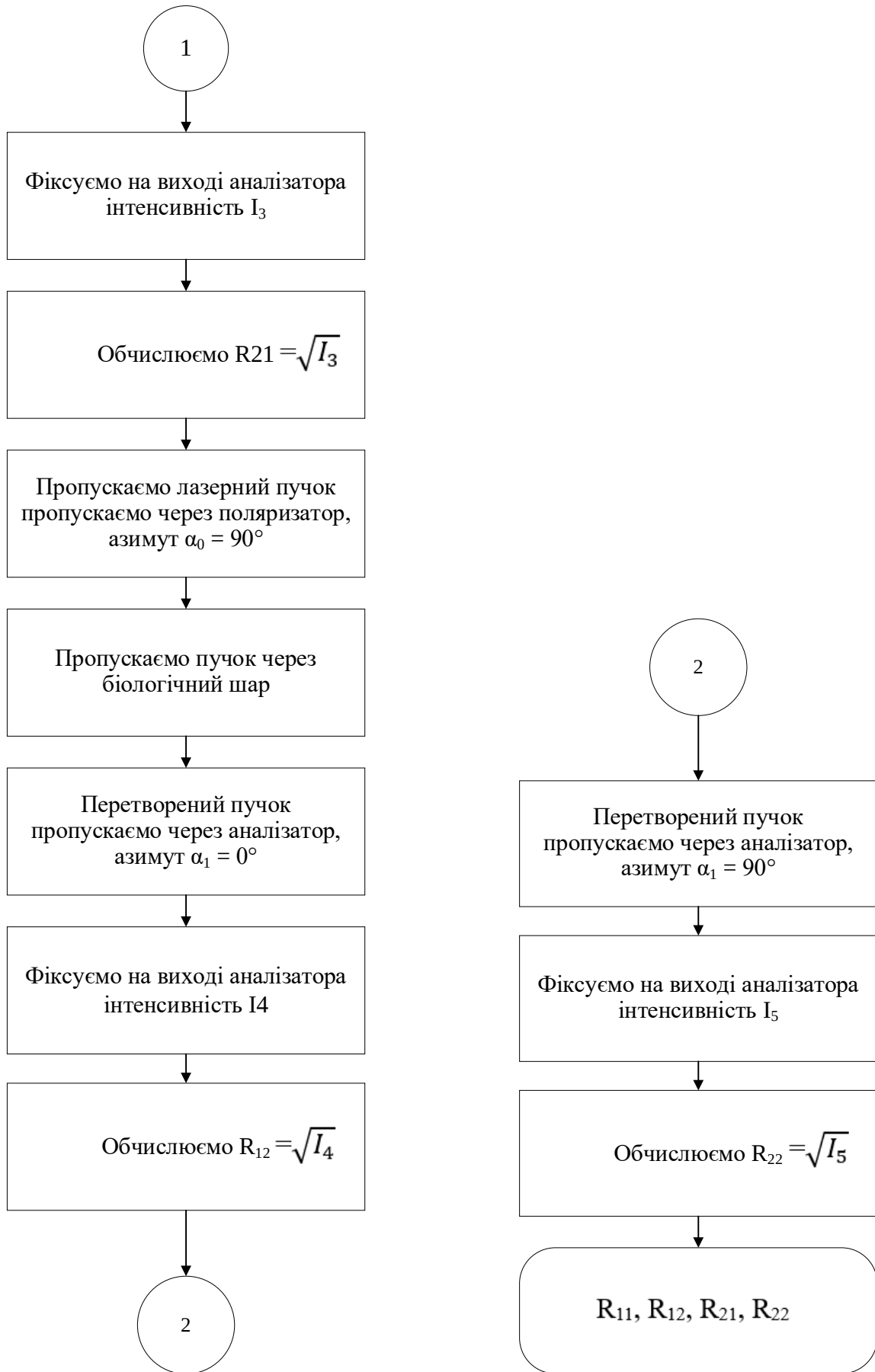


Рисунок 2.8 – Продовження

Виходи блоку мікроконтролерного керування електрично з'єднано з входами відповідних крокових двигунів $11_1 - 11_5$, виходи яких пов'язано із входами керування поворотних механізмів оправ, в яких розташовані поляризатори $4_1, 4_2$ та фазові $3_2, 3_3$ пластинки. Поворотні механізми повинні реалізовувати обертання головних осей поляризаторів $4_1, 4_2$. Також вони крім обертання ще здійснюють переміщення фазових пластинок $3_1, 3_2$ зі шляху проходження основного лазерного поляризованого пучка.

Важливою є реалізація в часі послідовності керуючих сигналів, що подається з виходу блоку керування 9 в процесі реалізації необхідних методів вимірювань.

Алгоритм вимірювання розподілів фазових кутів комплексних елементів матриці Джонса, реалізований за формулами (2.11)-(2.17), розроблено в даній роботі і наведено на рисунку 2.9 та в додатку В.3.

Далі необхідно проведення комплексного аналізу виміряних елементів матриці Джонса в системі за допомогою блоку, наведеного на рисунку 2.10 (додаток В.4)

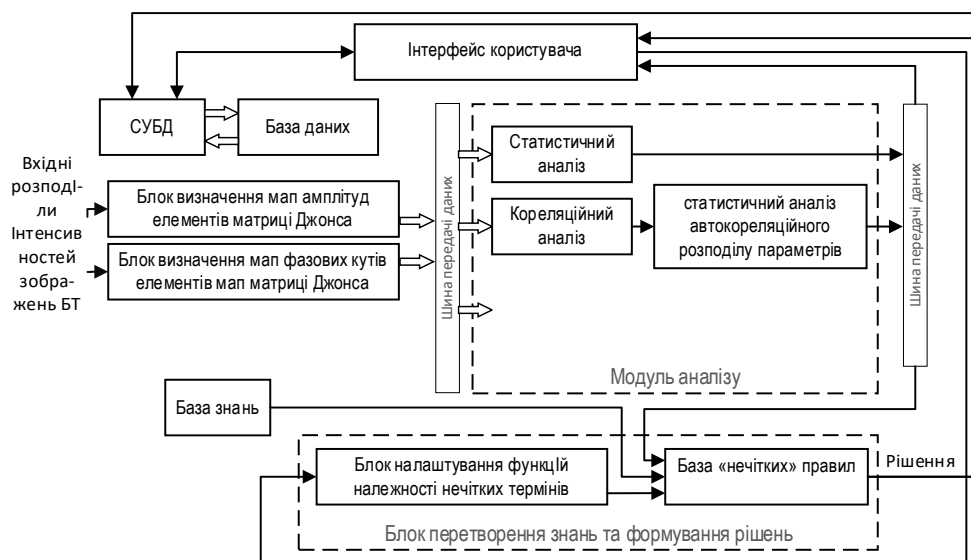


Рисунок 2.10 - Схема блоку комплексного аналізу виміряних елементів матриці Джонса в системі



Рисунок 2.9 – Блок-схема методу вимірювання розподілів фазових кутів елементів матриці Джонса в системі

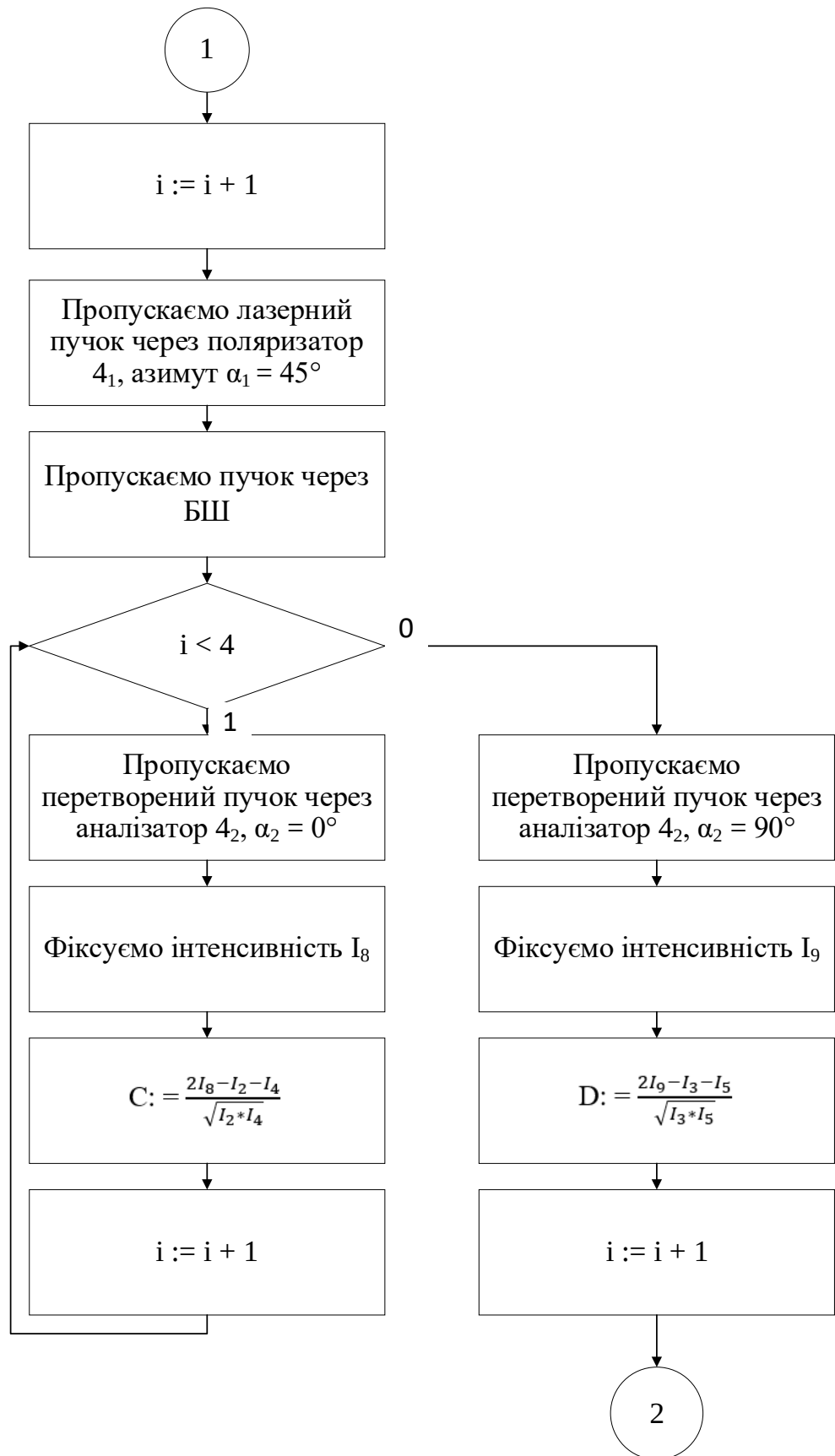


Рисунок 2.9 – Продовження

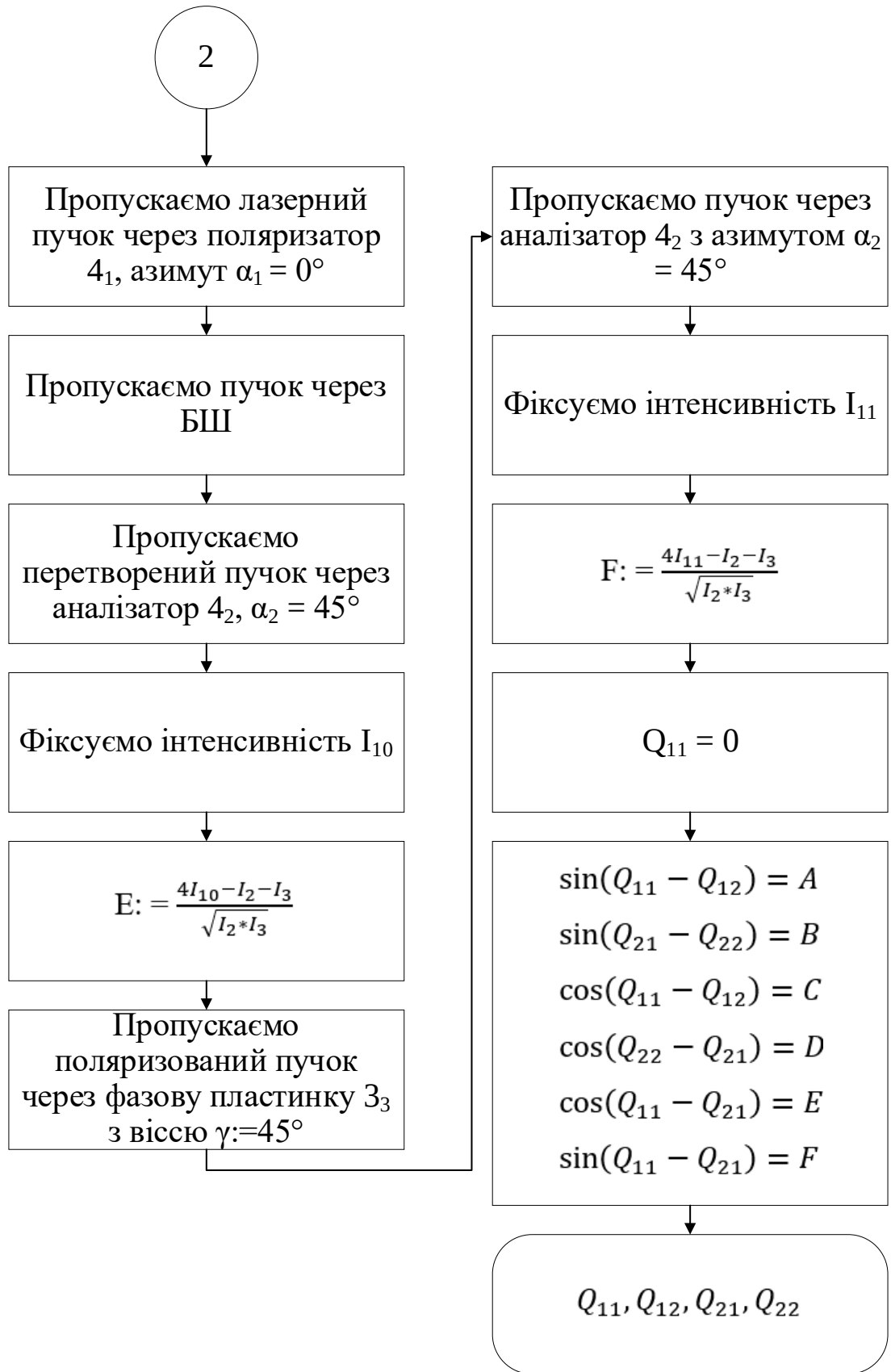


Рисунок 2.9 - Продовження

В схемі аналізу на рисунку 2.10, яка реалізується комп'ютерними обчисленнями, вхідними даними є виміряні розподіли поляризаційних інтенсивностей $I_1 - I_{11}$ зображень, отримані за алгоритмами наведеними на рисунку 2.8 та рисунку 2.9. У блоці визначення мап амплітуд елементів матриці Джонса реалізують програмно обчислення за формулами (2.7)-(2.10) і отримують значення $R_{11}, R_{12}, R_{21}, R_{22}$. У блоці визначення фазових кутів елементів матриці Джонса реалізують програмно обчислення за формулами (2.11)-(2.17) і отримують значення $\theta_{11}, \theta_{12}, \theta_{21}, \theta_{22}$.

Блок статистичного аналізу реалізує програмно обчислення статистичних моментів тих розподілів, які виміряні, за формулами (2.18)-(2.21). В блоці кореляційного аналізу обчислюють автокореляційну функцію від вимірних розподілів за формулою (2.22). В блоці статистичного аналізу автокореляційного розподілу параметрів обчислюємо середнє, дисперсію, асиметрію та ексцес від АКФ вимірних амплітуд та фазових кутів матриці Джонса БТ за формулами (2.23)-(2.26).

Отже, результатом, отриманим в модулі аналізу, є вектор ознак $SignV = [M, D, A, E, L, S, P, Q]$, на основі якого й мають далі здійснюватись класифікація зразків біологічних шарів та фактично реалізовуватись підтримка прийняття рішення. Для цього в структурі блоку комплексного аналізу вимірних елементів матриці Джонса в системі є блок перетворення знань та формування рішень на основі правил, що засновано на принципах нечіткої логіки.

Відомо, що базу знань накопичено в процесі проведення експериментальних вимірювань при безпосередній участі експертів. Також необхідно обрати обраний тип апроксимації функції належності у відповідному блоці. База даних підготовлюється з урахуванням її подання з використанням термів, наприклад, від низького — до високого, з п'ятьма градаціями: високий, вище середнього, середній, нижче середнього, низький.

Важливу роль відіграє синтез вирішальних правил, що формуються блоком бази «нечітких» правил. В результаті за цими правилами обчислюють функції належності зразку біологічного шару, що досліджується, до відповідного класу «норма», «патологія». Чим більше значення отриманої функції належності до певного класу, тим вірогідніше прийняття рішення про віднесення до цього класу.

Таким чином, на основі схеми системи на рисунку 2.7 та особливостей її блоку, що на рисунку 2.10, маємо удосконалений метод вимірювання та аналізу елементів його матриці Джонса, який застосовують для медичної діагностики біологічних шарів (рисунок 2.11, додаток В.5).

1. Вставляємо зразок біологічного шару в спеціальну конструкцію на лабораторному столі 5.
2. Вмикаємо лазер на довжині хвилі 632 нм.
3. Вимірюємо розподіли амплітуд елементів матриці Джонса $R_{11}, R_{12}, R_{21}, R_{22}$ у вигляді напівтонових зображень у відповідності до методики, наведеної в алгоритмі на рисунку 2.8.
4. Вимірюємо розподіли фазових кутів елементів матриці Джонса $\theta_{11}, \theta_{12}, \theta_{21}, \theta_{22}$ у вигляді напівтонових зображень у відповідності до методики, наведеної в алгоритмі на рисунку 2.9.
5. Обираємо той двовимірний розподіл $K(X, Y)$ із амплітуд та фазових кутів, які виміряні, за яким далі проводитимемо діагностику

$$K(X, Y) \in \{R_{11}, R_{12}, R_{21}, R_{22}, \theta_{11}, \theta_{12}, \theta_{21}, \theta_{22}\}. \quad (2.28)$$

6. Обчислюємо статистичні моменти, з першого по четвертий, для обраного розподілу параметру $K(X, Y)$, отримуємо значення M, D, A, E за формулами (2.18)-(2.21).
7. Визначаємо автокореляційну функцію $AK(K(X, Y))$ обраного розподілу параметру $K(X, Y)$.



Рисунок 2.11 – Блок-схема алгоритму діагностики біологічних шарів за їх Джонс-матричним картографуванням

8. Обчислюємо кореляційні моменти, з першого по четвертий, для автокореляційної функції, отримуємо значення L, S, P, Q за формулами (2.23)-(2.25).
9. Формуємо вектор $SignV$ із 8 ознак у вигляді (2.27), який складається із чотирьох статистичних моментів та чотирьох кореляційних моментів розподілу параметру $K(X, Y)$. При подальшому дослідженні на інформативність кожного параметра вектора $SignV$ залишаємо лише ті параметри, які є найбільш чутливими до змін оптико-анізотропних характеристик досліджуваного БШ.
10. Застосовуємо вирішальні правила, отримані на основі нечіткої логіки, для прийняття рішення про віднесення досліджуваного БШ до класів «діагноз1», «діагноз 2», на основі оцінок аналізу максимального значення функції належності $\max(\mu_{SignV}^{діагноз1}, \mu_{SignV}^{діагноз2})$:
 якщо $\mu_{SignV}^{діагноз1} > \mu_{SignV}^{діагноз2}$, то прийняте рішення – «діагноз 1» (2.29);
 якщо інакше, то прийняте рішення – «діагноз 2».

2.5 Висновки до розділу 2

В результаті аналізу результатів комп'ютерного Джонс-матричного моделювання біологічних тканин встановлено чутливість розподілів дійсної та уявної частин елементів матриці Джонса до зміни орієнтаційно-фазової структури тканинних зразків, обумовлених різним природним походженням та фізіологічними станами.

Удосконалено метод діагностики БШ на основі інтелектуалізованого аналізу вимірних розподілів амплітуд та фазових зсувів елементів вимірної матриці Джонса БШ.

Розроблено архітектуру ІВС на основі удосконаленого методу.

