

Вінницький національний технічний університет
(повне найменування вищого навчального закладу)

Факультет інформаційних електронних систем
(повне найменування інституту, назва факультету)

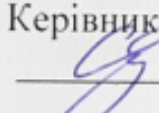
Кафедра біомедичної інженерії та оптико-електронних систем
(повна назва кафедри)

Бакалаврська дипломна робота на тему:

Комп'ютеризована система лазерної поляриметрії біомедичних зображень

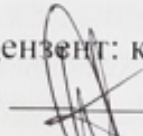
Виконав: студент 4 курсу, групи КОІС-206
спеціальності 152 – Метрологія та інформаційно-
вимірювальна техніка, ОП «Комп'ютеризовані
оптико-інформаційні системи»
(шифр і назва спеціальності)


Губерський Н.В.
(прізвище та ініціали)

Керівник: к.т.н., доц., доцент кафедри БМІОЕС

Тужанський С.Є.
(прізвище та ініціали)

« 17 » 06 2024 р.

Рецензент: к.т.н., доц. каф. ІРТС


Дудатьєв І.А.
(прізвище та ініціали)

« 17 » 06 2024 р.

Допущено до захисту

Зав. кафедри БМІОЕС  І.Г. Коваль

« 17 » 06 2024 р.

Вінниця ВНТУ - 2024 рік

Рівень вищої освіти – перший (бакалаврський)
Галузь знань – 15 Автоматизація та приладобудування
Спеціальність – 152 – Метрологія та інформаційно-вимірвальна техніка
Освітньо-професійна програма – Комп'ютеризовані оптико-інформаційні системи

ЗАТВЕРДЖУЮ

Завідувач кафедри БМІОЕС

 Л.Г. Коваль

“ 11 ” 03 2024 року

ЗАВДАННЯ НА БАКАЛАВРСЬКУ КВАЛІФІКАЦІЙНУ РОБОТУ СТУДЕНТУ

Губерський Назар В'ячеславович

(прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема роботи Комп'ютеризована система лазерної поляриметрії біомедичних зображень

Керівник роботи Тужанський Станіслав Євгенович, к.т.н., доцент

(прізвище, ім'я, по батькові, науковий ступінь, вчене звання)

затверджені наказом ВНТУ від “11” березня 2024 року № 80

2. Термін подання студентом роботи 30 травня 2024 р.

3. Технічні вимоги до засобу – система Мюллер-матричної лазерної відеополяриметрії біомедичних зразків у складі: діодний лазер з довжиною хвилі 440 нм потужністю до 30мВт; модулятор поляризації; поляризаційні компоненти; фотоматричний приймач; коліматор (діаметр пучка 10 мм); мікроконтролерний блок керування; комп'ютер із спеціалізованим програмним забезпеченням; точність вимірювань поляризаційних характеристик $\geq 95\%$.

4. Зміст розрахунково-пояснювальної записки (перелік питань, які потрібно розробити): Вступ; технічне обґрунтування доцільності розробки; сучасний стан, аналіз та класифікація засобів лазерної поляриметрії біологічних зразків, розробка методу поляриметрії біомедичних зображень, розробка структурної та оптичної схеми системи, електричних схем керування, моделювання взаємодії поляризованого лазерного випромінювання із біологічними тканинами, розробка програмного забезпечення поляриметра; висновки; список використаних джерел; додатки.

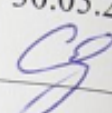
5. Перелік ілюстративного матеріалу (з точним зазначенням обов'язкових креслень)

5.1 Схема структурна комп'ютеризованої системи лазерної поляриметрії біомедичних зображень

5.2 Блок-схема алгоритма роботи системи

5.3 Схеми основних алгоритмів комп'ютерної програми

6. Консультанти розділів роботи

Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата	
		завдання видав	виконання прийняв
Спеціальна частина	Тужанський С.Є. к.т.н., доцент кафедри БМІОЕС	20.02.2024 	30.05.2024 

7. Дата видачі завдання 20.02.2024 р.

КАЛЕНДАРНИЙ ПЛАН

№ з/п	Назва та зміст етапу	Термін виконання		Примітки
		початок	закінчення	
1	Формування та затвердження теми бакалаврської дипломної роботи (БДР)	20.02.2024	24.03.2024	ВИК
2	Виконання оглядової частини. Перший рубіжний контроль виконання БДР	25.03.2024	26.04.2024	ВИК
3	Виконання спеціальної частини. Другий рубіжний контроль виконання БДР	27.04.2024	27.05.2024	ВИК
4	Попередній захист БДР	30.05.2024	10.06.2024	ВИК
5	Рецензування	11.06.2024	19.06.2024	ВИК
6	Захист БДР	20.06.2024	23.06.2024	ВИК

Студент


(підпис)Н.В. Губерський
(ініціали і прізвище)

Керівник роботи


(підпис)С.Є. Тужанський
(ініціали і прізвище)

АНОТАЦІЯ

Бакалаврська кваліфікаційна робота складається з 78 сторінок формату А4, на яких є 21 рисунок, 3 таблиці, список використаних джерел містить 17 найменувань.

Бакалаврська дипломна робота присвячена дослідженню методів і схем оптичної поляриметрії для різних сфер застосувань, зокрема для біомедичних досліджень. Розроблено методику і схеми комп'ютеризованої системи лазерної поляриметрії біомедичних зображень для подальшого їх аналізу та діагностування патологій зразків біотканин. Наведено структурну оптичну схему системи та опис основних апаратних вузлів системи. Розроблено комп'ютерну програму для реєстрації та аналізу зображень поляризаційних параметрів, що їх отримують з експериментальних матриць Мюллера оптичного тонких зрізів біотканин.

Ключові слова: лазерна поляриметрія, біотканина, матриця Мюллера, вектор Стокса, комп'ютерна програма.

ABSTRACT

The bachelor's thesis consists of 78 pages of A4 format, on which there are 21 figures, 3 tables, the list of references contains 17 titles.

The bachelor's thesis is devoted to the study of methods and schemes of optical polarimetry for various applications, in particular for biomedical research. Methods and schemes of a computerized system of laser polarimetry of biomedical images for their further analysis and diagnosis of pathologies of biological tissue samples have been developed. A structural optical diagram of the system and a description of the main hardware units of the system are presented. A computer program has been developed for registration and analysis of images of polarization parameters obtained from experimental Müller matrices of optical thin sections of biological tissues.

Keywords: laser polarimetry, biological tissue, Müller matrix, Stokes vector, computer program.

ЗМІСТ

ВСТУП	6
1. АНАЛІТИЧНИЙ ОГЛЯД МЕТОДІВ І ЗАСОБІВ ПОЛЯРИМЕТРІЇ ЗОБРАЖЕНЬ	
1.1 Аналіз і класифікація методів поляриметрії зображень	7
1.2 Застосування поляриметрії зображень	14
1.2.1 Поляриметрія зображень для біомедичних застосувань	17
2 МЕТОДИ ВИМІРЮВАННЯ ПОЛЯРИЗАЦІЙНИХ ВЛАСТИВОСТЕЙ	24
2.1 Аналіз методів і схем дослідження параметрів Стокса оптичного випромінювання	24
2.1.2. Стокс-поляриметр на елементі з круговою фазовою анізотропією..	28
2.1.3 Стокс-поляриметр на елементі з лінійною фазовою анізотропією ...	32
2.5. Автоматизований лазерний поляриметр для біомедичних досліджень	35
2.5.1 Розробка схеми автоматизованого лазерного Мюллер-поляриметра	35
3 РОЗРОБКА ПРОГРАМНОГО ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ СИСТЕМИ ЛАЗЕРНОЇ ПОЛЯРИМЕТРІЇ БІОМЕДИЧНИХ ЗОБРАЖЕНЬ	38
3.1 Опис етапів розробки програми "Комп'ютеризована система лазерної поляриметрії та обробки зображень"	38
3.2 Опис інтерфейсу користувача та приклад роботи прогарми.....	48
3.3 Структурна схема, UML-діаграми та блок-схема алгоритму.....	69
Структурна схема.....	69
3.3.3 Блок-схема алгоритмів	74
ВИСНОВКИ.....	78
СПИСОК ЛІТЕРАТУРИ.....	79
ДОДАТКИ.....	80
ДОДАТОК А.....	81
ДОДАТОК Б	82

ВСТУП

З моменту винаходу оптичного мікроскопа у 17 столітті використання технологій візуалізації стало фундаментальним у дослідженні біологічних та медичних зображень. З того часу розроблено багато методів та засобів візуалізації зображень біологічних тканин, які значно удосконалили розуміння їхньої структури, зокрема на основі вимірювань низки фізичних характеристик об'єктів. Швидкі технологічні зміни перетворили медичну практику та наукові дослідження, тому розвиток нових методів аналізу біомедичних даних і зображень є безперечно актуальним. Одним з перспективних напрямків досліджень є лазерна поляриметрія, яка є безконтактною оптичною технологією та використовується у широкому спектрі галузей (астрономія, дистанційне зондування, матеріалознавство, аналітична хімія, біомедицина). Лазерна поляриметрія, що ґрунтується на властивостях поляризації світла, привертає значну увагу науковців та лікарів як потужний інструмент для дослідження структури та властивостей біомедичних об'єктів, включаючи тканини, клітини та біологічні рідини [1]-[4].

У галузі біомедицини потенціал поляриметрії реалізований у численних дослідженнях, які зазвичай базуються на декількох групах методів – поляризаційні, Мюллер-матричні та інші. Для біомедичних досліджень на основі матриць Мюллера поляризаційні та анізотропні властивості об'єкта (загасання, фазова затримка, деполяризація) аналізуються з групи спостережуваних величин для отримання фізичної інформації, пов'язаної зі структурою біологічних тканин, а також для покращення їх візуалізації [2]-[5].

Разом з тим враховуючи велику різноманітність біомедичних зразків існує необхідність розробки нових та удосконалення існуючих обчислювальних алгоритмів та програмних засобів для обробки та аналізу масивів даних, отриманих за допомогою лазерної поляриметрії.

Актуальність лазерної поляриметрії для біомедицини зумовлена тим, що її результати можуть використовуватися для вдосконалення методів діагностики різних захворювань, розробки персоналізованих терапевтичних стратегій та розуміння механізмів розвитку численних хвороб. Впровадження комп'ютеризованої системи лазерної поляриметрії може сприяти покращенню якості медичної допомоги та розвитку нових підходів у медичних дослідженнях [3].

Метою бакалаврської дипломної роботи є розширення функціональних можливостей комп'ютеризованої системи лазерної поляриметрії для обробки Мюллер-матричних зображень оптично тонких біологічних зразків для підвищення наочності та об'єктивності аналізу таких зображень.

Для досягнення мети необхідно вирішити такі завдання:

- провести порівняльний аналіз та класифікацію засобів лазерної поляриметрії біологічних зразків;
- провести аналіз методів і схем лазерної поляриметрії біомедичних зображень;
- виконати обґрунтування вибору компонентів, розробити структурну схему засобу, здійснити розрахунок основних оптичних і електричних характеристик компонентів;
- розробити блок-схему методу вимірювання та візуалізації зображень поляризаційних параметрів біотканин на основі матриць Мюллера зразків;
- розробити комп'ютерну програму для системи лазерної поляриметрії біомедичних зображень та опис її роботи.

1. АНАЛІТИЧНИЙ ОГЛЯД МЕТОДІВ І ЗАСОБІВ ПОЛЯРИМЕТРІЇ ЗОБРАЖЕНЬ

1.1 Аналіз і класифікація методів поляриметрії

Поляризація - це властивість світла, яка описує напрямок поперечних коливань електромагнітних хвиль. Цей напрямок може бути випадковим (неполяризоване світло), в унікальному і конкретному напрямку (лінійно поляризоване світло), або може змінюватися по колу чи еліпсу (циркулярно або еліптично поляризоване світло, відповідно) [2].

Поляриметрия - група безконтактних неінвазивних оптичних методів, які вимірюють поляризацію світла, а також її модифікацію внаслідок взаємодії світла зі зразком. На рис. 1.1 показано основний принцип роботи поляриметричних методів.

