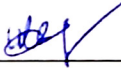


Вінницький національний технічний університет
Факультет інформаційних електронних систем
Кафедра біомедичної інженерії та оптико-електронних систем

Бакалаврська кваліфікаційна робота на тему:

**СТОКС-ВІДЕОПОЛЯРИМЕТР З АВТОМАТИЧНИМ КЕРУВАННЯМ ТА
АНАЛІЗОМ ДАНИХ ДЛЯ БІОМЕДИЧНИХ ЗАСТОСУВАНЬ**

Виконав: студент 4-го курсу, групи КОІС-216
спеціальності 152 – Метрологія та інформаційно-
вимірювальна техніка
за освітньою програмою «Комп'ютеризовані
оптико-інформаційні системи»

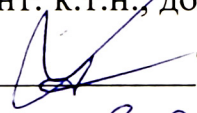
 Шестакова О.О.

Керівник: д.т.н., проф. каф. БМІОЕС

 — Заболотна Н. І.

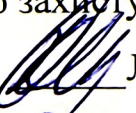
«10» червня 2025 р.

Рецензент: к.т.н., доц. каф. ОТ

 Тарновський М.Г.

«16» червня 2025 р.

Допущено до захисту

Зав. кафедри  Л.Г. Коваль

«17» червня 2025 р.

Вінницький національний технічний університет

Факультет інформаційних електронних систем

Кафедра біомедичної інженерії та оптико-електронних систем

Рівень вищої освіти перший (бакалаврський)

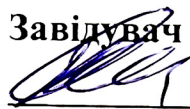
Галузь знань – 15 – автоматизація та приладобудування

Спеціальність – 152 – метрологія та інформаційно-вимірювальна техніка

Освітньо-професійна програма – комп'ютеризовані оптико-інформаційні системи

ЗАТВЕРДЖУЮ

Завідувач кафедри БМІОЕС

 Л.Г. Коваль

« 20 » березня 2025 року

З А В Д А Н Н Я

НА БАКАЛАВРСЬКУ КВАЛІФІКАЦІЙНУ РОБОТУ СТУДЕНТУ

Шестаковій Ользі Олегівні
(прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема роботи: Стокс-відеополяриметр з автоматичним керуванням та аналізом даних для біомедичних застосувань

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

затверджені наказом ВНЗ № 97 від « 20 » березня 2025 року.

2. Термін подання студентом роботи: 15.06.2025

3. Вихідні дані до роботи:

3.1 Функціональне призначення системи – автоматизоване вимірювання двовимірних мап параметрів вектора Стокса біозразків на довжинах хвиль лазера $\lambda=632$ нм, $\lambda=505$ нм із подальшим їх аналізом

3.2 Вимоги до матеріалу дослідження – оптична товщина біозразка ($\tau < 0,1$), геометрична товщина – 10 мм.

3.3 Тип аналізу даних: визначити центральні статистичні моменти 1-го-4-го порядку елементів вектора Стокса біозразків на двох довжинах хвиль

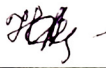
3.4 Тип автомату для побудови блоку керування – автомат Мура

4. Зміст текстової частини: : Вступ 1. Аналіз систем та методів відеополяриметрії для біомедичних застосувань. 2. Розробка схеми автоматизованого двоххвильового стокс-відеополяриметра для дослідження анізотропних біозразків з аналізом даних 3. Базові блоки автоматизованого

двохвильового стокс-відеополяриметра та результати експериментів. Висновки.
Список використаних джерел. Додатки.

5. Перелік ілюстративного матеріалу (з точним зазначенням обов'язкових креслень): 1. Схема структурна автоматизованого двохвильового стокс-відеополяриметра 2. Блок-схема вимірювання вектора Стокса на обраній довжині хвилі 3. Блок-схема аналізу даних в двохвильовому стокс-відеополяриметрів. 4. Блок-схема підтримки прийняття рішення за методом дерев рішень

6. Консультанти розділів роботи

Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата	
		Завдання видав	Завдання прийняв
Спеціальна частина	Заболотна Н.І., д.т.н., доц, професор каф. БМІОЕС	20.03.2025 	10.06.2025 

7. Дата видачі завдання «20» березня 2025 р

КАЛЕНДАРНИЙ ПЛАН

Назва та зміст етапу	Термін виконання		Примітка
	початок	закінчення	
Вибір, узгодження та затвердження теми БДР	03.03.2025	20.03.2025	виконано
Аналіз літературних джерел. Попередня розробка основних розділів	20.03.2025	29.03.2025	виконано
Аналіз вирішення поставленої задачі на даному етапі	30.03.2025	05.05.2025	виконано
Розробка методу і структури системи	06.05.2025	17.05.2025	виконано
Розробка програмних модулів аналізу та класифікації системи	18.05.2025	23.05.2025	виконано
Експериментальні дослідження системи	24.05.2025	31.05.2025	виконано
Оформлення пояснювальної записки та графічної частини	01.06.2025	06.06.2025	виконано
Нормоконтроль	06.06.2025	09.06.2025	виконано
Попередній захист БДР, доопрацювання, рецензування БДР	10.06.2025	16.06.2025	виконано
Захист БДР ЕК	19.06.2025	20.06.2025	виконано

Студент
Керівник роботи




О. О. Шестакова
Н.І. Заболотна

АНОТАЦІЯ

Бакалаврська кваліфікаційна робота складається з 75 сторінок формату А4, містить 30 рисунків, 4 таблиць, список використаних джерел містить 34 найменувань.

Метою роботи є розробка автоматизованого двохвильового стокс-відеополяриметра для дослідження біологічних зразків із підвищеною точністю вимірювання параметрів вектора Стокса та реалізацією інтелектуального аналізу отриманих даних.

У роботі здійснено аналіз сучасних методів поляризаційної діагностики та архітектур відеополяриметричних систем, представлено математичний апарат для аналізу двовимірних мап параметрів Стокса, описано принцип дії та побудову оптичної схеми вимірювального каналу. Реалізовано програмний модуль для обчислення центральних моментів розподілів компонент вектора Стокса та оцінки похибок вимірювань. Запропоновано структурну схему керування на базі автомата Мура. Проведено експериментальні дослідження, результати яких підтверджують ефективність запропонованої системи для діагностики біозразків на основі поляриметричних характеристик.

Ключові слова: відеополяриметрія, вектор Стокса, біозразки, поляризаційна діагностика, моментний аналіз, автоматизовані вимірювання.

ABSTRACT

The bachelor's qualification work consists of 75 pages of A4 format, contains 30 figures, 4 tables, the list of used sources contains 34 names.

The purpose of the work is to develop an automated two-wave Stokes video polarimeter for the study of biological samples with increased accuracy of measurement of Stokes vector parameters and implementation of intellectual analysis of the obtained data.

The work analyzes modern methods of polarization diagnostics and architectures of video polarimetric systems, presents a mathematical apparatus for the analysis of two-dimensional maps of Stokes parameters, describes the principle of operation and construction of an optical circuit of the measuring channel. A software module for calculating the central moments of the distributions of Stokes vector components and estimating measurement errors is implemented. A structural control scheme based on Moore's automaton is proposed. Experimental studies have been conducted, the results of which confirm the effectiveness of the proposed system for diagnosing biosamples based on polarimetric characteristics.

Keywords: video polarimetry, Stokes vector, biosamples, polarization diagnostics, moment analysis, automated measurements.

ЗМІСТ

ВСТУП	6
1 АНАЛІЗ СИСТЕМ ТА МЕТОДІВ ВІДЕОПОЛЯРИМЕТРІЇ ДЛЯ БІОМЕДИЧНИХ ЗАСТОСУВАНЬ.....	9
1.1 Поляризація та методи її отримання та застосування для біомедичних досліджень.....	9
1.2 Відеополяриметри для вимірювання параметрів Стокса лазерних об'єктних полів.....	13
1.3 Огляд відомих методів аналізу двовимірних мап параметрів поляризації біологічних об'єктів в відеополяриметрах.....	22
1.4 Вибір аналога розроблюваного стокс-відеополяриметра.....	24
1.5 Висновки до розділу 1.....	25
2 РОЗРОБКА СХЕМИ АВТОМАТИЗОВАНОГО ДВОХВИЛЬОВОГО СТОКС-ВІДЕОПОЛЯРИМЕТРА ДЛЯ ДОСЛІДЖЕННЯ АНІЗОТРОПНИХ БІОЗРАЗКІВ	
3 АНАЛІЗОМ ДАНИХ.....	26
2.1 Методика приготування біозразків для дослідження та вимоги до Стокс-відеополяриметра.....	26
2.2 Метод вимірювання двовимірних мап параметрів вектора Стокса лазерного пучка на двох довжинах хвиль та схема автоматизованого відеополяриметра.....	27
2.3 Математичні основи аналізу даних на основі центральних моментів в Стокс-відеополяриметрі та їх подальшої класифікації.....	32
2.4 Синтез структурної схеми блоку автоматизованого керування вимірювальним каналом Стокс-відеополяриметра на основі автомата Мура....	38
2.5 Висновки до розділу 2	47
3 БАЗОВІ БЛОКИ АВТОМАТИЗОВАНОГО ДВОХВИЛЬОВОГО СТОКС-ВІДЕОПОЛЯРИМЕТРА ТА РЕЗУЛЬТАТИ ЕКСПЕРИМЕНТІВ.....	48
3.1 Оптична схема вимірювального каналу двохвильового стокс-поляриметра.....	48

3.2 Розробка програмної реалізації блоку обчислення центральних моментів розподілів елементів вектора Стокса в системі.....	51
3.3 Результати експериментів по вимірюванню та аналізу вектора Стокса для діагностики біозразків на двох довжинах хвиль.....	54
3.4 Оцінювання похибок вимірювання вектора Стокса в системі.....	56
3.5 Висновки до розділу 3	58
ВИСНОВКИ.....	59
СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ	61
Додаток А Протокол перевірки кваліфікаційної роботи на наявність текстових запозичень.....	66
Додаток Б Ілюстративна частина.....	67
Додаток В Лістинг програми.....	72

ВСТУП

Актуальність теми. Лазерні вимірювальні технології набувають сьогодні поширення в різних сферах сучасного життя, зокрема в біомедичних застосуваннях. Відомим та перспективним напрямком розвитку інформаційно-вимірювальних лазерних систем є лазерні стокс-відеополяриметри, які застосовують при медичній діагностиці біологічних зразків тканин органів людського організму чи біологічних рідин [1–4].

За допомогою лазерного поляриметра вимірюють та аналізують значення розподілів параметрів вектора Стокса для описання поляризації світла, пропущеного або відбитого від об'єкта діагностики. На цій основі знайдено критерії діагностики ракових патологій молочних залоз [3], дерми шкіри [5], тканин кишечника [1] та інші.

В серії робіт закордонних [1,6–8] та вітчизняних [2, 4, 9, 10] науковців наведено методи та лазерні відеополяриметричні системи з відеокамерами для вимірювання та візуалізації елементів вектора Стокса перетвореного об'єктом лазерного поля у вигляді двовимірних зображень, що працюють на одній довжині хвилі. В них поляриметричні вимірювання здійснюють в площині перерізу досліджуваного біологічного шару (БШ) з формуванням наборів отриманих зображень із прийнятною точністю.

Подальший розвиток відеополяриметрів, побудованих на таких засадах, пов'язують із розвитком автоматизації, як вимірювань векторів Стокса, так і аналізу отриманих розподілів їх елементів у формі зображень. Так, в роботах [9–12] завдяки застосуванню методів статистичного та кореляційного аналізу елементів мап азимутів, еліптичностей та фазового зсуву, отриманих на основі вектора Стокса перетвореного біошаром лазерного випромінювання, отримано достовірність діагностики БШ на рівні 80%. Проте до недоліків таких систем слід віднести роботу лише на одній довжині хвилі, як правило, на довжині хвилі 0,632 мкм, що обмежує функціональні можливості таких систем.

Відомі системи стокс-поляриметрії з багатохвильовим поляризаційним опромінювачем БШ, що працюють на довжинах хвиль 444 нм, 488 нм, 514 нм, 594 нм та 635 нм [13] при діагностиці гастриту. Проте їх функціональні можливості обмежені лише вимірюваннями, без проведення автоматизованого аналізу отриманих даних, що обмежує достовірність діагностики БШ.

В той же час, розвиток сучасних інтелектуальних технологій, пов'язаний із застосуванням нейромережових класифікаторів, методів машинного навчання [14], нечіткої логіки [15] до задач поляризаційної діагностики впливає на покращення диференціювання здорових та патологічних станів БТ. Проте відсутні конкретні технічні рішення по розробці експертних систем для відеополяриметрів об'єктних полів БШ, що працюють на декількох довжинах хвиль.

Отже, актуальність роботи обґрунтована необхідністю розширення функціональних можливостей стокс-відеополяриметрів з автоматизованим керуванням при діагностиці БТ, враховуючи потенційні можливості сучасного інтелектуального аналізу зображень та багатохвильової поляризаційної взаємодії лазерного випромінювання з БТ.

Мета і задачі дослідження. Метою роботи є розширення функціональних можливостей стокс-відеополяриметра з автоматичним керуванням для біомедичних застосувань шляхом забезпечення роботи на декількох довжинах хвиль та автоматичного аналізу з класифікацією виміряних поляризаційних параметрів.

Щоб досягти поставлену мету в роботі необхідно вирішити такі завдання:

- провести аналіз систем та методів відеополяриметрії для біомедичних застосувань ;
- розробити схему автоматизованого двоххвильового стокс-відеополяриметра для дослідження анізотропних біозразків з аналізом даних на основі метода вимірювання з розширеними можливостями на двох довжинах хвиль;

- розробити алгоритмічно-програмну реалізацію обчислення центральних моментів розподілів елементів вектора Стокса в системі для подальшої класифікації біологічних зразків на цій основі;
- здійснити структурний синтез цифрового автомата з пам'яттю для автоматизованого управління вимірюваннями в стокс-відеополяриметрі;
- виконати вимірювальний експеримент на макеті розробленої системи для діагностики біологічних шарів на двох довжинах хвиль при конкретному захворюванні;
- оцінити похибки вимірювання елементів вектора Стокса в розробленій системі.

Об'єкт дослідження – процеси вимірювання вектора Стокса для зрізів біологічних тканин на двох довжинах хвиль для медичної діагностики.

Предмет дослідження – метод та система вимірювання вектора Стокса для зрізів біологічних тканин на двох довжинах хвиль для медичної діагностики.

1 АНАЛІЗ СИСТЕМ ТА МЕТОДІВ ВІДЕОПОЛЯРИМЕТРІЇ ДЛЯ БІОМЕДИЧНИХ ЗАСТОСУВАНЬ

1.1 Поляризація та методи її отримання та застосування для біомедичних досліджень

Поляризаційне випромінювання є типом електромагнітних хвиль, чий вектор напруженості поширюється за певною траєкторією тільки в одному конкретному напрямку. Основні види поляризації при взаємодії дослідного об'єкту з лазерним випромінюванням такі: колова (циркулярна) поляризація, лінійна та еліптична поляризація.

Якщо вектор електромагнітної індукції обертається або праворуч, або ліворуч, то маємо колову траєкторію руху й відповідно колову поляризацію праву чи ліву.

Площина, що містить вектори E та P називається площиною поляризації. Кут α між площиною поляризації і площиною поширення визначається як кут поляризації.

Якщо вектор E знаходиться в площині поширення (тобто $\alpha = 0$), а вектор H перпендикулярний до даної площини, то поляризація вважається вертикальною, незалежно від того, чи є нахил фронту хвилі (рис. 1.1, а та 1.1, б).

Якщо ж вектор H знаходиться в площині поширення, а вектор E перпендикулярний до цієї площини, то поляризація хвилі є горизонтальною.

При довільному положенні вектора E виділяємо дві його складові: вертикальну E_v і горизонтальну E_h (рис. 1.2). Вертикальна складова розташована в площині поширення хвилі, а горизонтальна – перпендикулярна площині поширення. При одночасному нахилі як фронту хвилі, так і повороту площини поляризації, маємо ситуацію, показану на рис. 1.3.

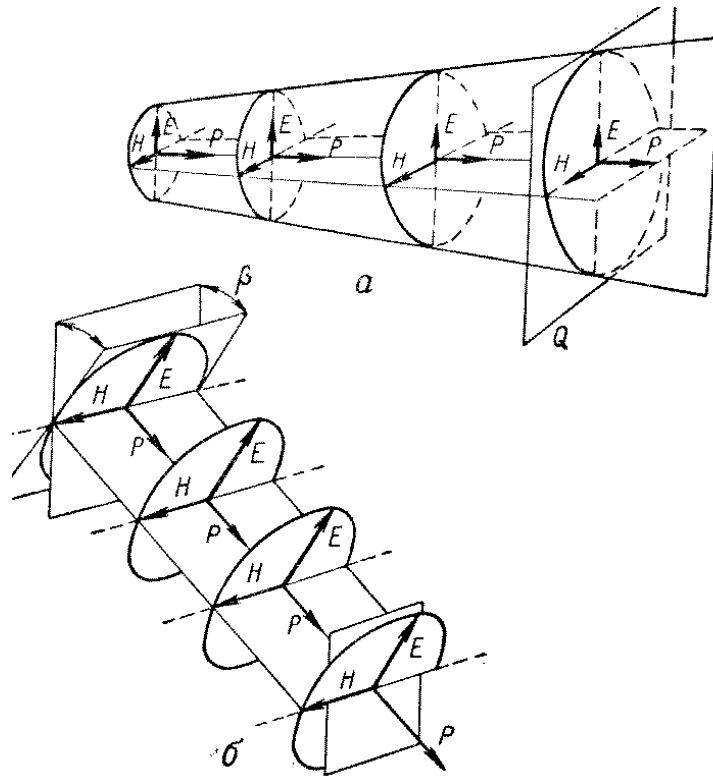


Рис. 1.1 – Нахил й поляризація фронту електромагнітної хвилі:
 a – вертикальна поляризація, b – вертикальна поляризація [16]

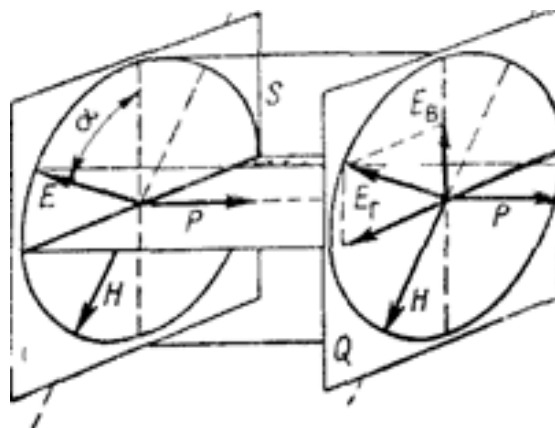


Рис. 1.2 – Поворот площини поляризації за відсутності хвильового нахилу фронту [16]

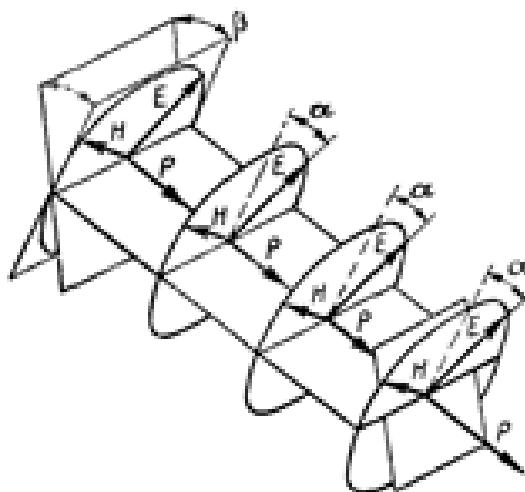


Рис. 1.3 – Поворот поляризації площини при хвильовому нахилі фронту [17]

Характер поляризації улектромагнітної хвилі визначається за співвідношенням амплітуд і фаз векторів E_v та E_r .

При плоскополяризованому лінійному типі поляризації вертикальна та горизонтальна складові вектора E перебувають у одній фазі. В той час, як існування між ними фазового зсуву призводить до зміни типу поляризації на еліптичний.

Поляризація світла є надзвичайно важливою властивістю при розгляді оптичних застосувань, оскільки взаємодії світла з матерією залежать від поляризації падаючого світла. Наприклад, виконання експериментів з оптичним поглинанням за допомогою лінійно або кругло поляризованого світла на молекулярних системах дає різні експериментальні спостереження.

Для хіральных молекул, де два енантіомери часто мають однакові спектри поглинання при записі лінійно поляризованим світлом, можна використовувати циркулярно поляризоване світло для розрізнення між ними. Це відбувається тому, що один енантіомер буде віддавати перевагу поглинанню одного напрямку циркулярно поляризованого світла, і це можна використовувати для дослідження циркулярно дисхроїзмної реакції зразка [17].