3 АСПЕКТИ РЕАЛІЗАЦІЇ РОЗРОБЛЕНОЇ ІНФОРМАЦІЙНО-ВІМІРЮВАЛЬНОЇ СИСТЕМИ

3.1 Основні оптичні блоки та вузли для ІВС для Джонс-матричної лазерної мікроскопії біологічних шарів

Для експериментальної реалізації структурної схеми ІВС для Джонс-матричної лазерної мікроскопії біологічних шарів з інтелектуальним аналізом даних, наведеної на рисунку 2.7 було використано лабораторний макет системи багатопараметричної лазерної поляриметрії. Зображений на рисунку 3.1 лабораторний макет був розроблений в 2016-2018 роках на кафедрі лазерної техніки ВНТУ та потім удосконалювався під час виконання науково-дослідних робіт. Зараз він знаходиться на кафедрі біомедичної інженерії та оптико-електронних систем ВНТУ.

Основні оптичні блоки та вузли системи на рисунку 3.1 та їх зв'язки оптичні чи електричні залишаються незмінними при реалізації роботи на ній ІВС для Джонс-матричної лазерної мікроскопії біологічних шарів.

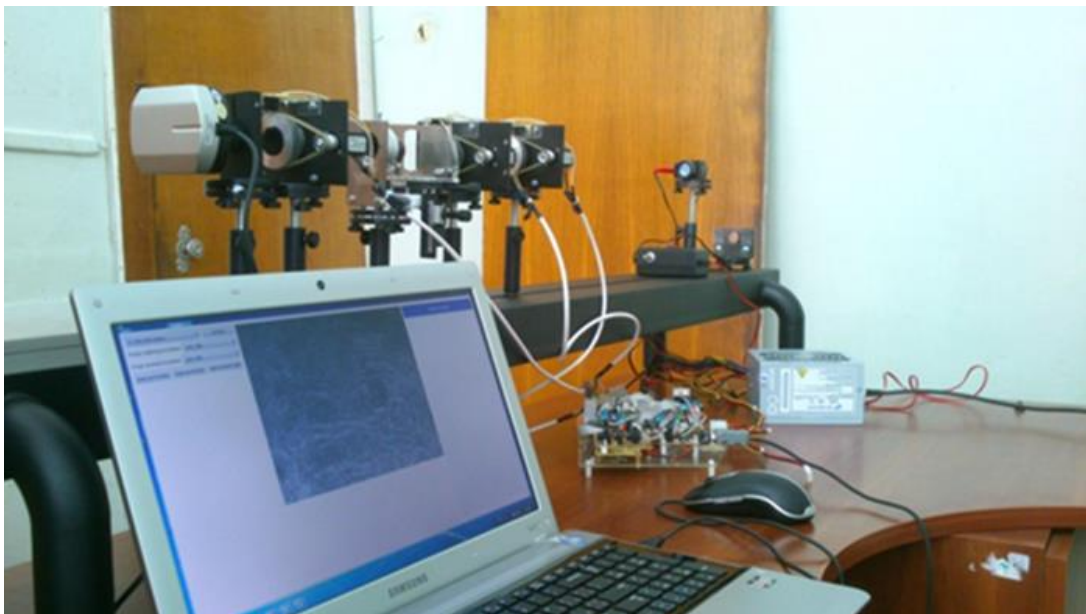


Рисунок 3.1 – Лабораторний макет системи багатопараметричної лазерної поляриметрії [30]

Змінюватись будуть лише алгоритми апаратно орієнтованих обчислень, оскільки раніше в системі були обраховані лише дійсні елементи матриці Джонса та їх статистичний аналіз [31]. За їх допомогою було досліджено патології молочних залоз при досягненні високої достовірності діагностики.

Розглянемо реалізацію основних елементів поляризаційної оптики, що застосовуються в системі. Напівпровідниковий лазер на довжині хвилі 632 нм, що був застосований, показано на рисунку 3.2. Характеристики лазера : лазерний слабко поляризований пучок діаметром 1000 мкм при потужності 5mW.



Рисунок 3.2 - Лазерний модуль HLDPM12-632 з довжиною хвилі 632 нм

Поляризатор та аналізатор ($4_1, 4_2$) в схемі ІВС реалізовано за допомогою поляризаційних фільтрів HRT CIR-PL UV – HOYA 52 мм [30] . Їх робочий спектральний діапазон довжин хвиль 632-450 нм. Лінійність поляризаційних лінійних фільтрів 98,5% (рис.3.3, а).



а)



б)

Рисунок 3.3 - Елементи поляризаційної оптики в ІВС : а) поляризаційний фільтр; б) чвертьхвильові фазові пластинки

Для реалізації фазових чвертьхвильових пластинок $3_1 - 3_3$ (рис. 3.3, б) використовують пластинки АРАW[30]. Це ахроматичні пластинки нульового порядку. Дві пластинки з діаметром 25 мм і одна з діаметром 20 мм.

Об'єктив Nikon CFI 60 Achromat (4x) N.A. 0.1, W.D. 30 mm реалізує в схемі ІВС функцію мікрооб'єктива 6. Його характеристики: діаметр 30 мм при коефіцієнті масштабування – збільшення в 4 рази, числова апертура 0.1 [30].

Камера BW13 SCIENCLAB 1.3MPix (рисунок 3.4) в ІВС виконує роль камери 7. Вона чорно-біла. Має 1280x960 пікселів роздільну здатність. Виготовлена за технологією CMOS. Камера має влаштований перетворювач аналогового сигналу в бінарний код.



Рисунок 3.4 – Цифрова камера BW13 SCIENCLAB 1.3MPix

Лабораторний стіл 5 виконаний в горизонтальному розташуванні досліджуваного зразка. Для реалізації блоку керування 9 взято 8-бітний AVR мікроконтролер ATmega 16 (рисунок 3.5). Використано також драйвери крокових двигунів L298N. Зовнішній вигляд конструкції фазової пластики і крокового двигуна показано на рисунку 3.6.

Проте основна увага далі має бути приділена модернізації саме програмного забезпечення для аналізу вимірюваних амплітуд та фазових кутів матриць Джонса досліджуваного зрізу тканини.

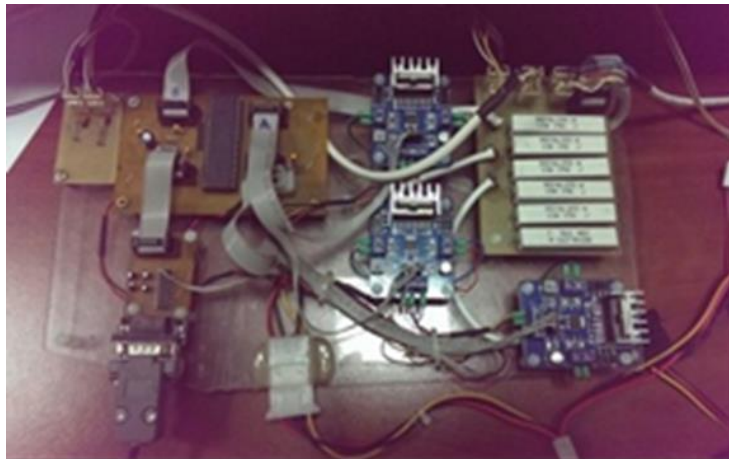


Рисунок 3.5 - AVR мікроконтролер ATmega 16 для блоку керування ІВС

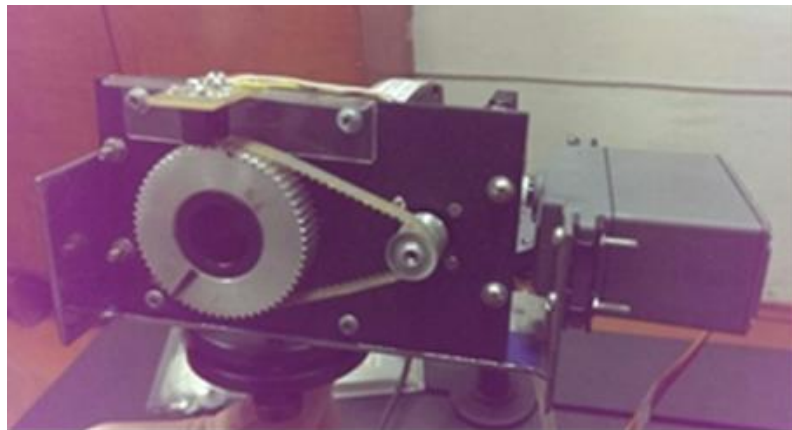


Рисунок 3.6 – Зовнішній вигляд конструкції фазової пластики і крокового двигуна

До поставлених задач в даній магістерській роботі не входило програмування мікроконтролера.

3.2 Архітектура програмного забезпечення для блоку аналізу та підтримки прийняття рішення

Програмне забезпечення блоку обробки та аналізу поляризаційних зображень розроблено з використанням об'єктно-орієнтованого підходу. Тому на рисунку 3.7 покажемо UML-діаграма класів блоків формування та аналізу вимірних амплітудних та фазових розподілів елементів матриці Джонса.

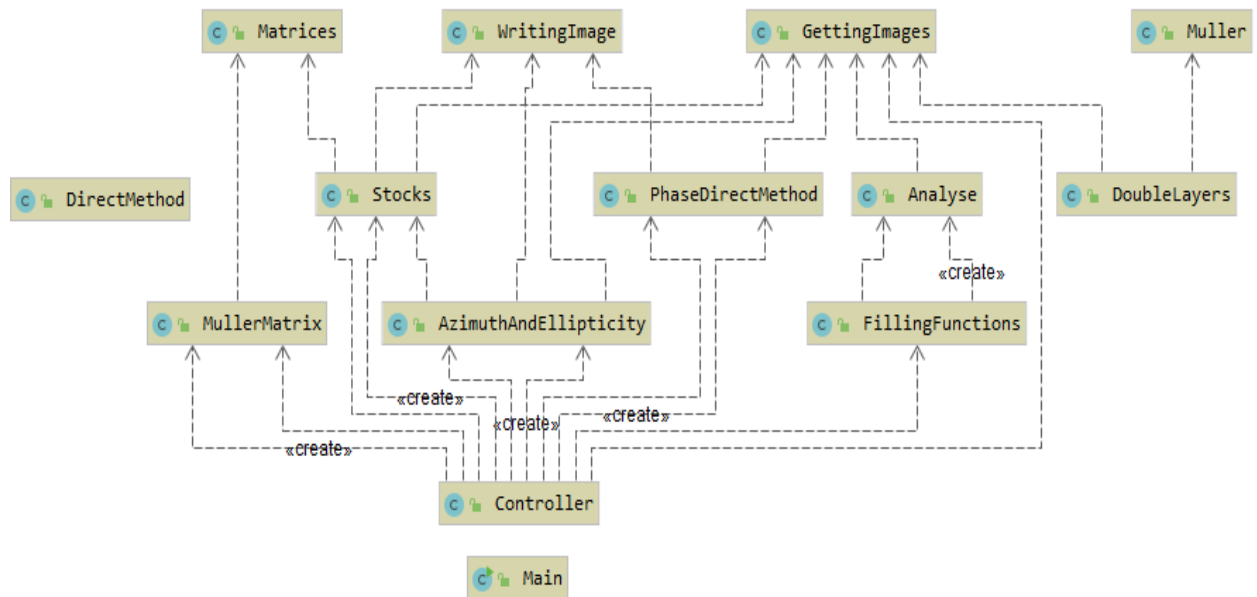


Рисунок 3.7 - UML-діаграма класів блоків формування та аналізу вимірних амплітудних та фазових розподілів елементів матриці Джонса

Клас, в який додатково додавались методи, це клас MullerMatrix (додавалось формування розподілів амплітуд та фазових кутів елементів матриці Джонса) та клас аналізу Analyse, в який додавались нечіткі моделі підтримки прийняття рішення (ППР).

3.3 Результати статистично-кореляційного аналізу експериментально вимірних Джонс-матричних елементів паренхіматозних БТ

3.3.1 Аналіз Джонс-матричних «орієнтаційних» зображень R_{11} стінки товстої кишки для станів «норма» та «сепсис»

Зважаючи на актуальність своєчасного виявлення захворювань кишківника на ранніх стадіях з високою достовірністю, було поставлено завдання протестувати роботу ІВС для діагностики стінок товстої та тонкої кишки за допомогою удосконаленого методу. Це так звані паренхіматозні

біологічні тканини, які добре досліджуються за допомогою методів лазерної поляриметрії.

З цією метою лікарем-онкологом приватного центру м. Вінниці було надано підготовлену базу гістологічних зрізів товстої та тонкої кишки для станів норми та сепсису.

Всього було надано 25 зразків для стану норма товстої кишки (група 1) і 25 зразків для стану сепсис (запалення) товстої кишки (група 2). Зразки є оптично тонкими, геометрична товщина до 10 мкм. Вони є нативними, без фарбування і без парафінізації.

В таблиці 3.1 подано обчислені характеристики середнього значення і стандартного відхилення оцінок розподілів Джонс-матричних «орієнтаційних» зображень R_{11} стінки товстої кишки. Зразки готувались як заморожені гістологічні зрізи при використанні мікротома.

Таблиця 3.1 – Середнє і стандартне відхилення оцінок розподілів Джонс-матричних «орієнтаційних» зображень R_{11} стінки товстої кишки

Характеристики	$R_{11}(X, Y)$ для норми	$R_{11}(X, Y)$ для сепсису
Середнє M	$0,32 \pm 0,022$	$0,24 \pm 0,007$
Дисперсія D	$0,37 \pm 0,015$	$0,45 \pm 0,03$
Асиметрія A	$13,7 \pm 1,04$	$6,90 \pm 0,45$
Ексцес E	$15,4 \pm 1,17$	$44,4 \pm 4,31$
Перший кореляційний момент L	$0,14 \pm 0,007$	$0,091 \pm 0,009$
Другий кореляційний момент S	$0,09 \pm 0,009$	$0,13 \pm 0,008$
Третій кореляційний момент P	$12,7 \pm 1,16$	$10,31 \pm 0,87$
Четвертий кореляційний момент Q	$14,9 \pm 1,04$	$13,87 \pm 1,076$

Всі зразки в групах «норма» та «сепсис» (всього 50 зразків) тканини стінок товстого кишечника було досліджено в ІВС, що розроблена в даній роботі. Після обчислення всіх восьми характеристик (чотирьох статистичних моментів та чотирьох кореляційних моментів) для кожного зразка було проведено їх статистичне усереднення в межах відповідних груп. Тому в таблиці 3.1 та наступних подібних таблицях вказано оцінки характеристик у вигляді: $F \pm \sigma$, де F – середнє значення (математичне сподівання), σ – середнє квадратичне відхилення.

3.3.2 Аналіз Джонс-матричних «орієнтаційних» зображень R_{11} стінки тонкої кишки для станів «норма» та «сепсис»

Всього було надано 25 зразків для стану норма тонкої кишки (група 1) і 25 зразків для стану сепсис тонкої кишки (група 2).

В таблиці 3.2 подано характеристики обчислені середнього значення і стандартного відхилення оцінок розподілів Джонс-матричних «орієнтаційних» зображень R_{11} стінки тонкої кишки.

Таблиця 3.2 – Середнє і стандартне відхилення оцінок розподілів Джонс-матричних «орієнтаційних» зображень R_{11} стінки тонкої кишки

Характеристики	R_{11} для норми	R_{11} для сепсису
Середнє M	$0,22 \pm 0,008$	$0,25 \pm 0,022$
Дисперсія D	$0,31 \pm 0,023$	$0,22 \pm 0,018$
Асиметрія A	$3,74 \pm 0,24$	$1,89 \pm 0,19$
Ексцес E	$1,94 \pm 0,17$	$3,78 \pm 0,31$
Перший кореляційний момент L	$0,02 \pm 0,003$	$0,21 \pm 0,024$
Другий кореляційний момент S	$0,17 \pm 0,020$	$0,03 \pm 0,027$
Третій кореляційний момент P	$1,26 \pm 0,016$	$1,31 \pm 0,14$
Четвертий кореляційний момент Q	$0,9 \pm 0,09$	$0,87 \pm 0,076$

3.3.3 Аналіз фазових кутів $\Delta\theta_{11}$ Джонс-матричних зображень стінки товстої кишки для станів «норма» та «сепсис»

В даній роботі було введено можливість вимірювання та аналізу розподілів фазових кутів елементів матриці Джонса БТ, це доповнило можливості самої системи та діагностики біологічних шарів.

Всього було надано 25 зразків для стану норма товстої кишки (група 1) і 25 зразків для стану сепсис товстої кишки (група 2).

В таблиці 3.3 подано обчислені характеристики середнього значення і стандартного відхилення оцінок розподілів фазових кутів $\Delta\theta_{11}$ Джонс-матричних «орієнтаційних» зображень R_{11} стінки товстої кишки.

Таблиця 3.3 – Середнє і стандартне відхилення оцінок розподілів фазових кутів $\Delta\theta_{11}$ Джонс-матричних «орієнтаційних» зображень R_{11} стінки товстої кишки

Характеристики	$\theta_{11}(X,Y)$ для норми	$\theta_{11}(X,Y)$ для сепсису
Середнє M	$0,14 \pm 0,012$	$0,18 \pm 0,019$
Дисперсія D	$0,75 \pm 0,08$	$0,52 \pm 0,062$
Асиметрія A	$0,56 \pm 0,07$	$1,05 \pm 0,95$
Ексцес E	$0,85 \pm 0,09$	$3,69 \pm 0,38$
Перший кореляційний момент L	$0,08 \pm 0,007$	$0,06 \pm 0,004$
Другий кореляційний момент S	$0,14 \pm 0,021$	$0,36 \pm 0,038$
Третій кореляційний момент P	$3,74 \pm 0,25$	$1,91 \pm 0,85$
Четвертий кореляційний момент Q	$1,84 \pm 0,086$	$3,87 \pm 0,077$

3.3.4 Аналіз фазових кутів $\Delta\theta_{11}$ Джонс-матричних зображень стінки тонкої кишки для станів «норма» та «сепсис»

Всього було надано 25 зразків для стану норма тонкої кишки (група 1) і 25 зразків для стану сепсис тонкої кишки (група 2).

В таблиці 3.4 подано обчислені характеристики середнього значення і стандартного відхилення оцінок розподілів фазових кутів $\Delta\theta_{11}$ Джонс-матричних «орієнтаційних» зображень R_{11} стінки тонкої кишки.

Таблиця 3.4 – Середнє і стандартне відхилення оцінок розподілів фазових кутів $\Delta\theta_{11}$ Джонс-матричних «орієнтаційних» зображень R_{11} стінки тонкої кишки

Характеристики	$\theta_{11}(X, Y)$ для норми	$\theta_{11}(X, Y)$ для сепсису
Середнє M	$0,18 \pm 0,09$	$0,15 \pm 0,007$
Дисперсія D	$0,24 \pm 0,03$	$0,35 \pm 0,052$
Асиметрія A	$0,24 \pm 0,03$	$1,89 \pm 0,195$
Ексцес E	$2,73 \pm 0,34$	$1,71 \pm 0,28$
Перший кореляційний момент L	$0,11 \pm 0,09$	$0,26 \pm 0,031$
Другий кореляційний момент S	$0,19 \pm 0,09$	$0,13 \pm 0,015$
Третій кореляційний момент P	$2,74 \pm 0,25$	$1,61 \pm 0,11$
Четвертий кореляційний момент Q	$2,84 \pm 0,023$	$2,85 \pm 0,018$

Одержані дані були використані для розробки більш чутливого методу Джонс-матричної діагностики ранніх септичних процесів в паренхіматозних тканинах. Для цього було виведено вирішальні правила прийняття рішення на основі принципів нечітких множин.

3.4 Виведення правил підтримки прийняття рішень на основі вектора ознак для діагностики сепсису товстої кишки в розробленій ІВС

Виводимо два правила по вектору ознак V параметру R_{11} на основі даних таблиці 3.1, спочатку визначивши інформативні ознаки, тобто такі, діапазони змінювання яких не перетинаються.