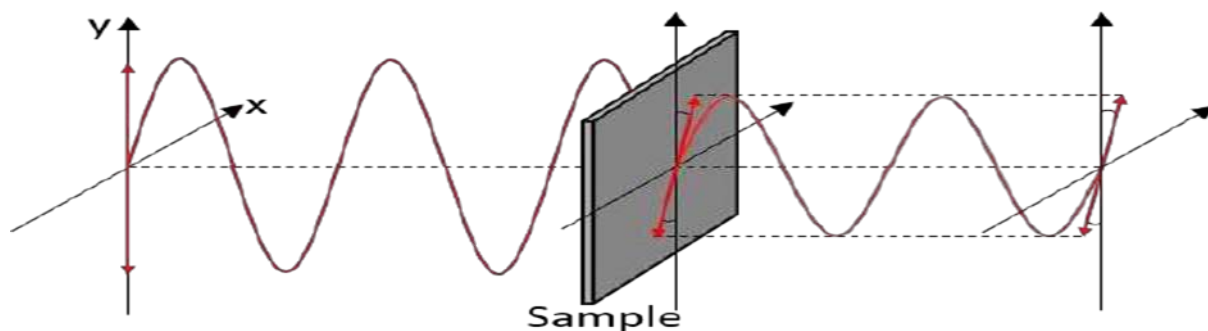


Рисунок 1.1 - Принцип оптичної поляриметрії

У поляриметричних експериментах вимірюваний зразок освітлюють поляризованим світлом (вертикальна лінійна поляризація на рис. 1.1), а поляризоване світло, що утворюється в результаті взаємодії світла зі зразком, аналізується за допомогою одного або декількох аналізаторів (діагональна лінійна поляризація).

Аналізатор - це оптичний елемент (або набір оптичних елементів), який дозволяє пропускати тільки один тип поляризації (для аналізу поляризованого світла можна використовувати кілька інструментальних архітектур). Після аналізу світла, отриманого від зразка, ми можемо визначити модифікацію

поляризації, спричинену зразком, шляхом порівняння падаючої та проаналізованої поляризації. У схематизованому прикладі на рисунку 1.1 зразок діє як оптичний ротатор, який обертає лінійно поляризоване світло на заданий кут.

Однак вимірювання, схематично зображене на рисунку 1.1, також сумісне з тим фактом, що зразок був лінійним поляризатором. За такого сценарію ми можемо генерувати і аналізувати більше станів поляризації, щоб отримати повну характеристику поляриметричного відгуку зразка.

Залежно від кількості генерованих і проаналізованих станів можна виділити три поляриметричні підходи [3]:

- поляризаційні стробування (PG),
- методи на основі векторів Стокса,
- методи на основі матриць Мюллера,
- методи поляризаційного гейтінгу (PG).

Класифікацію методів лазерної поляриметрії біологічних тканин і рідин наведено на рис. 1.2.



Рисунок 1.2 - Класифікація методів лазерної поляриметрії біологічних тканин

Поляризаційні методи є найпростішими поляриметричними методами і полягають в освітленні зразка певною поляризацією та аналізі поляриметричного відгуку зразка за допомогою аналізатора з певною поляризацією (наприклад, освітлення зразка горизонтальним лінійно поляризованим світлом та аналіз кількості вертикально поляризованого світла, що виходить від зразка). Зазвичай поляризація аналізатора збігається з вхідною поляризацією (ко-поляризована конфігурація) або ортогональна їй (крос-поляризована конфігурація). Ця група поляриметричних методів має перевагу перед наступними в тому, що для вимірювання потрібно зробити лише одне зображення, тому їх можна легко використовувати в реальному часі.

Іншою групою поляриметричних методів є ті, що базуються на вимірюванні вектора Стокса. Вектори Стокса складаються з чотирьох реальних параметрів, розташованих у векторній формі, які повністю описують стан поляризації (SoP) світлового пучка. Для вимірювання повного вектора Стокса (тобто вимірювання його чотирьох параметрів) потрібно щонайменше чотири аналізатори. Отже, необхідно провести щонайменше чотири різних вимірювання, що ускладнює отримання зображень Стокса в реальному часі. Однак, сьогодні зображення Стокса в реальному часі можна отримати за допомогою так званих поляриметрів з поділом фокальної площини (DoFP). Поляриметри DoFP зменшують роздільну здатність зображення для покращення частоти кадрів [4]-[6].

Принцип роботи поляриметрії Стокса полягає в освітленні зразка з заданою поляризацією і аналізі поляриметричного відгуку зразка за допомогою чотирьох або більше незалежних аналізаторів. Після вимірювання вектора Стокса з них можна вивести різні поляриметричні властивості світла. Деполяризація світла є однією з найбільш часто аналізованих поляриметричних властивостей, і її зазвичай кількісно вимірюють за допомогою ступеня поляризації (DOP). Деполяризація світла - це статистична величина, яку можна розуміти як протилежність поляризації світла і яка

пов'язана з випадковістю амплітуд і відносної фази компонентів електромагнітної хвилі.

Нарешті, широко розповсюджена група поляриметричних методів базується на матриці Мюллера. Матриця Мюллера - це матриця дійсних коефіцієнтів 4×4 , яка визначає, як будь-який падаючий поляризований пучок світла з фіксованою довжиною хвилі і напрямком падіння модифікується внаслідок взаємодії з вимірюваним зразком. Відповідно, 16 реальних коефіцієнтів цієї матриці кодують поляриметричні характеристики зразка, які можна описати як комбінацію трьох фізичних властивостей: загасання-поляризація (або дихроїзм) - здатність змінювати інтенсивність падаючого променя в залежності від його поляризації та здатність поляризувати світло; ретардація (або двопроменезаломлення) - здатність змінювати тип поляризації падаючого променя (напр., змінювати лінійно поляризоване світло на циркулярно поляризоване); і деполаризація - здатність деполаризувати падаючий промінь. За цим сценарієм інформація про різні властивості може бути розділена за допомогою різних математичних методів для отримання декількох спостережуваних величин. Ці спостережувані величини використовуються для аналізу поляриметричних властивостей зразків, а також для покращення візуалізації зразків у програмах візуалізації [4]-[8].

Принцип роботи для вимірювання повної матриці Мюллера зразків полягає в освітленні зразка чотирма або більше незалежними поляризаціями і аналізі поляриметричний відгук зразка за допомогою чотирьох або більше незалежних аналізаторів. Враховуючи, що поляриметри DoFP можуть бути використані для аналізу поляризації в реальному часі, для отримання повного зображення матриці Мюллера необхідно щонайменше чотири радіометричних вимірювання (8 радіометричних вимірювань у разі використання комерційних поляриметрів DoFP на основі сітчастих поляризаторів). Тоді, беручи до уваги швидкі процеси синхронізації, що спостерігаються в СТЕД, ОКТ та конфокальній мікроскопії, факт отримання 100 зображень за секунду (25 матричних зображень Мюллера $\times$ 4 зображення Стокса для кожного

вимірювання) є реальним. Отже, побудова мюллерівських поляриметрів у реальному часі є можливою.

Незалежно від методу поляризації, поляриметрія завжди надає інформацію, яка не залежить від властивостей інтенсивності світлового пучка освітлення. У цьому сенсі поляриметрія зображень може розрізняти об'єкти, які пропускають або відбивають однакову кількість світла, але по-різному модифікують поляризоване світло, наприклад, прозорі зразки. Наприклад, поляриметрія може розрізняти липкі стрічки з різною орієнтацією або органічні тканини з однаковою відбивною здатністю, але різним двопротинезаломленням або дихроїзмом.

Крім того, поляриметричні методи можна комбінувати з більшістю інших оптичних методів для покращення отриманих результатів. Наприклад, поляриметрію можна поєднувати з мультиспектральною або гіперспектральною візуалізацією, раманівською спектроскопією, флуоресцентною мікроскопією, мікроскопією генерації другої гармоніки або оптичною когерентною томографією, серед інших. У випадку комбінаційного розсіювання, флуоресцентної мікроскопії та мікроскопії СВГ світло, поглинуте і розсіяне дипольними молекулами, випромінюється лінійно поляризованим з поляризацією, паралельною до орієнтації диполя. Тому комбінація генерації другої гармоніки і поляриметрії може бути використана для характеристики орієнтації біологічних елементів, наприклад, для характеристики орієнтації колагену і м'язових волокон. Що стосується поєднання флуоресцентної мікроскопії та поляриметрії, то воно використовується в біомедичних додатках для діагностики раку ротової порожнини та дослідження раку молочної залози на клітинному рівні, а також для визначення орієнтації целюлозних фібрил у рослинах [7]. Поєднання методів мультиспектральної та гіперспектральної візуалізації з поляриметрією також є дуже цікавим, оскільки поляриметричні властивості зразків зазвичай змінюються залежно від довжини хвилі падаючого світла. Поляризаційно-чутлива гіперспектральна візуалізація виявилася корисною для виявлення

захворювань шкіри за рахунок покращення її візуалізації. На жаль, поляризація не може бути поєднана з STED-мікроскопією, оскільки вихрові пучки повинні бути циркулярно поляризовані, щоб представити форму пончика.

Зауважимо, що більшість досліджень, які поєднують поляриметрію з іншими оптичними методами, використовують методи PG, оскільки вони не збільшують час збору вимірювань [8]. Однак в інших дослідженнях застосовують поляриметрію Стокса з позитивними результатами. Реалізація цих поляриметричних методів в інструментах, що використовують інші оптичні методи, може бути відносно простою. Щоб створити оптичний прилад, здатний вимірювати поляризацію світла і те, як вона змінюється при взаємодії світла зі зразком, потрібно вбудувати лише два набори оптичних елементів: один набір, здатний генерувати потрібну поляризацію (так званий генератор поляризаційного стану, ГПС), а інший набір, здатний аналізувати поляризаційну характеристику зразка (так званий аналізатор поляризаційного стану, АПС). Якщо PSG і PSA можуть генерувати і аналізувати чотири незалежні поляризації, комбінований прилад здатний вимірювати матрицю Мюллера зразка.

У якості протипу системи, що розробляється пропонується схема системи повної зображальної Мюллер-поляриметрії, наведена на рис. 1.3, в якій замість галогенової лампи застосовується гелій-неоновий лазер із коліматором для розширення оптичного пучка до 10 мм (10X).

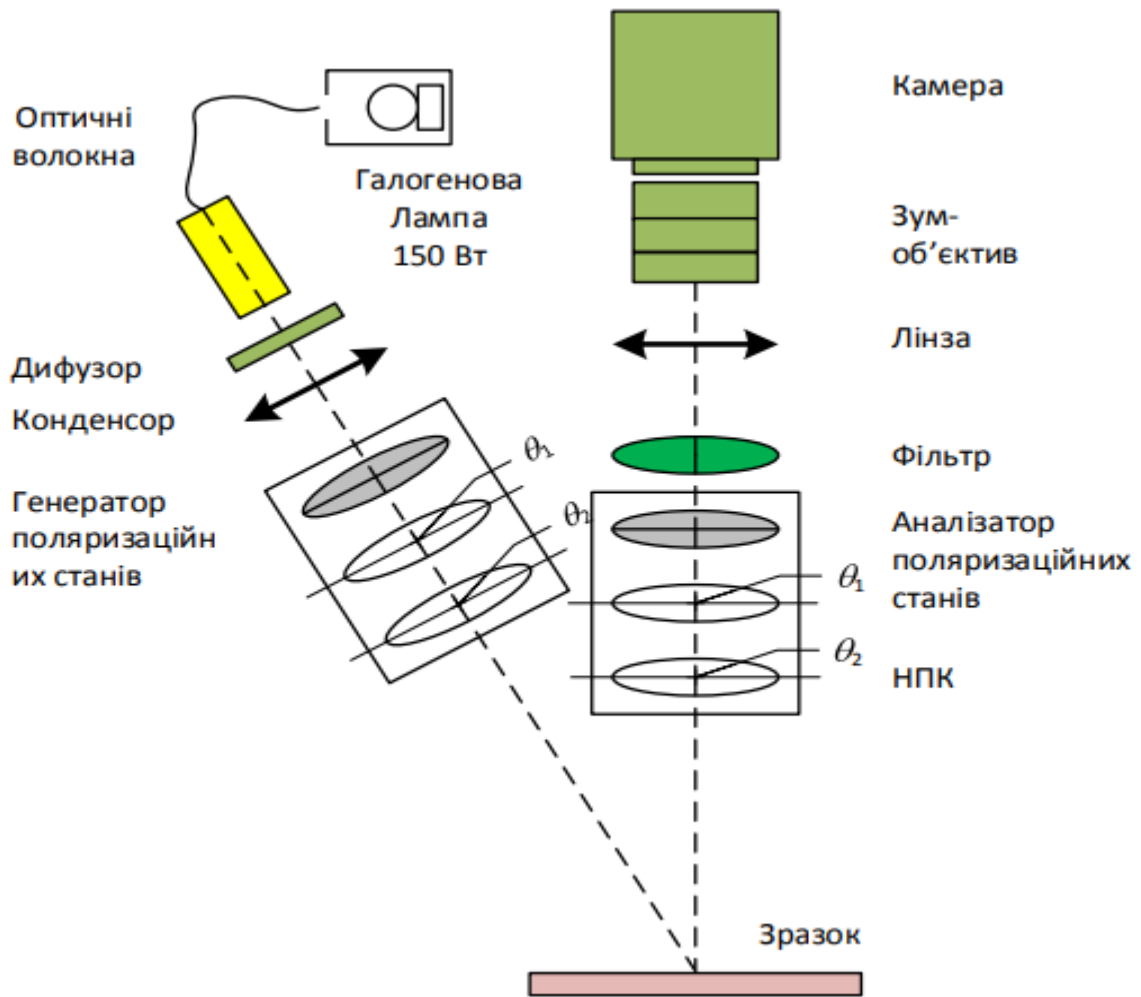


Рисунок 1.3 - Система повної зображальної Мюллер-поляриметрії

1.2 Аналіз і застосування методів поляриметрії зображень

Поляриметрія зображень (зображальна поляриметрія) виявилася корисною в широкому спектрі галузей. Нижче, як приклад, ми розглянемо деякі застосування в характеристиці матеріалів, астрономії та дистанційному зондуванні. Потім, щоб мотивувати використання поляриметрії в аналізі біологічних зразків, ми розглянемо застосування поляриметрії зображень у біомедицині та рослинництві.