Контроль поляризації часто застосовується в біомедичних експериментах для пригнічення небажаних сигналів від таких явищ, як розсіяння від сусідніх об'єктів. Розсіяння зазвичай викликає певний рівень деполаризації розсіяного світла, тому поляризатори можна використовувати як фільтри для зменшення внеску небажаного розсіяння, покращуючи співвідношення сигнал/шум у зображенні.

Ключем до контролю поляризації є використання оптики поляризації. Існує кілька оптичних компонентів для оптичного контролю, зокрема оптично активні кристали або дихроїчні матеріали для виготовлення поляризаторів. Коли поляризацію потрібно змінювати під час експерименту, поширеним методом є використання пластинки хвиль, змонтованої на обертовому кріпленні.

Пластинка хвиль буде змінювати поляризацію падаючого світла, вводячи фазову затримку між складовими поляризації. Пластинки хвиль зазвичай виготовляються з біхроматичних матеріалів. Найпоширенішими характеристиками затримки є $\lambda / 4$, що може бути використано для створення круглих або еліптичних станів поляризації залежно від кута поляризації падаючого лінійного світла, або $\lambda / 2$, для обертання осі поляризації лінійно поляризованого світла. Пластинки хвиль також пропонують інший варіант для контролю поляризації і досягнення різноманітних фазових змін.

Хоча в мікроскопії та застосуванні зображень контроль поляризації зазвичай використовують для пригнічення розсіяння, поляризаційна інформація також може бути використана для отримання додаткової інформації про зразок.

Методи пригнічення розсіяння зазвичай використовуються для об'ємних тканинних зразків, але для тонких зразків тканин поляриметрична інформація може бути використана для розрізнення особливостей зображення, що дозволяє діагностувати захворювання, такі як хвороба Крона та туберкульоз [17]. Біомедична поляриметрична візуалізація використовується для багатьох типів діагностики раку, а також для кількісної оцінки стадії фіброзу тканини [17].

Оскільки поляризація світла може бути розглянута як векторна властивість, і система, з якою вона взаємодіє, також може бути представлена як векторна інформація, ці набори даних можуть бути використані для опису взаємодій між системами. Так, застосування вектора Стокса для аналізу поляризаційних властивостей пучка, яким зондують біологічний зразок, та перетвореного зразком лазерного пучка несе інформацію про орієнтаційно-фазову структуру зразка.

1.2 Відеополяриметри для вимірювання параметрів Стокса лазерних об'єктних полів

Поляриметрія Стокса є доволі актуальною темою в оптиці, яку найчастіше застосовують для визначення поляризаційної структури оптичних полів для цілого ряду різноманітних застосувань.

Розуміння поляризаційного стану (ПС) відіграє важливу роль у багатьох сферах, таких як візуалізація, метрологія, волоконно-оптичний зв'язок, мікроскопія, радар і квантова оптика. Тому її вимірювання та оцінка є надзвичайно важливими, що призвело до великої кількості досліджень, присвячених цій темі [2-4, 7].

Найпоширеніший теоретичний підхід до опису ПС світла базується на еліпсі поляризації. Хоча цей підхід дозволяє описувати різні ПС одним рівнянням, він має деякі недоліки. По-перше, неможливо фізично спостерігати еліпс поляризації за допомогою будь-яких вимірювальних методів, оскільки вектор світла описує еліпс за надзвичайно короткий проміжок часу (порядку 5-10 с). Другий недолік полягає в тому, що цей опис застосовний лише до повністю поляризованого світла. Тому поляризаційний еліпс не є ідеальним засобом для опису ПС світла.

У 1852 році Д.Г. Стоксом ця проблема була вирішена шляхом опису ПС світла лише чотирма параметрами, відомими зараз як параметри Стокса.

Вектор Стокса позначимо як

$$S = [S_0 \quad S_1 \quad S_2 \quad S_3]. \quad (1.1)$$

У виразі (1.1)) перший параметр S_0 описує загальну напруженість оптичного поля. Три наступні параметри S_1, S_2, S_3 описують його поляризаційний стан.

Це можна застосувати до повністю поляризованого, частково поляризованого, а також неполяризованого світла. Реалізація цих спостережуваних параметрів усунула необхідність вимірювати поляризаційний еліпс і пов'язані з ним обмеження.

Перший параметр Стокса S_0 дорівнює загальній інтенсивності світла досліджуваного випромінювання. Решта параметрів описують його поляризаційний стан. S_1 представляє величину лінійної поляризації (горизонтальної або вертикальної), S_2 - величину діагональної поляризації (45° або 135°), S_3 - величину кругової поляризації (правої або лівої), присутньої в опричному промені.

Використовуючи нерівність Шварца, видно, що для будь-якого можливого стану світла параметри Стокса задовольнятимуть нерівність [18]:

$$S_0^2 \geq S_1^2 + S_2^2 + S_3^2. \quad (1.2)$$

Якщо записати проекції вектора напруженості поля на відповідні координатні площини, то отримаємо їх комплексні нотації у такому вигляді [18]:

$$\begin{aligned} E_x(t) &= E_{0x} e^{i(\omega t + \delta_x)} = E_x e^{i\omega t}, \\ E_y(t) &= E_{0y} e^{i(\omega t + \delta_y)} = E_y e^{i\omega t}. \end{aligned} \quad (1.3)$$

В формулі (13) представляємо значення E_x і E_y як комплексні амплітуди. Виконання тих самих обчислень приводить нас до більш загального визначення параметрів Стокса [18]:

$$\begin{aligned} S_0 &= E_x E_x^* + E_y E_y^*, \\ S_1 &= E_x E_x^* - E_y E_y^*, \\ S_2 &= E_x E_y^* + E_y E_x^*, \\ S_3 &= i(E_x E_y^* - E_y E_x^*). \end{aligned} \quad (1.4)$$

Наведені вище параметри Стокса можна записати на основі шести інтенсивностей поляризації, а саме: I_H , I_V , I_D , I_A , I_R та I_L [18]:

$$\begin{aligned} S_0 &= I_H + I_V, \\ S_1 &= I_H - I_V, \\ S_2 &= I_D - I_A, \\ S_3 &= I_R - I_L. \end{aligned} \quad (1.4)$$

де H позначає горизонталь, V - вертикаль, D - діагональ (45°), A - антидіагональ (135°), R - праве коло і L - ліве коло.

Відомі структурні схеми стокс-поляриметрів, в яких реалізуються різні методи визначення елементів вектора Стокса, відрізняються насамперед тим, точковим чи матричним є переріз досліджуваного лазерного пучка. Звідти й два типи стокс-поляриметрів. Для точкових перерізів лазерного пучка застосовують окремий фотоприймач реєстрації сигналу в схемах стокс-поляриметрів. Для дослідження двовимірного перерізу лазерного пучка застосовують двовимірну матрицю фотоприймачів для реєстрації світлового потоку. Такі стокс-поляриметри називають відеополяриметрами.

Приклад звичайного стокс-поляриметра на основі вимірювання шести інтенсивностей за формулами (1.4) наведено на рисунку 1.4.

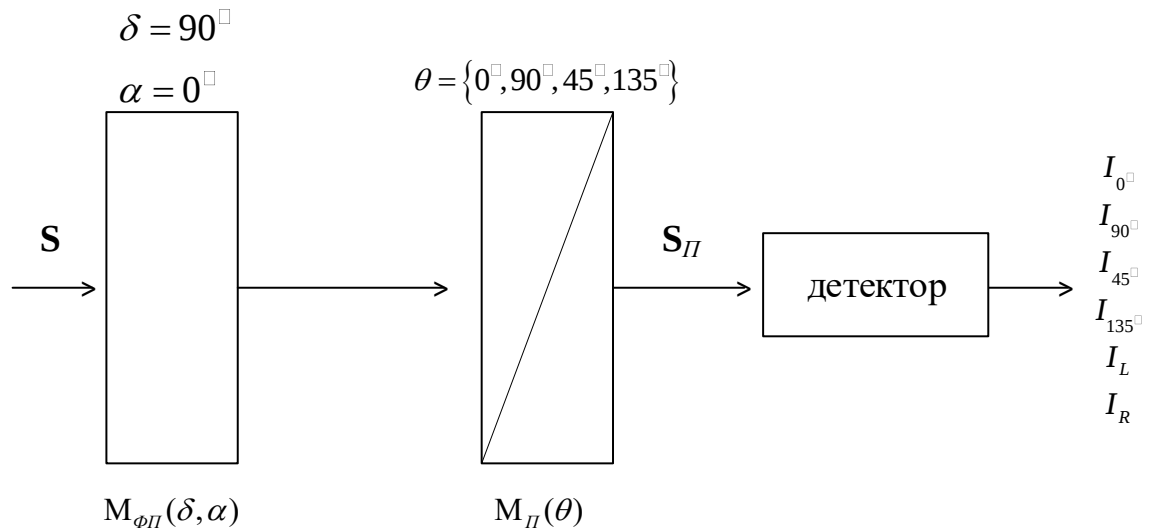


Рисунок 1.4 – Типова схема стокс-поляриметра з окремим фотодетектором [19]

Обчислення параметрів вектора Стокса на основі чотирьох вимірних інтенсивностей світлового променя наведено на рисунку 1.5. На цьому рисунку позначено через LP-лінійний поляризатор, QWP – чвертьхвильова фазова пластинка.

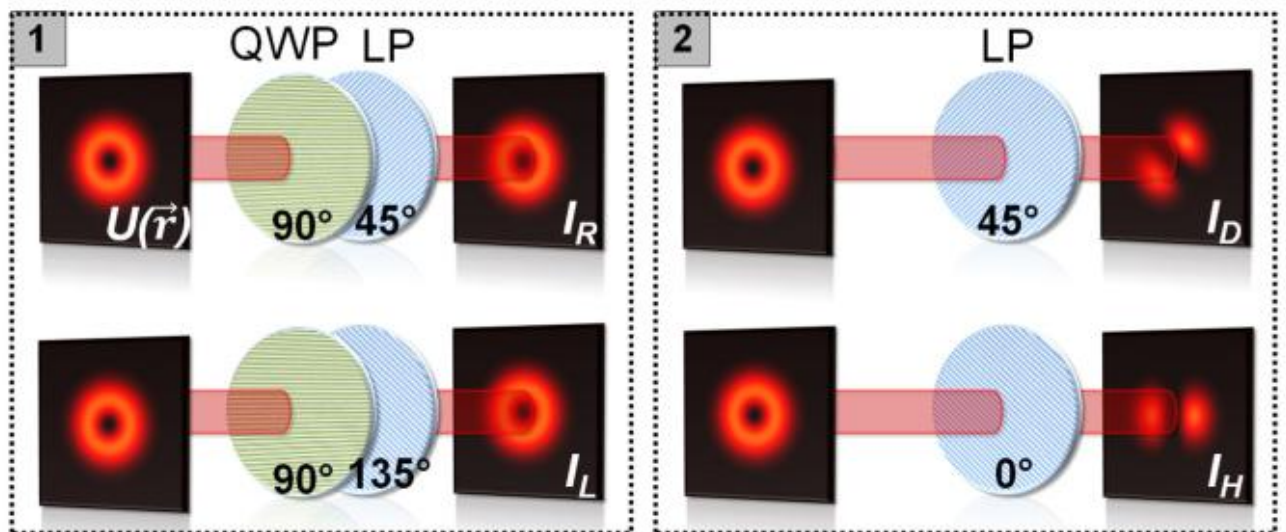


Рисунок 1.5 – Концептуальна схема стокс-поляриметрії на основі чотирьох інтенсивностей перетвореного лазерного пучка [18]

Недоліками схем на рисунку 1.4 та 1.5 є значний час роботи при дослідженні перерізу пучка, а не лише його окремої точки, а також обмежені функціональні можливості у зв'язку із роботою лише на одній довжині хвилі та відсутністю будь-якого виду автоматизованого аналізу.

Цифровий відео-стокс поляриметр має в своїй структурі двовимірні оптико-електронні та оптичні елементи, які дозволяють працювати з двовимірним перерізом лазерного пучка. При цьому розрізняють два підходи, на основі яких будують схеми стокс-поляриметрії [18]:

- пристрої фазової модуляції типу оптичних просторових модуляторів світла, наприклад, на основі рідинних кристалів (LCoS-SLM) (рисунок 1.6);
- пристрої амплітудної модуляції, які складаються із масиву індивідуально керованих мікродзеркал (DMD) та поляризаційною решіткою (PG) з роздільником променя BS (рисунок 1.7).

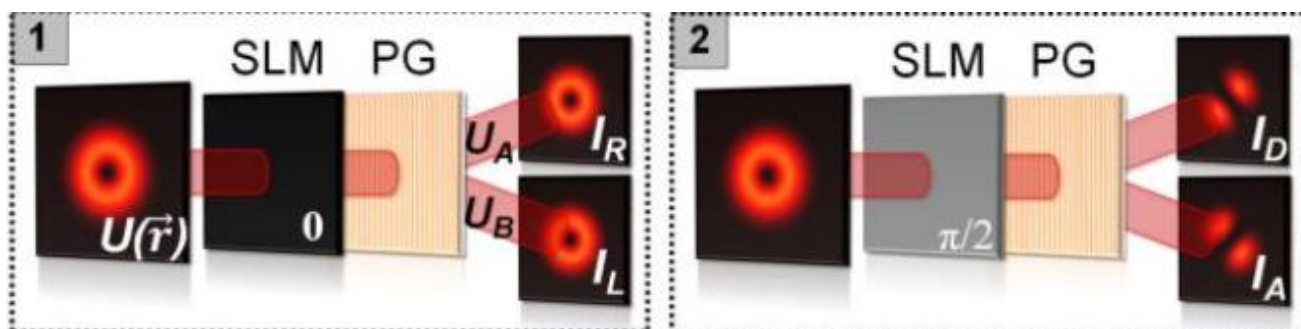


Рисунок 1.6 – Концептуальна схема стокс-поляриметрії з фазовою модуляцією [18]

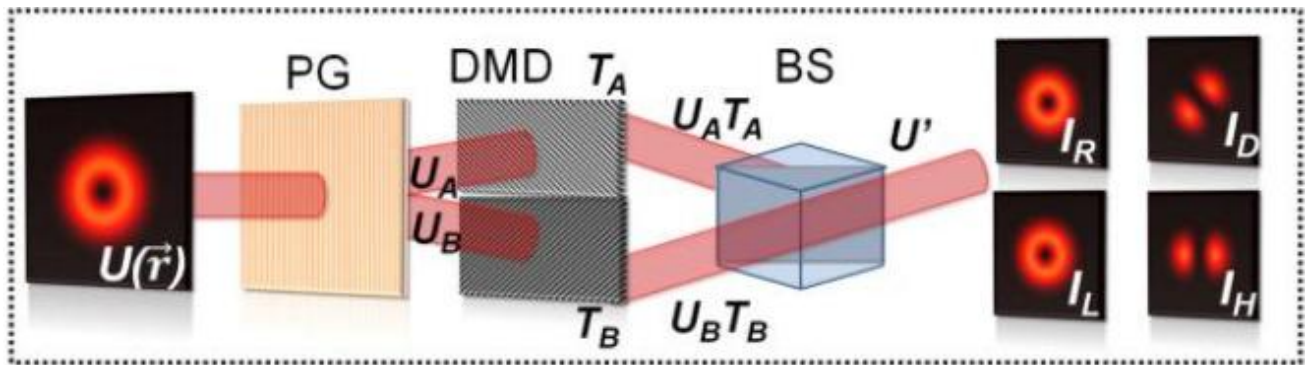


Рисунок 1.7 – Концептуальна схема стокс-поляриметрії з амплітудною модуляцією [18]

Реалізація концептуальної схеми стокс-поляриметрії, наведеної на рисунку 1.5, на експериментальній установці у прямо розсіяному світлі зображена на рисунку 1.8 [18].

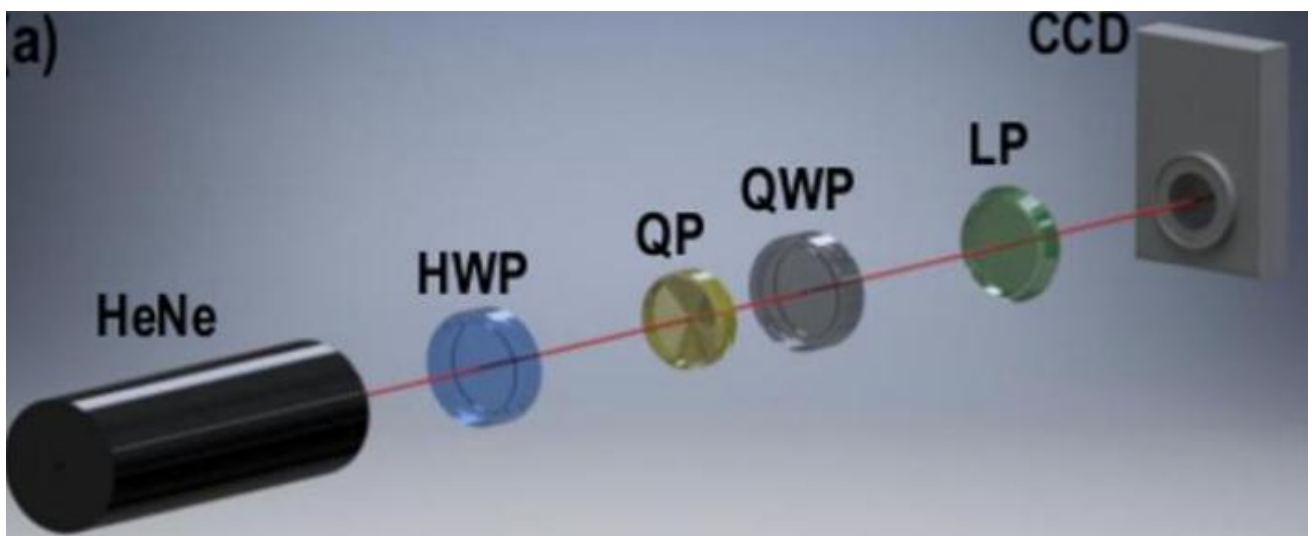


Рисунок 1.8 – Експериментальна установка стокс- відеополяриметра за методом чотирьох інтенсивностей [18]

Схема на рисунку 1.8 також має основний недолік – робота на одній довжині хвилі, відсутність автоматизації вимірювань та відсутність аналізу виміряних даних для подальших біомедичних застосувань.

Схема стокс-відеополяриметра з підключеним комп'ютером для проведення аналізу параметрів вектора Стокса наведена на рисунку 1.9 [2, 11].

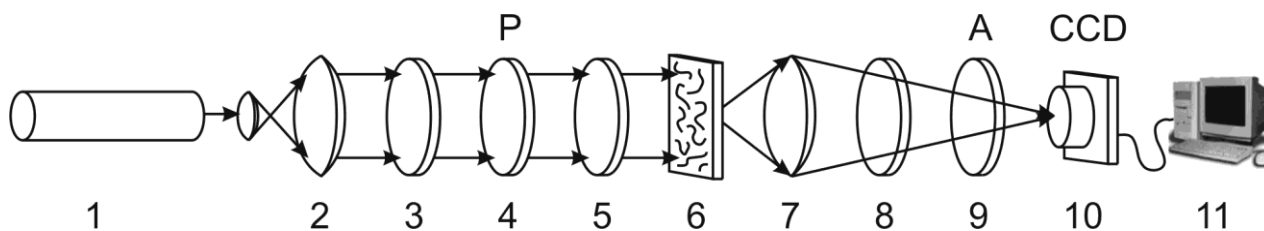


Рисунок 1.9 – Відеополяриметр лазерних перетворених полів з комп'ютерним аналізом даних

На схемі основними елементами є лазер 1, поляризатор 5 та аналізатор 6, а також три чвертьхвильові фазові пластинки 3, 5, 8. Біооб'єкт позначено як 6. Поляризоване випромінювання пропускається через біооб'єкт 6, розсіюється частково, частково поглинається ним і після перетворення поступає на аналізатор поляризації 9. За допомогою об'єктиву 7 поляризаційно відфільтрований масив інтенсивностей світлового потоку фіксується камерою 10 як зображення. На основі цих зображень за формулами (1.4) обчислюють на одній довжині лазерної хвилі 0,632 мкм чотири параметри вектора Стокса.