В таблиці 3.5 наведені діапазони ознак після введення нечітких термів для «орієнтаційних» зображень R_{11} стінки товстої кишки. База знань для них наведена в таблиці 3.6

Таблиця 3.5 Значення діапазонів змінювання ознак зображень стінки товстої кишки

Ознака	Н	НС	С	ВС	В
М	0.230 ÷ 0.244	0.244 ÷ 0.271	0.271 ÷ 0.299	0.299 ÷ 0.326	0.326 ÷ 0.340
D	0.350 ÷ 0.366	0.366 ÷ 0.399	0.399 ÷ 0.431	0.431 ÷ 0.464	0.464 ÷ 0.480
A	6.450 ÷ 7.486	7.486 ÷ 9.559	9.559 ÷ 11.631	11.631 ÷ 13.704	13.704 ÷ 14.740
E	14.230 ÷ 18.540	18.540 ÷ 27.160	27.160 ÷ 35.780	35.780 ÷ 44.400	44.400 ÷ 48.710
L	0.080 ÷ 0.089	0.089 ÷ 0.106	0.106 ÷ 0.124	0.124 ÷ 0.141	0.141 ÷ 0.150
S	0.080 ÷ 0.088	0.088 ÷ 0.103	0.103 ÷ 0.118	0.118 ÷ 0.133	0.133 ÷ 0.140
P	9.440 ÷ 9.993	9.993 ÷ 11.098	11.098 ÷ 12.203	12.203 ÷ 13.307	13.307 ÷ 13.860
Q	12.790 ÷ 13.184	13.184 ÷ 13.971	13.971 ÷ 14.759	14.759 ÷ 15.546	15.546 ÷ 15.940

Таблиця 3.6 – База знань із значеннями ознак V параметру R_{11} після застосування нечітких термів для станів «норма» та «сепсис товстої кишки»

Діагноз	М	D	A	E	L	S
Норма	С ВС В	Н НС	ВС В	Н	ВС В	Н НС
Патологія	Н НС	С ВС В	Н	ВС В	Н НС	ВС В

На основі вектора ознак та бази даних формуємо:

- вирішальне правило на основі обчислення функції належності до класу «здоровий» у вигляді:

$$\begin{aligned}
 \mu_{R11}^{здоров}(\{V\}) = & [\mu^C(M) \wedge \mu^H(D) \wedge \mu^{BC}(A) \wedge \mu^H(E) \wedge \mu^{BC}(L) \wedge \mu^H(S)] \\
 & \vee [\mu^{BC}(M) \wedge \mu^{HC}(D) \wedge \mu^B(A) \wedge \mu^H(E) \wedge \mu^B(L) \wedge \mu^{HC}(S)] \\
 & \vee [\mu^B(M) \wedge \mu^H(D) \wedge \mu^{BC}(A) \wedge \mu^H(E) \wedge \mu^{BC}(L) \wedge \mu^H(S)] \\
 & \vee [\mu^B(M) \wedge \mu^{HC}(D) \wedge \mu^B(A) \wedge \mu^H(E) \wedge \mu^B(L) \wedge \mu^{HC}(S)],
 \end{aligned} \tag{3.1}$$

- вирішальне правило на основі обчислення функції належності до класу «сепсис товстої кишки» у вигляді:

$$\begin{aligned}
 \mu_{R11}^{сепсис}(\{V\}) = & [\mu^H(M) \wedge \mu^C(D) \wedge \mu^H(A) \wedge \mu^{BC}(E) \wedge \mu^H(L) \wedge \mu^{BC}(S)] \\
 & \vee [\mu^{HC}(M) \wedge \mu^{BC}(D) \wedge \mu^H(A) \wedge \mu^B(E) \wedge \mu^{HC}(L) \wedge \mu^B(S)] \\
 & \vee [\mu^H(M) \wedge \mu^B(D) \wedge \mu^H(A) \wedge \mu^{BC}(E) \wedge \mu^H(L) \wedge \mu^B(S)] \\
 & \vee [\mu^{HC}(M) \wedge \mu^C(D) \wedge \mu^H(A) \wedge \mu^B(E) \wedge \mu^{HC}(L) \wedge \mu^{BC}(S)].
 \end{aligned} \tag{3.2}$$

В формулах $\mu^i, i \in \{H, HC, C, BC, S\}$ - функція належності відповідним термам, яка може бути визначена, наприклад, на основі графічної залежності, поданої на рисунку 3.8.

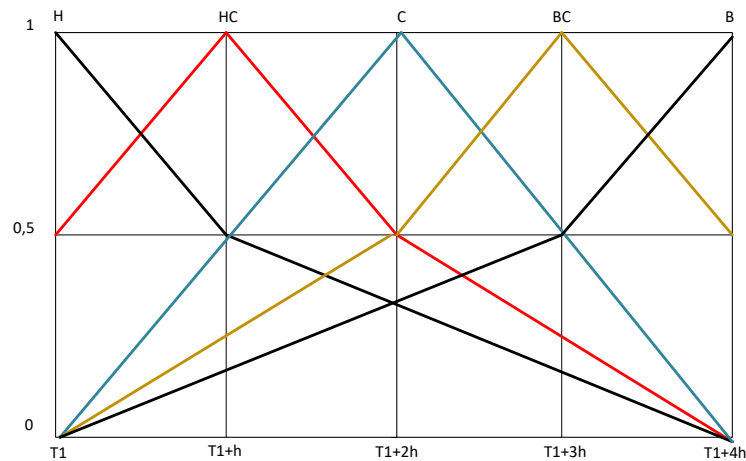


Рисунок 3.8 – Графік функції μ^i на відрізках змінювання термів [26]

Діагноз буде визначатись, коли буде визначено більше значення функції із двох можливих $\mu_{R11}^{здор}(\{V\}); \mu_{R11}^{сепсис}(\{V\})$.

Якщо $\mu_{R11}^{здор}(\{V\}) > \mu_{R11}^{сепсис}(\{V\})$, то рекомендоване рішення лікаря за аналізом амплітуди R_{11} матриці Джонса : «здорова особа», в протилежному випадку – «сепсис товстої кишки».

Далі виводимо два правила по вектору ознак V параметру θ_{11} на основі даних таблиці 3.3, спочатку визначивши інформативні ознаки, тобто такі , діапазони змінювання яких не перетинаються.

В таблиці 3.7 наведені діапазони ознак після введення нечітких термів для фазових кутів $\Delta\theta_{11}$ Джонс-матричних «орієнтаційних» зображень R_{11} стінки товстої кишки. База знань для них наведена в таблиці 3.8.

Таблиця 3.7 Значення діапазонів змінювання ознак фазових кутів зображень стінки товстої кишки

Ознака	Н	НС	С	ВС	В
М	0.128 ÷ 0.137	0.137 ÷ 0.155	0.155 ÷ 0.172	0.172 ÷ 0.190	0.190 ÷ 0.199
D	0.458 ÷ 0.505	0.505 ÷ 0.598	0.598 ÷ 0.691	0.691 ÷ 0.783	0.783 ÷ 0.830
A	0.100 ÷ 0.338	0.338 ÷ 0.812	0.812 ÷ 1.288	1.288 ÷ 1.762	1.762 ÷ 2.000
E	0.760 ÷ 1.174	1.174 ÷ 2.001	2.001 ÷ 2.829	2.829 ÷ 3.656	3.656 ÷ 4.070
L	0.056 ÷ 0.060	0.060 ÷ 0.068	0.068 ÷ 0.075	0.075 ÷ 0.083	0.083 ÷ 0.087
S	0.119 ÷ 0.154	0.154 ÷ 0.224	0.224 ÷ 0.293	0.293 ÷ 0.363	0.363 ÷ 0.398
P	1.060 ÷ 1.426	1.426 ÷ 2.159	2.159 ÷ 2.891	2.891 ÷ 3.624	3.624 ÷ 3.990
Q	1.754 ÷ 2.028	2.028 ÷ 2.576	2.576 ÷ 3.125	3.125 ÷ 3.673	3.673 ÷ 3.947

Таблиця 3.8 – База знань із значеннями ознак V параметру θ_{11} після застосування нечітких термів для станів «норма» та «сепсис товстої кишки»

Діагноз	M	D	E	L	S	P	Q
Норма	H HC	C BC B	H	C BC B	H HC	BC B	H
Патологія	C BC B	H HC	BC B	H HC	BC B	H HC C	C

На основі вектора ознак та бази даних формуємо за аналізом $\Delta\theta_{11}$:

- вирішальне правило за аналізом $\Delta\theta_{11}$ на основі обчислення функції належності до класу «здоровий» у вигляді:

-

$$\begin{aligned}
 \mu_{\theta_{11}}^{\text{здор}}(\{V\}) = & [\mu^H(M) \wedge \mu^C(D) \wedge \mu^H(E) \wedge \mu^C(L) \wedge \mu^H(S) \wedge \mu^{BC}(P) \wedge \mu^H(Q)] \\
 & \vee [\mu^{HC}(M) \wedge \mu^{BC}(D) \wedge \mu^H(E) \wedge \mu^{BC}(L) \wedge \mu^{HC}(S) \wedge \mu^B(P) \wedge \mu^H(Q)] \\
 & \vee [\mu^{HC}(M) \wedge \mu^B(D) \wedge \mu^H(E) \wedge \mu^B(L) \wedge \mu^H(S) \wedge \mu^{BC}(P) \wedge \mu^H(Q)] \\
 & \vee [\mu^H(M) \wedge \mu^{BC}(D) \wedge \mu^H(E) \wedge \mu^B(L) \wedge \mu^{HC}(S) \wedge \mu^B(P) \wedge \mu^H(Q)],
 \end{aligned} \tag{3.3}$$

- вирішальне правило за аналізом $\Delta\theta_{11}$ на основі обчислення функції належності до класу «сепсис товстої кишки» у вигляді:

-

$$\begin{aligned}
 \mu_{\theta_{11}}^{\text{сепсис}}(\{V\}) = & [\mu^C(M) \wedge \mu^H(D) \wedge \mu^{BC}(E) \wedge \mu^H(L) \wedge \mu^{BC}(S) \wedge \mu^H(P) \wedge \mu^C(Q)] \\
 & \vee [\mu^{BC}(M) \wedge \mu^{HC}(D) \wedge \mu^B(E) \wedge \mu^{HC}(L) \wedge \mu^B(S) \wedge \mu^{HC}(P) \wedge \mu^C(Q)] \\
 & \vee [\mu^B(M) \wedge \mu^H(D) \wedge \mu^{BC}(E) \wedge \mu^H(L) \wedge \mu^{BC}(S) \wedge \mu^C(P) \wedge \mu^C(Q)] \\
 & \vee [\mu^C(M) \wedge \mu^H(D) \wedge \mu^B(E) \wedge \mu^{HC}(L) \wedge \mu^B(S) \wedge \mu^{HC}(P) \wedge \mu^C(Q)].
 \end{aligned} \tag{3.4}$$

Якщо $\mu_{\theta_{11}}^{\text{дор}}(\{V\}) > \mu_{\theta_{11}}^{\text{сепсис}}(\{V\})$, то рекомендоване рішення лікаря за аналізом кутів фази $\Delta\theta_{11}$ матриці Джонса : «здорова особа», в протилежному випадку – «сепсис товстої кишки».

3.5 Виведення правил підтримки прийняття рішень на основі вектора ознак для діагностики сепсису тонкої кишки в розробленій ІВС

Треба вивести 2 правила по вектору ознак V параметру R_{11} на основі даних таблиці 3.2, спочатку визначивши інформативні ознаки, тобто такі , діапазони змінювання яких не перетинаються.

В таблиці 3.9 наведені діапазони ознак після введення нечітких термів для «орієнтаційних» зображень R_{11} стінки тонкої кишки. База знань для них наведена в таблиці 3.10 .

Таблиця 3.9 Значення діапазонів змінювання ознак зображень стінки тонкої кишки

Ознака	Н	НС	С	ВС	В
М	0.212 ÷ 0.220	0.220 ÷ 0.235	0.235 ÷ 0.249	0.249 ÷ 0.265	0.265 ÷ 0.272
D	0.202 ÷ 0.218	0.218 ÷ 0.251	0.251 ÷ 0.284	0.284 ÷ 0.317	0.317 ÷ 0.333
A	1.700 ÷ 1.985	1.985 ÷ 2.555	2.555 ÷ 3.125	3.125 ÷ 3.695	3.695 ÷ 3.980
E	1.770 ÷ 2.060	2.060 ÷ 2.640	2.640 ÷ 3.220	3.220 ÷ 3.800	3.800 ÷ 4.090
L	0.017 ÷ 0.044	0.044 ÷ 0.098	0.098 ÷ 0.153	0.153 ÷ 0.207	0.207 ÷ 0.234
S	0.003 ÷ 0.026	0.026 ÷ 0.073	0.073 ÷ 0.120	0.120 ÷ 0.167	0.167 ÷ 0.190
P	1.170 ÷ 1.205	1.205 ÷ 1.275	1.275 ÷ 1.345	1.345 ÷ 1.415	1.415 ÷ 1.450
Q	0.794 ÷ 0.819	0.819 ÷ 0.868	0.868 ÷ 0.916	0.916 ÷ 0.966	0.966 ÷ 0.990

Таблиця 3.10 – База знань із значеннями ознак V параметру R_{11} після застосування нечітких термів для станів «норма» та «сепсис тонкої кишки»

Діагноз	D	A	E	L	S
Норма	BC B	BC B	H HC	H	BC B
Патологія	H HC	H HC	BC B	BC B	H HC

На основі вектора ознак та бази даних формуємо для діагностики сепсису тонкої кишки за аналізом амплітуди R_{11} :

- вирішальне правило на основі обчислення функції належності до класу «здоровий» у вигляді:

-

$$\begin{aligned}
 \eta_{R11}^{здop}(\{V\}) = & [\mu^{BC}(D) \wedge \mu^{BC}(A) \wedge \mu^H \notin \wedge \mu^H(L) \wedge \mu^{BC}(S)] \\
 & \vee [\mu^{BC}(D) \wedge \mu^{BC}(A) \wedge \mu^{HC} \notin \wedge \mu^H(L) \wedge \mu^{BC}(S)] \\
 & \vee [\mu^{BC}(D) \wedge \mu^B(A) \wedge \mu^H \notin \wedge \mu^H(L) \wedge \mu^B(S)] \\
 & \vee [\mu^{BC}(D) \wedge \mu^B(A) \wedge \mu^{HC} \notin \wedge \mu^H(L) \wedge \mu^B(S)] \\
 & \vee [\mu^B(D) \wedge \mu^{BC}(A) \wedge \mu^H(E) \wedge \mu^H(L) \wedge \mu^{BC}(S)] \\
 & \vee [\mu^B(D) \wedge \mu^B(A) \wedge \mu^{HC}(E) \wedge \mu^H(L) \wedge \mu^B(S)],
 \end{aligned} \tag{3.5}$$

- вирішальне правило на основі обчислення функції належності до класу «сепсис тонкої кишки» у вигляді:

-

$$\begin{aligned}
 \eta_{R11}^{сепсис}(\{V\}) = & [\mu^H(D) \wedge \mu^H(A) \wedge \mu^{BC} \notin \wedge \mu^{BC}(L) \wedge \mu^H(S)] \\
 & \vee [\mu^H(D) \wedge \mu^{HC}(A) \wedge \mu^{BC} \notin \wedge \mu^B(L) \wedge \mu^{HC}(S)] \\
 & \vee [\mu^{HC}(D) \wedge \mu^H(A) \wedge \mu^B \notin \wedge \mu^{BC}(L) \wedge \mu^H(S)] \\
 & \vee [\mu^{HC}(D) \wedge \mu^{HC}(A) \wedge \mu^B(E) \wedge \mu^B(L) \wedge \mu^{HC}(S)].
 \end{aligned} \tag{3.6}$$

Якщо $\eta_{R11}^{здop}(\{V\}) > \eta_{R11}^{сепсис}(\{V\})$, то рекомендоване рішення лікаря за аналізом амплітуди R_{11} матриці Джонса : «здорова особа», в протилежному випадку – «сепсис тонкої кишки».

Далі виводимо 2 правила по вектору ознак V параметру θ_{11} на основі даних таблиці 3.4, спочатку визначивши інформативні ознаки, тобто такі, діапазони змінювання яких не перетинаються.

В таблиці 3.11 наведені діапазони ознак після введення нечітких термів для фазових кутів $\Delta\theta_{11}$ Джонс-матричних «орієнтаційних» зображень R_{11} стінки тонкої кишки. База знань для них наведена в таблиці 3.12.

Таблиця 3.11 Значення діапазонів змінювання ознак фазових кутів зображень стінки тонкої кишки

Ознака	H	HC	C	BC	B
M	0.090 ÷ 0.113	0.113 ÷ 0.158	0.158 ÷ 0.203	0.203 ÷ 0.248	0.248 ÷ 0.270
D	0.210 ÷ 0.234	0.234 ÷ 0.282	0.282 ÷ 0.330	0.330 ÷ 0.378	0.378 ÷ 0.402
A	0.210 ÷ 0.444	0.444 ÷ 0.913	0.913 ÷ 1.382	1.382 ÷ 1.851	1.851 ÷ 2.085
E	1.430 ÷ 1.635	1.635 ÷ 2.045	2.045 ÷ 2.455	2.455 ÷ 2.865	2.865 ÷ 3.070
L	0.020 ÷ 0.054	0.054 ÷ 0.122	0.122 ÷ 0.189	0.189 ÷ 0.257	0.257 ÷ 0.291
S	0.100 ÷ 0.123	0.123 ÷ 0.168	0.168 ÷ 0.213	0.213 ÷ 0.258	0.258 ÷ 0.280
P	1.500 ÷ 1.686	1.686 ÷ 2.059	2.059 ÷ 2.431	2.431 ÷ 2.804	2.804 ÷ 2.990
Q	2.817 ÷ 2.823	2.823 ÷ 2.836	2.836 ÷ 2.849	2.849 ÷ 2.862	2.862 ÷ 2.868

Таблиця 3.12 – База знань із значеннями ознак V параметру θ_{11} після застосування нечітких термів для станів «норма» та «сепсис тонкої кишки»

Діагноз	D	A	E	P
Норма	H HC	H	C BC B	BC B
Патологія	C BC B	BC B	H HC	H HC

На основі вектора ознак та бази даних формуємо для діагностики сепсису тонкої кишки за аналізом фазових кутів θ_{11} :

- вирішальне правило на основі обчислення функції належності до класу «здоровий» у вигляді;
-

$$- \eta_{\theta_{11}}^{\text{здor}}(\{V\}) = \mu^H(D) \wedge \mu^H(A) \wedge \mu^C \in \mu^{BC}(P)]$$

$$\begin{aligned}
& \vee [\mu^H(D) \wedge \mu^H(A) \wedge \mu^{BC}E \wedge \mu^{BC}(P)] \\
& \vee [\mu^H(D) \wedge \mu^H(A) \wedge \mu^B E \wedge \mu^{BC}(P)] \\
& \vee [\mu^{HC}(D) \wedge \mu^H(A) \wedge \mu^C E \wedge \mu^B(P)] \\
& \vee [\mu^{HC}(D) \wedge \mu^H(A) \wedge \mu^{BC}(E) \wedge \mu^B(P)] \\
& \vee [\mu^{HC}(D) \wedge \mu^H(A) \wedge \mu^B(E) \wedge \mu^B(P)],
\end{aligned} \tag{3.7}$$

- вирішальне правило на основі обчислення функції належності до класу «сепсис тонкої кишки» у вигляді:

-

$$\begin{aligned}
\eta_{\theta 11}^{сепсис}(\{V\}) &= [\mu^C(D) \wedge \mu^{BC}(A) \wedge \mu^H(E) \wedge \mu^H(P)] \\
&\vee [\mu^C(D) \wedge \mu^B(A) \wedge \mu^H(E) \wedge \mu^H(P)] \\
&\vee [\mu^{BC}(D) \wedge \mu^{BC}(A) \wedge \mu^{HC}(E) \wedge \mu^H(P)] \\
&\vee [\mu^{BC}(D) \wedge \mu^B(A) \wedge \mu^{HC}(E) \wedge \mu^{HC}(P)] \\
&\vee [\mu^B(D) \wedge \mu^{BC}(A) \wedge \mu^H(E) \wedge \mu^{HC}(P)] \\
&\vee [\mu^B(D) \wedge \mu^B(A) \wedge \mu^{HC}(E) \wedge \mu^{HC}(P)].
\end{aligned} \tag{3.8}$$

Якщо $\eta_{\theta 11}^{здор}(\{V\}) > \eta_{\theta 11}^{сепсис}(\{V\})$, то рекомендоване рішення лікаря за аналізом амплітуди R_{11} матриці Джонса : «здорова особа», в протилежному випадку – «сепсис тонкої кишки».