Матеріалознавство. Використання поляриметрії для характеристики об'ємних і тонкоплівкових матеріалів традиційно називають еліпсометрією. Потенціал еліпсометрії був вперше доведений Полем Друдом в 1888 році, коли

він використав поляризоване світло для аналізу оптичних властивостей дуже тонких металевих плівок і визначення їхньої товщини. Останні дослідження зазвичай поєднують методи еліпсометрії та спектроскопії для більш загальної характеристики аналізованих матеріалів. У цих дослідженнях матрицю Мюллера або матрицю Джонса зразків вимірюють під різними кутами, щоб повністю охарактеризувати їхні оптичні властивості. Як приклад, ближній інфрачервоний матричний еліпсометр Мюллера був використаний для характеристики деформації в прозорих зразках. Спектроскопічні еліпсометри також виявилися корисними для вимірювання товщини багатошарових плівок (стек в перовскітних сонячних елементах) [8].

При взаємодії світла з речовиною поляризаційні властивості світла чутливі до нанометричної структури досліджуваного матеріалу, і деякі дослідження показали, як ця поляриметрична інформація може бути використана для характеристики зразка. У цьому сенсі поляриметрія може бути використана для дослідження нанодротів індію, нанесених на кремній, і для характеристики оптичних властивостей наночастинок срібла.

В астрономічних дослідженнях поляриметрія часто дає важливу інформацію, яку неможливо отримати за допомогою інших оптичних методів. Поляриметрія в основному використовується для вивчення зірок, а також для виявлення і опису позасонячних планет. Однак поляризація світла також використовується в астрономії для інших цілей, наприклад, для вимірювання відстані до галактик. Що стосується використання поляриметрії для вивчення зірок, то магнітні поля Сонця аналізуються за допомогою вимірювання світла, поляризованого за допомогою ефекту Зеємана [9].

Зеєманівські сигнали часто мають дуже малі амплітуди, а іноді приймають значення, менші за шумовий сигнал приладів. Крім того, Сонце можна вивчати, вимірюючи поляризацію розсіяння, пов'язану з ефектом Ганле.

Зі свого боку, позасонячні планети виявляють, вимірюючи світло, поляризоване в їхній атмосфері внаслідок процесу релєївського розсіювання.

Поляризація, пов'язана з релєєвським розсіюванням, особливо використовується для вивчення протопланетних туманностей [10].

У дистанційному зондуванні поляриметрія зазвичай використовується в поєднанні з мультиспектральними та гіперспектральними методами зйомки для покращення візуалізації певних об'єктів. Зокрема, поляриметрія особливо корисна для розрізнення металевих і органічних об'єктів, оскільки перші зберігають падаючу поляризацію, тоді як другі її деполяризують.

У цьому сенсі поляриметрія використовується у військових цілях для розрізнення металевих транспортних засобів у лісовій місцевості і для виявлення протипіхотних мін за допомогою інфрачервоної камери. Ці Останні два способи дистанційного зондування називаються пасивними, оскільки зразок не освітлюється штучно.

У цих випадках зразок освітлюється сонячним світлом, яке поляризується атмосферою Землі через процеси релєївського розсіювання. Цей же пасивний метод використовується при вивченні океанів, лісів та атмосфери.

Поляриметрія також використовується для вимірювання кількості кисню в атмосфері. Крім того, поляриметрія поєднується з радіолокаційними методами, наприклад, для виявлення теплих фронтів та характеристика міських структур, серед іншого.

1.3 Поляриметрия біомедичних зображень

Потенціал використання поляриметрії для дослідження органічних тканин описано в літературі [3]-[7]. Однак органічні волокна розсіюють падаюче світло і генерують деполаризацію.

На рисунку 1.2 схематично показано поширення світла в органічних тканинах, таких як шкіра людини. Усередині органічних тканин світло багаторазово розсіюється волокнами та іншими внутрішніми структурами, а отже, падаючі фотони проходять різними оптичними шляхами через тканину. Кожен фотон, пов'язаний з певним шляхом, зазнає певної трансформації поляризації, яка відрізняється від інших фотонів. Тому поляризація фотонів, що залишають зразок, відрізняється. Потім, для статистики, частина вихідних фотонів залишає зразок тканини в тому ж положенні і в тому ж напрямку (див. рис. 1.3), ці фотони досягають того ж пікселя поляриметра, тому їх поляризації некогерентно поєднуються.

Некогерентне поєднання різних поляризацій призводить до частково або повністю деполаризованих станів і частина поляриметричної інформації втрачається. Однак вимірювана деполаризація визначається для процесів розсіювання, які сильно залежать від густини волокон та їх фізичних характеристик (тобто розміру, форми, показника заломлення тощо).

З цієї причини були розроблені різні моделі Монте-Карло, щоб зрозуміти зв'язок між внутрішньою фізичною структурою зразка і типом деполаризації, що генерується. На жаль, цей зв'язок є складним питанням, яке досі не вирішене.

Хоча цей зв'язок досі невідомий, різні біологічні структури можуть давати різні поляриметричні реакції, і ця інформація може бути використана для покращення їхньої візуалізації. З цієї причини інтерес до використання поляриметричних методів у біомедичних дослідженнях зріс протягом останніх десятиліть. У цьому сенсі поляриметрия використовується для визначення концентрації гемоглобіну, кисню та глюкози в крові. Різні концентрації

гемоглобіну та кисню змінює властивості розсіювання зразка, змінюючи таким чином деполаризацію світла. Що стосується вимірювання глюкози, то глюкоза є хіральною молекулою, яка обертає падаючу поляризацію. В роботі для визначення концентрації глюкози в очах людини використовують зображення очей. В інших поляриметричних дослідженнях також отримують поляриметричні зображення очей тварин і людей з метою виявлення очних аберацій та інших оптичних патологій, таких як глаукома. Ці останні дослідження вимірюють поляриметричні властивості сітківки ока і показують, що очі, які страждають на глаукому, мають більшу деполаризацію, ніж "нормальні" очі. Більші рівні деполаризації також спостерігаються в очах, скоригованих за допомогою лазерного кератомілеузісу на сайті. У цьому випадку оперовані очі також демонструють більш нерегулярні патерни ретардації порівняно з "нормальними" здоровими очима.

Поляриметрія також використовується для визначення орієнтації тканинних волокон. Більшість з цих досліджень використовують поляриметрію для визначення орієнтації колагенових волокон, оскільки колаген має сильне двопронезаломлення. Однак деякі дослідження показали, що поляриметрія також може визначати орієнтацію інших типів біологічних волокон, таких як волокна скелетних м'язів. В інших біомедичних застосуваннях властивості двопронезаломлення колагенових волокон також виявилися корисними для визначення структурних неоднорідностей у проміжних шарах зразків тканин, наприклад, суглобових хрящів. Зауважте, що SHG, метод зображення з високою роздільною здатністю, який зазвичай використовується для зображення колагенових волокон, може вимірювати лише поверхневі шари зразків тканин.

У біомедичній галузі складно діагностувати шкірні патології для пігментованих уражень або темної шкіри. У цьому контексті поляризація світла - це властивість, що не залежить від інтенсивності, яка виявилася корисною в дерматології для виявлення шкірних захворювань. Поляриметрія дозволяє легше відмежувати нездорову ділянку, а також краще діагностувати

патологію. Крім того, поляриметрія також здатна характеризувати в режимі реального часу мікроструктурні зміни тканин шкіри в процесі ультрафіолетового фотопшкодження. Зауважимо, що деякі з цих досліджень базуються на методах гіперспектральної візуалізації та використовують поляриметрію для покращення візуалізації пігментованої ділянки (див. Рис. 1.4). На рисунку 1.4 (б) світло, безпосередньо відбите від поверхні шкіри, фільтрується за допомогою лінійної крос-поляризованої конфігурації ПГ.

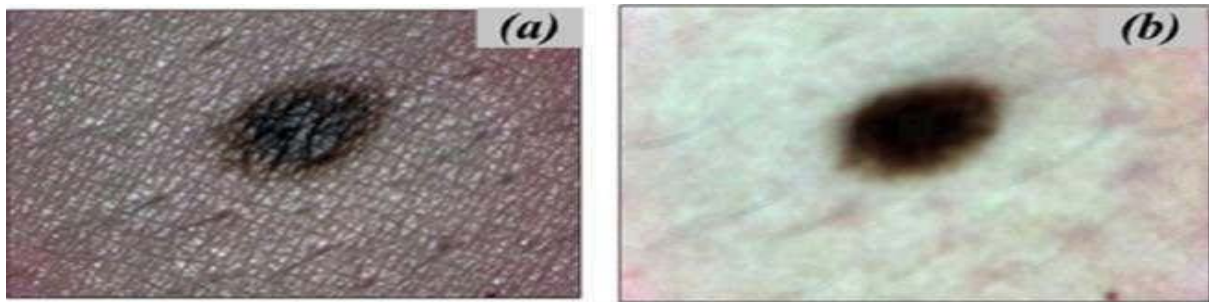


Рисунок 1. 4 - Зображення невуса з використанням лінійних (а) кополяризованих та (б) крос-поляризованих конфігурацій PG.

На сьогоднішній день виявлення раку є дуже важливою темою в медичній галузі, оскільки рак стає провідною причиною смерті (у 2020 році зафіксовано майже 10 мільйонів смертей і 19,3 мільйона випадків онкозахворювань). У цьому сенсі раннє розпізнавання ракових тканин значно збільшує ймовірність довготривалого виживання. Наприклад, 89,9% пацієнтів з раком легенів виживають протягом п'яти і більше років після встановлення діагнозу раку на I стадії порівняно з 11,4% пацієнтів з діагнозом на IV стадії [15]. Як зазначалося в розділі 1, різні методи оптичної візуалізації виявилися корисними для виявлення раку, але чутливість цих досліджень становить близько 85%. Тому дослідження нових методів візуалізації, які дозволяють правильно виявляти злоякісні тканини на ранніх стадіях або полегшують їх розпізнавання, представляє особливий медичний інтерес, оскільки їх застосування дозволить різко знизити кількість смертей.

В останні роки з'явилася велика кількість досліджень, що підтверджують інтерес до використання поляриметричної візуалізації для діагностики та

виявлення онкологічних захворювань. Зокрема, поляриметричну візуалізацію застосовували для діагностики раку молочної залози, раку шкіри, раку шийки матки, раку товстої кишки, раку мозку, раку порожнини рота раку щитовидної залози, раку легень та інших. Деякі з цих досліджень зосереджені на використанні поляриметрії для вивчення тканин карциноми на мікроструктурному або клітинному рівні, в той час як інші отримують зображення зразка з макроскопічної точки зору і використовують різні поляриметричні властивості раку і здорової тканини для розмежування ракової області. Як приклад останньої групи досліджень, ми наводимо на рис. 1.5 деякі результати роботи [11].

На рис. 1.5 показано лінійна фазова затримка (δ) і потужність деполяризації (Δ) тканини карциноми шийки матки. Ми бачимо, що двоприменезаломлення і деполяризаційні властивості ракових і здорових ділянок відрізняються. Здорові тканини шийки матки мають нульову лінійну ретардацію, оскільки вони є добре впорядкованими структурами. На противагу цьому, ракова тканина шийки матки має нульову лінійну ретардацію, оскільки процеси неоплазії руйнують і розбивають ці добре впорядковані структури. Що стосується деполяризаційних властивостей, то ракові тканини містять більш щільні дрібні органели, що призводить до меншої деполяризації. Деякі дослідження аналізують різні поляриметричні відповіді здорових і злоякісних тканин зі статистичної точки зору для автоматичного розпізнавання передракових ділянок [11].