В роботах [20, 21] показано, що для біомедичних досліджень біологічних тканин і рідин застосовують в відеополяриметрі, що на рисунку 1.9, статистичний та кореляційний аналіз елементів $S_1 - S_4$ вектора Стокса. Це дозволяє показати, наскільки чутливими є отримані в результаті аналізу показники статистичних та кореляційних характеристик вектора Стокса до зміни анізотропії досліджуваного біологічного шару. Анізотропними змінами супроводжуються різні патології та захворювання біологічних тканин.

Проте стокс-відеополяриметрам подібного типу теж властиві обмежені функціональні можливості через роботу на одній довжині хвилі, а також у них

із-за відсутності автоматизації вимірювань можливі проблеми із недостатньою точністю вимірювань.

Проблеми автоматизації вимірювань зняті в схемі стокс-відеополяриметра, показаного на рисунку 1.10.

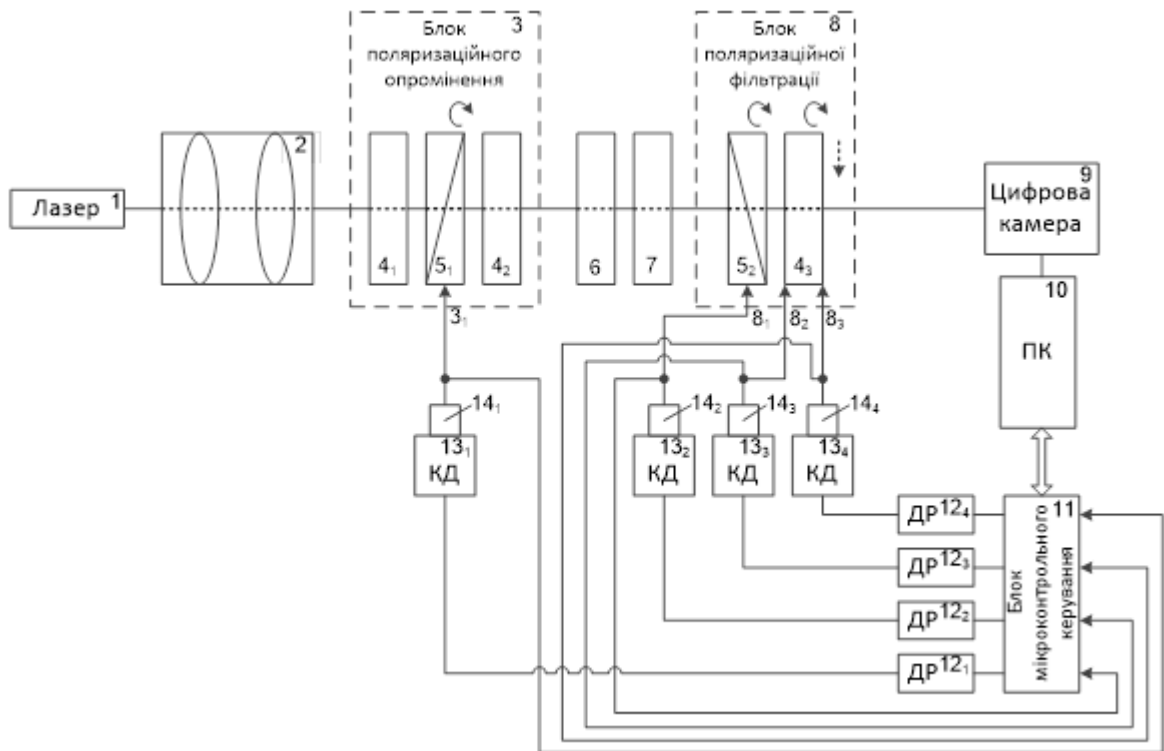


Рисунок 1.11 – Схема автоматизованого стокс-відеополяриметра з аналізом даних [22]

За допомогою блоку керування 11 в вищенаведеній схемі реалізовано керування роботою крокових двигунів $13_i (i=1:4)$. Для цього використовують драйвери двигунів $12_i (i=1:4)$. Крокові двигуни приводять в рух конструкції, в яких знаходяться фазові пластинки $4_i (i=1:3)$, а також поляризаційні плівки $5_i (i=1:2)$. Також серед переваг цієї схеми наявність комп'ютера як для керування вимірюваннями, так і для автоматизованого аналізу елементів вектора Стокса лазерних полів біологічних об'єктів.

Основний недолік згаданої схеми в роботі на одній довжині хвилі, що знижує її функціональні можливості. Також в даній схемі відсутні блоки для класифікації даних, що не дозволяє в подальшому підвищувати достовірність рішень по результатах діагностики.

Двохвильова система ЛАВС-2 [23], подана на рисунку 1.12, має в своєму складі два лазери. Перший лазер з робочою довжиною хвилі 0,638 мкм, тип - гелій-неоновий. Другий лазер з довжиною хвилі 0,488 мкм, тип – аргонівий. Вона дозволяє проводити різні поляриметричні дослідження, в тому числі й обчислення вектора Стокса на двох довжинах хвиль. Серед її основних переваг також автоматизація вимірювань.

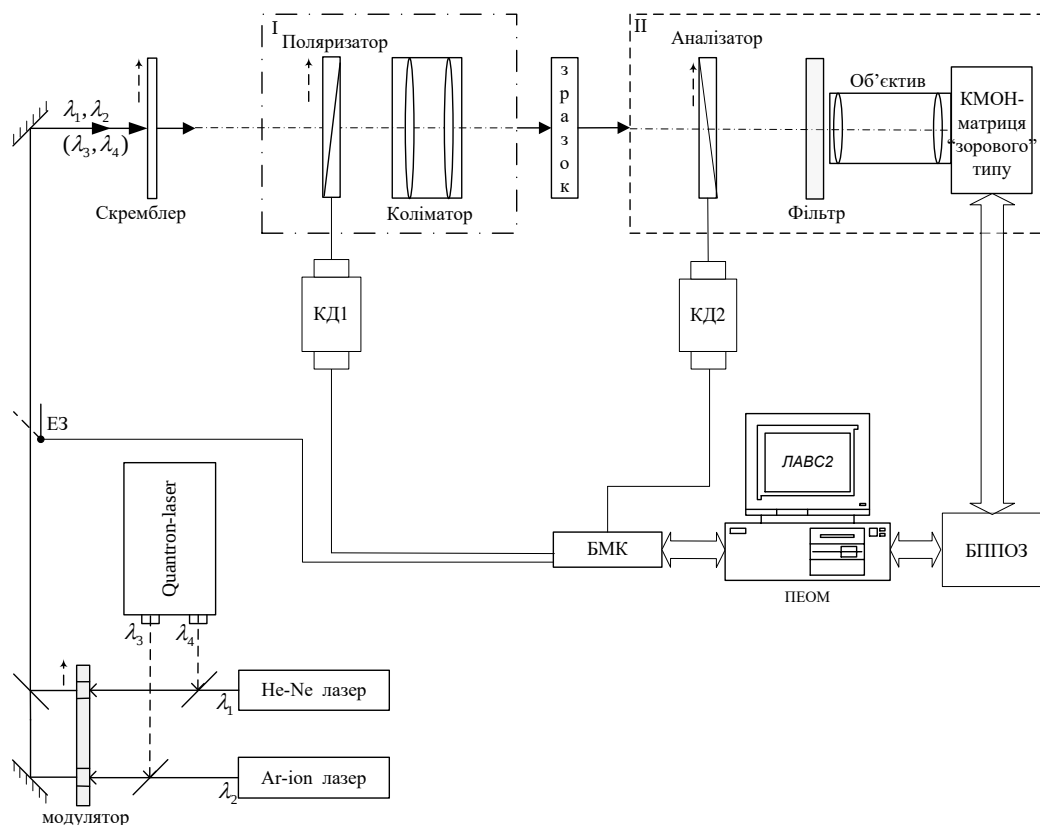


Рисунок 1.12 – Двохвильова система для відеополяриметричних вимірювань [23]

Основним недоліком системи на рисунку 1.12 є відсутність аналізу виміряних даних, що обмежує її функціональні можливості.

1.3 Огляд відомих методів аналізу двовимірних мап параметрів поляризації біологічних об'єктів в відеополяриметрах

Для діагностики стану біологічних тканин (рідни) на основі їх двовимірних мап параметрів поляризації, отриманих в стокс-відеополяриметрах, застосовують аналіз мап $S_1 - S_4$ вектора Стокса об'єктного лазерного пучка, азимутів поляризації $\alpha(i, j)$ та еліптичностей поляризації $\beta(i, j)$, отриманих на їх основі, а також елементи матриці Мюллера $Z_{kl}(i, j)$ біоб'єкта.

Крім статистичного та кореляційного аналізу вказаних поляризаційних елементів перспективним є застосування методів автоматизованого прийняття рішення, на яких будують експертні системи.

Так, в роботі [24] показано схему багатохвильового поляриметра з подвійним обертанням сповільнювача для візуалізації зразків на 5 довжинах хвиль: 0,450 мкм; 0,470 мкм; 0,500 мкм; 0,540 мкм; 0,625 мкм.

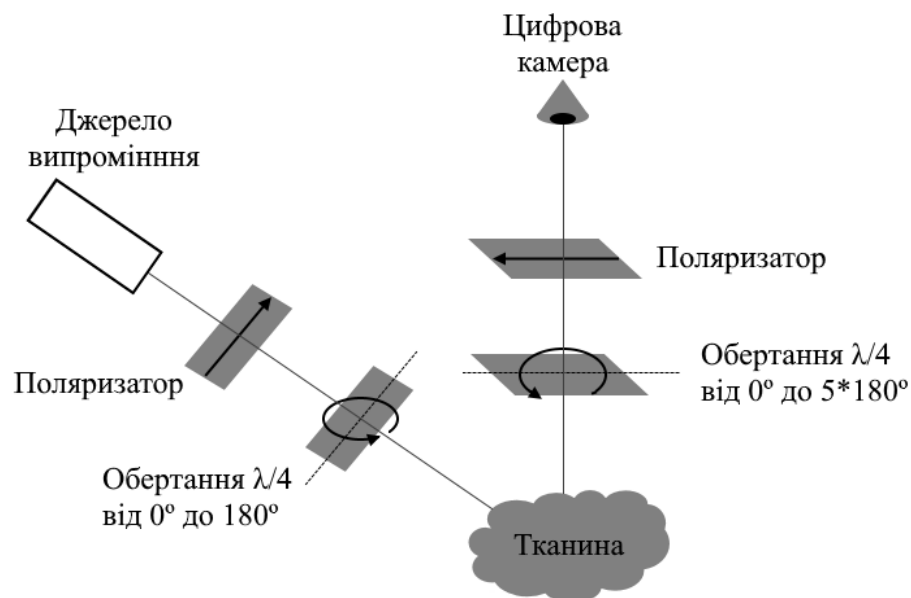


Рисунок 1.13 – Багатохвильовий відеополяриметр з подвійним обертовим сповільнювачем [24]

В наведеній вище схемі попіксельно обчислюють матрицю Мюллера. Для виявлення аномальних тканин на основі матриці Мюллера, для якої також потрібно обчислювати вектори Стокса, застосованого багатопаровий перцептрон. Це сприяло тому, що при виявленні за допомогою відеополяриметра аномальних тканин підшлункової залози точність їх ідентифікації склала 91% [24]. Проте основним недоліком цієї системи є обмеження її функціональних можливостей у зв'язку з відсутністю автоматизації вимірювань.

В іншій схемі Мюллер-Джонс-матричної поляризаційної діагностики патологій [25] на основі аналізу плазми крові, при роботі на одній довжині хвилі лазерного опромінювача було проведено дискримінантний аналіз виміряних даних. Достовірність діагностики патологій було покращено, проте не суттєво. Основним недоліком системи є обмеження її роботи на одній довжині хвилі.

Перспективними методами прийняття рішення є метод на основі побудови дерев рішень [26]. Він базується на побудові ієрархічно-послідовної структури розв'язку задачі (рисунк 1.14) із використанням запитання та відповіді на нього «Так» чи «Ні».

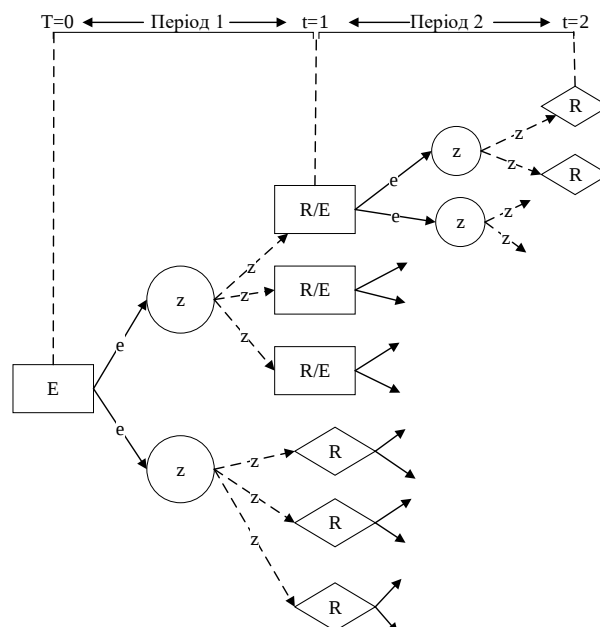


Рисунок 1.14 – Принцип побудови дерева рішення [26]

Застосування дерева рішення може дати позитивний результат у випадку його застосування в системі стокс-відеополяриметрії, оскільки такий досвід було отримано для системи Мюллер-поляриметрії біологічних шарів [25]. Його основною перевагою перед нейромережами є менший обсяг вибірки даних для навчання.

1.4 Вибір аналога розроблюваного стокс-відеополяриметра

Враховуючи на результати, наведені в п.1.2, можна розглянути два основних аналогів розроблюваної системи двохвильової стокс-відеополяриметрії, наведені в таблиці 1.1.

Таблиця 1.1 – Характеристики аналогів двохвильової системи стокс-відеополяриметрії для біомедичних застосувань

Тип інформаційно-вимірювальної поляриметричної системи	Параметр, який вимірюється	Довжини хвиль,	Методи аналізу та класифікації в системі	Достовірність діагностики
Двохвильова автоматизована система (ЛАВС-2) [23]	Відтворення елементів матриці Мюллера	0,632 мкм 0,488 мкм	Відсутні	75% -для діагностики БШ шкіри
Схема однохвильового автоматизованого стокс-відеополяриметра з аналізом даних [22]	Параметри вектора Стокса	0,632 мкм	Статистичний та кореляційний аналіз	90,1% (виявлення раку при аналізі плівки плазми крові)

Покращення достовірності діагностики в системі стокс-відеополяриметрії, яка розробляється в даній роботі, у порівнянні з аналогами планується досягти за рахунок роботи на 2 довжинах хвиль у поєднанні із застосуванням статистичного, кореляційного та класифікаційного аналізу вимірюваних параметрів вектора Стокса.

1.5 Висновки до розділу 1

Проведено аналіз основних методів та схем вимірювання параметрів вектора Стокса поляризованого лазерного пучка, які застосовують для діагностики біооб'єктів.

Показано особливості, переваги та недоліки відомих стокс-відеополяриметрів, які працюють на двох довжинах хвиль, а також методів аналізу виміряних даних при діагностиці біологічних тканин.

Обрано аналоги розроблюваної системи та шляхи досягнення мети роботи по розширенню функціональних можливостей стокс-відеополяриметра біозразків.

2 РОЗРОБКА СХЕМИ АВТОМАТИЗОВАНОГО ДВОХВИЛЬОВОГО СТОКС-ВІДЕОПОЛЯРИМЕТРА ДЛЯ ДОСЛІДЖЕННЯ АНІЗОТРОПНИХ БІОЗРАЗКІВ З АНАЛІЗОМ ДАНИХ

2.1 Методика приготування біозразків для дослідження та вимоги до Стокс-відеополяриметра

Для того, щоб будувати схему стокс-відеополяриметра у відповідності до поставлених в роботі вимог, необхідно розглянути, які матеріали будуть застосовуватись для діагностичних цілей в цій системі.

Найбільш якісну поляризаційну медичну діагностику можна отримати, коли дотримуватись певних вимог до об'єкта досліджень.

Насамперед, зразок готується лікарем-хірургом, який забирає біологічний матеріал у вигляді пункції з біологічного органу або при заборі гістологічного матеріалу.

Потім матеріал заморожують в холодильній камері та готують у вигляді слайсів геометричної товщини до 10 мм на спеціальному приладі – мікротомі.

Важливо, що біозразок повинен бути не фарбованим, а нативним, тобто природним.

Крім геометричної товщини ще має бути дотримання вимог по оптичній товщині біозразків, яка визначається коефіцієнтом екстинції $\tau \leq 0,1$. Її потрібно контролювати перед тим, як проводити експериментальні дослідження.

Також є вимоги до самої розроблюваної системи, задані в індивідуальному завданні на бакалаврську роботу, які полягають в наступному:

- для забезпечення розширених функціональних можливостей стокс-відеополяриметр має працювати на довжинах хвиль $\lambda_1 = 632\text{нм}$, $\lambda_2 = 505\text{нм}$;

- необхідно забезпечити вимірювання у вигляді зображень розподілів кожного з чотирьох елементів вектора Стокса лазерного пучка після його з взаємодії з біозразком на двох довжинах хвиль;
- необхідно виконати статистичний аналіз виміряних на двох довжинах хвиль зображень розподілів кожного з чотирьох елементів вектора Стокса перетвореного лазерного пучка та визначити усереднені значення статистичних характеристик;
- забезпечити автоматичне керування роботою схеми стокс-відеополяриметра.

2.2 Метод вимірювання двовимірних мап параметрів вектора Стокса лазерного пучка на двох довжинах хвиль та схема автоматизованого відеополяриметра

Для вимірювання параметрів вектора Стокса лазерного пучка потрібно сформулювати різні матриці інтенсивностей світла лазера, поляризація яких визначається як результат сумісної взаємодії поляризаційного опромінювача та поляризаційного аналізатора. Метод базується на фіксації змін стану поляризації світла після проходження або відбиття від зразка з використанням набору поляризаційних елементів, які змінюють стан поляризації приладу та дозволяють за допомогою спеціального алгоритму реконструювати всі чотири параметри Стокса на двох довжинах хвиль.

Схема автоматизованого стокс-відеополяриметра повинна забезпечити повністю комп'ютеризоване управління процесом вимірювання, високоточну реєстрацію даних і можливість обробки та аналізу в режимі реального часу.

Враховуючи дані експериментальних досліджень лазерні джерела обираються з довжинами хвиль відповідно 632 нм і 505 нм.

Структурна схема двоххвильового стокс-відеополяриметра наведена на рисунку 2.1.

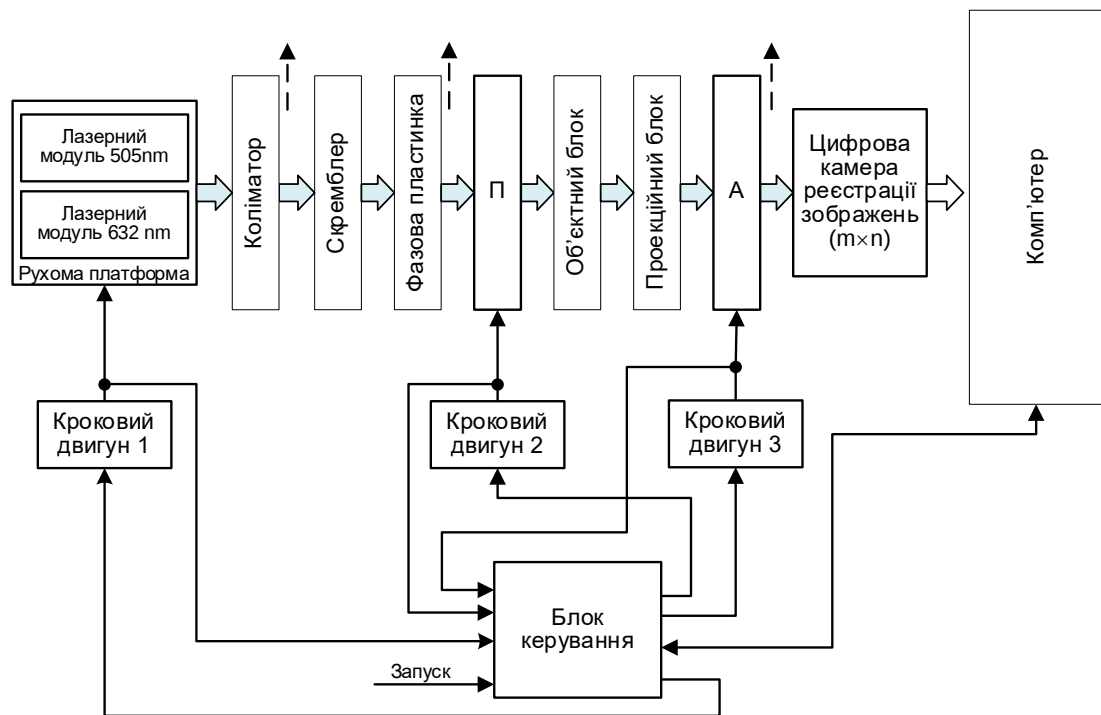


Рисунок 2.1 – Схема структурна двохвильового стокс-відеополяриметра

Особливістю схеми на рисунку 2.1 у порівнянні із схемою на рисунку 1.11 є те, що в ній для розширення функціональних можливостей введено другий лазерний модуль, який випромінює лазерний потік на довжині хвилі 505 нм. Обидва лазерних модулі на довжинах хвиль 632 нм і 505 нм розміщено конструктивно на спеціальній рухомій платформі, яка рухаючись у горизонтальному напрямку дозволяє по черзі підключати необхідний лазер як джерело випромінювання в системі.