Програмна реалізація застосунку для прийняття рішення наведена в додатку Г , а на рисунку додатку В.6 наведено інтерфейс користувача.

Застосунок написаний з використанням .NET(C#), та React, використовується тр-рівнева архітектура. Основний фреймворк ASP.NET. Для зв'язку з базою даних використовується EntityFramework. В файлі [Program.cs](#)

виконується налаштування застосунку, підключення модулів та їх конфігурація.

Для спілкування з іншими веб-сервісами використовується RESTful [DiapasonsController.cs](#) на рівні застосунку. Обрахунки проводяться на рівні бізнес логіки в файлі [DiapasonService.cs](#).

База даних та рівень даних застосунку налаштовується в файлі [Context.cs](#).

Опис діапазону та таблиці діапазонів в базі даних в файлі [Diapason.cs](#). Для управління таблицею використовується [DiapasonsRepository.cs](#) на рівні даних. Значення ознак параметрів описується в [DiapasonGradeEnum.cs](#).

Для повернення та отримання відповідей на REST запити використовуються:

- [FullDiapasonModel.cs](#) містить основні дані про діапазони
- [DiapasonModel.cs](#) містить короткі дані про діапазони
- [DiapasonCrossingModel.cs](#) містить дані про перетин між діапазонами

Фронтенд частина виведення таблиць графіків в [InitialParameters.jsx](#). Як сервер бази даних використовую MSSQL Server. Для автоматичного створення бази даних та таблиці в rocket mager console потрібно виконати команду update-database. Для запуску фронтенд частини потрібно встановити nodejs, потім перейти в папку з застосунком в сонсолі та виконати npm i та npm run start.

3.6 Оцінювання точності вимірювань в ІВС

Для оцінювання точності вимірювань в розробленій ІВС скористаємось методикою [30] визначення різниці між відомими та виміряними за застосованим алгоритмом значеннями елементів матриці Джонса для тестового об'єкту. Очевидно, що будемо для кожного елементу матриці Джонса мати свій двовимірний розподіл похибок.

За тестовий об'єкт візьмемо лінійний поляризатор, який орієнтований під кутом 0° . Тоді його матриця Джонса задається у вигляді:

$$D = \begin{bmatrix} 1 & 0 \\ 0 & 0 \end{bmatrix}. \quad (3.9)$$

На рисунку 3.9 бачимо похибки вимірювань $Acc_{11}, Acc_{12}, Acc_{21}, Acc_{22}$ Джонс-матричних зображень $D_{11}, D_{12}, D_{21}, D_{22}$ та їх гістограми розподілу в межах роздільної здатності використаної камери $M \times N$ пікселей, отримані в системі, що розроблена в даній роботі.

Застосуємо теорію математичної статистики до отримання середнього значення $\overline{Acc_{ij}}$ похибок Джонс-матричних елементів лінійного поляризатора та їх дисперсії $\overline{\overline{Acc_{ij}}}$.

Подамо в таблиці 3.13 отримані результати.

Таблиця 3.13–Характеристики розподілів похибок вимірювання Джонс-матричних елементів лінійного поляризатора

Параметри	Acc_{11}	Acc_{12}	Acc_{21}	Acc_{22}
$\overline{Acc_{ij}}$	0.021	0.047	0.029	0.016
$\overline{\overline{Acc_{ij}}}$	0.0097	0.012	0.004	0.006

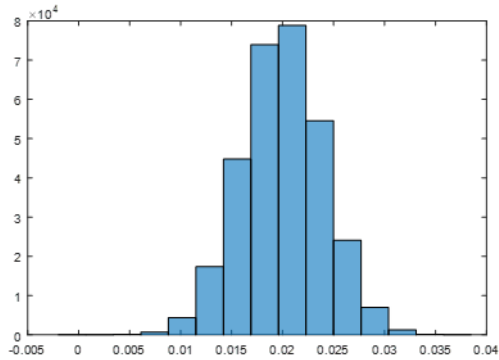
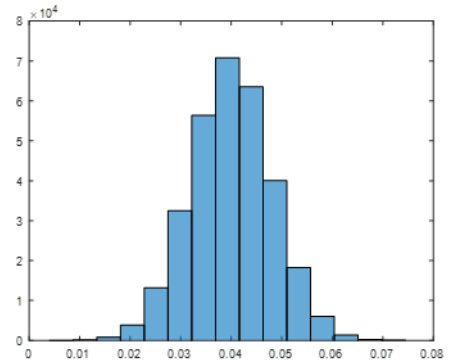
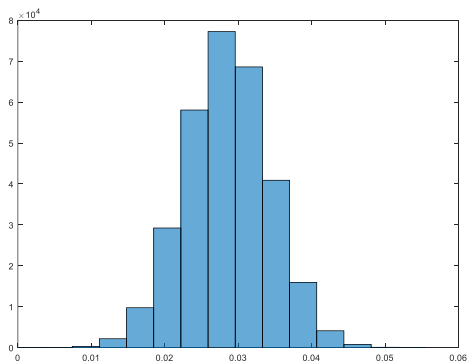
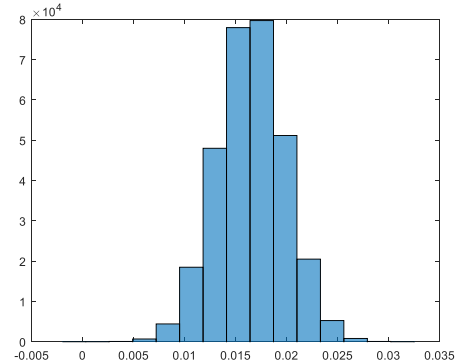
а) розподіл похибки Acc_{11} б) розподіл похибки Acc_{12} в) гістограма розподілу Acc_{11} г) гістограма розподілу Acc_{12} г) розподіл похибки Acc_{21} д) розподіл похибки Acc_{22} ж) гістограма розподілу Acc_{21} з) гістограма розподілу Acc_{22}

Рисунок 3.9 – Похибки вимірювань елементів матриці Джонса в ІВС

З аналізу таблиці 3.13 видно, що величина абсолютної похибки Джонс-матричних елементів лінійного поляризатора, виміряна в ІВС, знаходиться в діапазоні 0,03–0,089.

Відносна похибка вимірювань Джонс-матричних елементів лінійного поляризатора, виміряна в ІВС, знаходиться в діапазоні 3%-8,9%.

3.7 Оцінювання достовірності діагностики в ІВС

Достовірність методу медичної діагностики в розробленій ІВС будемо визначати для дослідження патології та норми стінок товстої та тонкої кишки.

При цьому людина, зразок гістологічного зрізу якої досліджують, може мати чи не мати певне захворювання. Результат тесту буде позитивним у випадку, якщо тест класифікує зразок як такий, що характеризує захворювання. Негативним буде результат тесту, при якому відсутнє захворювання у людини. Тоді є 4 можливих результати тестування:

- істинно позитивні результати (TN): хворі особи, правильно визначені як хворі;
- хибно позитивні результати (FN) : здорові особи, неправильно визначені як хворі;
- істинно негативні результати (TP): здорові особи, правильно визначені як здорові;
- хибно негативні результати (FN): хворі особи, неправильно визначені як здорові.

Відома методика передбачає, що достовірність діагностики визначають за метрикою, для якої розглядають відсоток правильно діагностованих зразків в тестовій вибірці до загального обсягу цієї вибірки.

Тоді в таблиці 3.14 представимо результати діагностики сепсису тканин тонкої та товстої кишки за методами, які розроблено в даній роботі.

Таблиця 3.14 - Достовірність діагностики сепсису товстої кишки за амплітудними та фазовими розподілами елементів матриці Джонса

Вимірюваний параметр	Результати тесту, зразків				Достовірність, %
	TP	FN	TN	FP	
При діагностиці товстої кишки					
За розподілами амплітуди елементу Джонса R_{11} в розробленій ІВС	21	4	21	4	84
За розподілами фазових $\Delta\theta_{11}$ кутів елементу Джонса в розробленій ІВС	21	4	22	3	86
При діагностиці тонкої кишки					
За розподілами амплітуди елементу Джонса R_{11} в розробленій ІВС	22	3	23	2	90
За розподілами фазових $\Delta\theta_{11}$ кутів елементу Джонса в розробленій ІВС	23	2	23	2	92
При діагностиці товстої та тонкої кишки					
За R_{11} в системі прототипі у ВНТУ	20	5	21	4	82%

Отже, для діагностики товстої кишки за удосконаленим методом, який розроблявся в даній роботі, очевидним є зростання достовірності діагностики сепсису у порівнянні із аналогом: за R_{11} на 2%, за $\Delta\theta_{11}$ на 4%.

Для діагностики тонкої кишки за удосконаленим методом, який розроблявся в даній роботі, очевидним є зростання достовірності діагностики сепсису у порівнянні із аналогом: за R_{11} на 8%, за $\Delta\theta_{11}$ на 10%.

Отримані результати демонструють досягнення високого рівня достовірності діагностики за рахунок розширених можливостей системи, що вимірює фазові кути, а також при застосуванні нечіткої логіки для виведення вирішальних правил прийняття рішення.

3.8 Висновки за розділом 3

Наведено реалізацію основних оптичних блоків та вузлів ІВС для Джонс-матричної лазерної мікроскопії біологічних шарів та архітектуру програмного забезпечення.

Проведено експериментальні вимірювання та аналіз Джонс-матричних елементів амплітуд та фазових кутів зрізів стінок товстого та тонкого кишечника. Виведено правила прийняття рішення для обох діагнозів на основі нечіткої логіки.

Оцінено точність вимірювань в системі та достовірність діагностичного методу в ІВС.

4 ЕКОНОМІЧНА ЧАСТИНА

Науково-технічна розробка має право на існування та впровадження, якщо вона відповідає вимогам часу, як в напрямку науково-технічного прогресу та і в плані економіки. Тому для науково-дослідної роботи необхідно оцінювати економічну ефективність результатів виконаної роботи.

Магістерська кваліфікаційна робота з розробки та дослідження «Інформаційно-вимірювальна система для лазерної Джонс-матричної мікроскопії біологічних шарів» відноситься до науково-технічних робіт, які орієнтовані на виведення на ринок (або рішення про виведення науково-технічної розробки на ринок може бути прийнято у процесі проведення самої роботи), тобто коли відбувається так звана комерціалізація науково-технічної розробки. Цей напрямок є пріоритетним, оскільки результатами розробки можуть користуватися інші споживачі, отримуючи при цьому певний економічний ефект. Але для цього потрібно знайти потенційного інвестора, який би взявся за реалізацію цього проекту і переконати його в економічній доцільності такого кроку.

Для наведеного випадку нами мають бути виконані такі етапи робіт:

- 1) проведено комерційний аудит науково-технічної розробки, тобто встановлення її науково-технічного рівня та комерційного потенціалу;
- 2) розраховано витрати на здійснення науково-технічної розробки;
- 3) розрахована економічна ефективність науково-технічної розробки у випадку її впровадження і комерціалізації потенційним інвестором і проведено обґрунтування економічної доцільності комерціалізації потенційним інвестором.

4.1 Проведення комерційного та технологічного аудиту науково-технічної розробки

Метою проведення комерційного і технологічного аудиту дослідження за темою «Інформаційно-вимірювальна система для лазерної Джонс-

матричної мікроскопії біологічних шарів» є оцінювання науково-технічного рівня та рівня комерційного потенціалу розробки, створеної в результаті науково-технічної діяльності.

Оцінювання науково-технічного рівня розробки та її комерційного потенціалу рекомендується здійснювати із застосуванням 5-ти бальної системи оцінювання за 12-ма критеріями, наведеними в табл. 4.1 [33].

Таблиця 4.1 – Рекомендовані критерії оцінювання науково-технічного рівня і комерційного потенціалу розробки та бальна оцінка

Бали (за 5-ти бальною шкалою)					
	0	1	2	3	4
Технічна здійсненність концепції					
1	Достовірність концепції не підтверджена	Концепція підтверджена експертними висновками	Концепція підтверджена розрахунками	Концепція перевірена на практиці	Перевірено працездатність продукту в реальних умовах
Ринкові переваги (недоліки)					
2	Багато аналогів на малому ринку	Мало аналогів на малому ринку	Кілька аналогів на великому ринку	Один аналог на великому ринку	Продукт не має аналогів на великому ринку
3	Ціна продукту значно вища за ціни аналогів	Ціна продукту дещо вища за ціни аналогів	Ціна продукту приблизно дорівнює цінам аналогів	Ціна продукту дещо нижче за ціни аналогів	Ціна продукту значно нижче за ціни аналогів
4	Технічні та споживчі властивості продукту значно гірші, ніж в аналогів	Технічні та споживчі властивості продукту трохи гірші, ніж в аналогів	Технічні та споживчі властивості продукту на рівні аналогів	Технічні та споживчі властивості продукту трохи кращі, ніж в аналогів	Технічні та споживчі властивості продукту значно кращі, ніж в аналогів
5	Експлуатаційні витрати значно вищі, ніж в аналогів	Експлуатаційні витрати дещо вищі, ніж в аналогів	Експлуатаційні витрати на рівні експлуатаційних витрат аналогів	Експлуатаційні витрати трохи нижчі, ніж в аналогів	Експлуатаційні витрати значно нижчі, ніж в аналогів
Ринкові перспективи					
6	Ринок малий і не має позитивної динаміки	Ринок малий, але має позитивну динаміку	Середній ринок з позитивною динамікою	Великий стабільний ринок	Великий ринок з позитивною динамікою

7	Активна конкуренція великих компаній на ринку	Активна конкуренція	Помірна конкуренція	Незначна конкуренція	Конкурентів немає
Практична здійсненність					
8	Відсутні фахівці як з технічної, так і з комерційної реалізації ідеї	Необхідно наймати фахівців або витратити значні кошти та час на навчання наявних фахівців	Необхідне незначне навчання фахівців та збільшення їх штату	Необхідне незначне навчання фахівців	Є фахівці з питань як з технічної, так і з комерційної реалізації ідеї
9	Потрібні значні фінансові ресурси, які відсутні. Джерела фінансування ідеї відсутні	Потрібні незначні фінансові ресурси. Джерела фінансування відсутні	Потрібні значні фінансові ресурси. Джерела фінансування є	Потрібні незначні фінансові ресурси. Джерела фінансування є	Не потребує додаткового фінансування
10	Необхідна розробка нових матеріалів	Потрібні матеріали, що використовуються у військово-промисловому комплексі	Потрібні дорогі матеріали	Потрібні досяжні та дешеві матеріали	Всі матеріали для реалізації ідеї відомі та давно використовуються у виробництві
11	Термін реалізації ідеї більший за 10 років	Термін реалізації ідеї більший за 5 років. Термін окупності інвестицій більше 10-ти років	Термін реалізації ідеї від 3-х до 5-ти років. Термін окупності інвестицій більше 5-ти років	Термін реалізації ідеї менше 3-х років. Термін окупності інвестицій від 3-х до 5-ти років	Термін реалізації ідеї менше 3-х років. Термін окупності інвестицій менше 3-х років
12	Необхідна розробка регламентних документів та отримання великої кількості дозвільних документів на виробництво та реалізацію продукту	Необхідно отримання великої кількості дозвільних документів на виробництво та реалізацію продукту, що вимагає значних коштів та часу	Процедура отримання дозвільних документів для виробництва та реалізації продукту вимагає незначних коштів та часу	Необхідно тільки повідомлення відповідним органам про виробництво та реалізацію продукту	Відсутні будь-які регламентні обмеження на виробництво та реалізацію продукту

Результати оцінювання науково-технічного рівня та комерційного потенціалу науково-технічної розробки потрібно звести до таблиці.

Таблиця 4.2 – Результати оцінювання науково-технічного рівня і комерційного потенціалу розробки експертами

Критерії	Експерт (ПІБ, посада)		
	1	2	3
	Бали:		
1. Технічна здійсненність концепції	4	4	4
2. Ринкові переваги (наявність аналогів)	3	2	2
3. Ринкові переваги (ціна продукту)	2	1	2
4. Ринкові переваги (технічні властивості)	3	3	4
5. Ринкові переваги (експлуатаційні витрати)	3	3	2
6. Ринкові перспективи (розмір ринку)	3	3	3
7. Ринкові перспективи (конкуренція)	2	2	2
8. Практична здійсненність (наявність фахівців)	4	4	4
9. Практична здійсненність (наявність фінансів)	2	3	2
10. Практична здійсненність (необхідність нових матеріалів)	3	4	4
11. Практична здійсненність (термін реалізації)	3	4	4
12. Практична здійсненність (розробка документів)	4	4	3
Сума балів	36	37	35
Середньоарифметична сума балів $СБ_c$	36,0		

За результатами розрахунків, наведених в таблиці 4.2, зробимо висновок щодо науково-технічного рівня і рівня комерційного потенціалу розробки. При цьому використаємо рекомендації, наведені в табл. 4.3 [33].

Таблиця 4.3 – Науково-технічні рівні та комерційні потенціали розробки

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

Згідно проведених досліджень рівень комерційного потенціалу розробки за темою «Інформаційно-вимірювальна система для лазерної Джонс-матричної мікроскопії біологічних шарів» становить 36,0 бала, що, відповідно до таблиці 4.3, свідчить про комерційну важливість проведення даних досліджень (рівень комерційного потенціалу розробки вище середнього).

4.2 Розрахунок узагальненого коефіцієнта якості розробки

Окрім комерційного аудиту розробки доцільно також розглянути технічний рівень якості розробки, розглянувши її основні технічні показники. Ці показники по-різному впливають на загальну якість проектної розробки.

Узагальнений коефіцієнт якості (B_n) для нового технічного рішення розрахуємо за формулою [34]:

$$B_n = \sum_{i=1}^k \alpha_i \cdot \beta_i, \quad (4.1)$$

де k – кількість найбільш важливих технічних показників, які впливають на якість нового технічного рішення;

α_i – коефіцієнт, який враховує питому вагу i -го технічного показника в загальній якості розробки. Коефіцієнт α_i визначається експертним шляхом і

при цьому має виконуватись умова $\sum_{i=1}^k \alpha_i = 1$;

β_i – відносне значення i -го технічного показника якості нової розробки.

Відносні значення β_i для різних випадків розраховуємо за такими формулами:

для показників, зростання яких вказує на підвищення в лінійній залежності якості нової розробки:

$$\beta_i = \frac{I_{ni}}{I_{ai}}, \quad (4.2)$$

де I_{ni} та I_{na} – чисельні значення конкретного i -го технічного показника якості відповідно для нової розробки та аналога;

для показників, зростання яких вказує на погіршення в лінійній залежності якості нової розробки:

$$\beta_i = \frac{I_{ai}}{I_{ni}}; \quad (4.3)$$

Використовуючи наведені залежності можемо проаналізувати та порівняти техніко-економічні характеристики аналогу та розробки на основі отриманих наявних та проектних показників, а результати порівняння зведемо до таблиці 4.4.

Таблиця 4.4 – Порівняння основних параметрів розробки та аналога.

Показники (параметри)	Одиниця вимірюван ня	Аналог	Проектований пристрій	Відношення параметрів нової розробки до аналога	Питома вага показника
Кількість методів вимірювання	од.	2	4	2	0,25
Достовірність діагностики	%	75	82	1,1	0,3
Чутливість системи	бал	7	9	1,29	0,15
Напрацювання на збій	год	12000	15500	1,3	0,2
Кількість базових компонентів системи	од.	10	4	2,5	0,1

Узагальнений коефіцієнт якості (B_n) для нового технічного рішення складе:

$$B_n = \sum_{i=1}^k \alpha_i \cdot \beta_i = 2 \cdot 0,25 + 1,1 \cdot 0,3 + 1,29 \cdot 0,15 + 1,3 \cdot 0,2 + 2,5 \cdot 0,1 = 1,53.$$

Отже за технічними параметрами, згідно узагальненого коефіцієнту якості розробки, науково-технічна розробка переважає існуючі аналоги приблизно в 1,53 рази.