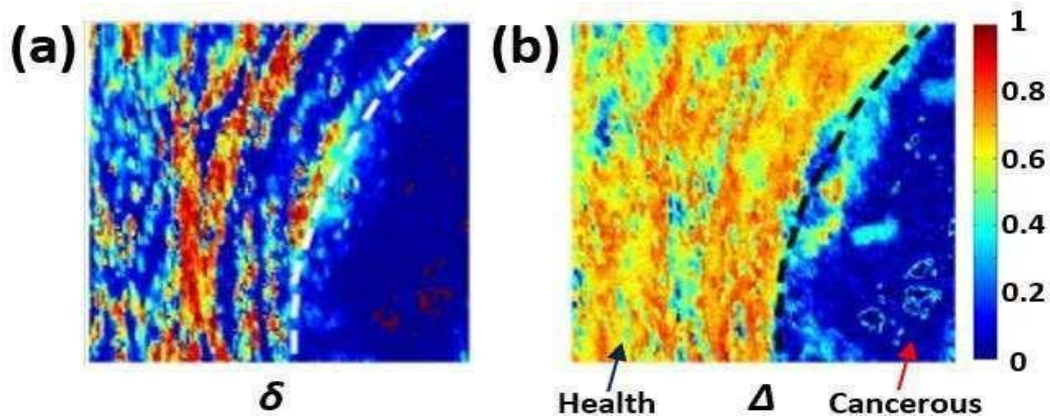


Рисунок 1.5 - Псевдокольорове зображення (а) лінійної затримки (δ) і (б) потужності деполяризації (Δ) тканини карциноми шийки матки [11]

Більшість досліджень, які використовують методи поляриметричної візуалізації для біомедичних цілей, базуються на двох диференційованих групах методів: PG-методи та методи на основі матриць Мюллера.

З одного боку, дослідження, які використовують методи поляризаційних воріт, використовують той факт, що фотони, безпосередньо відбиті від поверхні зразка, зберігають падаючу поляризацію, коли зразки є недихроїчними і не двозаломлюючими. У цьому сенсі багато досліджень, заснованих на методах ПГ, використовують перехресно поляризовані конфігурації ПГ для видалення безпосередньо відбитих фотонів, що покращує візуалізацію глибших шарів тканини. Наприклад, в роботі показано, що невус невус освітлюється лінійно поляризованим світлом, а при використанні крос-лінійного аналізатора відбувається фільтрація відбитих від поверхні фотонів (Рис. 1.5, b). Зауважте, що при використанні ко-лінійного аналізатора фотони, відбиті від поверхні, виявляються (Рис. 1.5, a). У цьому дослідженні використовували лінійні поляризації, але інші дослідження довели цікавість використання кругової та еліптичної поляризацій для покращення зображення. Зокрема, в роботі поєднано циркулярну та еліптичну поляризації. Комбінується кругова і лінійна конфігурації ПГ для підвищення контрастності і глибинної роздільної здатності при візуалізації тканин. Інші дослідження

поєднують лінійні ко- і крос-поляризовані конфігурації PG для визначення орієнтації двопротинезаломлюючих волокон [11].

З іншого боку, широке коло біомедичних застосувань на основі поляризації вимірює матрицю Мюллера зразків тканин для аналізу їхніх поляриметричних властивостей. У цьому сенсі властивості двопротинезаломлення і деполяризації виявилися корисними для багатьох біомедичних застосувань, наприклад, для виявлення раку (див. Рис. 1.5). У поляриметрії Мюллера ці властивості вивчаються за допомогою обчислення різних поляриметричних спостережуваних величин. Двопротинезаломлення зразка повністю описується розкладанням добутку Лу-Чіпмена і обчисленням повного уповільнення R , лінійного уповільнення δ , кутової орієнтації швидкої осі θ та оптичного повороту кругового сповільнювача ϕ . Щодо деполяризаційних властивостей, то їх аналіз зазвичай обмежується оперуванням індексом деполяризації, $P\Delta$, або силою деполяризації, Δ , які є глобальними спостережуваними величинами, що кількісно характеризують загальну деполяризацію зразків зі статистичної точки зору. Зауважимо, що деполяризаційні метрики не вимірюють жодної залежності деполяризації вихідного світла від поляризаційного стану вхідного світла (не вимірюють анізотропію деполяризації зразка), тому ця інформація, яка могла б бути цікавою, не вивчається для більшості біомедичних застосувань [12].

1.4 Висновки до розділу 1

Проведений аналіз методів і схем оптичної поляриметрії для різних сфер застосувань – від матеріалознавства до астрономії та біомедичних досліджень. Розглянуто сучасні методи відеополяриметрії (поляриметрії зображень) біологічних зразків.

Наведено класифікацію методів лазерної поляриметрії біологічних тканин.

Аналіз сучасних методів свідчить про широкий вибір можливостей та інструментів для діагностики ряду патологій біотканин на основі поляризаційних зображень, зокрема на основі поляриметричних зображень параметрів лінійної фазової затримки (лінійного двопроменезаломлення) δ та ступеня (потужності) деполяризації Δ зразка.

Технічні характеристики засобів лазерної поляриметрії дозволяють з високою точністю і достовірністю використовувати поляриметричні зображення зразків для аналізу і діагностики широкого кола захворювань біотканин у онкології, дерматології та інших областях медицини. Удосконалення таких засобів дозволить не тільки розширити функціональні можливості та ефективність засобів автоматизованої лазерної поляриметрії та збільшити кількість можливих областей їх застосувань.

2 МЕТОДИ І ОПТИЧНІ СХЕМИ ВИМІРЮВАННЯ ПОЛЯРИЗАЦІЙНИХ ХАРАКТЕРИСТИК

2.1 Метод і феноменологічна схема дослідження параметрів Стокса оптичного випромінювання

Поляризаційні властивості об'єкта описуються вектором електричного поля як функції часу фіксованої точки простору. Коли вектор електричного поля коливається в єдиній площині вздовж напрямку променя, світло є лінійно поляризовано. Лінійно поляризована хвиля може бути поділена на дві взаємно ортогональних компоненти. Світло називають еліптично поляризованим, якщо вектор електричного поля рухається з часом по траєкторії еліпса у площині, перпендикулярній напрямку хвилі. Якщо еліпс переходить у коло, то має місце кругова поляризація. Світло довільної поляризації може бути представлено чотирма числами, відомими, як параметри Стокса [7].

Вимірювання вектора Стокса електромагнітного випромінювання пов'язано з реєстрацією інтенсивності хвилі, що пройшла через об'єкт перетворювач (модулятор) поляризації та лінійний аналізатор поляризації. Дія різних перетворювачів поляризації призводить до зміни фазового зсуву між ортогонально-поляризованими компонентами хвилі, що проходить. В залежності від динамічних властивостей перетворювачів їх можна розділити на дві групи: пасивні – з параметрами, що не змінюються або незначно змінюються під час дослідження (наприклад, фазова платівка, ромб Френеля, плоске або сферичне дзеркало, тощо), і активні – з параметрами, що змінюються під дією різних зовнішніх факторів (акустичних, електричних і магнітних полів, механічних напруг тощо).

Різні можливі стани поляризації електромагнітного випромінювання (ЕМВ) можна представляти набором чотирьох дійсних величин, що мають назву параметри Стокса. Кожний з цих параметрів має розмірність інтенсивності. Чотири параметри Стокса зазвичай позначаються через S_0 , S_1 ,

S_2 , S_3 , та визначаються через декартові компоненти поперечного електричного поля ЕМВ:

$$\begin{aligned} S_0 &= \langle E_x^2(t) \rangle + \langle E_y^2(t) \rangle, \\ S_1 &= \langle E_x^2(t) \rangle - \langle E_y^2(t) \rangle, \\ S_2 &= 2 \langle E_x^2(t) E_y^2(t) \cos[\delta_y(t) - \delta_x(t)] \rangle, \\ S_3 &= 2 \langle E_x^2(t) E_y^2(t) \sin[\delta_y(t) - \delta_x(t)] \rangle. \end{aligned} \quad (2.1)$$

У виразах (2.1) символом $\langle v \rangle$ позначається усереднення по часу значення величини v :

$$\langle v \rangle = \frac{1}{T} \int_0^T v dt, \quad (2.2)$$

де T – інтервал часу, при якому інтеграл не залежить від вибору T .

З (2.1) видно, що параметр S_0 представляє собою повну інтенсивність ЕМВ, отже, завжди додатній. Параметр S_1 дорівнює різниці інтенсивностей x - та y - компонент і може бути або додатнім, або від'ємним, або рівним нулеві в залежності від співвідношення між лінійними x - та y - поляризаціями ЕМВ.

Як показано параметри Стокса S_2 та S_3 мають наступний фізичний зміст. Параметр S_2 відображає переважання у хвилі лінійно-поляризованої компоненти яка поляризована або в напрямку $+\pi/4$, або в напрямку $-\pi/4$. Якщо параметр S_2 додатній (від'ємний), то хвиля ЕМВ має переважачу лінійну поляризацію у напрямку $+\pi/4$ ($-\pi/4$). Якщо параметр S_2 дорівнює нулеві, то у хвилі не переважає ні одна з цих двох поляризацій. Параметр Стокса S_3 характеризує переважання у хвилі ЕМВ або право-, або лівоціркулярно поляризованої компоненти (на які хвиля може бути розкладена). Параметр S_3 додатній (від'ємний) або дорівнює нулеві при переважанні право (ліво) циркулярної поляризованої компоненти або при їх рівності, відповідно.

З огляду на зазначений фізичний зміст параметрів Стокса можна побудувати простий експеримент, за допомогою якого ці параметри можуть бути вимірними для даної хвилі. Позначимо через I_0 повну інтенсивність хвилі ЕМВ, а через $I_x, I_y, I_{+\pi/4}, I_{-\pi/4}, I_l$ та I_r – інтенсивності хвилі, що пройшла через ідеальний поляризатор, якій пропускає відповідно x -, y -, $+\pi/4$ - та $-\pi/4$ - лінійні поляризації, а також право- та лівоціркулярно поляризовану компоненту. Параметри Стокса легко виразити через значення цих інтенсивностей:

$$\begin{aligned} S_0 &= I_0 = (I_x + I_y) = (I_{+\pi/4} + I_{-\pi/4}) = I_l + I_r, \\ S_1 &= I_x - I_y, \\ S_2 &= I_{+\pi/4} - I_{-\pi/4}, \\ S_3 &= I_l - I_r. \end{aligned} \quad (2.3)$$

Схему такого Стокс-поляриметра представлено на рис. 2.1.

Для вимірювання інтенсивностей $I_x, I_y, I_{+\pi/4}, I_{-\pi/4}$ необхідно без фазової пластинки 1 у каналі зняти значення сигналу з фотоприймача при чотирьох кутових положеннях поляризатора 2: горизонтально, вертикально та під $\pm 45^\circ$. Для знаходження значень інтенсивностей I_l та I_r повертаємо поляризатор 2 (рис.2.1) у горизонтальне положення, в канал вводиться фазова пластинка 1 і знімаємо значення сигналу з фотоприймача при орієнтації швидкої вісі фазової пластинки під кутами $\pm 45^\circ$.

Основним недоліком такої схеми є те, що під час вимірювання необхідно вилучати та вносити фазову платівку. Крім цього для повного розрахунку необхідно проводити шість вимірювань інтенсивностей, що збільшує час вимірювань в порівнянні з іншими методами, описаними далі.