Склад інших структурних елементів такий. Лазерний пучок обраної довжини хвилі потрапляє на коліматор, скремблер, з виходу яких утворюється некогерентний лазерний пучок певного діаметра. Він проходить при необхідності через фазову пластинку, яка здатна переміщуватись у вертикальній площині, та лінійний поляризатор.

Об'єктний блок системи служить для розташування в ньому лабораторного скла з підготовленим біологічним шаром. Проекційний блок

системи служить для спрямування пропущеного через біологічний шар лазерного поляризованого випромінювання певного типу на вхід лінійного аналізатора. З виходу блоку поляризаційного аналізу випромінювання, над якими провели фільтрацію саме типу поляризації, потрапляє на фотоприймальну частину цифрової камери.

Після перетворення оптичної інтенсивності випромінювання в електричний сигнал у відеокамері здійснюється передача утвореного зображення до комп'ютера.

На основі різних положень лінійного поляризатора, фазової пластинки та аналізатора будуть утворюватись різні складові інтенсивностей, за якими обчислюють елементи вектора Стокса.

На рисунку 2.2 показано блок-схему вимірювань векторів Стокса в системі двохвильового стокс-відеополяриметра.

1. Необхідно обрати лазерний модуль з однією із двох довжин хвиль $\lambda \in \{632nm, 505nm\}$.

2. Для обраного лазерного пучка сформувати за допомогою поляризатора та фазової пластинки необхідний тип поляризації як один із 6 можливих станів:

- лінійна поляризація з азимутом $0^0, 90^0, 45^0, 135^0$;
- «права циркуляція» ($\otimes$), «ліва циркуляція» ($\oplus$).

3. Зразок опромінюємо пучком лазера з обраним типом поляризації.

4. Поляризоване випромінювання, що пройшло через зразок, поляризаційно направляємо за допомогою проекційного блоку на аналізатор, що розміщений з азимутом 0^0 до площини пропускання.

5. На виході аналізатора отримаємо по черзі 6 розподілів лазерного випромінювання в залежності від черговості типу поляризації опромінюючого зразок пучка.

6. Фіксуємо камерою кожний із шести інтенсивностей з виходу блоку аналізатора.

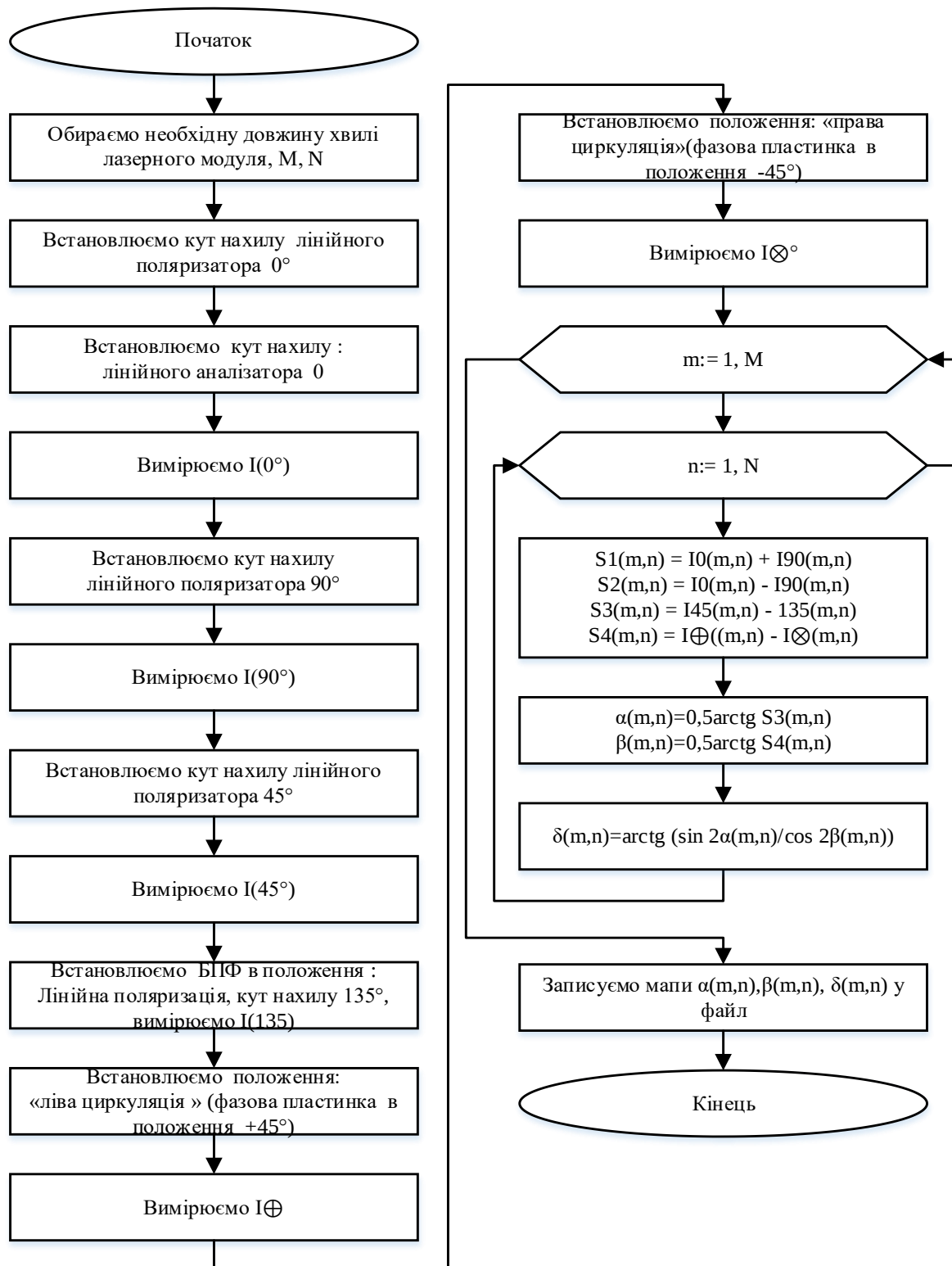


Рисунок 2.2 – Блок-схема вимірювання вектора Стокса на обраній довжині хвилі

7. Визначаємо розподіли елементів вектора Стокса вихідного лазерного пучка за формулами [3, 22]

$$\begin{aligned} S1(m,n) &= I_0(m,n) + I_{90}(m,n), \\ S2(m,n) &= I_0(m,n) - I_{90}(m,n), \\ S3(m,n) &= I_{45}(m,n) - I_{135}(m,n), \\ S4(m,n) &= I_{\otimes}(m,n) + I_{\oplus}(m,n). \end{aligned} \quad (2.1)$$

8. При необхідності можна також на обраній довжині хвилі на основі відповідних елементів $S1(m,n) - S4(m,n)$ обчислити розподіли азимутів $\alpha(m,n)$, еліптичностей $\beta(m,n)$ чи фаз $\delta(m,n)$ таким чином [3, 22]:

$$\begin{aligned} \alpha(m,n) &= \frac{1}{2} \operatorname{arctg} \left(\frac{S3(m,n)}{S2(m,n)} \right), \\ \beta(m,n) &= \frac{1}{2} \arcsin \left(\frac{S4(m,n)}{S1(m,n)} \right), \\ \delta(m,n) &= \operatorname{arctg} \left(\frac{\sin 2\alpha}{\cos 2\beta} \right). \end{aligned} \quad (2.2)$$

9. Обираємо другий лазерний модель з іншою довжиною хвилі і повторюємо всі кроки, починаючи з 1 по 8, після чого вимірювання закінчуємо і переходимо до аналізу виміряних даних.

З прикладу, наведеного на рисунку 2.3, бачимо, що отримані розподіли $S1(m,n) - S4(m,n)$ – це фактично зображення, обумовлені розмірністю матричного фотоприймача (m,n) , тобто відеокамери. Видно, що вони різні для різних параметрів обраного кута нахилу поляризатора та аналізатора, а також нахилу осі фазової пластинки, яка визначає праву чи ліву циркуляцію в поляризації. А найважливіше, що отримані розподіли $S1(m,n) - S4(m,n)$ пов'язані із типом зразку, його нормою чи патологією.

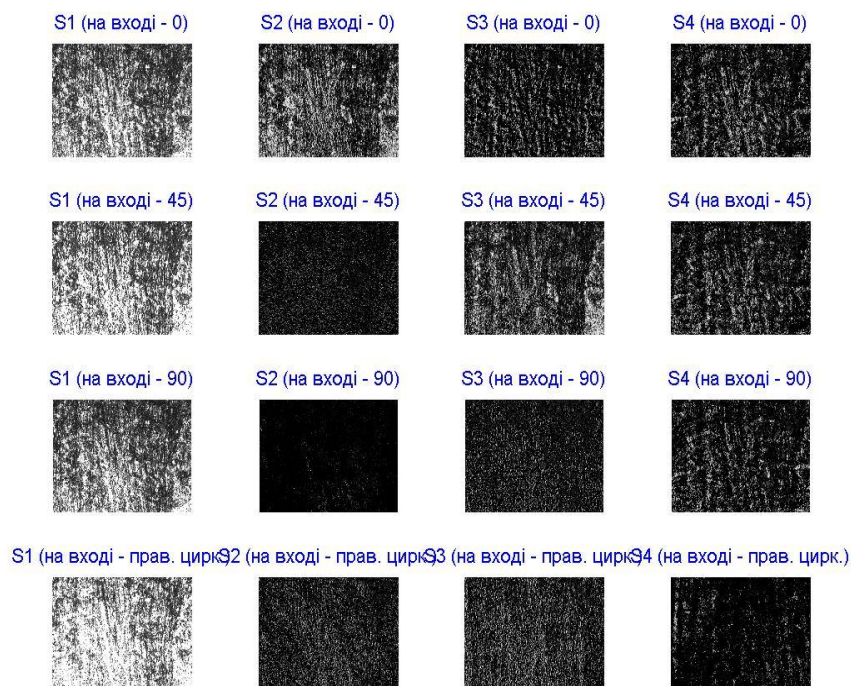


Рисунок 2.3 – Приклад обчислених елементів вектора Стокса вихідного пучка для тканини типу м'язова

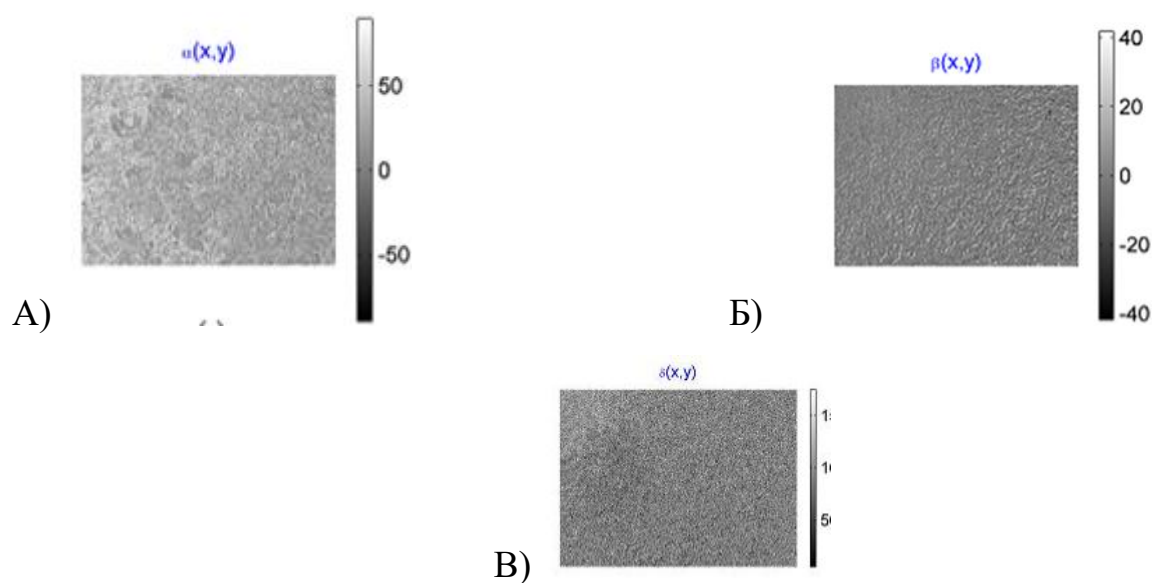


Рисунок 2.4 Азимут, еліптичність та фазовий зсув поляризації вихідного пучка для тканини типу м'язова

2.3 Математичні основи аналізу даних на основі центральних моментів в Стокс-відеополяриметрі та їх подальшої класифікації

Для подальших застосувань вимірних розподілів $S1(m,n) - S4(m,n), \alpha(m,n), \beta(m,n), \delta(m,n)$ на двох довжинах хвиль для діагностики їх розподіли піддають статистичному аналізу.

В його процесі обчислюють перш за все так званий центральний момент розподілу $F(j)$ або його середнє значення, що визначають за формулою:

$$M = \sum_{j=1}^{MN} F(j). \quad (2.3)$$

Потім важливо проаналізувати СКВ- середнє квадратичне відхилення за формулою:

$$D = \sqrt{\sum_{j=1}^{MN} (F(j))^2 / M \cdot N}. \quad (2.4)$$

Наступним кроком аналізу буде обрахунок коефіцієнту асиметрії розподілу за формулою:

$$As = \sum_{j=1}^{MN} (F(j))^3 / (MN \times (D)^3). \quad (2.5)$$

Останнім обраховуємо коефіцієнт ексцесу розподілу за формулою:

$$Ex = \sum_{j=1}^{MN} (F(j))^4 / (MN \times (D)^4). \quad (2.6)$$

Блок-схема обчислення центральних моментів 1-го-4-го порядку для вектора стокса наведена на рисунку 2. 5.

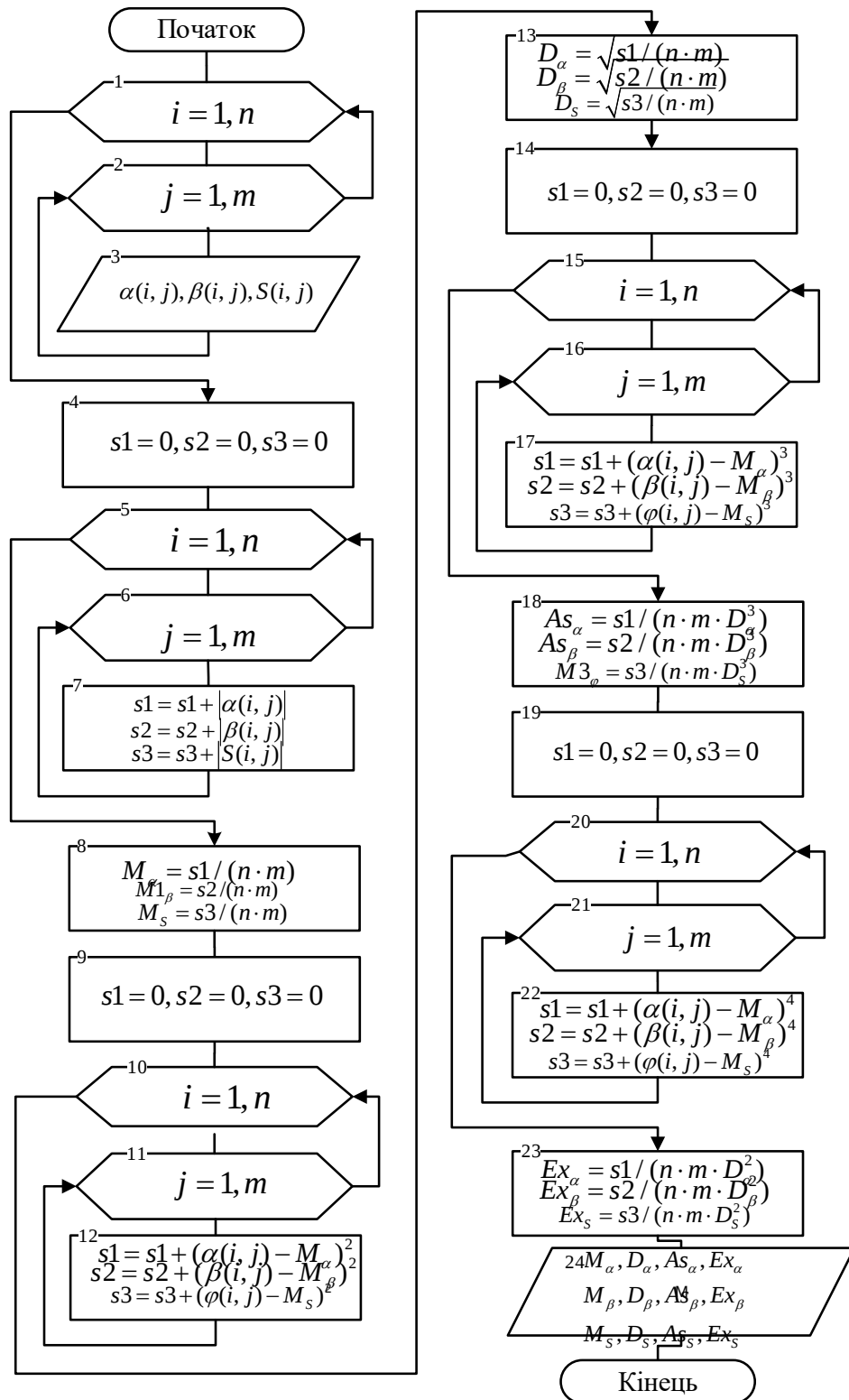


Рисунок 2.5 – Блок-схема операцій аналізу вектора Стокса

Таким чином, маючи для кожного елемента вектора Стокса чотири характеристики $\{M, D, As, Ex\}$, можна на їх основі проводити подальшу класифікацію досліджуваних зразків в системі стокс-відеополяриметра.

В нашому випадку під класифікацією будемо розуміти рішення, яке має видати система при дослідженні біологічного зразка по віднесенню його до класу «здоровий», «хворий» при підозрі на конкретне захворювання.

Для прийняття такого рішення застосовують різні методи, які можна поділити на великі групи:

- методи на основі порівняння із еталоном із обчисленням найменшої евклідової відстані від досліджуваного об'єкта до еталону;
- методи з використанням нейромереж;
- методи статистичні, наприклад, логістичної регресії;
- методи структурні та синтаксичні;
- методи дерев рішень та інші.

Для того, щоб застосувати нейромережу для класифікації зображень, потрібно мати тестову вибірку з обсягом від тисячі зразків. Оскільки в діагностичній поляриметрії немає таких офіційних експериментальних баз даних, то цим методом ми не будемо користуватись в даній роботі.

Привертає увагу метод дерев рішень. Цей метод дозволяє побудувати формалізовану логіку розгалуженого вибору на основі наявних вхідних даних або параметрів, що описують ситуацію, яка потребує ухвалення рішення [27].

Дерево рішень є ієрархічною моделлю, яка відображає процес прийняття рішень у вигляді напруженого графа. На верхівці дерева розташовується кореневий вузол, з якого починається аналіз. Кожен наступний вузол у структурі дерева відповідає певному критерію, умові або тесту над даними, а кожна гілка, що виходить із цього вузла, представляє можливий результат перевірки цієї умови. На кінцях дерева розміщуються листові вузли, які визначають остаточне рішення, класифікацію або дію, що має бути виконана. Такий спосіб моделювання дає змогу послідовно, логічно та формально визначити шлях від

початкової ситуації до конкретного рішення через серію перевірок або логічних виборів [28].

Однією з ключових особливостей методу дерева рішень є його логічна прозорість і високий рівень інтерпретованості. Кожен крок у дереві чітко пояснюється, що дозволяє відстежити, як саме було досягнуто конкретного результату. Дерево не просто вказує на результат — воно демонструє увесь логічний ланцюг, яким система керувалась, що суттєво підвищує довіру до прийнятих рішень і дозволяє ефективно тестувати й модифікувати логіку системи [29].