4.3 Розрахунок витрат на проведення науково-дослідної роботи

Витрати, пов'язані з проведенням науково-дослідної роботи на тему «Інформаційно-виміррювальна система для лазерної Джонс-матричної мікроскопії біологічних шарів», під час планування, обліку і калькулювання собівартості науково-дослідної роботи групуємо за відповідними статтями.

Витрати на оплату праці

До статті «Витрати на оплату праці» належать витрати на виплату основної та додаткової заробітної плати керівникам відділів, лабораторій, секторів і груп, науковим, інженерно-технічним працівникам, конструкторам, технологам, креслярам, копіювальникам, лаборантам, робітникам, студентам, аспірантам та іншим працівникам, безпосередньо зайнятим виконанням конкретної теми, обчисленої за посадовими окладами, відрядними розцінками, тарифними ставками згідно з чинними в організаціях системами оплати праці.

Основна заробітна плата дослідників

Витрати на основну заробітну плату дослідників (3_o) розраховуємо у відповідності до посадових окладів працівників, за формулою [33]:

$$3_o = \sum_{i=1}^k \frac{M_{ni} \cdot t_i}{T_p}, \quad (4.4)$$

де k – кількість посад дослідників залучених до процесу досліджень;

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

t_i – число днів роботи конкретного дослідника, дн.;

T_p – середнє число робочих днів в місяці, $T_p=22$ дні.

$$Z_o = 20260,00 \cdot 26 / 22 = 23943,66 \text{ грн.}$$

Проведені розрахунки зведемо до таблиці 4.5.

Таблиця 4.5 – Витрати на заробітну плату дослідників

Найменування посади	Місячний посадовий оклад, грн	Оплата за робочий день, грн	Число днів роботи	Витрати на заробітну плату, грн
Керівник проекту	20260,00	920,91	26	23943,66
Інженер-розробник лазерної та оптотехніки	19400,00	881,82	26	22927,27
Всього				46870,93

Основна заробітна плата робітників

Витрати на основну заробітну плату робітників (Z_p) за відповідними найменуваннями робіт НДР на тему «Інформаційно-вимірювальна система для лазерної Джонс-матричної мікроскопії біологічних шарів» розраховуємо за формулою:

$$Z_p = \sum_{i=1}^n C_i \cdot t_i, \quad (4.5)$$

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

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

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

$$C_i = \frac{M_M \cdot K_i \cdot K_c}{T_p \cdot t_{зм}}, \quad (4.6)$$

де M_M – розмір прожиткового мінімуму працездатної особи, або мінімальної місячної заробітної плати (в залежності від діючого законодавства), прийmemo $M_M=8000,00$ грн;

K_i – коефіцієнт міжкваліфікаційного співвідношення для встановлення тарифної ставки робітнику відповідного розряду (табл. Б.2, додаток Б) [33];

K_c – мінімальний коефіцієнт співвідношень місячних тарифних ставок робітників першого розряду з нормальними умовами праці виробничих об'єднань і підприємств до законодавчо встановленого розміру мінімальної заробітної плати.

T_p – середнє число робочих днів в місяці, приблизно $T_p = 22$ дн;

$t_{зм}$ – тривалість зміни, год.

$$C_1 = 8000,00 \cdot 1,10 \cdot 1,35 / (22 \cdot 8) = 67,5 \text{ грн.}$$

$$З_{р1} = 67,5 \cdot 5,50 = 371,25 \text{ грн.}$$

Таблиця 4.6 – Величина витрат на основну заробітну плату робітників

Найменування робіт	Тривалість роботи, год	Розряд роботи	Тарифний коефіцієнт	Погодинна тарифна ставка, грн	Величина оплати на робітника грн
Розміщення обладнання	5,50	2	1,10	67,50	371,25
Контроль компонентів та комплектуючих	0,75	5	1,70	104,32	78,24
Монтаж обладнання	4,35	3	1,35	82,84	360,35
Монтаж досліджуваних блоків	2,80	5	1,70	104,32	292,09
Налаштування системи	2,00	3	1,35	82,84	165,68

Підготовка робочого місця розробника	4,50	2	1,10	67,50	303,75
Всього					1571,36

Додаткова заробітна плата дослідників та робітників

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

$$Z_{\text{доп}} = (Z_o + Z_p) \cdot \frac{H_{\text{доп}}}{100\%}, \quad (4.7)$$

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

$$Z_{\text{доп}} = (46870,93 + 1571,36) \cdot 11 / 100\% = 5328.65 \text{ грн.}$$

Відрахування на соціальні заходи

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

$$Z_n = (Z_o + Z_p + Z_{\text{доп}}) \cdot \frac{H_n}{100\%} \quad (4.8)$$

де H_n – норма нарахування на заробітну плату. Приймаємо 22%.

$$Z_n = (46870,93 + 1571,36 + 5328.65) \cdot 22 / 100\% = 11829,61 \text{ грн.}$$

Сировина та матеріали

До статті «Сировина та матеріали» належать витрати на сировину, основні та допоміжні матеріали, інструменти, пристрої та інші засоби і предмети праці, які придбані у сторонніх підприємств, установ і організацій та витрачені на проведення досліджень за темою «Інформаційно-вимірювальна система для лазерної Джонс-матричної мікроскопії біологічних шарів».

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

$$M = \sum_{j=1}^n H_j \cdot C_j \cdot K_j - \sum_{j=1}^n B_j \cdot C_{\text{в}j}, \quad (4.9)$$

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

n – кількість видів матеріалів;

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

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

B_j – маса відходів j -го найменування, кг;

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

$$M_1 = 3 \cdot 198,00 \cdot 1,05 - 0 \cdot 0 = 623,70 \text{ грн.}$$

Проведені розрахунки зведемо до таблиці.

Таблиця 4.7 – Витрати на матеріали

Найменування матеріалу, марка, тип, сорт	Ціна за 1 кг, грн	Норма витрат, кг	Величина відходів, кг	Ціна відходів, грн/кг	Вартість витраченого матеріалу, грн
Папір канцелярський офісний	210,00	3	0	0	661,5
Компакт-диски (CD)	20,00	4	0	0	84,00
Офісна тека	100,00	3	0	0	315,00
Канцелярські товари (ручки, файли, бокси)	198,00	3	0	0	623,70
Тонер для принтера	186,00	1	0	0	195,3
Всього					1879,5

Розрахунок витрат на комплектуючі

Витрати на комплектуючі (K_6), які використовують при проведенні НДР на тему «Інформаційно-вимірювальна система для лазерної Джонс-матричної мікроскопії біологічних шарів», розраховуємо, згідно з їхньою номенклатурою, за формулою:

$$K_6 = \sum_{j=1}^n H_j \cdot C_j \cdot K_j \quad (4.10)$$

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

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

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

$$K_6 = 1 \cdot 3000,00 \cdot 1,05 = 3150,00 \text{ грн.}$$

Проведені розрахунки зведемо до таблиці.

Таблиця 4.8 – Витрати на комплектуючі

Найменування комплектуючих	Кількість, шт.	Ціна за штуку, грн	Сума, грн
Лазерний модуль для розроблюваної устаткування MDL-III-450 (0,450 мкм)	1	3000,00	3150,00
Поляризаційний світлофільтр HRT CIR-PL UV – HOYA 52 мм	1	160,00	168,00
Чвертьхвильові фазові пластинки APAW	1	246,00	258,30
Всього			3576,30

Специфікування для наукових (експериментальних) робіт

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

Балансову вартість специфікування розраховуємо за формулою:

$$B_{\text{спец}} = \sum_{i=1}^k C_i \cdot C_{\text{пр.і}} \cdot K_i, \quad (4.11)$$

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

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

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

k – кількість найменувань устаткування.

$$B_{\text{спец}} = 6000,00 \cdot 1 \cdot 1,04 = 6240,00 \text{ грн.}$$

Отримані результати зведемо до таблиці:

Таблиця 4.9 – Витрати на придбання спецустаткування по кожному виду

Найменування устаткування	Кількість, шт	Ціна за одиницю, грн	Вартість, грн
Цифрова камера чорно-біла модель BW13 SCIENCELAB	1	6000,00	6240,00
Мікроконтролер AVR ATmega 16 з частотою в 16 МГц та з драйверами крокових двигунів L298N	1	1200,00	1248,00
Всього			7488,00

Програмне забезпечення для наукових (експериментальних) робіт

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

Балансову вартість програмного забезпечення розраховуємо за формулою:

$$B_{npz} = \sum_{i=1}^k C_{inpz} \cdot C_{npz.i} \cdot K_i, \quad (4.12)$$

де C_{inpz} – ціна придбання одиниці програмного засобу даного виду, грн;

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

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

k – кількість найменувань програмних засобів.

$$B_{npz} = 3400,00 \cdot 1 \cdot 1,01 = 3434,00 \text{ грн.}$$

Отримані результати зведемо до таблиці 4.10.

Таблиця 4.10 – Витрати на придбання програмних засобів по кожному виду

Найменування програмного засобу	Кількість, шт	Ціна за одиницю, грн	Вартість, грн
Програмне середовище розробки .NET	1	20,00	20,20
База даних формату MSSQL	1	10,00	10,10
Всього			30,30

Амортизація обладнання, програмних засобів та приміщень

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

$$A_{обл} = \frac{C_{об}}{T_{\epsilon}} \cdot \frac{t_{вук}}{12}, \quad (4.13)$$

де C_6 – балансова вартість обладнання, програмних засобів, приміщень тощо, які використовувались для проведення досліджень, грн;

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

T_6 – строк корисного використання обладнання, програмних засобів, приміщень тощо, років.

$$A_{обл} = (48560,00 \cdot 2) / (3 \cdot 12) = 2697,78 \text{ грн.}$$

Проведені розрахунки зведемо до таблиці.

Таблиця 4.11 – Амортизаційні відрахування по кожному виду обладнання

Найменування обладнання	Балансова вартість, грн	Строк корисного використання, років	Термін використання обладнання, місяців	Амортизаційні відрахування, грн
Персональний комп'ютер системи обчислення даних	40760,00	3	2	2,287.78
Персональний комп'ютер інженера-розробника	24240,00	3	2	1,360.00
Оргтехніка	8850,00	3	2	495.83
Приміщення дослідної лабораторії	350000,00	25	2	2,800.00
ОС Windows 11	6600,00	3	2	370.00
Прикладний пакет Microsoft Office 2021	6600,00	3	2	370.00
Пристрій виводу інформації	7280,00	5	2	243.33
Всього				7,926.94

Паливо та енергія для науково-виробничих цілей

Витрати на силову електроенергію (B_e) розраховуємо за формулою:

$$B_e = \sum_{i=1}^n \frac{W_{yi} \cdot t_i \cdot C_e \cdot K_{\text{ени}}}{\eta_i}, \quad (4.14)$$

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

t_i – тривалість роботи обладнання на етапі дослідження, год;

C_e – вартість 1 кВт-години електроенергії, грн; (вартість електроенергії визначається за даними енергопостачальної компанії), прийmemo $C_e = 10,98$ грн;

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

$/_i$ – коефіцієнт корисної дії обладнання, $/_i < 1$.

$$B_e = 0,10 \cdot 213,0 \cdot 10,98 \cdot 0,95 / 0,97 = 229,05 \text{ грн.}$$

Проведені розрахунки зведемо до таблиці.

Таблиця 4.12 – Витрати на електроенергію

Найменування обладнання	Встановлена потужність, кВт	Тривалість роботи, год	Сума, грн
Персональний комп'ютер системи обчислення даних	0,10	213,0	229,05
Персональний комп'ютер інженера-розробника	0,26	206,0	575,96
Оргтехніка	0,40	3,0	12,90
Пристрій виводу інформації	0,25	15,0	40,33
Цифрова камера чорно-біла модель BW13 SCIENCLAB	0,40	95,0	408,64
Мікроконтролер AVR ATmega 16 з частотою в 16 МГц та з драйверами крокових двигунів L298N	0,36	95,0	367,77
Всього			1634,65

Службові відрядження

До статті «Службові відрядження» дослідної роботи на тему «Інформаційно-вимірювальна система для лазерної Джонс-матричної мікроскопії біологічних шарів» належать витрати на відрядження штатних працівників, працівників організацій, які працюють за договорами цивільно-правового характеру, аспірантів, зайнятих розробленням досліджень,

відрядження, пов'язані з проведенням випробувань машин та приладів, а також витрати на відрядження на наукові з'їзди, конференції, наради, пов'язані з виконанням конкретних досліджень.

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

$$B_{cv} = (Z_o + Z_p) \cdot \frac{H_{cv}}{100\%}, \quad (4.15)$$

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

$$B_{cv} = (46870,93 + 1571,36) \cdot 20 / 100\% = 9688,46 \text{ грн.}$$

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

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

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

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

$$B_{cn} = (46870,93 + 1571,36) \cdot 35 / 100\% = 16954,80 \text{ грн.}$$

Інші витрати

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

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

$$I_{\text{с}} = (Z_o + Z_p) \cdot \frac{H_{\text{іс}}}{100\%}, \quad (4.17)$$

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

$$I_{\text{с}} = (46870,93 + 1571,36) \cdot 50 / 100\% = 24221,15 \text{ грн.}$$

Накладні (загальновиробничі) витрати

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

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

$$B_{\text{нзв}} = (Z_o + Z_p) \cdot \frac{H_{\text{нзв}}}{100\%}, \quad (4.18)$$

де $H_{\text{нзв}}$ – норма нарахування за статтею «Накладні (загальновиробничі) витрати», прийmemo $H_{\text{нзв}} = 100\%$.

$$B_{\text{нзв}} = (46870,93 + 1571,36) \cdot 100 / 100\% = 48442,29 \text{ грн.}$$

Витрати на проведення науково-дослідної роботи на тему «Інформаційно-вимірювальна система для лазерної Джонс-матричної мікроскопії біологічних шарів» розраховуємо як суму всіх попередніх статей витрат за формулою:

$$B_{\text{заг}} = Z_o + Z_p + Z_{\text{доо}} + Z_n + M + K_v + B_{\text{спец}} + B_{\text{прз}} + A_{\text{обл}} + B_e + B_{\text{св}} + B_{\text{сп}} + I_v + B_{\text{нзв}}. \quad (4.19)$$

$$B_{\text{заг}} = 48599,44 + 1571,36 + 5328,65 + 11829,61 + 1879,50 + 3576,30 + 7488,00 + 30,30 + 7,926.94 + 1634,65 + 9688,46 + 16954,80 + 24221,15 + 48442,29 = 189171,45 \text{ грн.}$$

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

$$ZB = \frac{B_{\text{заг}}}{\eta}, \quad (4.20)$$

де η - коефіцієнт, який характеризує етап (стадію) виконання науково-дослідної роботи, прийmemo $\eta = 0,9$.

$$ZB = 189171,45 / 0,9 = 210190,5 \text{ грн.}$$

4.4 Розрахунок економічної ефективності науково-технічної розробки при її можливій комерціалізації потенційним інвестором

В ринкових умовах узагальнюючим позитивним результатом, що його може отримати потенційний інвестор від можливого впровадження результатів тієї чи іншої науково-технічної розробки, є збільшення у потенційного інвестора величини чистого прибутку.

Результати дослідження проведені за темою «Інформаційно-вимірювальна система для лазерної Джонс-матричної мікроскопії біологічних шарів» передбачають комерціалізацію протягом 4-х років реалізації на ринку.

В цьому випадку майбутній економічний ефект буде формуватися на основі таких даних:

ΔN – збільшення кількості споживачів пристрою, у періоди часу, що аналізуються, від покращення його певних характеристик;

Показник	1-й рік	2-й рік	3-й рік	4-й рік
Збільшення кількості споживачів, осіб	500	1000	1500	800

N – кількість споживачів які використовували аналогічний пристрій у році до впровадження результатів нової науково-технічної розробки, прийmemo 10000 осіб;

C_o – вартість пристрою у році до впровадження результатів розробки, прийmemo 25500,00 грн;

$\pm \Delta C_o$ – зміна вартості пристрою від впровадження результатів науково-технічної розробки, прийmemo 1050,75 грн.

Можливе збільшення чистого прибутку у потенційного інвестора $\Delta \Pi_i$ для кожного із 4-х років, протягом яких очікується отримання позитивних результатів від можливого впровадження та комерціалізації науково-технічної розробки, розраховуємо за формулою [33]:

$$\Delta \Pi_i = (\pm \Delta C_o \cdot N + C_o \cdot \Delta N)_i \cdot \lambda \cdot \rho \cdot \left(1 - \frac{\rho}{100}\right), \quad (4.21)$$

де λ – коефіцієнт, який враховує сплату потенційним інвестором податку на додану вартість. У 2024 році ставка податку на додану вартість складає 20%, а коефіцієнт $\lambda = 0,8333$;

ρ – коефіцієнт, який враховує рентабельність інноваційного продукту).

Прийmemo $\rho = 35\%$;

ϑ – ставка податку на прибуток, який має сплачувати потенційний інвестор, у 2024 році $\vartheta = 18\%$;

Збільшення чистого прибутку 1-го року:

$$\Delta\Pi_1 = (1050,75 \cdot 10000,00 + 26550,75 \cdot 500) \cdot 0,83 \cdot 0,35 \cdot (1 - 0,18/100\%) = 6896489,12 \text{ грн.}$$

Збільшення чистого прибутку 2-го року:

$$\Delta\Pi_2 = (1050,75 \cdot 10000,00 + 26550,75 \cdot 1500) \cdot 0,83 \cdot 0,35 \cdot (1 - 0,18/100\%) = 14595598,61 \text{ грн.}$$

Збільшення чистого прибутку 3-го року:

$$\Delta\Pi_3 = (1050,75 \cdot 10000,00 + 26550,75 \cdot 3000) \cdot 0,83 \cdot 0,35 \cdot (1 - 0,18/100\%) = 26144262,84 \text{ грн.}$$

Збільшення чистого прибутку 4-го року:

$$\Delta\Pi_4 = (1050,75 \cdot 10000,00 + 26550,75 \cdot 3800) \cdot 0,83 \cdot 0,35 \cdot (1 - 0,18/100\%) = 32303550,43 \text{ грн.}$$

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

$$\Pi\Pi = \sum_{i=1}^T \frac{\Delta\Pi_i}{(1 + \tau)^t}, \quad (4.22)$$

де $\Delta\Pi_i$ – збільшення чистого прибутку у кожному з років, протягом яких виявляються результати впровадження науково-технічної розробки, грн;

T – період часу, протягом якого очікується отримання позитивних результатів від впровадження та комерціалізації науково-технічної розробки, роки;

τ – ставка дисконтування, за яку можна взяти щорічний прогнозований рівень інфляції в країні, $\tau = 0,12$;

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

$$\begin{aligned} \Pi\Pi &= 6896489,12/(1+0,12)^1 + 14595598,61/(1+0,12)^2 + 26144262,84/(1+0,12)^3 + \\ &+ 32303550,43/(1+0,12)^4 = 7724967,81 + 18308718,90 + 36730806,90 + 50830262,00 = \\ &113316755.61 \text{ грн.} \end{aligned}$$

Величина початкових інвестицій PV , які потенційний інвестор має вкласти для впровадження і комерціалізації науково-технічної розробки:

$$PV = k_{инв} 3B, \quad (4.23)$$

де $k_{инв}$ – коефіцієнт, що враховує витрати інвестора на впровадження науково-технічної розробки та її комерціалізацію, приймаємо $k_{инв} = 2$;

$3B$ – загальні витрати на проведення науково-технічної розробки та оформлення її результатів, приймаємо 210190,50 грн.

$$PV = 2 \cdot 210190,50 = 420381,00 \text{ грн.}$$

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

$$E_{abc} = ПП - PV \quad (4.24)$$

де $ПП$ – приведена вартість зростання всіх чистих прибутків від можливого впровадження та комерціалізації науково-технічної розробки, 113316755.61 грн;

PV – теперішня вартість початкових інвестицій, 420381,00 грн.

$$E_{abc} = ПП - PV = 113316755.61 - 420381,00 = 112896374,61 \text{ грн.}$$

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

$$E_e = \sqrt[T_{ж}]{1 + \frac{E_{abc}}{PV}} - 1, \quad (4.25)$$

де E_{abc} – абсолютний економічний ефект вкладених інвестицій, 44936177,83 грн;

PV – теперішня вартість початкових інвестицій, 420381,00 грн;

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

$$E_e = \sqrt[T_{жс}]{1 + \frac{E_{абс}}{PV}} - 1 = (1 + 112896374,61/420381,00)^{1/4} = 4,05.$$

Мінімальна внутрішня економічна дохідність вкладених інвестицій τ_{min}

:

$$\tau_{min} = d + f, \quad (4.26)$$

де d – середньозважена ставка за депозитними операціями в комерційних банках; в 2024 році в Україні $d = 0,1$;

f – показник, що характеризує ризикованість вкладення інвестицій, приймемо 0,35.