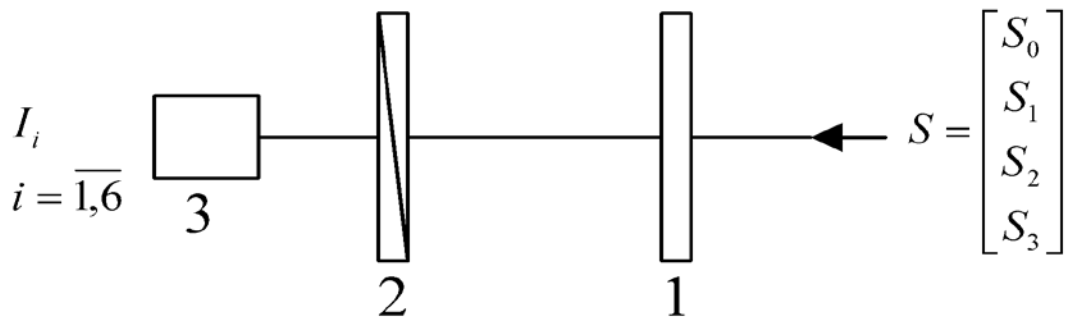


Рисунок 2.1 – Феноменологічна схема Стокс-поляриметра:

1 – фазова пластинка; 2 – рухомий поляризатор (аналізатор); 3 – фотоприймач; S - вектор Стокса вхідного ЕМВ; I_i – інтенсивності, які вимірюються

2.2 Схеми дослідження Стокс-поляриметрів на анізотропних оптичних елементах

Для досліджень об'єктів і середовищ може бути застосовувана схема, в якій в якості модулятора стану поляризації ЕМВ застосовується об'єкт з круговою фазовою анізотропією (рис.2.2).

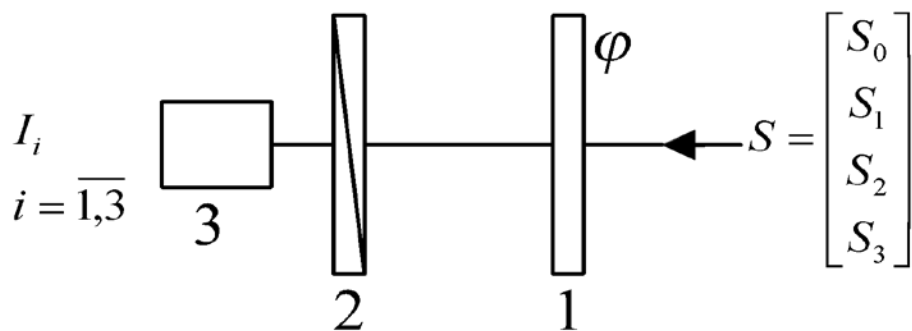


Рисунок 2.2 - Схема Стокс-поляриметра на елементі з круговою фазовою анізотропією: 1 – елемент з круговою фазовою анізотропією; 2 – фіксований поляризатор (аналізатор); 3 – фотоприймач

Знайдемо функціональну залежність значення сигналу на детекторі від параметрів Стокса S поляризації вхідного ЕМВ та параметрів поляризаційних елементів схеми.

Матриці Мюллера елемента з круговою фазовою анізотропією та лінійного поляризатора в загальному виді: матриця Мюллера лінійного поляризатора

$$M_{LP} = \begin{bmatrix} 1+P & (1-P)\cos(2\theta) & (1-P)\sin(2\theta) & 0 \\ (1-P)\cos(2\theta) & \cos^2(2\theta)(1+P)+2\sin^2(2\theta)\sqrt{P} & \cos(2\theta)\sin(2\theta)(1-\sqrt{P})^2 & 0 \\ (1-P)\sin(2\theta) & \cos(2\theta)\sin(2\theta)(1-\sqrt{P})^2 & \sin^2(2\theta)(1+P)+2\cos^2(2\theta)\sqrt{P} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 2\sqrt{P} \end{bmatrix}, \quad (2.4)$$

де P – величина лінійної амплітудної анізотропії поляризатора; θ – азимут орієнтації вісі найбільшого пропускання поляризатора;

матриця Мюллера кругової фазової анізотропії

$$M_{PhCr} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \cos(2\varphi) & \sin(2\varphi) & 0 \\ 0 & -\sin(2\varphi) & \cos(2\varphi) & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}, \quad (2.5)$$

де φ – величина кругової фазової анізотропії (величина кута обертання азимуту еліпса поляризації, до якого призводить даний елемент конфігурації).

Складаємо матричне рівняння, з якого знайдемо параметри вектора Стокса на виході з поляризатора 2 (рис.8):

$$S' = M_{LP} \cdot M_{PhCr} \cdot S. \quad (2.6)$$

Як відомо, фотодетектор чуттєвий лише до загальної інтенсивності ЕМВ, що на нього падає, а інтенсивність ЕМВ закладена у першому параметрі вектора Стокса S_0 . Тому у виразі (2.6) необхідно аналізувати тільки перший елемент вектора Стокса S' .

Для спрощення аналізу будемо вважати, що поляризатор 2 (рис.8.) ідеальний ($P = 0$) та орієнтований горизонтально ($\theta = 0$). Тоді інтенсивність, що приймається фотодетектором, виглядатиме наступним чином :

$$I(\varphi, S_0, S_1, S_2, S_3) = S_0 + S_1 \cos(2\varphi) + S_2 \sin(2\varphi). \quad (2.7)$$

Як можна бачити з виразу (2.7), параметр Стокса S_3 не ввійшов у загальну інтенсивність. З попередніх міркувань знаємо, що S_3 відповідає наявності у хвилі ЕМВ циркулярно поляризованої компоненти. Отже така конфігурація

схеми Стокс-поляриметра з елементом фазово-кругової анізотропії буде нечутлива до визначення еліптичності поляризації вхідного ЕМВ.

Знаходження параметрів Стокса S_0 , S_1 та S_2 , що залишились у функціональній залежності (2.7), можна проводити за послідовним або динамічним методами. Послідовний метод передбачає вимірювання інтенсивності ЕМВ при послідовній зміні параметрів поляризаційних елементів поляриметра, та наступне складання системи лінійних рівнянь типу (2.7).

У нашому випадку для побудови сумісної системи лінійних рівнянь відносно невідомих параметрів Стокса достатньо виміряти інтенсивності при трьох різних значеннях величини кругової фазової анізотропії φ . Тоді явний вигляд означеної системи рівнянь буде мати вид:

$$\begin{cases} I_1 = S_0 + S_1 \cos(2\varphi_1) + S_2 \sin(2\varphi_1); \\ I_2 = S_0 + S_1 \cos(2\varphi_2) + S_2 \sin(2\varphi_2); \\ I_3 = S_0 + S_1 \cos(2\varphi_3) + S_2 \sin(2\varphi_3). \end{cases} \quad (2.8)$$

Динамічний метод полягає у неперервній, періодичній зміні параметрів поляризаційних елементів поляриметра, внаслідок чого на виході фотодетектора формується періодичний сигнал, амплітуди спектральних складових якого залежать від параметрів Стокса S вхідного випромінювання. Це дає можливість визначити означені параметри Стокса.

В нашому випадку передбачається зміна φ за деяким відомим законом, тобто у (2.8) покладається $\varphi = f(t)$.

$$I = I(t, S_0, S_1, S_2). \quad (2.9)$$

Після Фур'є-перетворення отриманого сигналу з фотодетектора, робимо аналіз амплітуд гармонік, використовуючи які визначаємо шукані параметри Стокса.

Для реалізації елементу з круговою фазовою анізотропією можна використовувати набір з трьох кристалічних платівок кальциту з відповідно різними значеннями величини кругової фазової анізотропії. Для динамічного метода застосовний елемент Фарадея. Під дією зовнішнього магнітного поля

величина кругової фазової анізотропії такого елемента буде змінюватись за законом:

$$\varphi = BHd, \quad (2.10)$$

де B – стала Верде; H – напруженість магнітного поля; d – довжина магнітооптичного елемента Фарадея, яка перебуває у полі H .

Отже, змінюючи зовнішнє магнітне поле будемо змінювати кут повороту еліпса вхідної поляризації ЕМВ. Але у видимому діапазоні довжин хвиль ЕМВ для створення достатньо великих значень кутів повороту φ необхідно прикладати велике магнітне поле, що є незручним навіть у послідовному методі. Це є наслідком малих значень сталої Верде на цих довжинах хвиль для даного магнітооптичного матеріалу. Наприклад, для повороту площини поляризації на кут $1^\circ \dots 2^\circ$ треба прикладати поле близько 1000 ерс. Крім цього, індуктивність магнітних котушок буде досить великою, що створить обмеження у застосуванні таких модуляторів у динамічному режимі. В інфрачервоному діапазоні довжин хвиль стала Верде є достатньо великою. Цей і є причиною того, що такі модулятори переважно використовують в ІЧ області довжин хвиль.

За допомогою пристрою з магнітооптичним елементом на ітрій ферит-гранаті $Y_3Fe_5O_{12}$ можна зафіксувати коливання площини поляризації ІЧ випромінювання з точністю 0.0002° при керуючих магнітних полях у декілька ерстед, при цьому потужність складає не більше 10^{-2} Вт, постійна часу становить $10^{-7} \dots 10^{-8}$ с.

В якості модулятора стану поляризації ЕМВ може застосовуватись елемент з лінійною фазовою анізотропією.

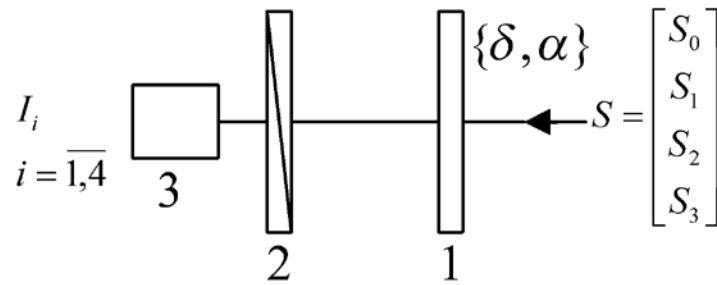


Рисунок 2.3 - Схема Стокс-поляриметра, побудованого на елементі з лінійною фазовою анізотропією: 1 – елемент з лінійною фазовою анізотропією; 2 – фіксований поляризатор (аналізатор); 3 – фотоприймач

Матриця Мюллера елемента з лінійною фазовою анізотропією має наступний вид [9]:

$$M_{PhLn} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \cos^2(2\alpha) + \sin^2(2\alpha)\cos(\delta) & \cos(2\alpha)\sin(2\alpha)(1 - \cos(\delta)) & -\sin(2\alpha)\sin(\delta) \\ 0 & \cos(2\alpha)\sin(2\alpha)(1 - \cos(\delta)) & \sin^2(2\alpha) + \cos^2(2\alpha)\cos(\delta) & \cos(2\alpha)\sin(\delta) \\ 0 & \sin(2\alpha)\sin(\delta) & -\cos(2\alpha)\sin(\delta) & \cos(\delta) \end{bmatrix} \quad (2.11)$$

де δ – величина лінійної фазової анізотропії (фазовий зсув, що вноситься між власними, для даного виду анізотропії, лінійнополяризованими коливаннями); α – орієнтація швидкої вісі лінійної фазової анізотропії. Так при $\delta = \pi/2$ – маємо справу із звичайною чвертьхвильовою фазовою платівкою, орієнтованою під довільним кутом α ; при $\delta = 0$ – маємо справу з відсутністю даного виду анізотропії в елементі.

Матричне рівняння для знаходження елементів вектора Стокса на виході з поляризатора 2:

$$S' = M_{LP} \cdot M_{PhLn} \cdot S. \quad (2.12)$$

Як і в попередньому випадку, беремо до розгляду лише елемент S_0 вектора Стокса S' , що несе інформацію про інтенсивність хвилі ЕМВ яка падає на фотодетектор. Поляризатор вважатимемо ідеальним. Тоді інтенсивність ЕМВ, яка пройшла крізь систему, та виражена через параметри Стокса і параметри лінійної фазової анізотропії, матиме наступний вид:

$$I(\delta, \alpha, S_0, S_1, S_2, S_3) = S_0 + S_1 (\cos^2(2\alpha) + \sin^2(2\alpha) \cos(\delta)) + \\ + S_2 \cos(2\alpha) \sin(2\alpha) (1 - \cos(\delta)) - S_3 \sin(2\alpha) \sin(\delta). \quad (2.13)$$

З (2.13) можна бачити, що на відміну від попередньої схеми (рис.8), всі параметри Стокса можна визначити з промодульованої інтенсивності. Даний вид анізотропії має два незалежних параметри: величину лінійної фазової анізотропії та кут її орієнтації. Тобто є можливість реалізувати модуляцію стану поляризації ЕМВ через зовнішній вплив на ці параметри або окремо тільки одним, або двома одночасно.

За послідовним методом фазова платівка з відомим фазовим зсувом механічно за допомогою двигуна повертається на деякі чотири кути. Вибір цих кутів, та величини фазового зсуву впливає на точність вимірювання, і є задачею оптимізації поляриметра, що детально викладена у роботі. Зазначимо, що для максимально точного вимірювання параметрів Стокса величина цих кутів повинна бути $\pm 15^\circ$ та $\pm 51^\circ$, при цьому фазовий зсув повинний бути рівний 132° .