Ще однією суттєвою характеристикою дерева рішень є гнучкість щодо структурування логіки прийняття рішень. Залежно від кількості вхідних змінних, складності умов і глибини аналізу дерево може бути як дуже простим, із кількома вузлами, так і складним, з великою кількістю рівнів і гілок [27]. Ця гнучкість дозволяє адаптувати модель під конкретні задачі — від найпростіших логічних умов до багатофакторного аналізу із залученням імовірнісних оцінок, витрат і очікуваних вигод.

Метод дерева рішень підтримує використання як категоріальних, так і числових вхідних даних. Це дає змогу працювати з широким спектром інформації: від текстових ознак і станів до параметричних значень, отриманих із датчиків чи аналітичних підсистем. Більше того, існує можливість розширення дерева, що дає змогу безболісно змінювати або доповнювати логіку системи без необхідності її повної реконструкції. Наприклад, можна додати нові гілки, що враховують щойно введені параметри або нові сценарії, залишаючи при цьому основну структуру дерева незмінною [28].

Важливо зазначити, що метод дерева рішень надає можливість реалізувати як жорстку (детерміновану) логіку, так і більш м'які варіанти, які враховують імовірності або вагові коефіцієнти. У програмних системах, що мають справу з невизначеністю або неповнотою інформації, можливість приєднувати до вузлів дерева ймовірнісні оцінки або очікувані витрати дозволяє реалізовувати

механізми оптимізації. Це означає, що система може не лише приймати рішення, але й обирати найкраще серед можливих — з урахуванням вартості, ризику чи очікуваної ефективності [30].

Окрему увагу слід приділити формальній строгості і простоті реалізації методу. Завдяки чітко структурованій природі дерева, воно легко реалізується мовами програмування через умовні конструкції, рекурсивні функції або структури даних. У найпростішому випадку кожен вузол дерева можна розглядати як блок `if-else` або `switch-case`, де рішення залежить від значення певної змінної. У більш складних варіантах логіка дерева кодується у вигляді об'єктів або зчитується з бази знань, що робить її динамічною та масштабованою. Також можливе збереження дерева в XML, JSON або у табличному форматі, що спрощує інтеграцію з іншими модулями програмної системи [31].

Отже, враховуючи переваги методу дерев рішень, оберемо його для побудови класифікатора в даній бакалаврській роботі.

Серед критеріїв, які відомі для проведення поділу даних у дереві рішень, найпопулярнішим є коефіцієнт або індекс Джині (Gini). За його допомогою можна обрати такий атрибут, щоб змішаність класів була найменшою.

В основі коефіцієнту Джині покладено поняття відстані між розподілами класів, розраховуємо його за формулою:

$$G = 1 - \sum_{i=1}^C p(i), \quad (2.7)$$

де $p(i)$ — доля елементів i -го класу в розглянутому вузлі дерева.

Блок-схема класифікації за методом дерева рішень в нашій системі наведена на рисунку 2.6.

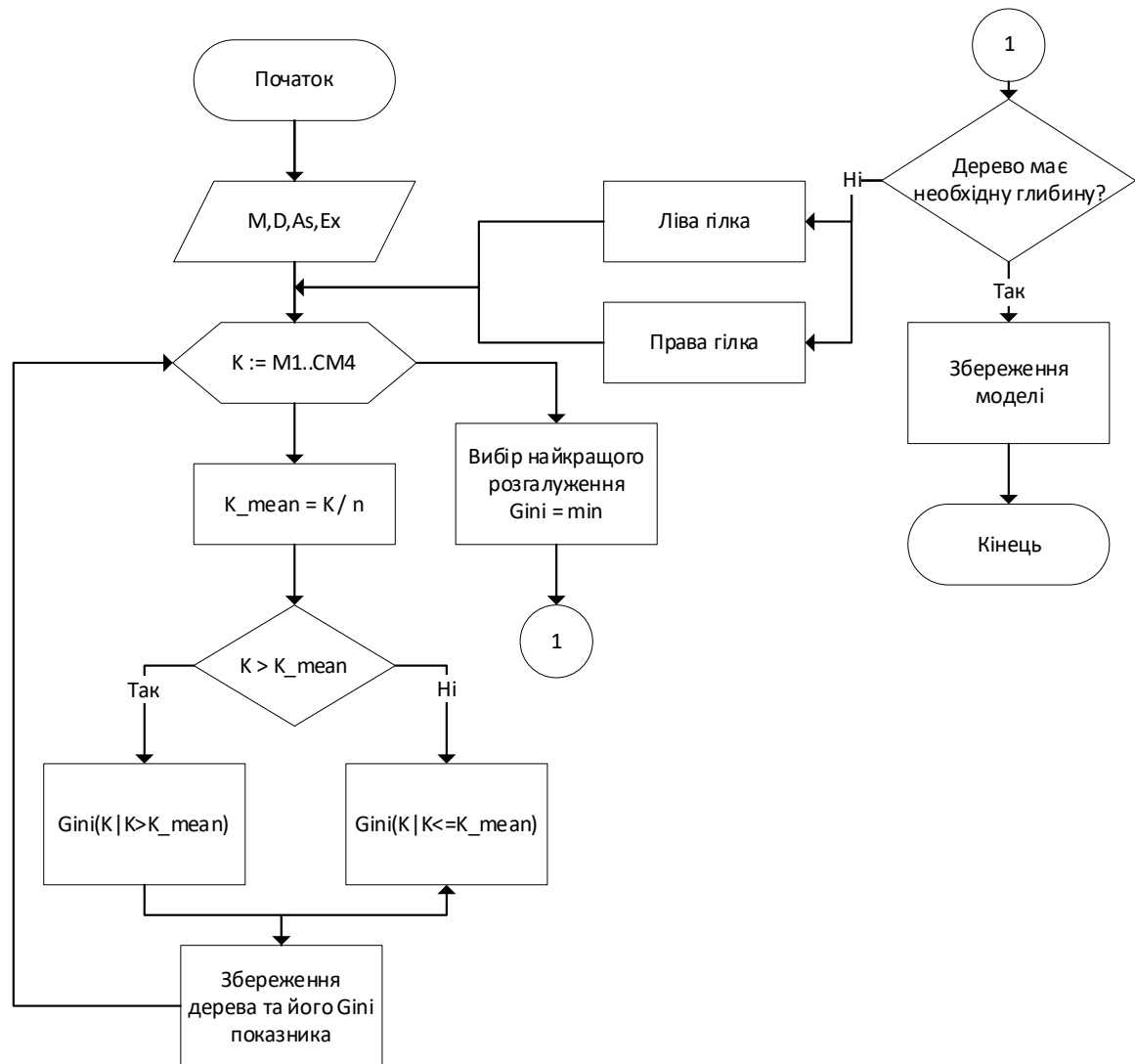


Рисунок 2.6 – Блок-схема класифікації векторів стокса в системі

2.4 Синтез структурної схеми блоку автоматизованого керування вимірювальним каналом Стокс-відеополяриметра на основі автомата Мура

Для реалізації блоку керування в системі, наведеній на рисунку 2.1, можна обрати різні варіанти. Серед них можуть бути цифрові автомати з жорсткою логікою, цифрові автомати з програмованою логікою чи мікроконтролери.

Блок керування запускається сигналом «запуск» та формує на виходах набір керуючих вихідних сигналів, які подаються в певній послідовності на вхід різних елементів системи: крокових двигунів, як керують вибором типу лазера, поворотами поляризатора, аналізатора, горизонтальним переміщенням фазових пластинок та інше.

В загальному випадку потрібно провести структурний синтез блоку керування як цифрового автомата (ЦА) з пам'яттю за відомим канонічним методом В.М. Глушкова [32].

Тоді такий ЦА характеризується трьома множинами (рисунок 2.7): умовних вершин чи зовнішніх впливів $X = \{x_1, x_2, \dots, x_L\}$; $Y = \{y_1, y_2, \dots, y_m\}$ вихідних сигналів; внутрішніх станів $A = \{a_0, a_1, \dots, a_k\}$.

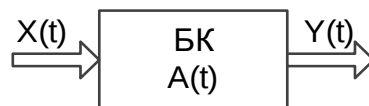


Рисунок 2.7 – Загальний вигляд ЦА

Перевагою ЦА з пам'яттю з жорсткою логікою є їх відносна простота. Такі схеми розробляють, орієнтуючись на конкретні фіксовані стани ЦА, що взаємодіє з операційною структурою вимірювального каналу. Проте в нашому випадку саме такі жорстку послідовність дій будемо виконувати в системі стокс-відеополяриметра, тому нам такий тип ЦА підходить.

Розрізняють ЦА жорсткої логіки Мура та Мілі. Вихідні сигнали автомата Мура залежать лише від стану автомата, на відміну від автомата Мілі, в якому враховуються ще й зовнішні впливи у вихідних сигналах.

Користуючись відомим алгоритмом синтезу ЦА Мура [32], складемо список кодованих мікрооперацій (таблиці 2.1) автомата Мура для схеми стокс-відеополяриметра на рисунку 2.1

Таблиця 2.1 –Список позначень мікрооперацій автомата Мура

N з/п	Позначення мікрооперації	Змістовна сутність мікрооперації	N з/п	Позначення мікрооперації	Змістовна сутність мікрооперації
1	Y1	Обираємо необхідну довжину хвилі лазерного модуля, M, N	12	Y12	Встановлюємо положення: «права циркуляція»
2	Y2	Встановлюємо кут нахилу лінійного поляризатора 0°	13	Y13	Вимірюємо $I \otimes^\circ$
3	Y3	Встановлюємо кут нахилу лінійного аналізатора 0	14	Y14	Обчислюємо $S1(m,n) = I0(m,n) + I90(m,n)$
4	Y4	Вимірюємо $I(0^\circ)$	15	Y15	Обчислюємо $S2(m,n) = I0(m,n) - I90(m,n)$
5	Y5	Встановлюємо кут нахилу лінійного поляризатора 90°	16	Y16	$S3(m,n) = I45(m,n) - I135(m,n)$
6	Y6	Вимірюємо $I(90^\circ)$	17	Y17	$S4(m,n) = I \oplus((m,n) - I \otimes(m,n))$
7	Y7	Встановлюємо кут нахилу лінійного поляризатора 45°	18	Y18	$\alpha(m,n)=0,5\arctg S3(m,n)$
8	Y8	Вимірюємо $I(45^\circ)$	19	Y19	$\beta(m,n)=0,5\arctg S4(m,n)$
9	Y9	Встановлюємо кут нахилу лінійного поляризатора 135 і вимірюємо $I(135)$	20	Y20	$g\delta(m,n)=\arctg (\sin 2\alpha(m,n)/\cos 2\beta(m,n))$
10	Y10	Встановлюємо положення: «ліва циркуляція»	21	Y21	Записуємо мапи $\alpha(m,n), \beta(m,n), \delta(m,n)$ у файл
11	Y11	Вимірюємо $I \oplus$	22	Y22	$M=1$
23	Y23	$N=1$	24	Y24	$M:=M+1$
25	Y25	$N:=N+1$			

Закодуємо умовні вершини, які зустрічаються в схемі на рисунку 2.1. Нехай умовну вершину $m=1, M$ позначимо як вершину X1, а умовну вершину $n=1, N$ позначимо як вершину X2.

Тоді кодована граф-схема алгоритму на рисунку 2.1 прийме вигляд, зображений на рисунку 2.8.

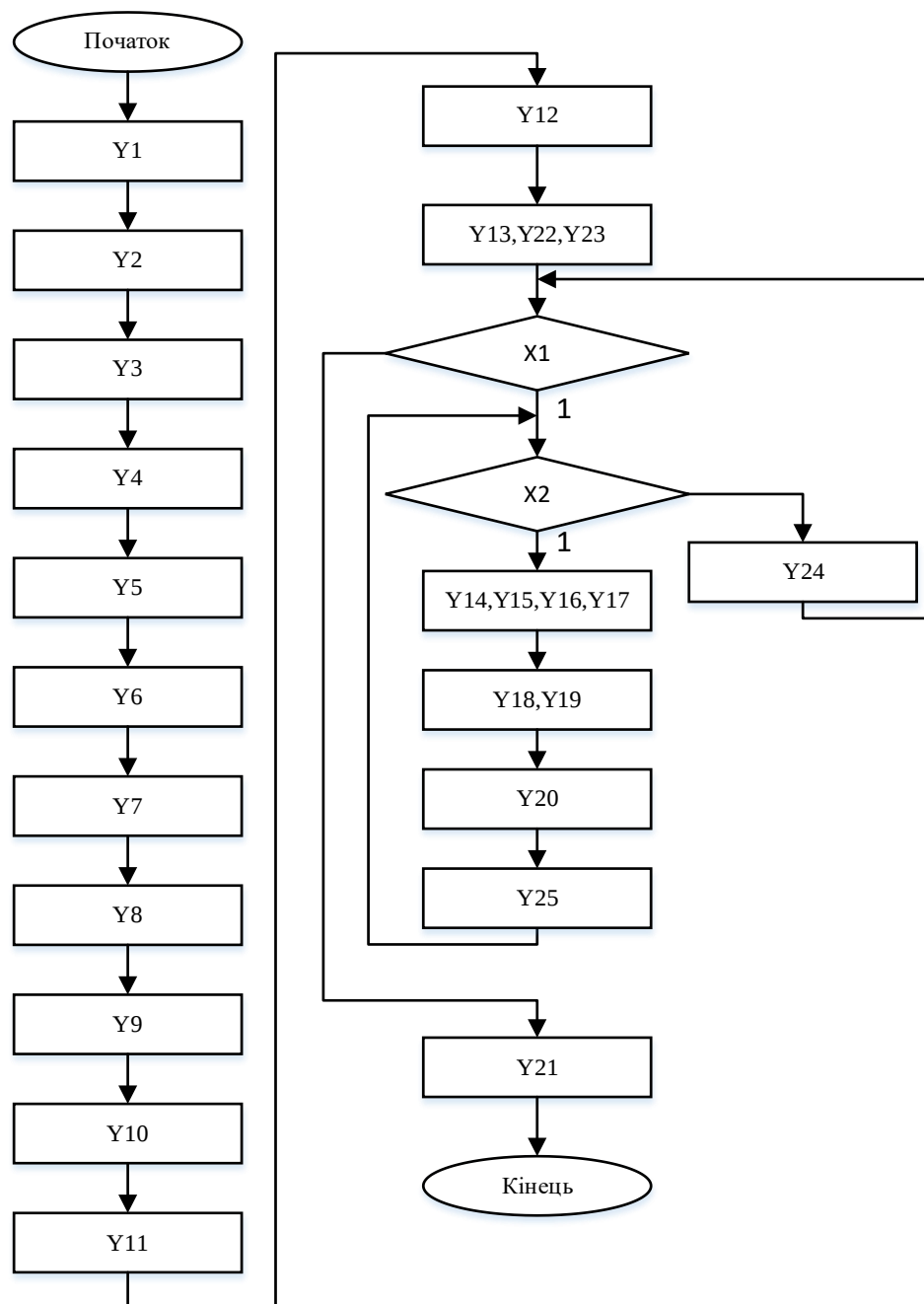


Рисунок 2.8 – Закодована граф-схема алгоритму вимірювання вектора Стокса на обраній довжині хвилі

Випишемо стани, в яких знаходиться автомат та побудуємо граф автомата Мура для вимірювання вектора Стокса, а також $\alpha(m, n)$, $\beta(m, n)$, $\delta(m, n)$

Позначимо через множину А стани автомата Мура, тоді маємо:

$$A = \{a_0, a_1, a_2, a_3, a_4, a_5, a_6, a_7, a_8, a_9, a_{10}, a_{11}, a_{12}, a_{13}, a_{14}, a_{15}, a_{16}, a_{17}, a_{18}, a_{19}\}.$$

Граф автомата Мура з урахуванням умовних сигналів X_1, X_2 та вихідних сигналів наведено на рисунку 2.9.

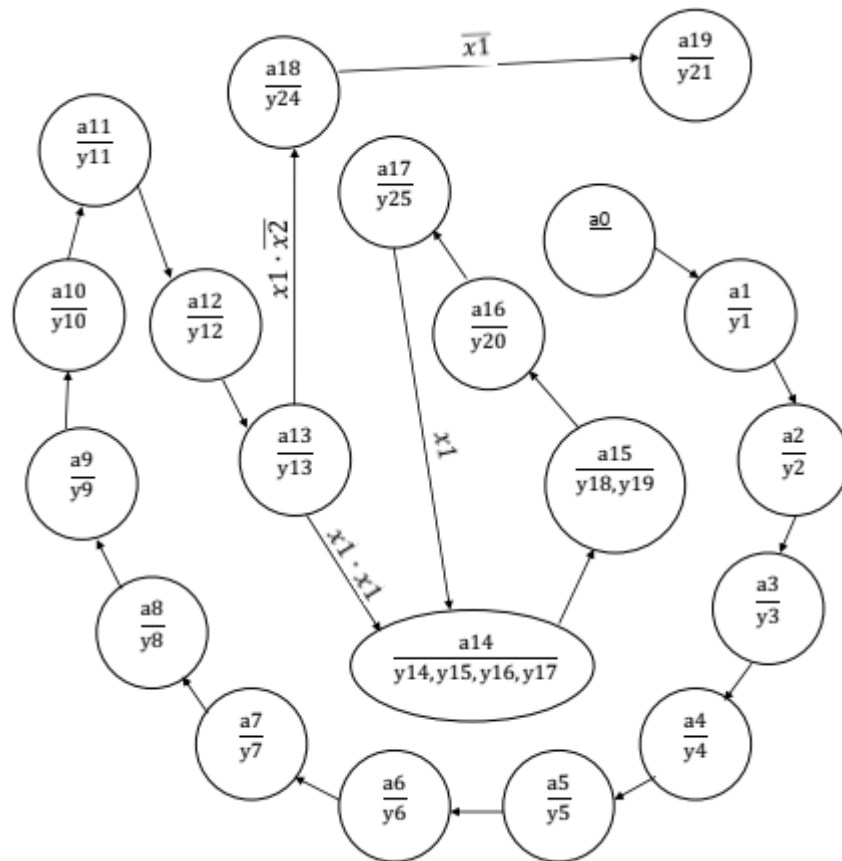


Рисунок 2.9 – Граф автомата Мура для ЦА стокс-відеополяриметра

В вершинах графа на рисунку 2.9 проставлено стани a_i та відповідні вихідні сигнали Y_k , отримані на основі кодування алгоритму вимірювання вектора Стокса на обраній довжині хвилі (рисунку 2.8). На дугах між вершинами графа проставлено умовні вершини X_l , якщо вони є в наявності.

Початкова та кінцева операторні вершини схеми на рисунку 2.8 позначено як a_0 . Всі інші операторні вершини позначають станами a_i , де $i = \overline{0:19}$. Не може бути використано однакових позначень станів, якщо стани є різними.

В схемах ЦА Мура використовують комірки пам'яті, якими є тригери. Із сукупності тригерів утворюють схему регістра. Кількість тригерів r розраховуємо за формулою

$$r = \{\log_2(i)\},$$

де i – кількість станів, в яких може перебувати ЦА; $\{l\}$ – округлення до більшого цілого числа l .

В нашому випадку $r = 5$ при $i = \overline{0:19}$.

Тоді складаємо суміщену таблицю переходів і вихідних сигналів для ЦА Мура для нашої системи (таблиця 2.2). Це таблиця так звана «пряма», тобто в ній вказано попередній стан в кожний поточний момент, наступний стан, їх коди, переходи із попереднього в наступний стан, можливі умовні вершини, функції збудження тригерів.

Для автомата Мура виведення функцій вихідних сигналів $Y_i(t+1)$ здійснюється лише в залежності від впорядкованих станів ЦА в попередній момент часу $ai(t)$.

У стовпцях, де записують функції збудження тригерів як елементів пам'яті, необхідно визначити значення сигналів на керуючих входах тригерів специфічним чином. Необхідно щоб в попередньому стані на цих входах були подані значення сигналів, які дозволять перейти в наступний стан ЦА, який прописано в таблиці 2.2.

Тому тут важливу роль відіграє тип обраного тригера як комірки регістра в структурі ЦА. Зупинимось на найпростішому тригері – D-тригері, який має вхід синхронізації, скид в початковий нульовий стан та інформаційний D-вхід.

Саме функції збудження для кожного із п'яти D-тригерів ми й пропишемо далі на основі даних таблиці 2.2. Далі ці функції будуть реалізовані у вигляді синтезованої комбінаційної схеми на основі логічних елементів «І», «АБО».

Також необхідно використати дешифратор на 5 входів, на виходах якого будуть розшифровуватись вихідні сигнали ЦА як виходи блоку керування.