$\tau_{min} = 0,1 + 0,35 = 0,45 < 4,05$ свідчить про те, що внутрішня економічна дохідність інвестицій E_e , які можуть бути вкладені потенційним інвестором у впровадження та комерціалізацію науково-технічної розробки вища мінімальної внутрішньої дохідності. Тобто інвестувати в науково-дослідну роботу за темою «Інформаційно-вимірювальна система для лазерної Джонс-матричної мікроскопії біологічних шарів» доцільно.

Період окупності інвестицій $T_{ок}$ які можуть бути вкладені потенційним інвестором у впровадження та комерціалізацію науково-технічної розробки:

$$T_{ок} = \frac{1}{E_e}, \quad (4.27)$$

де E_e – внутрішня економічна дохідність вкладених інвестицій.

$$T_{ок} = 1 / 4,05 = 0,25 \text{ р.}$$

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

4.5 Висновки до розділу 4

Згідно проведених досліджень рівень комерційного потенціалу розробки за темою «Інформаційно-вимірювальна система для лазерної Джонс-матричної мікроскопії біологічних шарів» становить 36,0 бала, що, свідчить про комерційну важливість проведення даних досліджень (рівень комерційного потенціалу розробки вище середнього).

При оцінюванні за технічними параметрами, згідно узагальненого коефіцієнту якості розробки, науково-технічна розробка переважає існуючі аналоги приблизно в 1,53 рази.

Також термін окупності становить 0,25 р., що менше 3-х років, що свідчить про комерційну привабливість науково-технічної розробки і може спонукати потенційного інвестора профінансувати впровадження даної розробки та виведення її на ринок.

Отже можна зробити висновок про доцільність проведення науково-дослідної роботи за темою «Інформаційно-вимірювальна система для лазерної Джонс-матричної мікроскопії біологічних шарів».

ВИСНОВКИ

В ході виконання магістерської кваліфікаційної роботи була вирішена задача розширення функціональних можливостей системи лазерної Джонс-матричної мікроскопії біологічних шарів при підвищенні достовірності медичної діагностики на основі вимірювання двовимірних розподілів амплітуди та фазових кутів матриці Джонса біологічних шарів та їх інтелектуалізованого аналізу.

В результаті здійсненого аналізу методів та вимірювальних систем на основі матричних методів опису поляризаційних властивостей БШ було обґрунтовано необхідність розвитку діагностичних методів на основі вимірювання не лише амплітуд, але й фазових кутів елементів матриці Джонса досліджуваних зразків БТ.

Вдосконалено метод оцінювання анізотропних параметрів біологічного шару на основі статистичного аналізу розподілу елементів його матриці Джонса, доповнений вимірюванням розподілу фазових кутів біологічного шару в поєднанні з його статистичним та кореляційним аналізом та вирішальними діагностичними правилами. Розроблено блок-схеми вимірювань розподілів амплітудних та фазових параметрів елементів матриці Джонса та їх багатопараметричного аналізу.

Розроблено архітектуру ІВС для Джонс-матричної лазерної мікроскопії біологічних шарів з інтелектуальним аналізом даних та з розширеними можливостями та програмну реалізацію підсистеми прийняття рішення.

Проведено експериментальні дослідження в розробленій системі по вимірюванню та аналізу розподілів орієнтаційних елементів матриці Джонса та фазових кутів стінок тонкої та товстої кишки для станів «норма» та «сепсис». Отримано вирішальні правила для диференціації станів «норма» та «сепсис» тонкої та товстої кишки при прийнятті діагностичного рішення в системі на основі нечіткої логіки.

Оцінено метрологічні характеристики ІВС, де показано, що похибка вимірювань тестового зразка, яким був взятий лінійний поляризатор, знаходиться в діапазоні 0,03–0,089. Відносна похибка вимірювань Джонс-матричних елементів лінійного поляризатора, виміряна в ІВС, знаходиться в діапазоні 3%–8,9%.

Встановлено достовірність діагностики сепсису для товстої і тонкої кишки на основі удосконаленого методу в розробленій ІВС. Показано її зростання за аналізом розподілу амплітуди елементів матриці Джонса R_{11} на 2%, за їх кутовим фазовим параметром $\Delta\theta_{11}$ на 4%. Для діагностики тонкої кишки за удосконаленим методом отримано зростання достовірності діагностики сепсису у порівнянні із аналогом: за R_{11} на 8%, за $\Delta\theta_{11}$ на 10%.

При оцінюванні за технічними параметрами, згідно узагальненого коефіцієнту якості розробки, науково-технічна розробка «Інформаційно-вимірювальна система для лазерної Джонс-матричної мікроскопії біологічних шарів» переважає існуючі аналоги приблизно в 1,53 рази.

Також термін окупності становить 0,25 р., що менше 3-х років, що свідчить про комерційну привабливість науково-технічної розробки і може спонукати потенційного інвестора профінансувати впровадження даної розробки та виведення її на ринок.

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. William S. Bickel and G. Videen Stokes vectors, Mueller matrices and polarized scattered light: experimental applications to optical surfaces and all other scatterers. *American Journal of Physics*. 1985. Volume 53, Issue 5, pp. 468-478.
2. Клімов О.С. Адаптивна поляриметрія послідовного зондування однорідних анізотропних об'єктів: дис. ...канд. техн. наук: 01.04.05 / Київський національний ун-т ім. Т. Шевченка. Київ, 2010. 186 с.
3. Основи лазерної поляриметрії. Біологічні тканини людини / [Ушенко О.Г., Ушенко Ю.О., Томка Ю.Я. та ін.]; під ред. О.Г. Ушенка. – Чернівці: Чернівецький нац. ун-т, 2010. 588 с.
4. Основи лазерної поляриметрії. Біологічні рідини / [Ушенко О.Г., Бойчук Т.М., Дуболазов О.В. та ін.]; під ред. О.Г. Ушенка, Т.М. Бойчука Чернівці: Чернівецький нац. ун-т, 2011. 656 с.
5. Ghosh N. Tissue polarimetry: concepts, challenges, applications, and outlook . *Journal of Biomedical Optics*. 2011. V. 16, №11. 110801.
6. Тужанський С.Є., Лисенко Г.Л. Системи лазерної відеополяриметрії для автоматизованого контролю параметрів неоднорідних біотканин: монографія . Вінниця: ВНТУ, 2011. 156 с.
7. Polarization sensitive complex Fourier domain optical coherence tomography for Jones matrix imaging of biological samples / Y. Yasuno, S. Makita, T. Endo [et al.]. *Applied Physics Letters*. 2004. Vol. 85. P. 3023–3025.
8. Post E.J. Formal structure of electromagnetics, General Covariance and Electromagnetics . Amsterdam: North-Holland Publishing Comp, 1962. 224 p.
9. Аналіз оптичних і поляризаційно-кореляційних приладів і систем для діагностики фазово-неоднорідної структури шарів біологічних тканин і рідин / Н.І. Заболотна та ін. *Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології*. 2012. №2(24). С. 95–107.
10. Заболотна Н. І., Шолота В. В., Колівошко А. І. Аналіз методів та систем лазерної поляриметрії для відтворення анізотропних параметрів

біологічних шарів. *Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології*. 2018. №2 (36). С. 60–71.

11. Quantitatively characterizing the microstructural features of breast ductal carcinoma tissues in different progression stages by Mueller matrix microscope / Y. Dong et. al. *Biomed. Opt. Express*. 2017. Vol. 8. P. 3643–3655.

12. Mueller matrix images of polycrystalline films of human biological fluids / Ushenko A.G. et al. *Romanian Reports in Physics*. 2015. № 67. P. 1467–1479.

13. Probing variations of fibrous structures during the development of breast ductal carcinoma tissues via Mueller matrix imaging / Y. Dong et. al. *Biomed. Opt. Express*. 2020. Vol. 11. P. 4960–4975.

14. Заболотна Н.І. Поляризаційне картографування багат шарових біологічних тканин. Оптично товсті шари. *Вимірювальна та обчислювальна техніка в технологічних процесах*. 2012. №3. С. 106–110.

15. Заболотна Н.І., Костюк С.В., Дроненко О.В. Діагностичні обмеження мюллер-матричної томографії оптично товстих багат шарових біологічних тканин. *Вимірювальна та обчислювальна техніка в технологічних процесах*. 2013. №2. С. 140–146.

16. Zabolotna N.I., Radchenko K.O. Diagnostic capabilities of polarization reproduction of Mueller-matrix images of the cervix subsurface tissue layer . *Вимірювальна та обчислювальна техніка в технологічних процесах*. 2014. №1. С. 159–163.

17. Alalia S., Vitkin A. Polarized light imaging in biomedicine: emerging Mueller matrix methodologies for bulk tissue assessment .*Journal of Biomedical Optics*. 2015. Vol. 20(6). 061104.

18. Савенков С.М. Обернена задача поляриметрії на основі матричного методу Мюллера: дис. ... доктора фіз.-мат. наук: 01.04.05. К., 2013. 376 с.

19. Тужанський С.Є., Савенков С.М., Клімов О.С. Визначення параметрів анізотропії зразка біотканин на основі аналізу головного мінора

3×3 матриці Мюллера . *Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології*. 2008. №1(15). С. 144–153.

20. Stokes G. Mathematical and Physical Papers. *Trans. Cambr. Phil. Soc*, V. 3, N. 9, 1852.

21. Jones-matrix tomography of biological tissues phase anisotropy in the diagnosis of uterus wall prolapse / Trifonyuk L. et. al. *Proc. SPIE* 10612, Thirteenth International Conference on Correlation Optics, 106121F, January. 2018.

22. Багатопараметрична Джонс-матрична мікроскопія плівок біологічних рідни людини у діагностиці та класифікації їхніх оптичних властивостей: монографія / за ред. О.Г. Ушенко. Чернівці., 20215. 189 с.

23. 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.

24. 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.

25. Бісікало О.В., Шолота В.В. Формування інформативних ознак при розробці системи прийняття рішень для діагностики біологічних тканин. *XLIX НТК факультету комп'ютерних систем і автоматики*, 2020 р. Вінниця, ВНТУ, URL:<https://conferences.vntu.edu.ua/index.php/all-fksa/all-fksa-2020/paper/view/8786> (дата зверення 13.11.2024).

26. 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*- 2020. Т.40, №2. С.29-40.

27. Н. І. Заболотна, С. В. Павлов, О. В. Карась, К. О. Радченко, “Спосіб лазерної поляризаційної діагностики раку молочної залози за Джонс-матричними мапами плазми крові людини”, № u 2018 12519, заявл. 17.12.2018, опубл. 25.07.2019, Бюл. № 14.

28. Карась О.В. Аналіз роботи системи підтримки прийняття рішень на основі нейромережі для медичної діагностики *IX International Conference on Optoelectronic Information Technologies "PHOTONICS-ODS 2020"*, Вінниця, 2020.
29. Бурмич І.В., Заболотна Н.І. Система поляризаційної томографії біологічних шарів. LII Науково-технічна конференція підрозділів ВНТУ, 2023. URL: <https://conferences.vntu.edu.ua/index.php/all-frtzip/all-frtzip-2023/paper/view/18819>. (дата звернення 12.12.2024).
30. 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.
31. Радченко К.О., Карась О.В. Метод та система Джонс-матричного картографування плівок плазми крові при патологіях молочних залоз. *Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології*. 2016. № 31. С. 47– 54.
32. Бурмич І.В. Автоматизована система Джонс-поляриметрії біологічних шарів. *Світ наукових досліджень. Вип. 36. : тези доп. Міжнар. мультидисципл. інтернет-конф. м. Тернопіль, 17-16 грудня 2024 р. Тернопіль, 2024.* <https://www.economy-confer.com.ua/full-article/5900/> (дата звернення 19.12.2024).
33. Методичні вказівки до виконання економічної частини магістерських кваліфікаційних робіт / Уклад. : В. О. Козловський, О. Й. Лесько, В. В. Кавецький. Вінниця : ВНТУ, 2021. 42 с.
34. Кавецький В. В. Економічне обґрунтування інноваційних рішень: практикум / В. В. Кавецький, В. О. Козловський, І. В. Причепа. Вінниця : ВНТУ, 2016. 113 с.

ДОДАТКИ

Додаток А
(обов'язковий)

ПРОТОКОЛ ПЕРЕВІРКИ НАВЧАЛЬНОЇ (КВАЛІФІКАЦІЙНОЇ) РОБОТИ

Назва роботи: Інформаційно-вимірвальна система для азимутально-інваріантної мюллер-поляриметричної мікроскопії біологічних тканин

Тип роботи: магістерська кваліфікаційна робота
(МКР, БДР)

Підрозділ: кафедра БМІОЕС, ФІЕС, група ЛТО-23 м

Керівник : Заболотна Н.І., професор каф. БМІОЕС

Показники звіту подібності

Turnitin	
Оригінальність	98%
Загальна схожість	2%

Аналіз звіту подібності (відмітити потрібне)

V 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 допрацювання.

☐ 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

Заявляю, що ознайомлений з повним звітом подібності, який був згенерований Системою щодо роботи

Автор

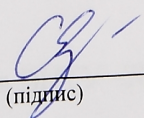

(підпис)

Бурмич І.В.
(прізвище, ініціали)

Опис прийнятого рішення

Допущено до захисту

Особа, відповідальна за перевірку


(підпис)

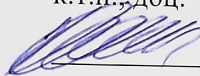
Тужанський С.Є.
(прізвище, ініціали)

Додаток Б
(обов'язковий)
ВНТУ

ЗАТВЕРДЖУЮ

Зав. каф. БМІОЕС,

К.Т.Н., доц.

 Л.Г. Коваль

« 01 » грудня 2024 р.

ТЕХНІЧНЕ ЗАВДАННЯ

на магістерську кваліфікаційну роботу

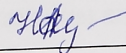
«Інформаційно-вимірювальна система для лазерної Джонс-матричної
мікроскопії біологічних шарів»

08-41. МКР.002.00.000 ТЗ

Керівник роботи

д.т.н., доцент,

проф. кафедри БМІОЕС

 Заболотна Н.І.

Виконавець: ст. гр. ЛТО-23м

 Бурмич І.В.

1 ПІДСТАВА ДЛЯ ВИКОНАННЯ РОБОТИ

Робота проводиться на підставі наказу ректора по Вінницькому національному технічному університету від 17.09.2024 р., №310 та індивідуального завдання на магістерську кваліфікаційну роботу.

Дата початку роботи: 17.09.2024 р.

Дата закінчення: 19.12.2024 р.

2 МЕТА І ПРИЗНАЧЕННЯ МКР

Метою роботи є розширення функціональних можливостей системи лазерної Джонс-матричної мікроскопії біологічних шарів при підвищенні достовірності медичної діагностики на основі вимірювання двовимірних розподілів амплітуди та фазових кутів матриці Джонса біологічних шарів та їх інтелектуалізованого аналізу.

Для досягнення мети в магістерській кваліфікаційній роботі були поставленими такі завдання:

- здійснити аналіз методів та вимірювальних систем на основі матричних методів опису поляризаційних властивостей БШ;
- розвинути методи вимірювання та аналізу двовимірних розподілів амплітуди та фазових кутів біологічних шарів на основі картографування дійсних та уявних елементів матриці Джонса для діагностики біологічних тканин;
- виконати розробку архітектури ІВС для Джонс-матричної лазерної мікроскопії біологічних шарів з інтелектуальним аналізом даних;
- провести експериментальні дослідження в розробленій системі по вимірюванню та аналізу розподілів орієнтаційних елементів матриці Джонса та фазових кутів стінок тонкої та товстої кишки для станів «норма» та «сепсис»;

– вивести вирішальні правила для диференціації станів «норма» та «сепсис» тонкої та товстої кишки при прийнятті діагностичного рішення в системі;

– обчислити достовірність методу діагностики та точність вимірювань в системі.

Об'єкт дослідження – процеси вимірювання та аналізу елементів матриць Джонса біологічних шарів при медичній діагностиці.

Предмет дослідження – методи та системи лазерної Джонс-матричної мікроскопії біологічних шарів при медичній діагностиці.

3 ДЖЕРЕЛА РОЗРОБКИ МКР

1. Радченко К.О., Карась О.В. Метод та система Джонс-матричного картографування плівок плазми крові при патологіях молочних залоз. *Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології*. 2016. № 31. С. 47– 54.

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

3. Заболотна Н.І. , Шолота В.В., Масловський В.Ю., Жумагулова Ш. Нечіткі моделі прийняття рішення при лазерній поляризаційно інваріантній діагностиці ішемії міокарда. *Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології*. 2023. №1. С. 97–105.

33. 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.

4 ВИМОГИ ДО ВИКОНАННЯ МКР

Основними вимогами є:

1 Функціональне призначення системи: вимірювання та аналіз розподілів дійсних елементів та фазових кутів елементів матриці Джонса

біологічних тканин (БТ).

2. Тип лазера для опромінювання: напівпровідниковий, довжина хвилі 0,632 мкм.

3. Досліджувані зразки: гістологічні зрізи стінок тонкої та товстої кишки з оптичною товщиною 0,1.

4. Функції аналізу розподілів виміряних мап: обчислення статистичних моментів, півширини та дисперсії функції автокореляції елементів матриці Джонса та їх фазових кутів; класифікація при діагностиці захворювання.