У випадку динамічного метода фазова платівка неперервно обертається з постійною швидкістю ($\alpha = \omega t$), внаслідок чого на виході фотодетектора формується періодичний сигнал. Як можна бачити з (13) у спектрі сигналу буде міститися чотири гармоніки. З амплітуд цих гармонік можна знайти всі невідомі параметри Стокса.

Треба відмітити, що для дослідження поляризації світлового випромінювання необхідно, щоб верхня межа частотного спектра часових флуктуацій була набагато менша за частоту модуляції сигналу. Однак для поляриметрів з оптико-механічними модуляторами частота модуляції не перевищує 70 Гц у динамічному режимі. Крім цього такі модулятори важко синхронізуються з персональними комп'ютерами, при цьому їм властиві усі недоліки механічного керування.

2.3. Автоматизований лазерний поляриметр для вимірювання кутових залежностей матриці Мюллера

Схема автоматизованого поляриметра для вимірювання елементів матриці Мюллера однорідних середовищ наведена на рис. 2.4, яка відповідає режиму роботи поляриметра за методом чотирьох інтенсивностей, коли вимірюються всі елементи матриці Мюллера [15].

У приймальному каналі пристрою знаходиться Стокс-поляриметр, що побудований із використанням чверть хвильової фазової платівки ФП2, яка обертається з постійною кутовою швидкістю $\alpha = \Omega \cdot t$, нерухомого призмового аналізатора А та фотодетектора ФД (ФД-267). Принцип роботи приймальної частини поляриметра описаний нижче.

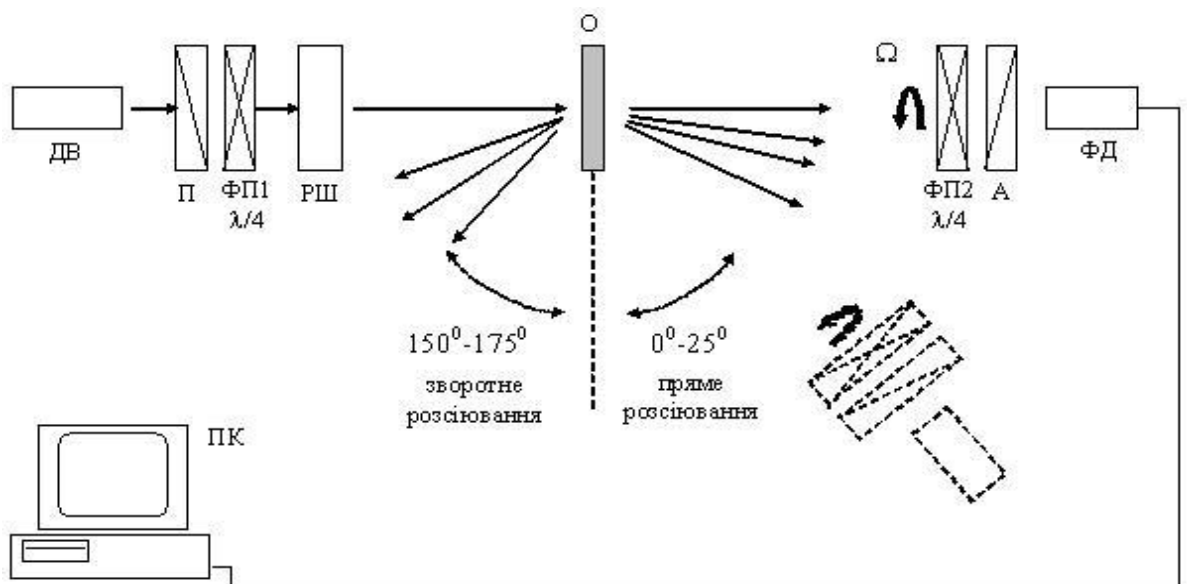


Рисунок 2.4 - Схема автоматизованого лазерного поляриметра для вимірювання кутових залежностей матриці Мюллера: ДВ – джерело випромінювання (лазер), П – поляризатор, А – аналізатор, РШ – розширювач пучка (коліматор), ФП1, ФП2 – фазові пластинки, ФД – фотодетектор, О – об’єкт контролю (біотканина)

Зондуючий канал поляриметра (рис. 2.4) містить джерело випромінювання ДВ (He-Ne лазер, що генерує на довжині хвилі $\lambda=0.63$ мкм.) та керований генератор поляризації. Генератор поляризації складається з нерухомого поляризатора П та чвертьхвильової фазової платівки ФП1 (рис. 7), орієнтацію швидкої осі якої α^1_i можна задавати за допомогою крокового двигуна, що керується за допомогою комп'ютера ПК. Можливість змінювати азимут поляризатора П також була передбачено. Для цього до додаткового крокового двигуна, що також керувався з ПК, прикріплено плівковий поляризатор.

Послідовно, орієнтуючи фазову платівку ФП1 (рис. 12) під чотирма різними кутами α^1_i ($i=1\div 4$), на виході генератора поляризації (вході досліджуваного зразка) отримуємо випромінювання з чотирма різними станами поляризації $\mathbf{R}^i$. Після взаємодії з досліджуваним середовищем поляризація випромінювання змінюється $\mathbf{S}^i$. Попередньо, вимірявши поляризацію зондуючого випромінювання $\mathbf{R}^i$ без досліджуваного середовища, та поляризацію випромінювання після його взаємодії із середовищем $\mathbf{S}^i$, складаємо систему відповідну систему рівнянь, та визначаємо з неї елементи матриці Мюллера $M_{i,j}$ середовища.

Для автоматичного зняття та обробки сигналу з фотодетектора ФД, визначення параметрів Стокса, керування з персонального комп'ютера кроковими двигунами генераторів поляризації поляриметра та розрахунку елементів матриці Мюллера досліджуваних необхідно розробити відповідне апаратне та програмне забезпечення.

Схеми систем зображальної лазерної поляриметрії для роботи у відбитому розсіяному світлі, зокрема біотканин, наведено на рис. 2.5

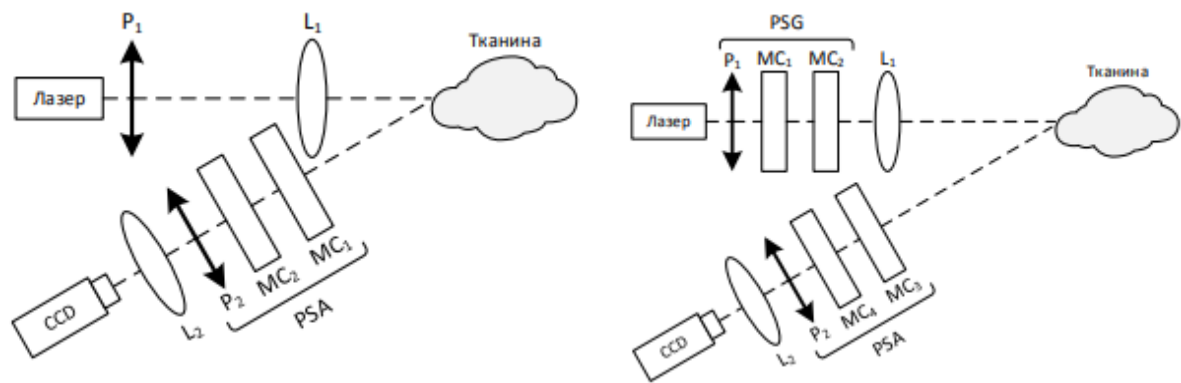


Рисунок 2.5 - Система зображальної Стокс–поляриметрії (а) та Мюллер–поляриметрії (б) зразка БШ у зворотно розсіяному світлі [7]: P_1 , P_2 - поляризатори; L_1 , L_2 - лінзи; MC_1 , MC_2 , MC_3 , MC_4 – модулятори

2.4 Висновки до розділу 2

Розглянуто методи формування і визначення інтенсивностей для Стокс-поляриметрії та Мюллер-поляриметрії, на основі яких визначаються поляриметричні характеристики досліджуваного середовища.

Представлено варіанти реалізації оптичних схем лазерних поляриметрів для біомедичних досліджень. Окремо розглянуто схеми вимірювань Стокс-поляриметрів на елементах лінійної фазової та циркулярної фазової анізотропії.

Наведено схему вимірювання кутових залежностей матриці Мюллера зразка, яка може бути корисною для дослідження біомедичних досліджень, а також схеми зображальної поляриметрії у зворотно розсіяному світлі для аналізу біотканин.

3 РОЗРОБКА КОМП'ЮТЕРИЗОВАНОЇ СИСТЕМИ ЛАЗЕРНОЇ ПОЛЯРИМЕТРІЇ БІОМЕДИЧНИХ ЗОБРАЖЕНЬ

3.1 Опис етапів розробки комп'ютерної програми для системи лазерної поляриметрії та обробки біомедичних зображень"

Розробка програми для обчислення поляризаційних параметрів зображення у середовищі MATLAB (Matrix Laboratory) – високорівневого середовища для чисельних обчислень і візуалізації даних. Воно широко використовується в наукових дослідженнях, інженерії, економіці та інших областях для аналізу даних, моделювання і розробки алгоритмів.

Особливості MATLAB

1. Інтерактивне середовище:

- MATLAB надає інтерактивне середовище, яке дозволяє користувачам швидко виконувати обчислення, створювати графіки та візуалізувати дані. Основна робота ведеться у командному вікні, де можна виконувати окремі команди або скрипти.

2. Мова програмування:

- MATLAB використовує власну мову програмування, яка підтримує матричні операції, функції та алгоритми. Це дозволяє легко маніпулювати великими обсягами даних і створювати складні моделі.

3. Вбудовані функції та інструменти:

- MATLAB має величезну кількість вбудованих функцій для чисельних обчислень, обробки зображень, обробки сигналів, машинного навчання і багатьох інших завдань. Це значно спрощує розробку складних алгоритмів і моделей.

4. Графічні можливості:

- MATLAB дозволяє створювати високоякісні графіки та візуалізації даних. Користувачі можуть налаштовувати вигляд графіків, додавати анотації, зберігати їх у різних форматах.

5. Пакети та тулбокси:

- MATLAB підтримує додаткові пакети (toolboxes), які розширюють можливості середовища для специфічних задач. Наприклад, пакет для обробки зображень, пакет для машинного навчання, пакет для оптимізації тощо.

Середовище MATLAB: компоненти

1. Командне вікно (Command Window):

- Це основне вікно для виконання команд. Користувачі можуть вводити окремі команди, запускати скрипти або функції і отримувати миттєві результати.

2. Редактор (Editor):

- Редактор використовується для створення, редагування та збереження скриптів і функцій MATLAB. Він підтримує підсвічування синтаксису, автозаповнення і відладку коду.

3. Робочий простір (Workspace):

- Робочий простір показує всі змінні, які зараз завантажені у пам'ять. Користувачі можуть переглядати, змінювати та зберігати ці змінні.

4. Браузер файлів (Current Folder):

- Цей компонент дозволяє користувачам навігувати по файловій системі і працювати з файлами, що зберігаються на комп'ютері.

5. Інструмент відладчика (Debugger):

- MATLAB має потужний інструмент для відладки коду, який дозволяє встановлювати точки зупину, відстежувати виконання коду, перевіряти значення змінних і знаходити помилки.

6. Фігури (Figures):

- Це вікна, в яких відображаються графіки та візуалізації. Користувачі можуть створювати кілька фігур, змінювати їх вигляд і зберігати результати.

Програма була розроблена для аналізу поляризаційних параметрів зображення, таких як лінійна та циркулярна анізотропія. Основні компоненти програми включають завантаження зображення, обчислення векторів Стокса, побудову матриці Мюллера, обчислення поляризаційних параметрів та відображення результатів. Програма враховує експериментальні дані від таких приладів, як діодний лазер, модулятор поляризації, фотоматричний приймач та інші компоненти, що забезпечують високу точність вимірювань.

Апаратні компоненти системи згідно технічного завдання:

1. Діодний лазер:

- Довжина хвилі: 440 нм
- Потужність: до 30 мВт

2. Модулятор поляризації:

- Використовується для зміни стану поляризації світла.

3. Поляризаційні компоненти:

- Поляризатори, аналізатори тощо.

4. Фотоматричний приймач:

- Використовується для отримання зображень.

5. Коліматор:

- Діаметр пучка: 10 мм

6. Мікроконтролерний блок керування:

- Використовується для керування компонентами системи.

7. Комп'ютер із спеціалізованим програмним забезпеченням:

- MATLAB для аналізу та обробки даних.

8. Точність вимірювань:

- Поляризаційні характеристики: $\geq 95\%$.