Таблиця 2.2 – Таблиця кодованих станів, переходів, вхідів та виходів автомата Мура для системи

N з/п	Попередній стан	Код поперед. стану	Стан переходу	Код стану переходу	Вхідні сигнали	Вихідні сигнали	Функції збудження D-тригерів				
							D1	D2	D3	D4	D5
0	a0	00000	a1	00001	–	–	1	0	0	0	0
1	a1	00001	a2	00010	-	Y1	0	1	0	0	0
2	a2	00010	a3	00011	-	Y2	1	1	0	0	0
3	a3	00011	a4	00100	-	Y3	0	0	1	0	0
4	a4	00100	a5	00101	-	Y4	1	0	1	0	0
5	a5	00101	a6	00110	-	Y5	0	1	1	0	0
6	a6	00110	a7	00111	-	Y6	1	1	1	0	0
7	a7	00111	a8	01000	-	Y7	0	0	0	1	0
8	a8	01000	a9	01001	-	Y8	1	0	0	1	0
9	a9	01001	a10	01010	-	Y9	0	1	0	1	0
10	a10	01010	a11	01011	-	Y10	1	1	0	1	0
11	a11	01011	a12	01100	-	Y11	0	0	1	1	0
12	a12	01100	a13	01101	-	Y12	1	0	1	1	0
13	a13	01101	a14	01110	X1X2	Y13,Y22,Y23	0	1	1	1	0
14	a14	01110	a15	01111	-	Y14,Y15,Y16,Y17	1	1	1	1	0
15	a15	01111	a16	10000	-	Y18,Y19	0	0	0	0	1
16	a16	10000	a17	10001	-	Y20	1	0	0	0	1
17	a17	10001	a14	01110	X1X2	Y25	0	1	1	1	0
18	a13	01011	a18	10010	$X1\overline{X2}$	Y13	0	1	0	0	1
19	a18	10010	a14	01110	X1X2	Y24	0	1	1	1	0
20	a18	10010	a19	10011	$\overline{X1}$	Y24	1	1	0	0	1
21	a19	10011	a0	00000	-	Y21	0	0	0	0	0

Функції збудження тригерів D1-D5 в момент часу (t+1) мають такий вигляд:

$$D1^{(t+1)} = a_0^t + a_2^t + a_4^t + a_6^t + a_8^t + a_{10}^t + a_{12}^t + a_{14}^t + a_{16}^t + a_{18}^t \overline{X1}, \quad (2.8)$$

$$D2^{(t+1)} = a_1^t + a_2^t + a_5^t + a_6^t + a_9^t + a_{13}^t X1X2 + a_{14}^t + a_{17}^t X1X2 + a_{13}^t X1\overline{X2} + a_{18}^t X1X2 + a_{18}^t \overline{X1}, \quad (2.9)$$

$$D3^{(t+1)} = a_3^t + a_4^t + a_5^t + a_6^t + a_{11}^t + a_{12}^t + a_{13}^t X1X2 + a_{15}^t + a_{17}^t X1X2 + a_{18}^t X1X2, \quad (2.10)$$

$$D4^{(t+1)} = a_7^t + a_8^t + a_9^t + a_{10}^t + a_{11}^t + a_{12}^t + a_{13}^t X1X2 + a_{14}^t + a_{17}^t X1X2 + a_{18}^t X1X2, \quad (2.11)$$

$$D5^{(t+1)} = a_{15}^t + a_{16}^t + a_{13}^t X1\overline{X2} + a_{18}^t \overline{X1}. \quad (2.12)$$

Вихідні сигнали, які мають бути згенеровані в ЦА, описуємо за відповідними станами автомату на основі даних таблиці 2.2 у вигляді:

$$\begin{aligned} y_1 &= a_1; y_2 = a_2; y_3 = a_3; y_4 = a_4; y_5 = a_5; y_6 = a_6; y_7 = a_7; y_8 = a_8; y_9 = a_9; \\ y_{10} &= a_{10}; y_{11} = a_{11}; y_{12} = a_{12}; y_{13} = a_{13}; y_{14} = a_{14}; y_{15} = a_{15}; y_{16} = a_{14}; y_{17} = a_{14}; \\ y_{18} &= a_{15}; y_{19} = a_{15}; y_{20} = a_{16}; y_{25} = a_{17}; y_{21} = a_{18}; y_{22} = a_{13}; y_{23} = a_{13}; \end{aligned} \quad (2.13)$$

Отже, на основі синтезованих функцій збудження D-тригерів (2.9)-(2.12) та виведених виразів для вихідних сигналів (2.13) будемо функціональну схему ЦА Мура для стокс-відеополяриметра. Її зображено на рисунку 2.10.

Схема має вхід запуску, який пов'язано із входами синхронізації всіх D-тригерів. Виходи схеми є входами керуючих сигналів для всіх елементів вимірювального каналу системи стокс-відеополяриметра.

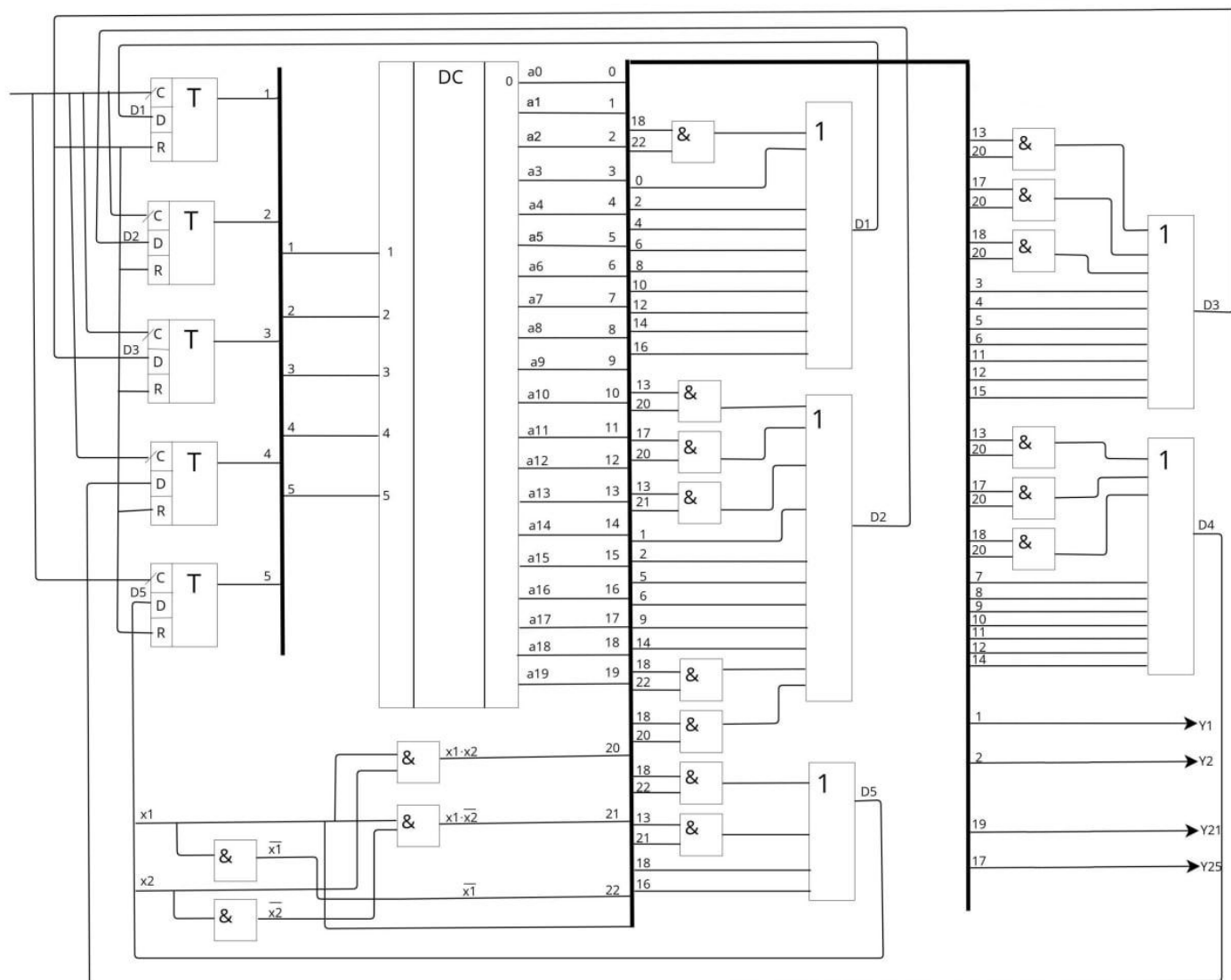


Рисунок 2.10 – Схема функціональна ЦА для стокс-відеополяриметр

2.5 Висновок до розділу 2

Розширено функціональні властивості методу вимірювання двовимірних мап параметрів вектора Стокса біозразків в системі стокс-поляриметрії шляхом проведення вимірювань на двох довжинах хвиль 632 нм і 505 нм випромінювання лазерних джерел. Лазерні модулі з відповідними довжинами хвиль в якості джерел опромінення введено до структурної схеми стокс-відеополяриметра. До інших оптичних елементів структурної схеми системи стокс-відеополяриметра висунуто умову роботи в діапазоні хвиль 505нм–632 нм.

Розроблено блок-схему вимірювання вектора Стокса на обраній довжині хвилі в системі відеополяриметрії та блок-схему операцій аналізу вектора Стокса на основі статистичного принципу, в результаті чого для кожного елемента вектора Стокса визначається оцінка середнього, дисперсії, асиметрії та ексцесу. Сформований таким чином вектор ознак використано для подальшої класифікації досліджуваних зразків в системі стокс-відеополяриметра на основі методу дерева рішення.

Розроблено блок-схеми статистичного аналізу та класифікаційного аналізу вимірних параметрів вектора Стокса на двох довжинах хвиль для досліджуваного біологічного шару.

Виконано синтез структурної схеми блоку автоматизованого керування вимірювальним каналом стокс-відеополяриметра на основі автомата Мура. Отримано граф автомата Мура для цифрового автомата стокс-відеополяриметра, таблиця кодованих станів, переходів, входів та виходів автомата Мура для системи. На основі цього синтезовано схему функціональну цифрового автомата для стокс-відеополяриметра.

3 БАЗОВІ БЛОКИ АВТОМАТИЗОВАНОГО ДВОХВИЛЬОВОГО СТОКС-ВІДЕОПОЛЯРИМЕТРА ТА РЕЗУЛЬТАТИ ЕКСПЕРИМЕНТІВ

3.1 Оптична схема вимірювального каналу двохвильового стокс-поляриметра

Схема структурна двохвильового стокс-відеополяриметра, представлена на рисунку 2.1, була реалізована в лабораторії кафедри БМІОЕС ВНТУ шляхом модернізації експериментальної установки системи багатопараметричної поляриметрії біологічних шарів [33, 34] (рисунок 3.1).

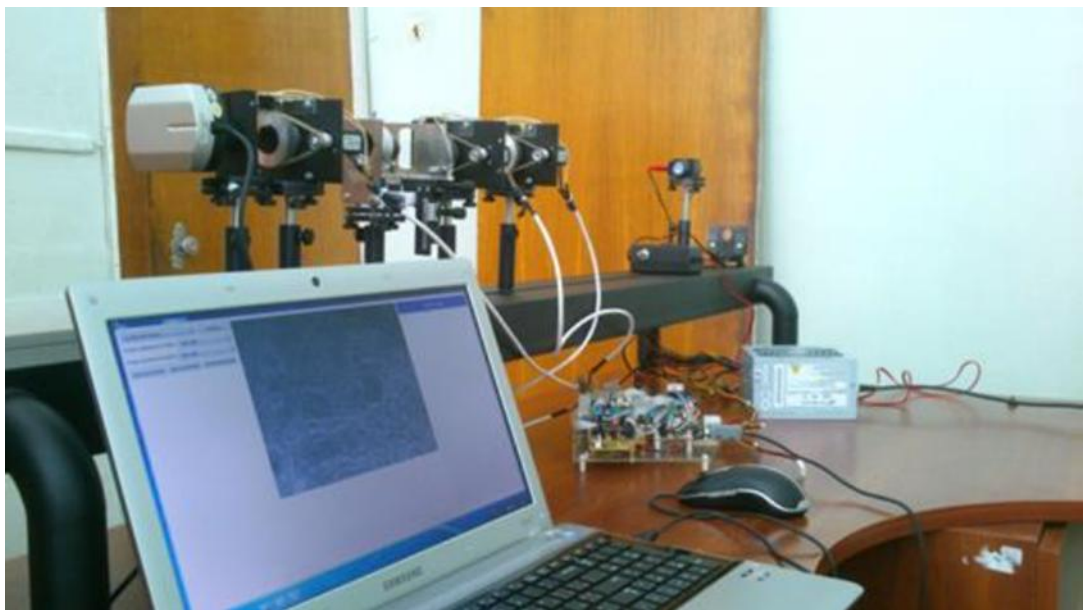


Рисунок 3.1 – Експериментальна установка системи багатопараметричної поляриметрії біологічних шарів [33, 34]

З метою модернізації системи на рисунку 3.1 до її вимірювального каналу було здійснено підбір оптичних елементів поляризаційної та проектувальної оптики, а також засобів реєстрації перетвореного дослідним зразком

випромінювання, що працюють в діапазонах спектру 505 нм – 632 нм, що відповідає біологічно значущим областям поглинання (рисунок 3.2).

Так, два лазерні модулі з довжинами хвиль 505 нм та 632 нм є джерелами лазерного випромінювання з низькою когерентністю, наприклад, типу HLDPM12-675-505-25, з вихідною потужністю 0,025 Вт, діаметром пучка 2 мм. Вони мають напругу живлення 3,3 В. Скремблер, який фактично руйнує когерентність випромінювання двох лазерів, дозволяє отримати розширений пучок променів певного діаметру.

В якості фазової пластинки, що реалізує зсув на чверть довжини хвилі, в схемі застосовувались ахроматичні пластинки типу APAW.

Поляризатор та аналізатор можуть бути реалізовані як лінійні світлофільтри поляризаційні, наприклад, Kenko Green L CPL 52 мм.

Камера може бути за технологією типу CCD або KMOS , наприклад, 1.3MPix SienceLabDCM13 (роздільна здатність її становить 1280x960 пікселів, чутливість складає 0,05 lx).

В макеті системи використано об'єктив фірми Nikon CFI Achromat P. Його характеристики: досягне збільшення 4х, апертура - 0,1. Фокусна відстань становить 30 мм.

Для реалізації блоку керування можна використати AVR мікроконтролер , наприклад, ATmega 16, а схему L298N застосувати для драйверів крокових двигунів при реалізації механічних поворотів конструкції, в якій розташовано поляризатори та аналізатори.

Для здійснення поворотів конструкцій оптичних оправ поляризатора чи фазової платинки застосовувався кроковий двигун Nema 17 (рисунок 3.3). Для живлення Nema 17 застосовано драйвер A4988 від Poulou зі схемою підключення на рисунку 3.3.

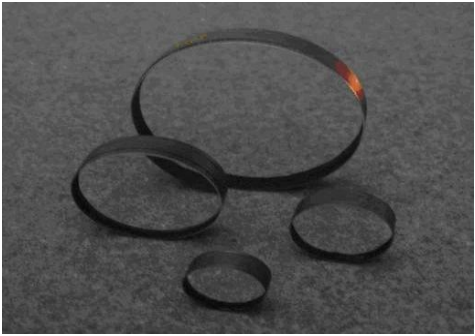
 Лазер HLDPM12-505-25	 Пластинки фазові $\lambda/4$
 Поляризатор Kenko Green L CPL 52 мм.	 Камера 1.3MPix SienceLabDCM13
 Поляризатор з поворотним механізмом	 Блок управління кроковими двигунами

Рисунок 3.2 – Оптичні елементи та базові блоки системи відеостокс-поляриметра

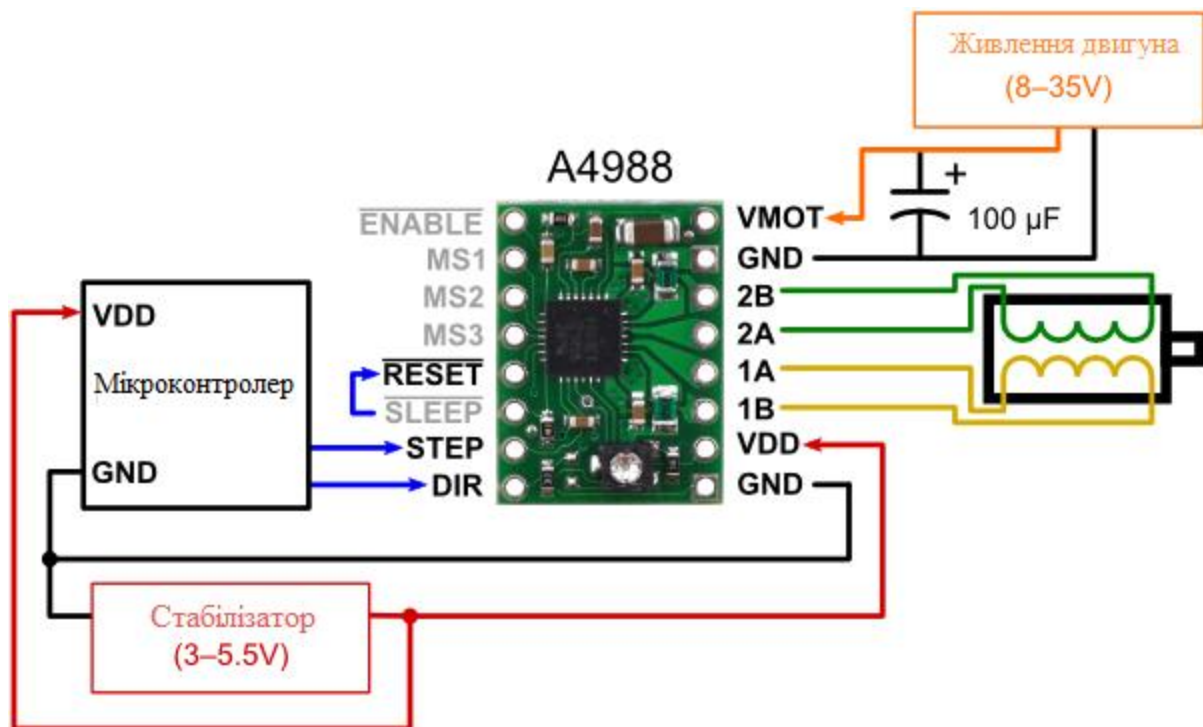


Рисунок 3.3 –Схема підключення через драйвер крокового двигуна Nema 17

3.2 Розробка програмної реалізації блоку обчислення центральних моментів розподілів елементів вектора Стокса в системі

Розглянемо програмну реалізацію блок-схеми аналізу елементів вектора Стокса на рисунку 2.5, яку розмістимо в додатку В. Зображення елемента вектора Стокса тестового зразка подано на рисунку 3.4.

Центральні статистичні моменти елементів вектора Стокса дають змогу глибше зрозуміти просторовий розподіл поляризаційних властивостей біологічних тканин. Їх обчислення розроблено у вигляді окремого програмного модуля, що дозволяє автоматизовано обробляти вхідні зображення та витягувати інформативні параметри для подальшого аналізу стану об'єкта дослідження.

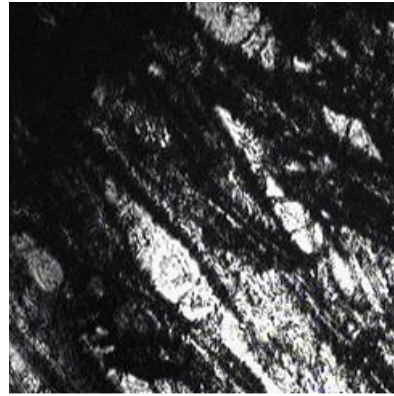


Рисунок 3.4 – Зображення елемента вектора Стокса тестового зразка БШ

У програмному модулі, реалізованому засобами Python, реалізовано функцію *analyze_image_statistics*, що виконує поетапну обробку зображення та розрахунок центральних статистичних моментів.

Спочатку, за допомогою модуля PIL.Image, зображення завантажується та переводиться у градації сірого (*grayscale*), що значно спрощує подальшу обробку та дозволяє працювати з одноканальним зображенням:

```
image = Image.open(image_path).convert('L')
```

Цей крок критично важливий, оскільки кожне значення пікселя у градаціях сірого представляє собою одну скалярну інтенсивність, яка напряду пов'язана з поляризаційними характеристиками світлового сигналу [12].