5 ЕТАПИ МКР І ТЕРМІНИ ЇХ ВИКОНАННЯ

№	Назва та зміст етапу	Термін виконання		Очікувані результати
		початок	закінчення	
1.	Розробка, погодження та затвердження технічного завдання (ТЗ)	17.09.2024	20.09.2024	Розроблене ТЗ
2.	Аналіз методів та систем лазерної поляриметрії біологічних тканин.	20.09.2024	10.10.2024	Розділ 1 пояснювальної записки
3.	Розробка методів та архітектури системи	10.10.2024	23.10.2024	Розділ 2 пояснювальної записки
4.	Експериментальна реалізація системи	23.10.2024	09.11.2024	Розділ 3 пояснювальної записки
5.	Економічна частина	09.11.2024	29.11.2024	Розділ 4 пояснювальної записки
6.	Оформлення необхідної технічної документації. Підготовка МКР до публічного захисту	01.12.2024	10.12.2024	МКР

6 ПОРЯДОК КОНТРОЛЮ І ПРИЙМАННЯ

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

7 ВИМОГИ ЩОДО ТЕХНІЧНОГО ЗАХИСТУ ІНФОРМАЦІЇ З ОБМЕЖЕНИМ ДОСТУПОМ

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

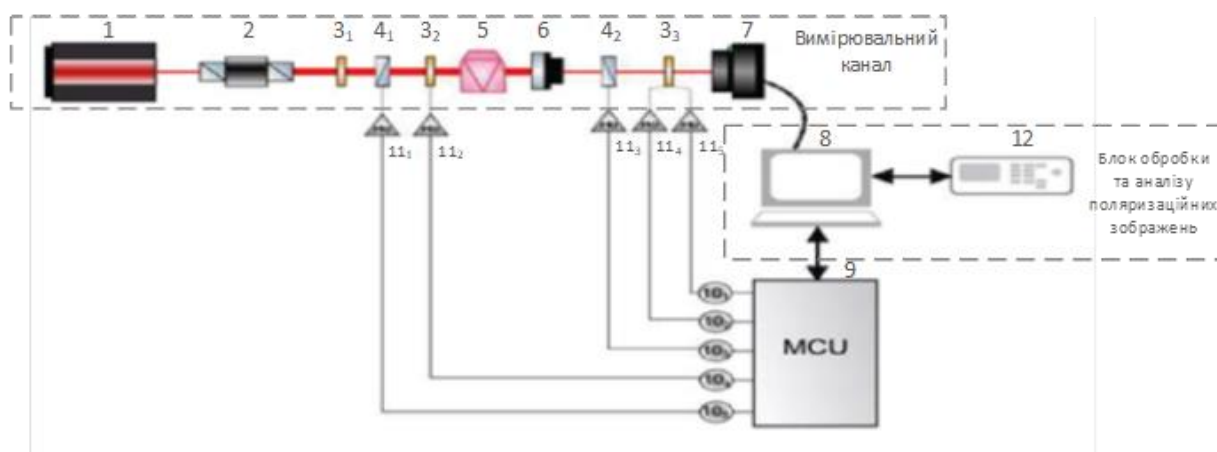
Додаток В
(обов'язковий)

ІЛЮСТРАТИВНА ЧАСТИНА

ІНФОРМАЦІЙНО-ВИМІРЮВАЛЬНА СИСТЕМА ДЛЯ ЛАЗЕРНОЇ ДЖОНС-
МАТРИЧНОЇ МІКРОСКОПІЇ БІОЛОГІЧНИХ ШАРІВ

Додаток В.1
(обов'язковий)

Схема структурна ІВС для лазерної Джонс-матричної
мікроскопії біологічних шарів



Додаток В.2

(обов'язковий)

Блок-схема методу вимірювання розподілів амплітуд елементів матриці

Джонса в системі

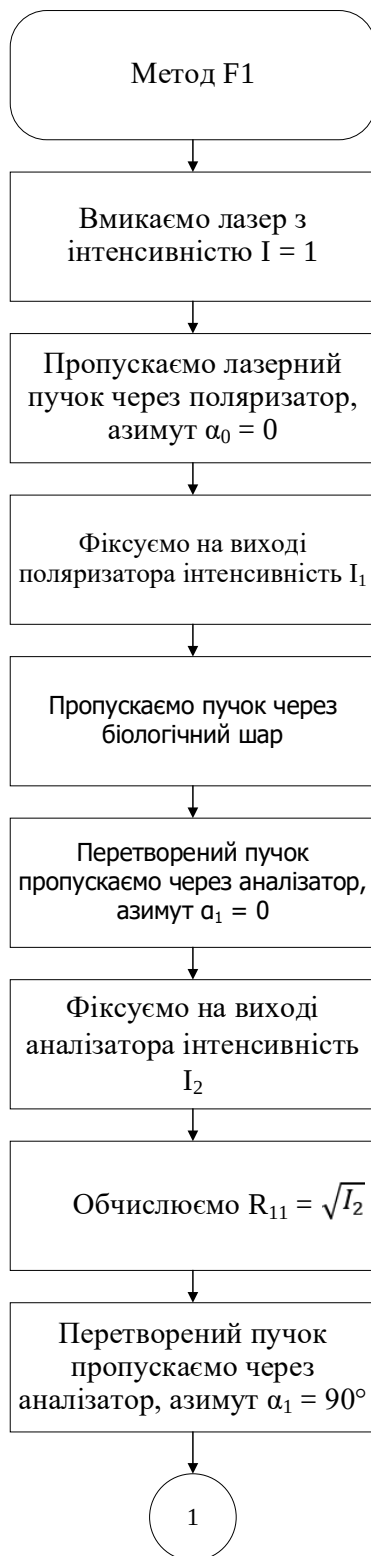


Рисунок В.2 - Блок-схема методу вимірювання розподілів амплітуд елементів матриці Джонса в системі

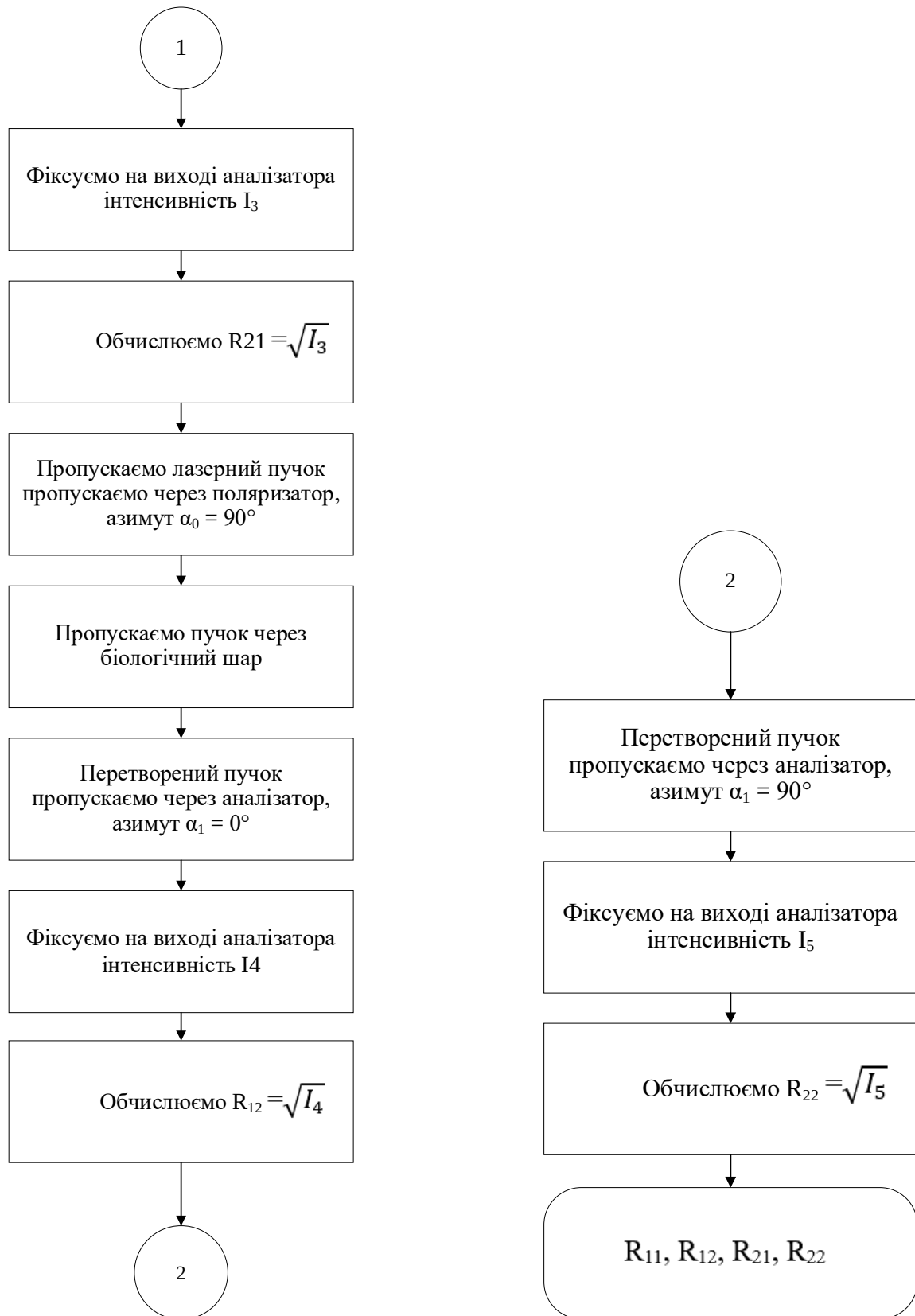


Рисунок В.2 – Продовження

Додаток В.3

(обов'язковий)

Блок-схема методу вимірювання розподілів фазових кутів елементів матриці

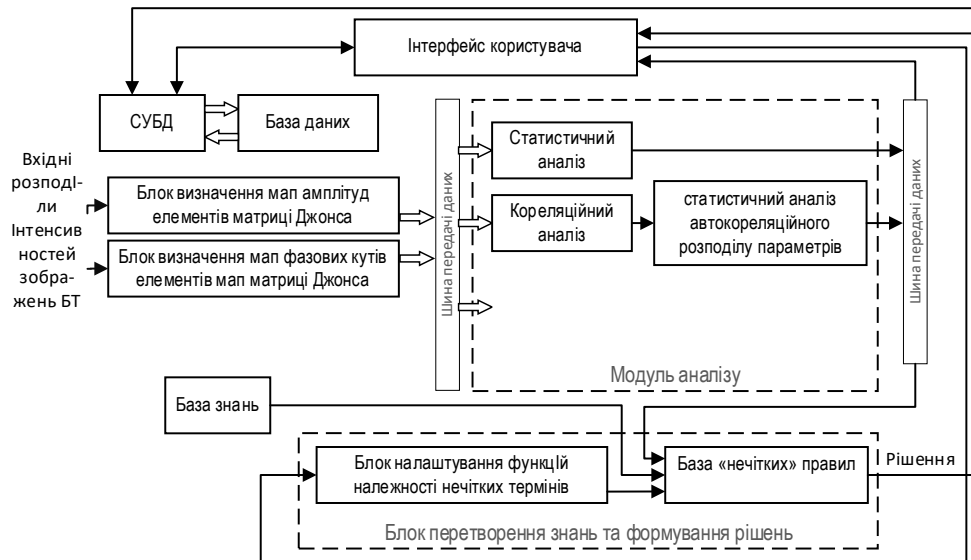
Джонса в системі



Рисунок В.3 – Блок-схема методу вимірювання розподілів фазових кутів елементів матриці Джонса в системі

Додаток В.4
(обов'язковий)

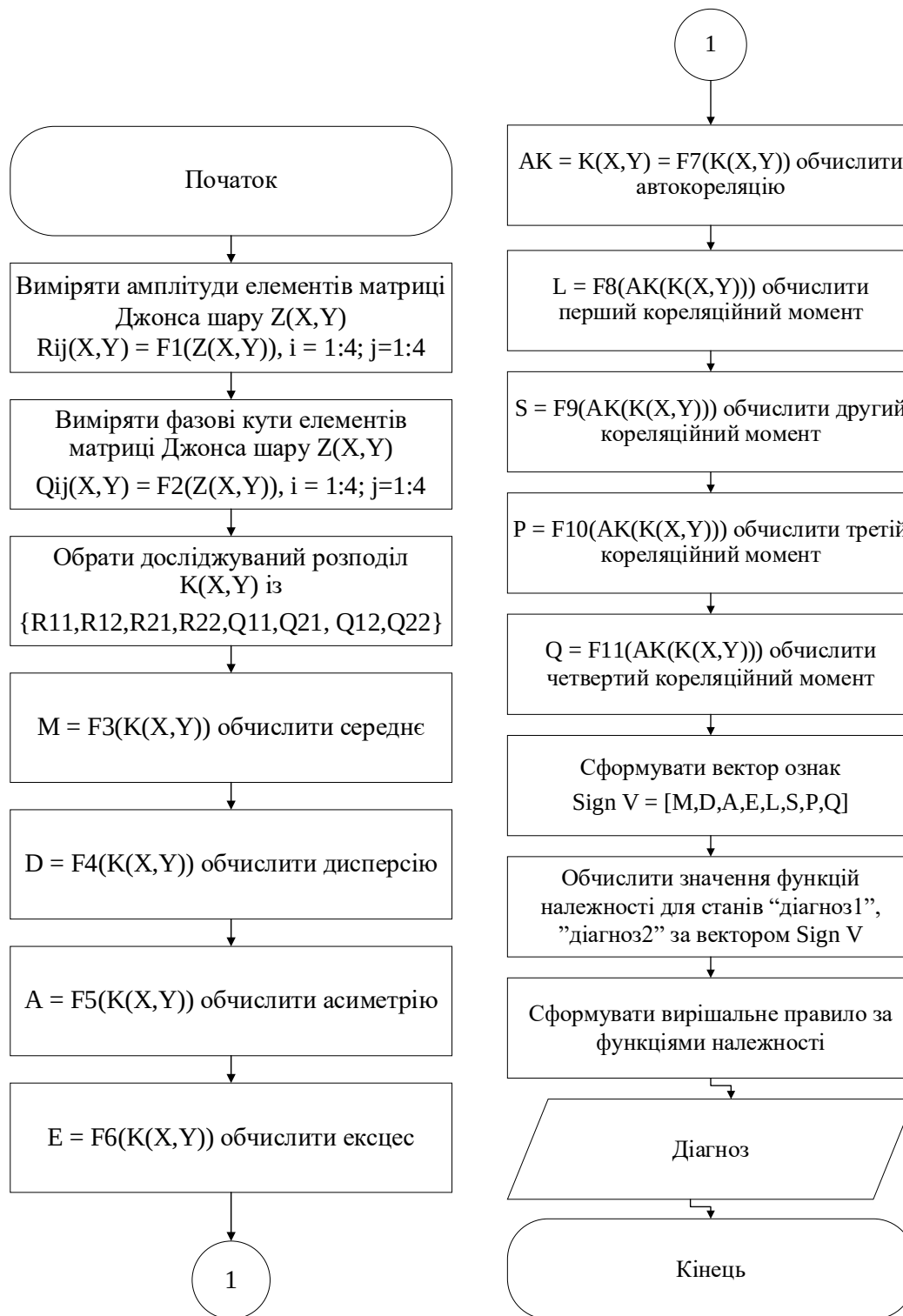
Схема структурна блоку комплексного аналізу вимірних елементів
матриці Джонса в системі



Додаток В.5

(обов'язковий)

Блок-схема алгоритму діагностики біологічних шарів за їх Джонс-матричним картографуванням



Додаток В.6
(обов’язковий)
Вигляд вікна з інтерфейсом користувача

×

Характеристики	Різниця	Перетин	Для норми		Для сепсису			
> Середнє M	0.051	false	0.32	0.022	C - B	0.24	0.007	H - HC
> Дисперсія D	0.035	false	0.37	0.015	H - HC	0.45	0.03	C - B
> Асиметрія A	5.31	false	13.7	1.04	BC - B	6.9	0.45	H
> Екссес E	23.52	false	15.4	1.17	H	44.4	4.31	BC - B
> Перший кореляційний момент L	0.033	false	0.14	0.007	BC - B	0.091	0.009	H - HC
> Другий кореляційний момент S	0.023	false	0.09	0.009	H - HC	0.13	0.008	BC - B
> Третій кореляційний момент P	0.36	false	12.7	1.16	C - B	10.31	0.87	H - C
> Четвертий кореляційний момент Q	-1.086	true	14.9	1.04	HC - B	13.87	1.076	H - BC

09

Зберегти

Рішення: Здоровий

Додаток Г
(обов'язковий)

Лістинг програми застосунку для підтримки прийняття рішень на основі
вектора ознак матриць Джонса зразків

Program.cs

```
using AutoMapper;
using Diploma_Thesis;
using Diploma_Thesis.Repositories;
using Diploma_Thesis.Services;
using Microsoft.EntityFrameworkCore;

var builder = WebApplication.CreateBuilder(args);
ConfigurationManager configuration = builder.Configuration;

builder.Services.AddCors(o => o.AddPolicy("NUXT", builder =>
{
    builder.AllowAnyOrigin()
        .AllowAnyMethod()
        .AllowAnyHeader();
}));
builder.Services.AddDbContext<Context>(options =>
{
    options.UseSqlServer(builder.Configuration.GetConnectionString("DefaultConnection"));
});

builder.Services.AddScoped<IClientsRepository, ClientsRepository>();
builder.Services.AddScoped<IClientsService, ClientsService>();
builder.Services.AddScoped<IExpertisesRepository, ExpertisesRepository>();
builder.Services.AddScoped<IExpertisesService, ExpertisesService>();
builder.Services.AddScoped<IVectorsRepository, VectorsRepository>();
builder.Services.AddScoped<IDiapasonService, DiapasonService>();
builder.Services.AddScoped<IDiapasonsRepository, DiapasonsRepository>();
builder.Services.AddControllers();
builder.Services.AddMvc().AddXmlSerializerFormatters();
var mapperConfig = new MapperConfiguration(mc =>
{
    mc.AddProfile(new MappingProfile());
});
```

```

IMapper mapper = mapperConfig.CreateMapper();
builder.Services.AddSingleton(mapper);
builder.Services.AddEndpointsApiExplorer();
builder.Services.AddSwaggerGen();
var app = builder.Build();
if (app.Environment.IsDevelopment())
{
    app.UseSwagger();
    app.UseSwaggerUI();
}
app.UseHttpsRedirection();
app.UseAuthorization();
app.MapControllers();
app.UseCors("NUXT");
app.Run();

```

DiapasonsController.cs

```

using Diploma_Thesis.Models;
using Diploma_Thesis.Services;
using Microsoft.AspNetCore.Mvc;
using Microsoft.IdentityModel.Tokens;

namespace Diploma_Thesis.Controllers
{
    [ApiController]
    [Route("[controller]/[action]")]
    public class DiapasonsController : ControllerBase
    {
        private readonly IDiapasonService _diapasonService;

        public DiapasonsController(IDiapasonService diapasonService)
        {
            _diapasonService = diapasonService;
        }

        [HttpPost]
        public IActionResult GetCrossing(DiapasonModel[] diapasons)
        {
            if (diapasons.IsNullOrEmpty())
            {
                return BadRequest();
            }
        }
    }
}

```

```

        var crossing = _diapasonService.GetCrossing(diapasons[0], diapasons[1]);
        if (crossing == null)
        {
            return BadRequest();
        }
        return Ok(crossing);
    }

    [HttpPost]
    public async Task<IActionResult> SaveCrossing(List<FullDiapasonModel> diapasons, [FromQuery] string name)
    {
        if (diapasons.IsNullOrEmpty())
        {
            return BadRequest();
        }
        diapasons.ForEach(x => x.CalcName = name);
        var crossing = await _diapasonService.SaveDiapasons(diapasons);

        if (crossing.IsNullOrEmpty())
        {
            return BadRequest();
        }
        return Ok(crossing);
    }

    [HttpGet]
    public async Task<IActionResult> GetAll()
    {
        return Ok(await _diapasonService.GetAllAsync());
    }
}

```

DiapasonService.cs

```

using AutoMapper;
using Diploma_Thesis.Entities;
using Diploma_Thesis.Utils;
using Diploma_Thesis.Models;
using Diploma_Thesis.Repositories;
using Microsoft.IdentityModel.Tokens;

namespace Diploma_Thesis.Services
{

```

```

public class DiapasonService : IDiapasonService
{
    public IDiapasonsRepository _diapasonsRepository;
    public IMapper _mapper;

    public DiapasonService(IDiapasonsRepository diapasonsRepository, IMapper mapper)
    {
        _diapasonsRepository = diapasonsRepository;
        _mapper = mapper;
    }

    public DiapasonCrossingModel GetCrossing(DiapasonModel firstDiapason, DiapasonModel secondDiapason)
    {
        if (firstDiapason == null || secondDiapason == null || firstDiapason.Element == secondDiapason.Element)
        {
            return null;
        }
        var crossing = new DiapasonCrossingModel();
        crossing.IsCrossing = false;

        DiapasonModel minDiapason = firstDiapason.Element < secondDiapason.Element ? firstDiapason : secondDiapason;
        DiapasonModel maxDiapason = firstDiapason.Element > secondDiapason.Element ? firstDiapason : secondDiapason;

        if (minDiapason.ElementMax > maxDiapason.ElementMin)
        {
            crossing.IsCrossing = true;
            crossing.Difference = minDiapason.ElementMax - maxDiapason.ElementMin;
        }
        crossing.Difference = maxDiapason.ElementMin - minDiapason.ElementMax;
        return crossing;
    }

    public async Task<IEnumerable<FullDiapasonModel>> SaveDiapasons(List<FullDiapasonModel> diapasons)
    {
        if (diapasons.IsNullOrEmpty())
        {
            return Enumerable.Empty<FullDiapasonModel>();
        }
        foreach (var diapason in diapasons)
        {
            if (diapason == null) continue;

```



```

List<decimal> nums = new List<decimal>() { diapason.ElementMax, diapason.ElementMin,
diapason.ProblemElementMax, diapason.ProblemElementMin };

decimal minNum = nums.Min();
decimal maxNum = nums.Max();
decimal delta = maxNum - minNum;
decimal diapasonStep = delta / 8;

if(diapason.ElementMin.IsBetween(minNum, minNum + diapasonStep))
{
    diapason.ElementGrades = DiapasonGradeEnum.H;
}

if (diapason.ProblemElementMin.IsBetween(minNum, minNum + diapasonStep))
{
    diapason.ProblemElementGrades = DiapasonGradeEnum.H;
}

for (byte i = 0; i < 4; i++)
{
    if (diapason.ElementMax.IsBetween(minNum + (i * 2 + 1) * diapasonStep, minNum + ((i + 1) * 2 + 1) *
diapasonStep) ||
        diapason.ElementMin.IsBetween(minNum + (i * 2 + 1) * diapasonStep, minNum + ((i + 1) * 2 + 1) *
diapasonStep))
    {
        diapason.ElementGrades += (byte)Math.Pow(2, (i + 1));
    }

    if (diapason.ProblemElementMax.IsBetween(minNum + (i * 2 + 1) * diapasonStep, minNum + ((i + 1) * 2 + 1) *
diapasonStep) ||
        diapason.ProblemElementMin.IsBetween(minNum + (i * 2 + 1) * diapasonStep, minNum + ((i + 1) * 2 + 1) *
diapasonStep))
    {
        diapason.ProblemElementGrades += (byte)Math.Pow(2, (i + 1));
    }
}

if (diapason.ElementMax.IsBetween(maxNum - diapasonStep, maxNum))
{
    diapason.ElementGrades |= DiapasonGradeEnum.B;
}

if (diapason.ProblemElementMax.IsBetween(maxNum - diapasonStep, maxNum))
{
    diapason.ProblemElementGrades |= DiapasonGradeEnum.B;
}