Опис функцій та можливостей програми

1. Основна функція ('main'):

- Відповідає за керування виконанням програми, завантаження зображення та виклик основних функцій для обробки даних.

```
function main()
    [file, path] = uigetfile({'*.jpg;*.png;*.bmp', 'Image Files (*.jpg, *.png, *.bmp)'}, 'Select an Image');
    if isequal(file, 0)
        disp('No image selected');
        return;
    end
    image_path = fullfile(path, file);
    try
        [stokes_vectors, muller_matrix, linear_anisotropy, circular_anisotropy] =
process_image(image_path);
        display_results(stokes_vectors, muller_matrix, linear_anisotropy,
circular_anisotropy);
        display_mathematical_calculations(stokes_vectors, muller_matrix,
linear_anisotropy, circular_anisotropy);
    catch ME
        disp('Error processing image:');
        disp(ME.message);
    end
end
```

2. Функція обробки зображення ('process_image'):

- Завантажує зображення та викликає інші функції для обчислення векторів Стокса, матриці Мюллера та поляризаційних параметрів.

```
function [stokes_vectors, muller_matrix, linear_anisotropy,
circular_anisotropy] = process_image(image_path)
```

```

[~, ~, ext] = fileparts(image_path);
if ~ismember(ext, {' .jpg', '.jpeg', '.png', '.bmp'})
    error('Unsupported file format: %s', ext);
end
try
    image = imread(image_path);
catch
    error('Unable to read image. Please check the file path and format.');
```

end

```

stokes_vectors = calculate_stokes_vectors(image);
muller_matrix = build_muller_matrix(stokes_vectors);
[linear_anisotropy,          circular_anisotropy]          =
calculate_anisotropy_parameters(muller_matrix);
end
```

3. Функція обчислення векторів Стокса ('calculate_stokes_vectors'):

- Обчислює вектори Стокса для кожного пікселя зображення.

```

function stokes_vectors = calculate_stokes_vectors(image)
[height, width, ~] = size(image);
stokes_vectors = zeros(height, width, 4); % 4 компоненти для I, Q, U, V
for i = 1:height
    for j = 1:width
        R = double(image(i, j, 1));
        G = double(image(i, j, 2));
        B = double(image(i, j, 3));

        S0 = R + G + B;
        S1 = R - G;
        S2 = 2 * G - R - B;
        S3 = R + G - 2 * B;
```

```

        stokes_vectors(i, j, :) = [S0, S1, S2, S3];
    end
end
end

```

4. Функція побудови матриці Мюллера ('build_muller_matrix'):

- Будує матрицю Мюллера на основі векторів Стокса.

```

function muller_matrix = build_muller_matrix(stokes_vectors)
    [height, width, ~] = size(stokes_vectors);
    muller_matrix = zeros(height, width, 4, 4);
    for i = 1:height
        for j = 1:width
            S = squeeze(stokes_vectors(i, j, :));
            M = (S * S') / S(1);
            muller_matrix(i, j, :, :) = M;
        end
    end
end

```

5. Функція обчислення параметрів анізотропії ('calculate_anisotropy_parameters'):

- Обчислює параметри анізотропії (лінійна та циркулярна) на основі матриці Мюллера.

```

function [linear_anisotropy, circular_anisotropy] =
calculate_anisotropy_parameters(muller_matrix)
    [height, width, ~, ~] = size(muller_matrix);
    linear_anisotropy = zeros(height, width);
    circular_anisotropy = zeros(height, width);
    for i = 1:height
        for j = 1:width
            M = squeeze(muller_matrix(i, j, :, :));
            L = sqrt((M(1, 2) ^ 2) + (M(1, 3) ^ 2) + (M(2, 1) ^ 2) + (M(3, 1) ^ 2));

```

```

    C = sqrt((M(2, 3) ^ 2) + (M(3, 2) ^ 2));
    linear_anisotropy(i, j) = L;
    circular_anisotropy(i, j) = C;
end
end
end

```

6. Функція відображення результатів ('display_results'):

- Відображає результати у вигляді зображень.

```

function display_results(stokes_vectors, muller_matrix, linear_anisotropy,
circular_anisotropy)
    % Відображення векторів Стокса
    figure;
    subplot(2, 2, 1);
    imshow(stokes_vectors(:, :, 1), []);
    title('S0 (I)');
    subplot(2, 2, 2);
    imshow(stokes_vectors(:, :, 2), []);
    title('S1 (Q)');
    subplot(2, 2, 3);
    imshow(stokes_vectors(:, :, 3), []);
    title('S2 (U)');
    subplot(2, 2, 4);
    imshow(stokes_vectors(:, :, 4), []);
    title('S3 (V)');
    % Відображення матриці Мюллера
    figure;
    subplot(2, 2, 1);
    imshow(muller_matrix(:, :, 1, 1), []);
    title('M(0,0)');

```

```

subplot(2, 2, 2);
imshow(muller_matrix(:, :, 1, 2), []);
title('M(0,1)');
subplot(2, 2, 3);
imshow(muller_matrix(:, :, 1, 3), []);
title('M(0,2)');
subplot(2, 2, 4);
imshow(muller_matrix(:, :, 1, 4), []);
title('M(0,3)');
% Відображення анізотропії
figure;
subplot(1, 2, 1);
imshow(linear_anisotropy, []);
title('Лінійна анізотропія');
subplot(1, 2, 2);
imshow(circular_an
isotropy, []);
title('Циркулярна анізотропія');
end
7. Функція відображення математичних розрахунків
(`display_mathematical_calculations`):
- Відображає математичні розрахунки у вигляді тексту.
function display_mathematical_calculations(stokes_vectors, muller_matrix,
linear_anisotropy, circular_anisotropy)
disp('Математичні розрахунки:');
% Приклад розрахунку для одного пікселя
i = 1;
j = 1;
S = squeeze(stokes_vectors(i, j, :));

```

```

M = squeeze(muller_matrix(i, j, :, :));
L = linear_anisotropy(i, j);
C = circular_anisotropy(i, j);
disp('Вектори Стокса:');
disp(['S0 (I): ', num2str(S(1))]);
disp(['S1 (Q): ', num2str(S(2))]);
disp(['S2 (U): ', num2str(S(3))]);
disp(['S3 (V): ', num2str(S(4))]);
disp('Матриця Мюллера:');
disp(M);
disp('Параметри анізотропії:');
disp(['Лінійна анізотропія: ', num2str(L)]);
disp(['Циркулярна анізотропія: ', num2str(C)]);
end

```

Математичні обчислення

1. Вектори Стокса:

- $(S_0 = I = R + G + B)$
- $(S_1 = Q = R - G)$
- $(S_2 = U = 2G - R - B)$
- $(S_3 = V = R + G - 2B)$

2. Матриця Мюллера:

- Формула для обчислення матриці Мюллера для кожного пікселя:

$$M = \frac{S \cdot S^T}{S_0}$$

3. Поляризаційні параметри:

- Лінійна анізотропія:

$$L$$

$$L = \sqrt{M_{12}^2 + M_{13}^2 + M_{21}^2 + M_{31}^2}$$

\]

- Циркулярна анізотропія:

\[

$$C = \sqrt{M_{23}^2 + M_{32}^2}$$

\]

3.2 Опис інтерфейсу користувача та приклад роботи програми

Опис інтерфейсу користувача та приклад роботи програми в MATLAB. Інтерфейс програми складається з наступних елементів:

Головне вікно (показано на рисунку 3.1):

Меню:

File:

Open: Дозволяє користувачу вибрати зображення для аналізу.

Exit: Вихід з програми.

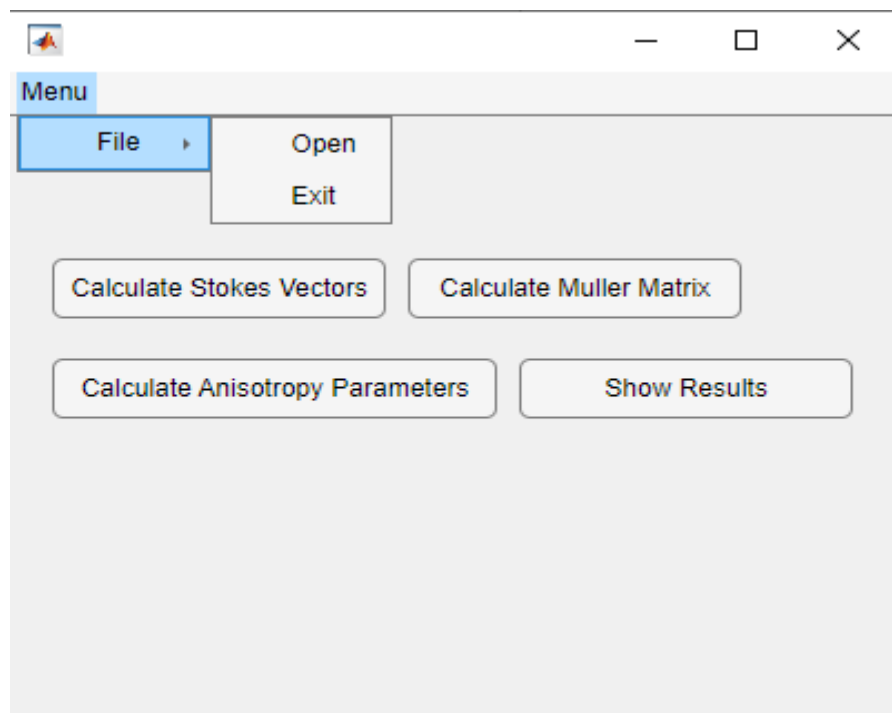


Рисунок 3.1 - Головне вікно

Кнопки обробки зображень:

Calculate Stokes Vectors: Запускає обчислення векторів Стокса.

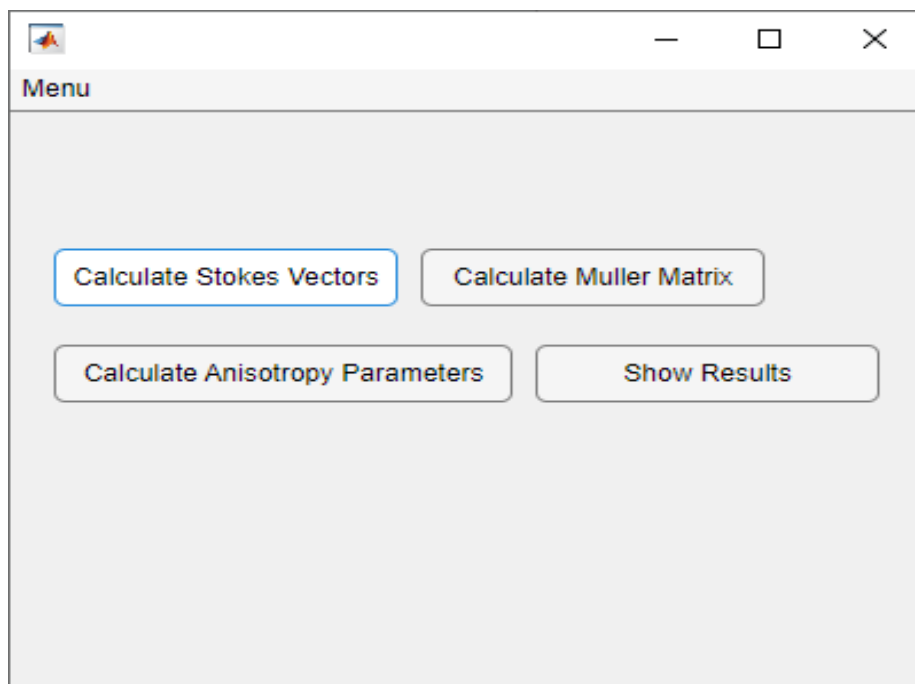


Рисунок 3.2 - Кнопка Calculate Stokes Vectors

Calculate Muller Matrix: Запускає обчислення матриці Мюллера.