Далі виконується конвертація об'єкта типу зображення у масив NumPy:

```
data = np.array(image).astype(np.float64).
```

Така конверсія потрібна для подальшої роботи з числовими методами Python, зокрема — розрахунку статистичних моментів. Тип *float64* обрано через необхідність зберегти точність обчислень .

Щоб уникнути спотворення статистики, із зображення виключаються ті пікселі, значення яких дорівнюють нулю (чорний фон):

```
mask = data > 0
```

```
F = data[mask]
```

Це дозволяє зосередитись на реальних зонах відображення тканини або об'єкта дослідження, виключаючи неінформативні ділянки.

Після цього масив значень нормалізується у діапазон $[0, 1]$ шляхом поділу на 255:

$$F_{normalized} = F / 255.0$$

Цей крок дозволяє привести всі дані до уніфікованого масштабу незалежно від апаратного забезпечення (матриці камери, експозиції, освітлення тощо).

Далі здійснюється безпосередній розрахунок чотирьох центральних моментів розподілу:

- Середнє значення (мат. сподівання):

$$M = np.mean(F_{normalized})$$

Цей параметр визначає загальний рівень інтенсивності у досліджуваній зоні.

- Дисперсія (СКВ):

$$D = np.var(F_{normalized})$$

Характеризує міру варіативності або неоднорідності яскравості пікселів.

- Коефіцієнт асиметрії:

$$As = scipy.stats.skew(F_{normalized})$$

Визначає наявність "зміщеності" у розподілі піксельних інтенсивностей. Наприклад, позитивна асиметрія вказує на переважання яскравіших елементів [15].

- Коефіцієнт ексцесу:

$$Ex = scipy.stats.kurtosis(F_{normalized})$$

Оцінює ступінь "гостровершинності" розподілу.

На виході програма виводить обчислені значення статистичних параметрів, які можуть бути використані у подальшій аналітичній обробці або як ознаки для автоматизованої класифікації стану тканини. Приклад виконання програми для конкретного тестового зображення наведено на рисунку 3.5.

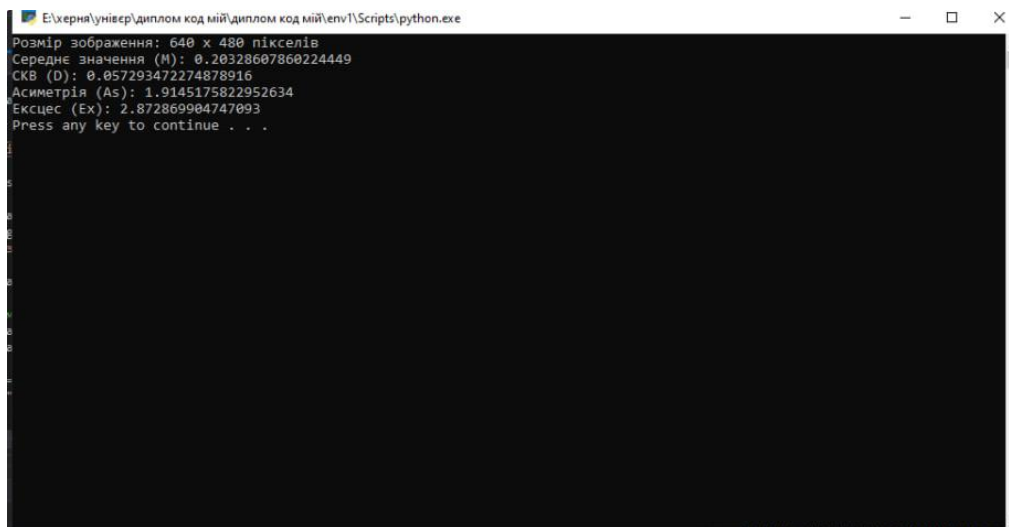


Рисунок 3.5 –Результат роботи програми по визначенню статистичних оцінок елементів вектора Стокса

3.3 Результати експериментів по вимірюванню та аналізу вектора Стокса для діагностики біозразків на двох довжинах хвиль

Було проведено експериментальне дослідження оптично тонкого біологічного шару скелетного м'язу на довжинах хвиль 505 нм та 632 нм розробленої системи двохвильового стокс-відеополяриметра.

Отримані розподіли елементів векторів Стокса для БШ м'язової тканини показано нижче: для $\lambda_1 = 505\text{ нм}$ наведено на рисунку 3.6 (а-г), для $\lambda_2 = 632\text{ нм}$ - на рисунку 3.6 (д-з).

Аналіз вимірних розподілів вектора Стокса за допомогою розробленої програми на основі статистичного оцінювання середнього, дисперсії, асиметрії та ексцесу розподілів на двох довжинах хвиль дозволить сформувати вектор інформативних ознак на кожній довжині хвилі та приймати рішення окремо на кожній довжині хвилі, що суттєво розширює функціональні характеристики системи стокс-відеополяриметрії.

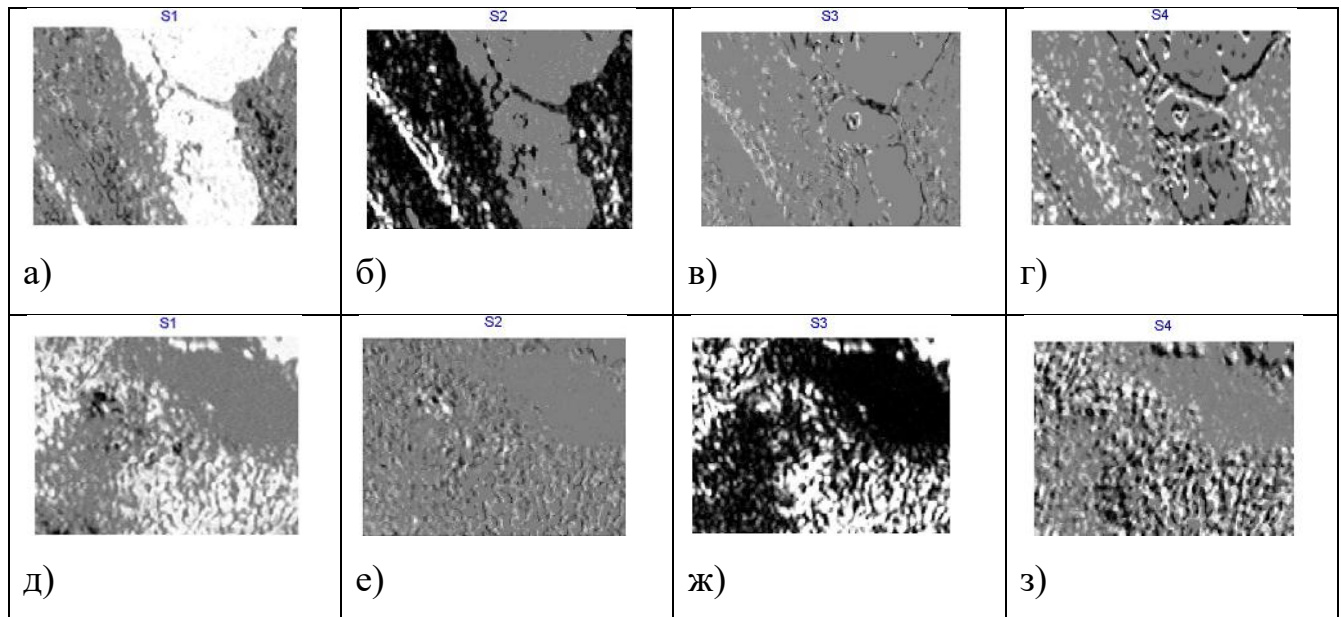


Рисунок 3.6 – Розподіли елементів вектора Стокса м'язової тканини на довжині хвилі 505 нм (а)-(г), на довжині хвилі 632 нм (д)-(з)

В таблиці 3.1 отримано оцінки статистичних параметрів для розподілів вимірних елементів $S2(x,y)$ та $S3(x,y)$ вектора Стокса оптично тонкого БШ м'язової тканини для норми (клас 1) та раку (клас 2) на двох довжинах хвиль.

В подальшому на основі результатів таблиці 3.1 та алгоритму підтримки рішення за методом дерев рішень (рисунок 2.6) планується розробка програми для автоматизованої класифікації досліджуваних зразків м'язової тканини скелету на двох довжинах хвиль, що підвищує достовірність діагностики біологічного шару в системі стокс-відеополяриметрії.

Отже, удосконалено метод та систему лазерної поляризаційної діагностики біологічних шарів шляхом вимірювання та аналізу розподілів елементів вектора Стокса на двох довжинах хвиль 505 нм та 632 нм.

Це дозволило збільшити кількість інформативних ознак для розроблення програмних моделей підтримки прийняття рішення, що підвищує достовірність діагностики біологічних шарів в системі.

Таблиця 3.1 – Статистичні оцінки розподілів елементів векторів $S_2(x, y)$, $S_3(x, y)$ біологічного шару м'язової тканини скелету на двох довжинах хвиль для «норми» та «раку»

Характеристики параметрів	Довжина хвилі $\lambda_1 = 0,632$ мкм		Довжина хвилі $\lambda_2 = 0,505$ мкм	
	Стан «норма МТ»	Стан «рак МТ»	Стан «норма МТ»	Стан «рак МТ»
Вимірювальний параметр – $S_2(M \times N)$				
$M(S_2^{\lambda})$	0,740±0,050	0,160±0,040	0,130±0,020	0,120±0,015
$D(S_2^{\lambda})$	0,013±0,004	0,013±0,080	0,060±0,010	0,130±0,020
$As(S_2^{\lambda})$	0,070±0,006	0,130±0,060	0,050±0,004	0,080±0,010
$Ex(S_2^{\lambda})$	0,500±0,100	0,600±0,200	2,080±0,080	1,700±0,040
Вимірювальний параметр – $S_3(M \times N)$				
$M(S_3^{\lambda})$	0,810±0,100	0,780±0,090	0,750±0,080	0,810±0,090
$D(S_3^{\lambda})$	0,064±0,008	0,054±0,006	0,110±0,030	0,410±0,050
$As(S_3^{\lambda})$	0,014±0,003	0,024±0,011	0,030±0,010	0,180±0,040
$Ex(S_3^{\lambda})$	3,800±0,180	3,900±0,340	2,640±0,090	0,680±0,070

3.4 Оцінювання похибок вимірювання вектора Стокса в системі

Важливу роль при визначенні ефективності застосування розробленої в даній роботі системи відіграє оцінка похибок вимірювання вектора Стокса БШ.

З роботи [33] відомо, які чинники найбільше впливають на точність визначення елементів вектора Стокса. Серед них насамперед наведемо такі :

- недосконалість приготування біологічного зразка;
- інструментальна поляризація, до якої належить як нестабільність роботи лазера, так і оптичні аберації коліматора при формуванні опромінюючого пучка,

а також чутливість та лінійність відеокамери, проектувальної оптики та похибка автоматичного позиціонування оправ аналізатора та поляризатора

- похибки оброблення та аналізу мікроскопічних зображень за допомогою алгоритмічно-програмних засобів.

В роботі [33] показано основну формулу для оцінювання теоретичної похибки вимірювання параметрів вектора Стокса у такому вигляді:

$$VS^{випр} = \sqrt{\left(\frac{\partial S}{\partial \delta} V\delta\right)^2 + \sum_{i=1}^N \left(\frac{\partial S}{\partial \alpha_i} V\alpha_i\right)^2 + \left(\frac{\partial S}{\partial \alpha_0} V\alpha_0\right)^2 + \left(\frac{\partial S}{\partial I_0} VI\right)^2}, \quad (3.1)$$

де $V\alpha_0$ – похибка встановлення початкового азимуту осі обертання аналізатора;

$V\delta$ – похибка фазового зсуву фазозсуваючої пластинки;

$V\alpha$ – випадкова похибка встановлення поточного азимуту осі обертання аналізатора при вимірюванні миттєвої інтенсивності $I(t_i)$;

N – роздільна здатність фотоприймальної камери;

VI – випадковий шум (наприклад, через нестабільність інтенсивності джерела випромінювання).

Задаючи типові значення вищенаведених складових із літератури [33]

$$\Delta\alpha = 0.2^\circ, \quad \Delta\delta = 0.5^\circ, \quad \Delta\alpha = 0.2^\circ, \quad \Delta I = 0.001I_0. \quad (3.2)$$

отримаємо величину абсолютної усередненої похибки вимірювання параметрів вектора Стокса в системі на рівні $VS^{випр} = 0,0025$.

Вплив різних типів похибок на загальну похибку вимірювання параметрів в системі можна змінювати при калібруванні поляриметричної системи.

В подальшому можна визначити експериментальне значення похибки вимірювання вектора Стокса об'єкта, для якого буде відомим референтне значення відповідних елементів $S_i(x, y)$.

3.5 Висновок до розділу 3

В третьому розділі роботи описано експериментальну лабораторну установку для реалізації схеми двохвильового автоматизованого стокс-відеополяриметра для дослідження БШ. Зроблено вибір типових оптичних елементів вимірювального каналу системи.

Розроблено програмну реалізації блоку обчислення центральних моментів розподілів елементів вектора Стокса в системі. Виконано тестовий прорахунок вектора інформаційних ознак для наданого зображення БШ зрізу БТ.

На експериментальній лабораторній установці проведено вимірювання розподілів вектора Стокса для зразків м'язової тканини на довжинах хвиль 505 нм та 632 нм.

Обчислено статистичні оцінки розподілів елементів векторів $S_2(x, y)$, $S_3(x, y)$ біологічного шару м'язової тканини скелету на двох довжинах хвиль для «норми» та «раку».

Виконано оцінювання похибок вимірювання вектора Стокса в системі та встановлено чинники, які на неї впливають.

ВИСНОВКИ

В бакалаврській кваліфікаційній роботі вирішено задачу розширення функціональних можливостей стокс-відеополяриметра з автоматичним керуванням для біомедичних застосувань шляхом забезпечення роботи на декількох довжинах хвиль та автоматичного аналізу з класифікацією вимірних поляризаційних параметрів.

В результаті проведеного аналізу систем та методів відеополяриметрії для біомедичних застосувань показано особливості, переваги та недоліки відомих стокс-відеополяриметрів, які працюють на двох довжинах хвиль. Їх суттєвим функціональним обмеженням є відсутність аналізу та системи підтримки прийняття рішень.

В роботі розширено функціональні властивості методу вимірювання двовимірних мап параметрів вектора Стокса біозразків в системі стокс-поляриметрії шляхом проведення вимірювань на двох довжинах хвиль 632 нм і 505 нм випромінювання лазерних джерел. На його основі розроблено структурну схему стокс-відеополяриметра біологічних шарів, в якій введено два лазерні модулі з відповідними довжинами хвиль 632 нм і 505 нм в якості джерел опромінення та використано інші структурні елементи схеми з можливістю роботи в діапазоні довжин хвиль 505 нм–632 нм.

Побудовано граф цифрового автомата Мура для автоматизованого керування роботою стокс-відеополяриметра, а також таблицю кодованих станів, переходів, входів та виходів автомата Мура. На основі цього синтезовано схему функціональну цифрового керуючого автомата для стокс-відеополяриметра.

Розроблено алгоритмічно-програмне забезпечення статистичного аналізу елементів вектора Стокса з обчисленням статистичних моментів 1-го – 4-го порядку та алгоритм за методом дерев рішень для подальшої класифікації біологічних зразків на цій основі.

Проведено вимірювальний експеримент на макеті розробленої системи для діагностики біологічних шарів на довжинах хвиль 505 нм та 632 нм при конкретному захворюванні м'язової тканини. Обчислено статистичні оцінки розподілів елементів векторів $S_2(x, y)$, $S_3(x, y)$ біологічного шару м'язової тканини скелету на двох довжинах хвиль для «норми» та «раку», які дозволяють проводити подальшу діагностику з розширеними функціональними можливостями.

Виконано оцінювання похибок вимірювання вектора Стокса в системі та встановлено чинники, які на неї впливають. Отримано величину абсолютної усередненої похибки вимірювання параметрів вектора Стокса в системі на рівні $VS^{\text{вимір.}} = 0,0025$.

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Ghosh N. Tissue polarimetry: concepts, challenges, applications, and outlook / N. Ghosh, I.A. Vitkin // *Journal of Biomedical Optics*. – 2011. – V. 16, №11 – 110801.
2. 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.
3. Заболотна Н.І., Павлов С.В., Шолота В.В. Моделі, методи та системи лазерної поляриметрії плазми крові для діагностики молочних залоз : монографія. Вінниця, 2024.–145 с.
4. Лазерна поляриметрия біологічних тканин. Діагностика пухлин жіночих репродуктивних органів / [Ушенко О.Г., Пересунько О.П., Сенютович Р.В. та ін.]; під ред. О.Г. Ушенка, О.П. Пересунька, Р.В. Сенютовича. – Чернівці: Чернівецький нац. ун – т, 2010. – 476 с.
5. Ровіра Хурадо Рональд Умберто. Метод і система лазерної поляриметрії для оцінювання патологічних змін біологічних тканин: дис. канд. техн. наук: 05.11.17 / Ровіра Хурадо Рональд Умберто. – Вінниця, 2015. – 185 с.
6. Mueller matrix microscope: a quantitative tool to facilitate detections and fibrosis scorings of liver cirrhosis and cancer tissues / Ye Wang, Honghui He, Jintao Chang [et al.] // *Journal of Biomedical Optics*. – 2016. – Vol. 21(7). – 071112.
7. Polarisation optics for biomedical and clinical applications: a review / C. He, H. He, J. Chang, J. et al. // [Light: Science & Applications](https://www.nature.com/articles/s41377-021-00639-x). –2021. – Vol. 10. – 194. – Available at: <https://www.nature.com/articles/s41377-021-00639-x>.
8. Ma H. Mueller matrix microscopy / H. Ma, H. He, J.C. Ramella-Roman // *Polarized Light in Biomedical Imaging and Sensing*. – 2024. – №11. – P. 281–320. DOI: 10.1007/978-3-031-04741-1_11.
9. Zabolotna N.I., Sholota V.V., Okarskyi H.H. Methods and systems of polarization reproduction and analysis of the biological layers structure in the

- diagnosis of pathologies. // *Proceedings of SPIE*. –2020.– Vol. 11369, 113691S. –P. 501-513.
10. Методи і засоби лазерної поляриметрії біологічних тканин. Т.1 / за ред. О.Г. Ушенка О.Г., Вінниця: Едельвейс, 2019. - 269 с
 11. Statistical, correlation, and topological approaches in diagnostics of the structure and physiological state of birefringent biological tissues / O.V. Angelsky, A.G. Ushenko, Y.A. Ushenko [et al.] // USA: CRC Press. – 2010. – P. 21–67.
 12. Zabolotna N.I. A multifunctional automated system of 2D laser polarimetry of biological tissues / N.I. Zabolotna, K.O. Radchenko // *Proc. SPIE*. – 2014. – Vol. 9205. – 92050V; doi: 10.1117/12.2062140.
 13. Deyan Ivanov, Tsanislava Genova-Hristova, Ekaterina Borisova, Lian Nedelchev, and Dimana Nazarova "Multiwavelength polarimetry of gastrointestinal ex vivo tissues for tumor diagnostic improvement", *Proc. SPIE* 11047, 20th International Conference and School on Quantum Electronics: Laser Physics and Applications, 1104707 (29 January 2019); <https://doi.org/10.1117/12.2516645>.
 14. Machine learning based local recurrence prediction in colorectal cancer using polarized light imaging / A. Majumdar, J. Lad, K. Tumanova et al. // *J. Biomed. Opt.* –2024. – Vol. 29, № 15. – 052915. DOI: 10.1117/1.JBO.29.5.052915.
 15. 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.
 16. Ципоренко Віталій. Методи і засоби обробки НВЧ сигналів в радіотехнічних системах: Навчальний посібник. Житомир: Державний університет «Житомирська політехніка», 2021. – 141 с. ISBN 978-966-683-570-6.
 17. Rebecca Ingle. Polarization Optics for Biomedical and Clinical Applications: A Review. *AZoOptics*.