```

```

    }
}

var entities = _mapper.Map<IEnumerable<FullDiapasonModel>, IEnumerable<Diapason>>(diapasons);
int savedCount = await _diapasonsRepository.AddRangeAsync(entities);
if (savedCount > 0) return diapasons;

return Enumerable.Empty<FullDiapasonModel>();
}

public async Task<string> ChooseThin(Dictionary<string, decimal> values)
{
    var diapasons = await _diapasonsRepository.GetAllAsync();

    diapasons = diapasons.Where(x => x.CalcName == "2").ToList();

    Dictionary<string, DiapasonGradeEnum> valuesDiapasons = new Dictionary<string, DiapasonGradeEnum>();
    Dictionary<string, DiapasonGradeEnum> valuesProblemDiapasons = new Dictionary<string, DiapasonGradeEnum>();

    foreach (var diapason in diapasons)
    {
        values.TryGetValue(diapason.Name, out decimal value);

        if (diapason == null) continue;

        List<decimal> nums = new List<decimal>() { diapason.ElementMax, diapason.ElementMin,
        diapason.ProblemElementMax, diapason.ProblemElementMin };

        decimal minNum = nums.Min();
        decimal maxNum = nums.Max();
        decimal delta = maxNum - minNum;
        decimal diapasonStep = delta / 8;

        if (diapason.ElementMin.IsBetween(minNum, minNum + diapasonStep) && value.IsBetween(minNum, minNum +
        diapasonStep))
        {
            valuesDiapasons.Add(diapason.Name, DiapasonGradeEnum.H);
            continue;
        }

        if (diapason.ProblemElementMin.IsBetween(minNum, minNum + diapasonStep) && value.IsBetween(minNum,
        minNum + diapasonStep))
        {

```

```

        valuesProblemDiapasons.Add(diapason.Name, DiapasonGradeEnum.H);
        continue;
    }

    for (byte i = 0; i < 4; i++)
    {
        if ((diapason.ElementMax.IsBetween(minNum + (i * 2 + 1) * diapasonStep, minNum + ((i + 1) * 2 + 1) *
        diapasonStep) ||
        diapason.ElementMin.IsBetween(minNum + (i * 2 + 1) * diapasonStep, minNum + ((i + 1) * 2 + 1) *
        diapasonStep)) &&
        value.IsBetween(minNum + (i * 2 + 1) * diapasonStep, minNum + ((i + 1) * 2 + 1)))
        {
            valuesDiapasons.Add(diapason.Name, (DiapasonGradeEnum)(byte)Math.Pow(2, (i + 1)));
            continue;
        }

        if (diapason.ProblemElementMax.IsBetween(minNum + (i * 2 + 1) * diapasonStep, minNum + ((i + 1) * 2 + 1) *
        diapasonStep) ||
        diapason.ProblemElementMin.IsBetween(minNum + (i * 2 + 1) * diapasonStep, minNum + ((i + 1) * 2 + 1) *
        diapasonStep))
        {
            valuesProblemDiapasons.Add(diapason.Name, (DiapasonGradeEnum)(byte)Math.Pow(2, (i + 1)));
            continue;
        }
    }

    if (diapason.ElementMax.IsBetween(maxNum - diapasonStep, maxNum))
    {
        valuesDiapasons.Add(diapason.Name, DiapasonGradeEnum.B);
        continue;
    }

    if (diapason.ProblemElementMax.IsBetween(maxNum - diapasonStep, maxNum))
    {
        valuesProblemDiapasons.Add(diapason.Name, DiapasonGradeEnum.B);
        continue;
    }
}

bool healthy = false;
if (!valuesDiapasons.IsNullOrEmpty())
{
    valuesDiapasons.TryGetValue("Дисперсія D", out DiapasonGradeEnum d);
    valuesDiapasons.TryGetValue("Асиметрія A", out DiapasonGradeEnum a);
}

```

```

valuesDiapasons.TryGetValue("Екссес Е", out DiapasonGradeEnum e);

valuesDiapasons.TryGetValue("Другий кореляційний момент S", out DiapasonGradeEnum s);

valuesDiapasons.TryGetValue("Перший кореляційний момент L", out DiapasonGradeEnum l);

healthy =

    (d == DiapasonGradeEnum.BC && a == DiapasonGradeEnum.BC && e == DiapasonGradeEnum.H && l ==
DiapasonGradeEnum.H && s == DiapasonGradeEnum.BC) ||

    (d == DiapasonGradeEnum.BC && a == DiapasonGradeEnum.BC && e == DiapasonGradeEnum.HC && l ==
DiapasonGradeEnum.H && s == DiapasonGradeEnum.BC) ||

    (d == DiapasonGradeEnum.BC && a == DiapasonGradeEnum.B && e == DiapasonGradeEnum.H && l ==
DiapasonGradeEnum.H && s == DiapasonGradeEnum.B) ||

    (d == DiapasonGradeEnum.BC && a == DiapasonGradeEnum.B && e == DiapasonGradeEnum.HC && l ==
DiapasonGradeEnum.H && s == DiapasonGradeEnum.B) ||

    (d == DiapasonGradeEnum.B && a == DiapasonGradeEnum.BC && e == DiapasonGradeEnum.H && l ==
DiapasonGradeEnum.H && s == DiapasonGradeEnum.BC) ||

    (d == DiapasonGradeEnum.B && a == DiapasonGradeEnum.B && e == DiapasonGradeEnum.HC && l ==
DiapasonGradeEnum.H && s == DiapasonGradeEnum.B);

}

string healthyStr = healthy ? "здоровий" : "";

bool unwell = false;

if (!valuesDiapasons.IsNullOrEmpty())
{
    valuesProblemDiapasons.TryGetValue("Дисперсія D", out DiapasonGradeEnum d);
    valuesProblemDiapasons.TryGetValue("Асиметрія А", out DiapasonGradeEnum a);
    valuesProblemDiapasons.TryGetValue("Екссес Е", out DiapasonGradeEnum e);
    valuesProblemDiapasons.TryGetValue("Другий кореляційний момент S", out DiapasonGradeEnum s);
    valuesProblemDiapasons.TryGetValue("Перший кореляційний момент L", out DiapasonGradeEnum l);

    unwell =

        (d == DiapasonGradeEnum.H && a == DiapasonGradeEnum.H && e == DiapasonGradeEnum.BC && l ==
DiapasonGradeEnum.BC && s == DiapasonGradeEnum.H) ||

        (d == DiapasonGradeEnum.H && a == DiapasonGradeEnum.HC && e == DiapasonGradeEnum.BC && l ==
DiapasonGradeEnum.B && s == DiapasonGradeEnum.HC) ||

        (d == DiapasonGradeEnum.HC && a == DiapasonGradeEnum.H && e == DiapasonGradeEnum.B && l ==
DiapasonGradeEnum.BC && s == DiapasonGradeEnum.H) ||

        (d == DiapasonGradeEnum.HC && a == DiapasonGradeEnum.HC && e == DiapasonGradeEnum.B && l ==
DiapasonGradeEnum.B && s == DiapasonGradeEnum.HC);

}

string unwellStr = unwell ? "сепсис тонкої кишки" : "";

return string.Join(", ", healthyStr, unwellStr);

}

public async Task<IEnumerable<FullDiapasonModel>> GetAllAsync()
{
    var diapasonsEntities = await _diapasonsRepository.GetAllAsync();

```

```

        var diapasons = _mapper.Map<IEnumerable<Diapason>, IEnumerable<FullDiapasonModel>>>(diapasonsEntities);
        return diapasons;
    }
}

```

Context.cs

```

using Diploma_Thesis.Entities;
using Microsoft.EntityFrameworkCore;

namespace Diploma_Thesis.Repositories
{
    public class Context : DbContext
    {
        public Context(DbContextOptions options) : base(options)
        {
        }
        public DbSet<Client> Clients { get; set; }
        public DbSet<Expertise> Expertises { get; set; }
        public DbSet<Vector> Vectors { get; set; }
        public DbSet<Diapason> Diapasons { get; set; }

        protected override void OnConfiguring(DbContextOptionsBuilder optionsBuilder)
        {
            var configuration = new ConfigurationBuilder()
                .SetBasePath(Directory.GetCurrentDirectory())
                .AddJsonFile("appsettings.json")
                .Build();

            var connectionString = configuration.GetConnectionString("DefaultConnection");
            optionsBuilder.UseSqlServer(connectionString);
        }
    }
}

```

Diapason.cs

```

using Diploma_Thesis.Utils;

namespace Diploma_Thesis.Entities
{
    public class Diapason
    {
        public Guid Id { get; set; }
        public string? CalcName { get; set; }
    }
}

```

```

    public string? Name { get; set; }

    public decimal Element { get; set; }

    public decimal ElementRange { get; set; }

    public decimal ElementMax { get { return Element + ElementRange; } }

    public decimal ElementMin { get { return Element - ElementRange; } }

    public DiapasonGradeEnum ElementGrades { get; set; }

    public decimal ProblemElement { get; set; }

    public decimal ProblemElementRange { get; set; }

    public decimal ProblemElementMax { get { return ProblemElement + ProblemElementRange; } }

    public decimal ProblemElementMin { get { return ProblemElement - ProblemElementRange; } }

    public DiapasonGradeEnum ProblemElementGrades { get; set; }

    public bool IsCrossing { get; set; }

    public decimal Difference { get; set; }
}
}

```

DiapasonsRepository.cs

```

using Diploma_Thesis.Entities;
using Microsoft.EntityFrameworkCore;

namespace Diploma_Thesis.Repositories
{
    public class DiapasonsRepository : IDiapasonsRepository
    {
        private readonly Context _db;

        public DiapasonsRepository(Context db)
        {
            _db = db;
        }

        public async Task<int> AddAsync(Diapason diapason)
        {
            await _db.Diapasons.AddAsync(diapason);
            return await _db.SaveChangesAsync();
        }

        public async Task<int> AddRangeAsync(IEnumerable<Diapason> diapasons)
        {
            await _db.Diapasons.AddRangeAsync(diapasons);
            return await _db.SaveChangesAsync();
        }
    }
}

```

```

public async Task<List<Diapason>> GetAllAsync()
{
    return await _db.Diapasons.ToListAsync();
}

public async Task<int> UpdateRange(List<Diapason> diapasons)
{
    _db.Diapasons.UpdateRange(diapasons);
    return await _db.SaveChangesAsync();
}
}
}

```

DiapasonGradeEnum.cs

```

namespace Diploma_Thesis.Utils
{
    [Flags]
    public enum DiapasonGradeEnum : byte
    {
        None = 0,
        H = 1,
        HC = 2,
        C = 4,
        BC = 8,
        B = 16,
    }
}

```

FullDiapasonModel.cs

```

using Diploma_Thesis.Utils;

namespace Diploma_Thesis.Models
{
    public class FullDiapasonModel
    {
        public string? CalcName { get; set; }
        public string? Name { get; set; }
        public decimal Element { get; set; }
        public decimal ElementRange { get; set; }
        public decimal ElementMax { get { return Element + ElementRange; } }
        public decimal ElementMin { get { return Element - ElementRange; } }
        public DiapasonGradeEnum ElementGrades { get; set; } = 0;
        public string ElementGradesString { get { return ElementGrades.ToString(); } }
    }
}

```

```

    public decimal ProblemElement { get; set; }

    public decimal ProblemElementRange { get; set; }

    public decimal ProblemElementMax { get { return ProblemElement + ProblemElementRange; } }

    public decimal ProblemElementMin { get { return ProblemElement - ProblemElementRange; } }

    public DiapasonGradeEnum ProblemElementGrades { get; set; } = 0;

    public string ProblemElementGradesString { get { return ProblemElementGrades.ToString(); } }

    public bool? IsCrossing { get; set; }

    public decimal Difference { get; set; }

    }

}

```

InitialParameters.jsx

```

import React, { useCallback, useRef, useState, useEffect } from "react";
import axios from "axios";
import { DataTable } from "primereact/datatable";
import { Column } from "primereact/column";
import { Button } from "primereact/button";
import { LineChart } from '@mui/x-charts/LineChart';
import { InputText } from "primereact/inputtext";
import { InputNumber } from "primereact/inputnumber";
export default function InitialParameters({ toast }) {

    const getCrossingUrl = process.env.REACT_APP_API_URL + "Diapasons/GetCrossing";
    const saveCrossingUrl = process.env.REACT_APP_API_URL + "Diapasons/SaveCrossing";

    const [expandedRows, setExpandedRows] = useState(null);
    const [showGraphs, setShowGraphs] = useState(false);
    const [expName, setExpName] = useState("");
    const [diapasons, setDiapasons] = useState([

        { name: "Середнє М", normalValue: 0.32, normalDiapason: 0.022, problemValue: 0.24, problemDiapason: 0.007,
        isCrossing: null, difference: null },

        { name: "Дисперсія D", normalValue: 0.37, normalDiapason: 0.015, problemValue: 0.45, problemDiapason: 0.03,
        isCrossing: null, difference: null },

        { name: "Асиметрія А", normalValue: 13.7, normalDiapason: 1.04, problemValue: 6.9, problemDiapason: 0.45, isCrossing:
        null, difference: null },

        { name: "Експес Е", normalValue: 15.4, normalDiapason: 1.17, problemValue: 44.4, problemDiapason: 4.31, isCrossing:
        null, difference: null },

        { name: "Перший кореляційний момент L", normalValue: 0.14, normalDiapason: 0.007, problemValue: 0.091,
        problemDiapason: 0.009, isCrossing: null, difference: null },

        { name: "Другий кореляційний момент S", normalValue: 0.09, normalDiapason: 0.009, problemValue: 0.13,
        problemDiapason: 0.008, isCrossing: null, difference: null },

        { name: "Третій кореляційний момент Р", normalValue: 12.7, normalDiapason: 1.16, problemValue: 10.31,
        problemDiapason: 0.87, isCrossing: null, difference: null },

        { name: "Четвертий кореляційний момент Q", normalValue: 14.9, normalDiapason: 1.04, problemValue: 13.87,
        problemDiapason: 1.076, isCrossing: null, difference: null },

    ]);

```



```

const changeDiapasonValue = (rowIndex, columnName, value) => {
  if(!value && value !== 0) return;
  let newDiapason = diapasons[rowIndex];
  newDiapason[columnName] = value;
  diapasons.splice(rowIndex, 1)
  diapasons.splice(rowIndex, 0, newDiapason)
  setDiapasons(diapasons);
};

const inputNumberTemplate = (diapason, options, columnName) => {
  return <InputNumber value={diapason[columnName]} onValueChange={(e) =>{ changeDiapasonValue(options.rowIndex,
columnName, e.value)}} minFractionDigits={0} maxFractionDigits={5} ></InputNumber>;
};

const onClickSend = () => {
  let withoutDiff = [...diapasons];
  withoutDiff.forEach(el => el.difference = null );
  setDiapasons(withoutDiff);

  diapasons.forEach((el, index) => sendDiapason({ "Element": el.normalValue, ElementRange: el.normalDiapason},
{"Element": el.problemValue, ElementRange: el.problemDiapason}, index))
};

const onClickSendExp = () => {
  const data = diapasons.map((el) => {
    return {
      Difference: el.difference,
      IsCrossing: el.isCrossing,
      Name: el.name,
      ElementRange: el.normalDiapason,
      Element: el.normalValue,
      ProblemElementRange: el.problemDiapason,
      ProblemElement: el.problemValue,
    }
  }).filter(el => !el.isCrossing);

  axios
    .post(`${saveCrossingUrl}/${name=${expName}`, data)
    .then((response) => {
      const data = response.data.map((el) =>{ return {
        difference: el.difference,
        isCrossing: el.isCrossing,
        name: el.name,
        normalValue: el.element,
        normalDiapason: el.elementRange,
        problemDiapason: el.problemElementRange,

```

```

        problemValue: el.problemElement,
        elementGradesString: el.elementGradesString.replace(", ", " - "),
        problemElementGradesString: el.problemElementGradesString.replace(", ", " - "),
    })
    setDiapasons(data);
  })
  .catch((error) => {
    toast.current.show({
      severity: "error",
      summary: "Success",
      detail: "Notes not updated",
    });
  });
};

const sendDiapason = (firstDiapason, secondDiapason, index) => {
  axios
    .post(getCrossingUrl, [firstDiapason, secondDiapason])
    .then((response) => {
      changeDiapasonValue(index, "isCrossing", response.data.isCrossing);
      changeDiapasonValue(index, "difference", response.data.difference);

      const withFieldDifference = diapasons.filter(el => el.difference || el.difference === 0);

      if(withFieldDifference && withFieldDifference.length > 6){
        setShowGraphs(true);
      }
    })
    .catch((error) => {
      toast.current.show({
        severity: "error",
        summary: "Success",
        detail: "Notes not updated",
      });
    });
  }

const rowExpansionTemplate = (data) => {
  const dataset = [
    { x: data.normalValue - data.normalDiapason, y: 0 },
    { x: data.normalValue, y: data.normalDiapason },
    { x: data.normalValue + data.normalDiapason, y: 0 },
  ]

```

```

    { x: data.problemValue - data.problemDiapason, y: 0 },
    { x: data.problemValue, y: data.problemDiapason },
    { x: data.problemValue + data.problemDiapason, y: 0 },
  ]
  return (
    <div className="card">
      <LineChart
        dataset={dataset}
        xAxis={[{ dataKey: 'x' }]}
        series={[{ dataKey: 'y' }]}
        height={300}
        grid={{ vertical: true, horizontal: true }}
      />
    </div>
  );
};
return (
  <
    {!showGraphs &&
      <
        <DataTable value={diapasons} tableStyle={{ minWidth: "50rem" }}>
          <Column field="name" header="Характеристики" />
          <Column field="normalValue" header="Для норми" body={(data, options) => inputNumberTemplate(data, options, "normalValue")} />
          <Column field="normalDiapason" body={(data, options) => inputNumberTemplate(data, options, "normalDiapason")} />
          <Column field="problemValue" header="Для сепсису" body={(data, options) => inputNumberTemplate(data, options, "problemValue")} />
          <Column field="problemDiapason" body={(data, options) => inputNumberTemplate(data, options, "problemDiapason")} />
        </DataTable>
        <Button label="Відправити" style={{minWidth: 150, marginTop: 10}} onClick={onClickSend}/>
      </
    >
    {showGraphs &&
      <
        <DataTable
          value={diapasons}
          tableStyle={{ minWidth: "50rem" }}
          expandedRows={expandedRows}
          rowExpansionTemplate={rowExpansionTemplate}

```

```

        onRowToggle={(e) => setExpandedRows(e.data)}
    >
    <Column expander={true} style={{ width: '5rem' }} />
    <Column field="name" header="Характеристики" />
    <Column field="difference" header="Різниця"/>
    <Column field="isCrossing" header="Перетин" body={data => data.isCrossing?.toString() ?? "false"} />
    <Column field="normalValue" header="Для норми" />
    <Column field="normalDiapason" />
    <Column field="elementGradesString" />
    <Column field="problemValue" header="Для сепсису"/>
    <Column field="problemDiapason"/>
    <Column field="problemElementGradesString"/>
</DataTable>

    <InputText placeholder="Назва" style={{ marginRight: 10 }} onChange={e
=>setExpName(e.target.value)}></InputText>

    <Button label="Зберегти" style={{ marginRight: 10, minWidth: 150, marginTop: 10 }}
onClick={onClickSendExp}/>
    </>
  }
  </>
);
}

```