- URL: <https://www.azooptics.com/Article.aspx?ArticleID=2104> (date of access: 02.04.2025).
18. Digital Stokes polarimetry and its application to structured light / Keshaan Singh et al. // Journal of the Optical Society of America A. – 2020. – Vol. 37, Issue 11, pp. C33-C44. <https://doi.org/10.1364/JOSAA.397912>.
 19. 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.
 20. Diagnostics of structure and physiological state of birefringent biological tissues: statistical, correlation and topological approaches / Y.A. Ushenko, T.M. Boychuk, V.T. Bachynsky, O.P. Mincer // Handbook of Coherent-Domain Optical Methods. – New York: Springer Science+Business Media – 2013. – P. 107-148.
 21. Ushenko Yu. A. Statistical structure of skin derma Mueller matrix images in the process of cancer changes / Yu. A. Ushenko, O.V. Dubolazov, A.O. Karachevtsev // Optical Memory and Neural Networks (Information Optics). – 2011. – № 20(2) – P. 145-154.
 22. Заболотна Н.І. Архітектура і алгоритми функціонування та аналізу даних двовимірних систем лазерної поляриметрії біологічних тканин / Н.І. Заболотна // Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології. – 2013. – №1(25). – С. 54–65.
 23. Тужанський С.Є. Системи лазерної відеополяриметрії для автоматизованого контролю параметрів неоднорідних біотканин : монографія / С.Є. Тужанський, Г.Л. Лисенко. – Вінниця : ВНТУ, 2011. – 156 с.
 24. Sampaio P., Lopez-Antuña M., F. Storni, J. Wicht, G. Sökeland, M. Wartenberg, et al. Müller matrix polarimetry for pancreatic tissue characterization / Sampaio P. et al. // Scientific Reports. – 2023. – Vol. 13. – 16417.

25. Radchenko K. O. Intellectualized Mueller-Jones matrix system of laser polarimetry for breast fibroadenoma diagnosis / Kostiantyn O. Radchenko // Proc. SPIE. – 2018. - Vol. 10750. - 107500M.
26. Методи дерев рішень, класифікації та прогнозування. URL : https://moodle.znu.edu.ua/pluginfile.php?file=/486136/mod_resource/content/1/Лекція%209.pdf (дата звернення: 03.06.2024).
27. Купалова Г. І. Теорія економічного аналізу : навч. посіб. / Г. І. Купалова. – Київ : Центр учбової літератури, 2011. – 368 с.
28. Що таке дерево рішень [Електронний ресурс] // Finagma.com. – Режим доступу: <https://finagma.com/uk/shho-take-derevo-rishen/> – Дата звернення: 13 трав. 2025.
29. Прохоренко Ю. І. Методи підтримки прийняття рішень / Ю. І. Прохоренко. – Київ : КНЕУ, 2015. – 256 с.
30. Ляшенко І. О. Прийняття управлінських рішень : навч. посіб. / І. О. Ляшенко. – Київ : Знання, 2013. – 287 с.
31. Дерево рішень — алгоритми прийняття рішень [Електронний ресурс] // UA5.org. – Режим доступу: <https://ua5.org/algorithm/1976-derevo-rishen.html> – Дата звернення: 13 трав. 2025.
32. Верьовкін Л.Л. Цифрові логічні автомати. Методичні рекомендації до практичних занять для здобувачів вищої освіти першого бакалаврського рівня за спеціальністю 153 «Мікро- та наносистемна техніка» освітньо-професійної програми «Мікро- та наносистемна техніка». Запоріжжя : ЗНУ, 2021. 32 с.
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.

34. Заболотна Н.І. Інформативність систем поляризаційної фазової томографії у диференціації патології печінки. // Вимірювальна та обчислювальна техніка в технологічних процесах. – 2015. – №2. С. 126 – 131.

Додаток А
(обов'язковий)

ПРОТОКОЛ ПЕРЕВІРКИ КВАЛІФІКАЦІЙНОЇ РОБОТИ

Назва роботи: Стокс-відеополяриметр з автоматичним керуванням та аналізом даних для біомедичних застосувань

Тип роботи: бакалаврська кваліфікаційна робота
(бакалаврська кваліфікаційна робота / магістерська кваліфікаційна робота)

Підрозділ кафедра БМІОЕС, факультет ІЕС, КОІС- 216
(кафедра, факультет, навчальна група)

Коефіцієнт подібності текстових запозичень, виявлених у роботі системою StrikePlagiarism 2,66 %

Висновок щодо перевірки кваліфікаційної роботи (відмітити потрібне)

✓ Запозичення, виявлені у роботі, є законними і не містять ознак плагіату, фабрикації, фальсифікації. Роботу прийняти до захисту

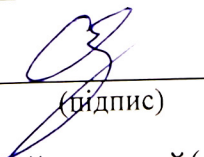
☐ У роботі не виявлено ознак плагіату, фабрикації, фальсифікації, але надмірна кількість текстових запозичень та/або наявність типових розрахунків не дозволяють прийняти рішення про оригінальність та самостійність її виконання. Роботу направити на доопрацювання.

☐ У роботі виявлено ознаки плагіату та/або текстових маніпуляцій як спроб укриття плагіату, фабрикації, фальсифікації, що суперечить вимогам законодавства та нормам академічної доброчесності. Робота до захисту не приймається.

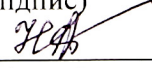
Експертна комісія:

Коваль Л.Г., зав. каф. БМІОЕС
(прізвище, ініціали, посада)

Заболотна Н.І., проф. каф. БМІОЕС
(прізвище, ініціали, посада)

Особа, відповідальна за перевірку 
(підпис)


(підпис)


(підпис)

Тужанський С.Є.
(прізвище, ініціали)

З висновком експертної комісії ознайомлений(-на)

Керівник 
Здобувач 

Заболотна Н.І., проф. каф. БМІОЕС
Шестакова О.О.

Додаток Б
(обов'язковий)

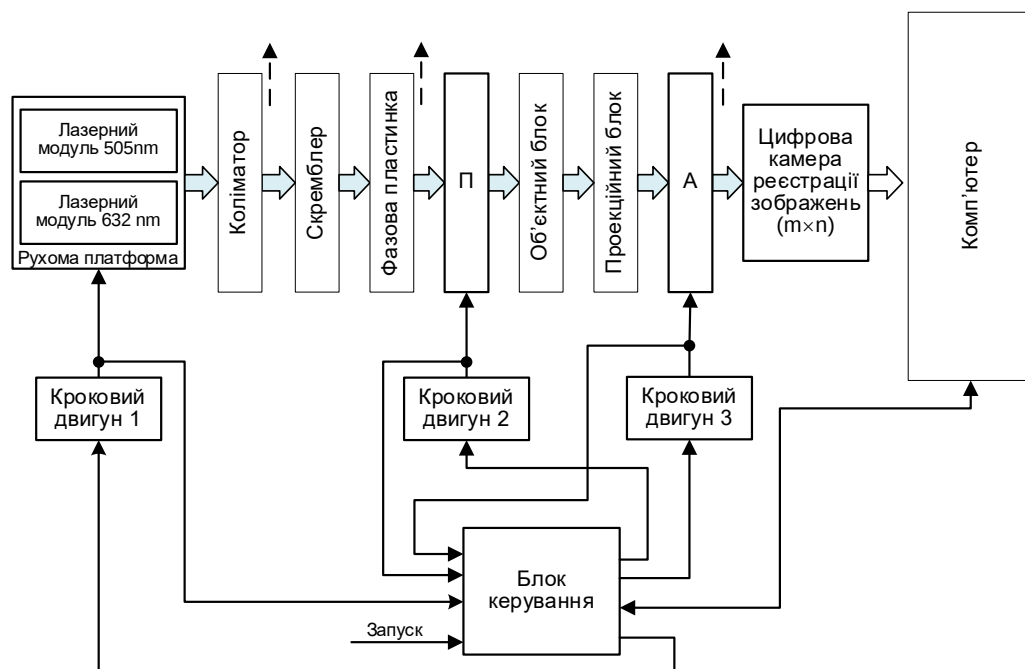
ІЛЮСТРАТИВНА ЧАСТИНА

**СТОКС-ВІДЕОПОЛЯРИМЕТР З АВТОМАТИЧНИМ КЕРУВАННЯМ ТА
АНАЛІЗОМ ДАНИХ ДЛЯ БІОМЕДИЧНИХ ЗАСТОСУВАНЬ**

Додаток Б.1

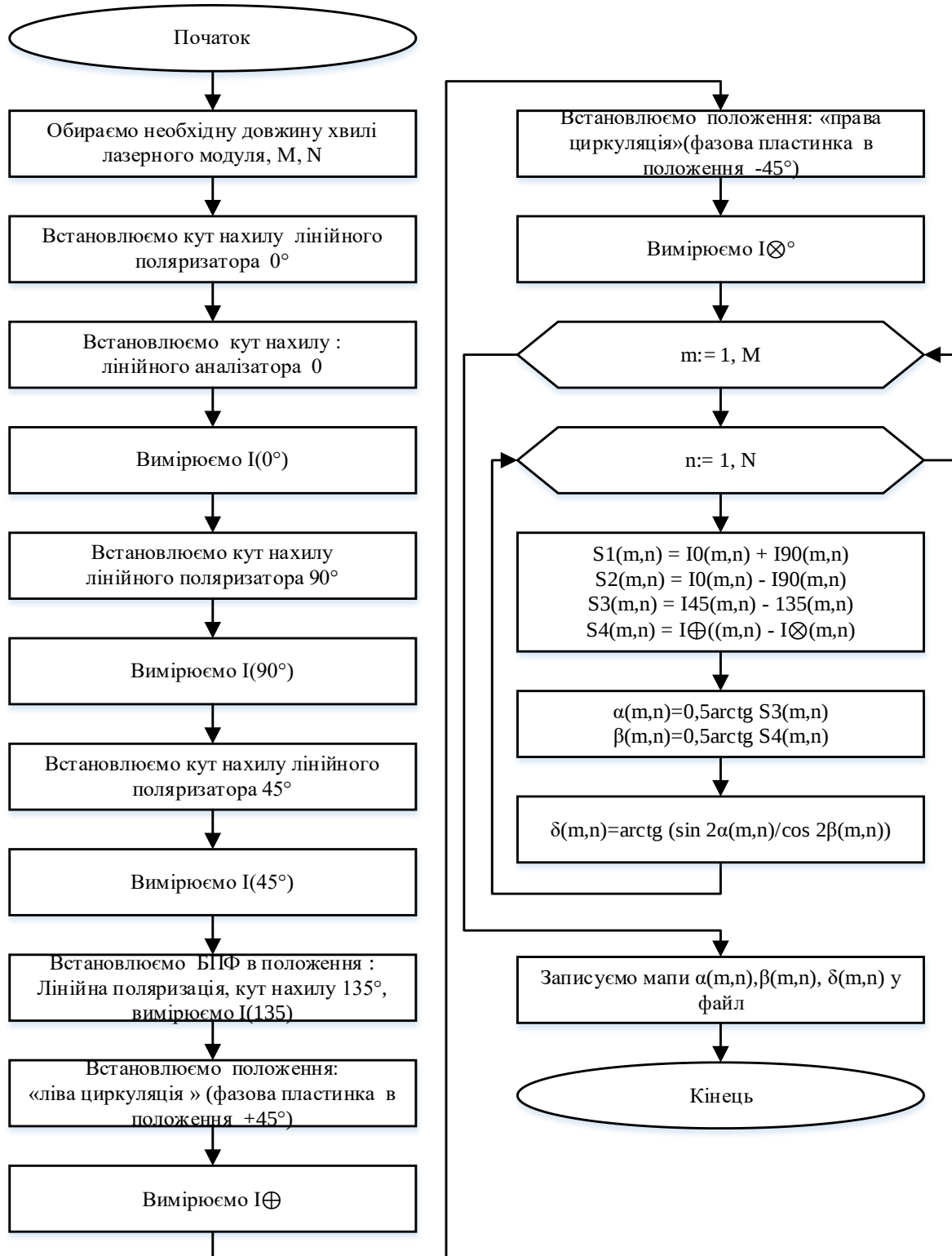
(обов'язковий)

Схема структурна автоматизованого двохвильового стокс-відеополяриметра



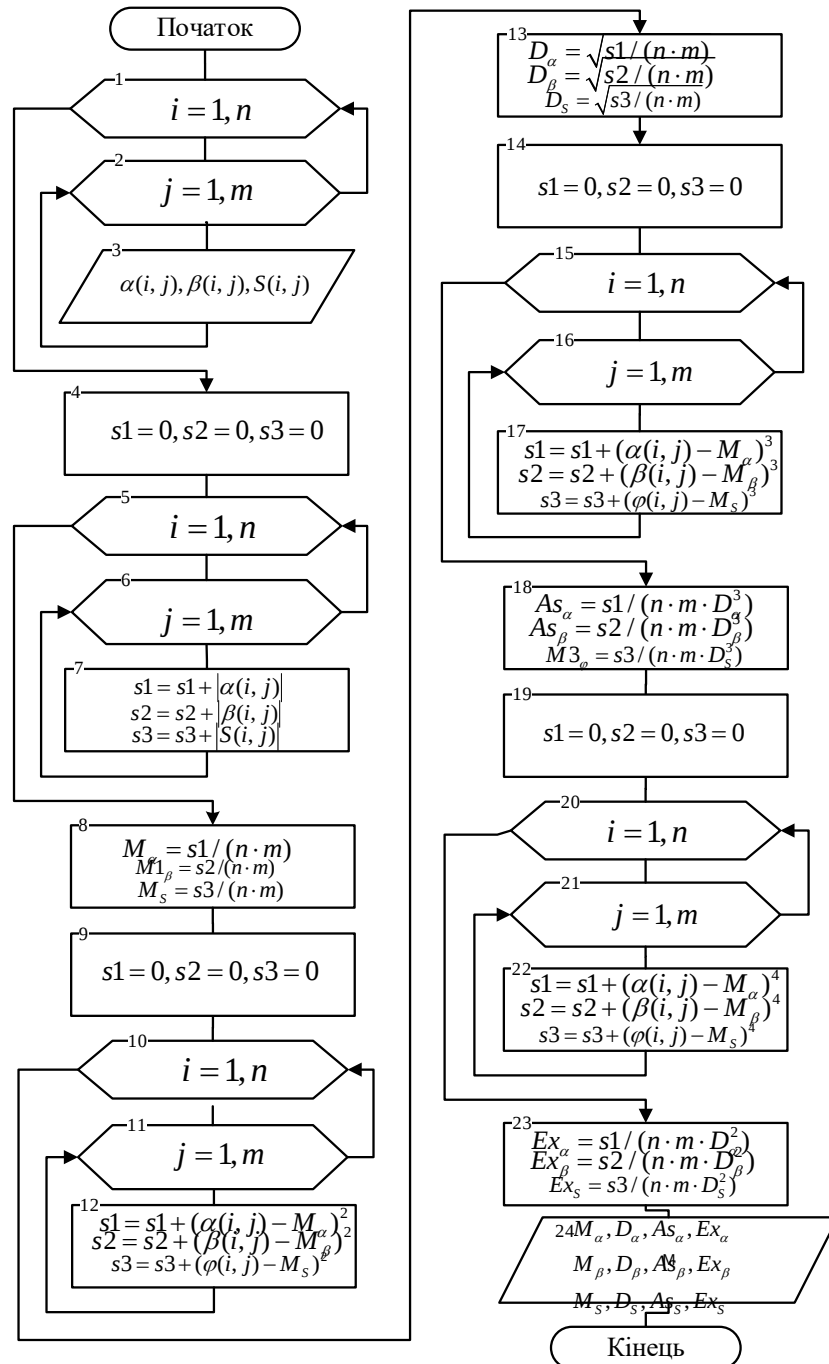
Додаток Б.2
(обов'язковий)

Блок-схема вимірювання вектора Стокса на обраній довжині хвилі



Додаток Б.3

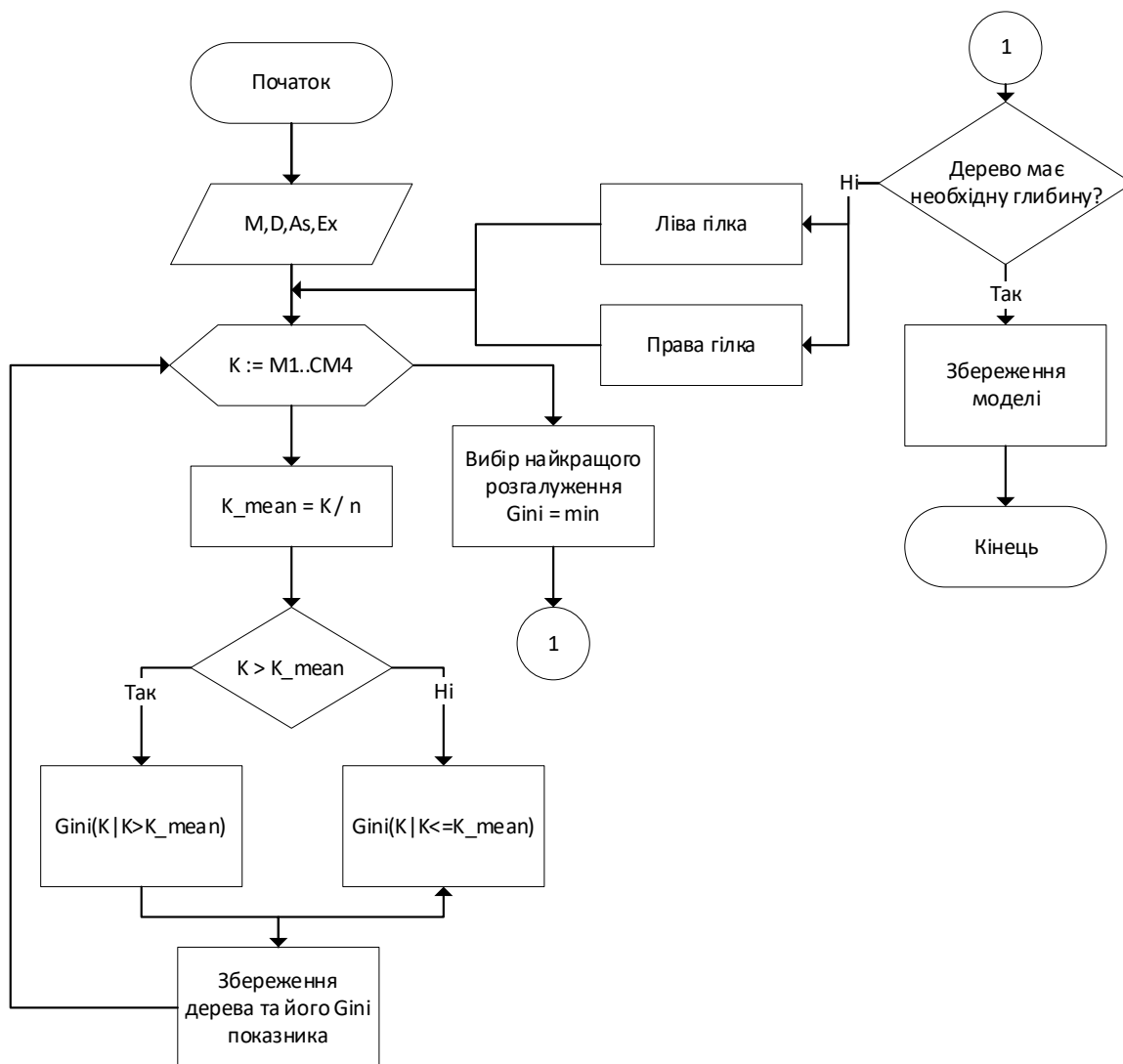
Блок-схема операцій аналізу вектора Стокса



Додаток Б.4

(обов'язковий)

Блок-схема підтримки прийняття рішення за методом дерев рішень



Додаток В
(обов'язковий)

Лістинг коду аналізу двовимірних розподілів
елементів вектора Стокса

```
import numpy as np
from PIL import Image
import scipy.stats
# Шлях до зображення компоненти Стокса
image_path = r"E:\image diplom\example_image.jpg"
def analyze_image_statistics(image_path):
    try:
        # Завантаження зображення та переведення у відтінки сірого
        image = Image.open(image_path).convert('L')
        width, height = image.size
        print(f"Розмір зображення: {width} x {height} пікселів")
        # Перетворення у масив та приведення до типу з плаваючою точкою
        data = np.array(image).astype(np.float64)
        # Маска для виділення області, де є об'єкт (фон = 0)
        mask = data > 0
        F = data[mask]
        # Перевірка: чи є значущі пікселі
        if F.size == 0:
            print("Немає пікселів об'єкта!")
            return
        # Нормалізація значень у діапазоні [0;1]
        F_normalized = F / 255.0
        # Розрахунок основних статистичних характеристик
```

```

M = np.mean(F_normalized)          # Математичне сподівання
D = np.var(F_normalized)           # Дисперсія
As = scipy.stats.skew(F_normalized) # Асиметрія
Ex = scipy.stats.kurtosis(F_normalized) # Ексцес
# Виведення результатів
print(f'Середнє значення (M): {M}')
print(f'Дисперсія (D): {D}')
print(f'Асиметрія (As): {As}')
print(f'Ексцес (Ex): {Ex}')
except Exception as e:
    print(f'Помилка: {e}')
# Запуск функції аналізу
analyze_image_statistics(image_path)

```