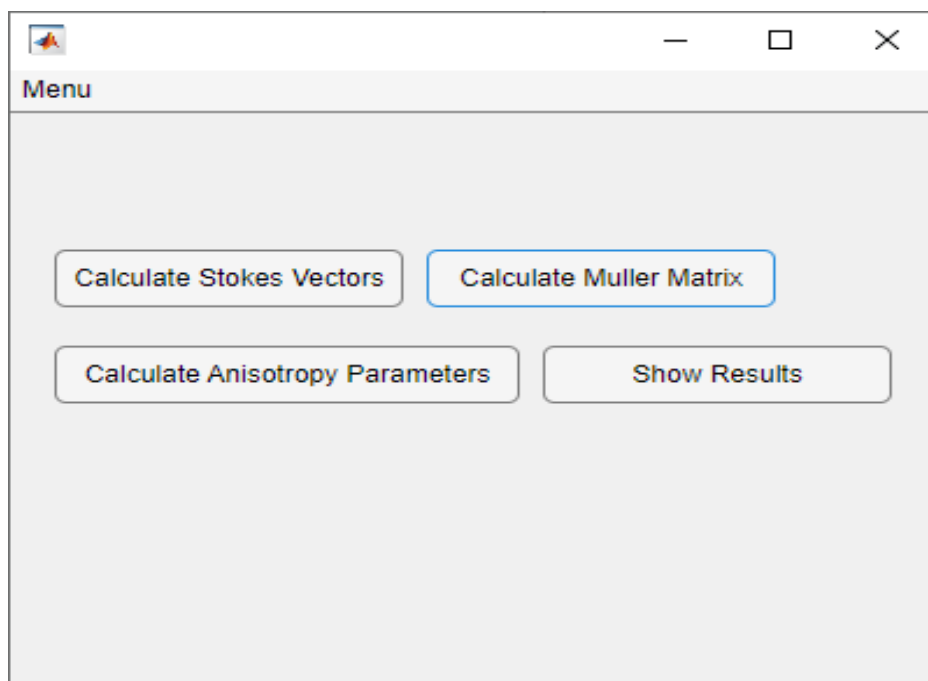


Рис.3.3 - Кнопка Calculate Muller Matrix

Calculate Anisotropy Parameters: Запускає обчислення параметрів анізотропії.

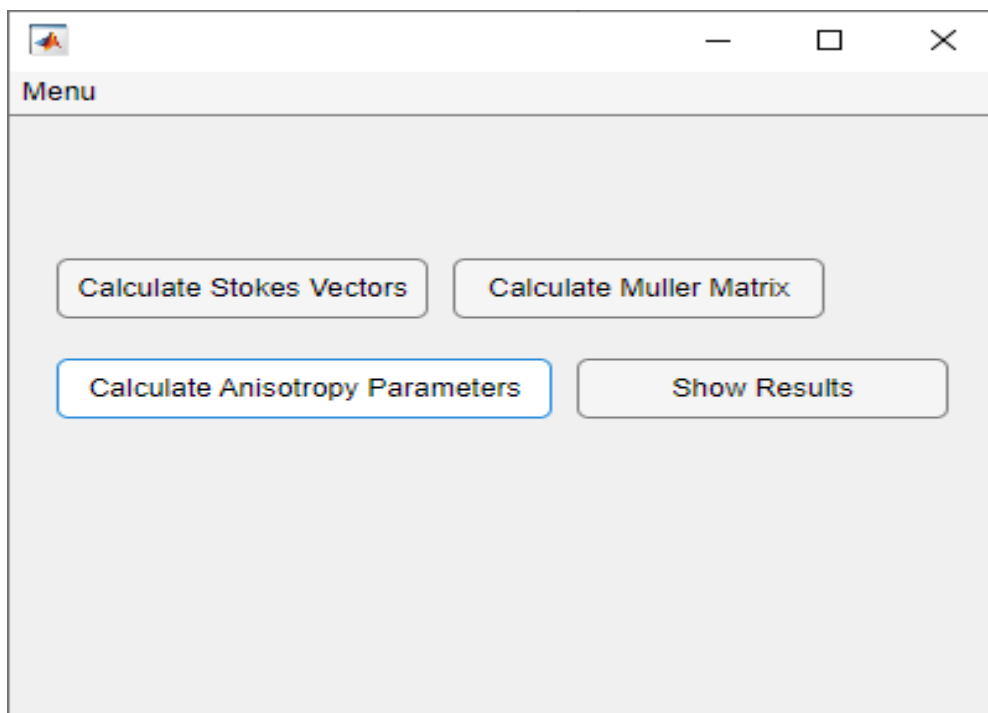


Рисунок 3.4 - Кнопка Calculate Anisotropy Parameters

Show Results: Відображає результати у вигляді зображень та математичних розрахунків.

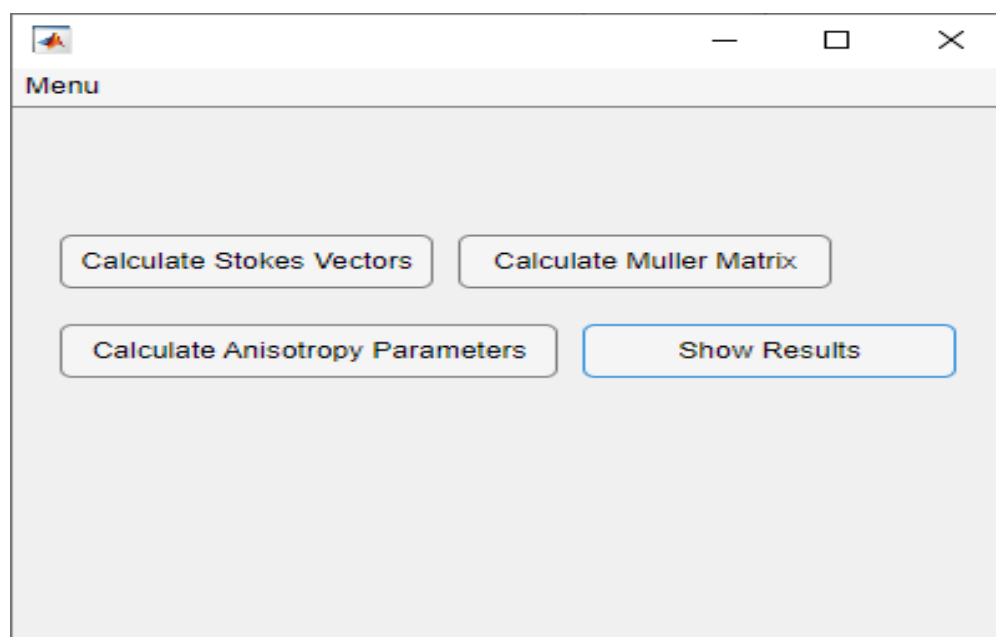


Рисунок 3.5 - Кнопка Show Results

Вікна візуалізації:

- **Loaded Image:** Відображає завантажене зображення.

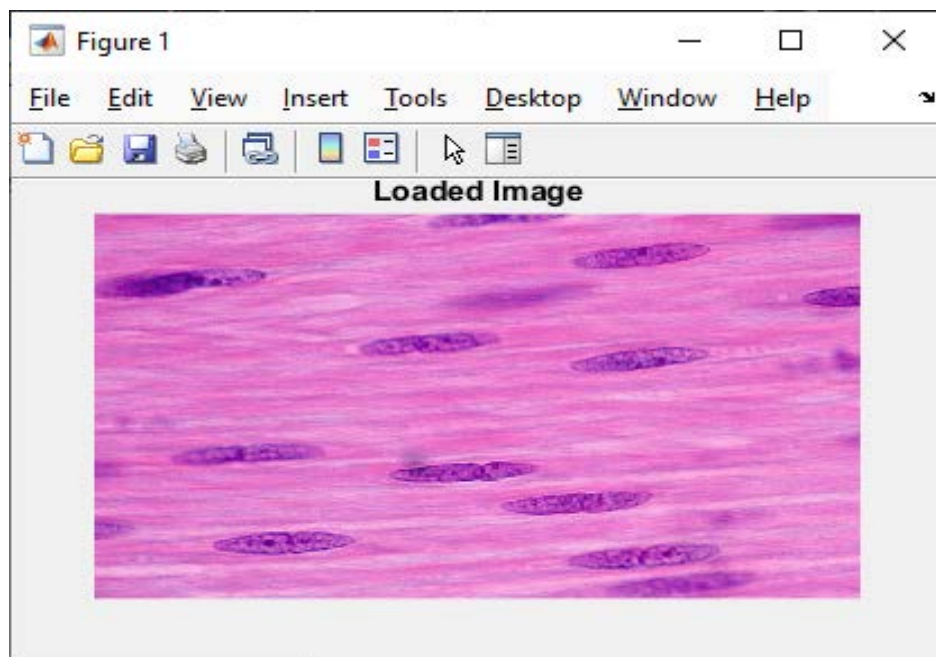


Рисунок 3.6 - Вікно Loaded Image

- **Stokes Vectors:** Відображає вектори Стокса (S_0 , S_1 , S_2 , S_3) у вигляді окремих зображень.

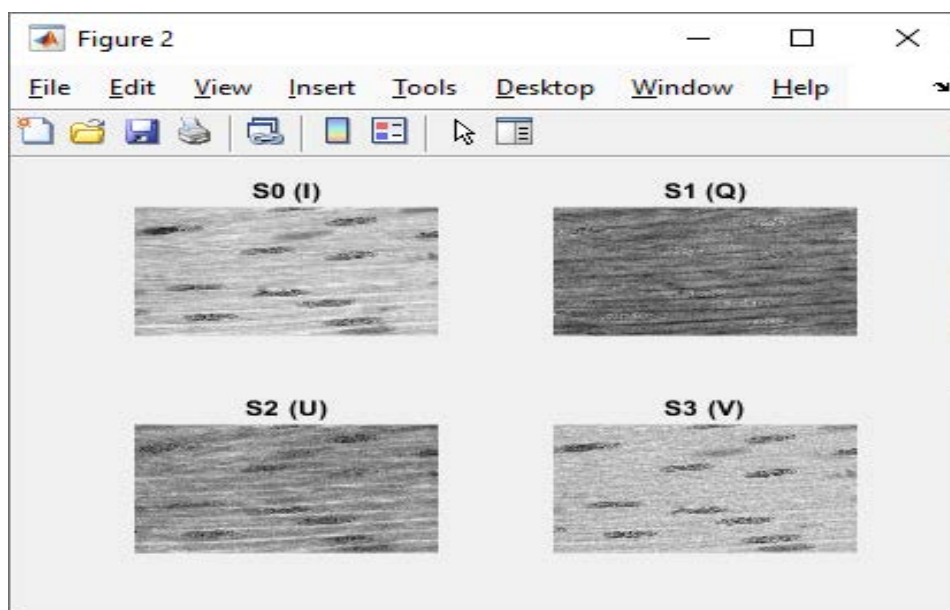


Рисунок 3.7 - Вікно Stokes Vector

- Muller Matrix: Відображає матрицю Мюллера ($M(0,0)$, $M(0,1)$, $M(0,2)$, $M(0,3)$) у вигляді окремих зображень.

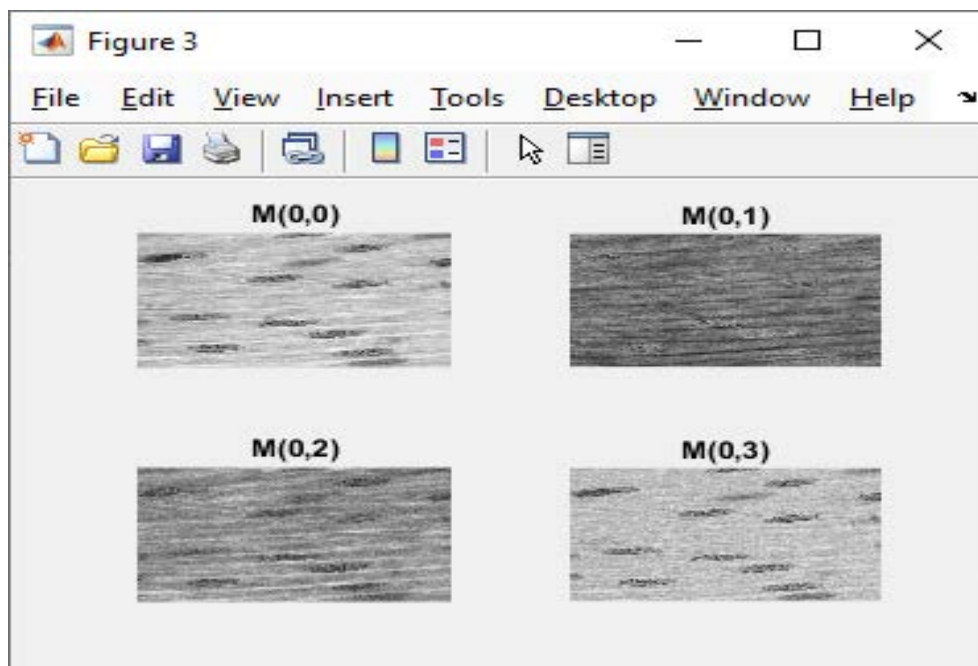


Рисунок 3.8 - Вікно Muller Matrix

- Anisotropy Parameters: Відображає параметри лінійної та циркулярної анізотропії.

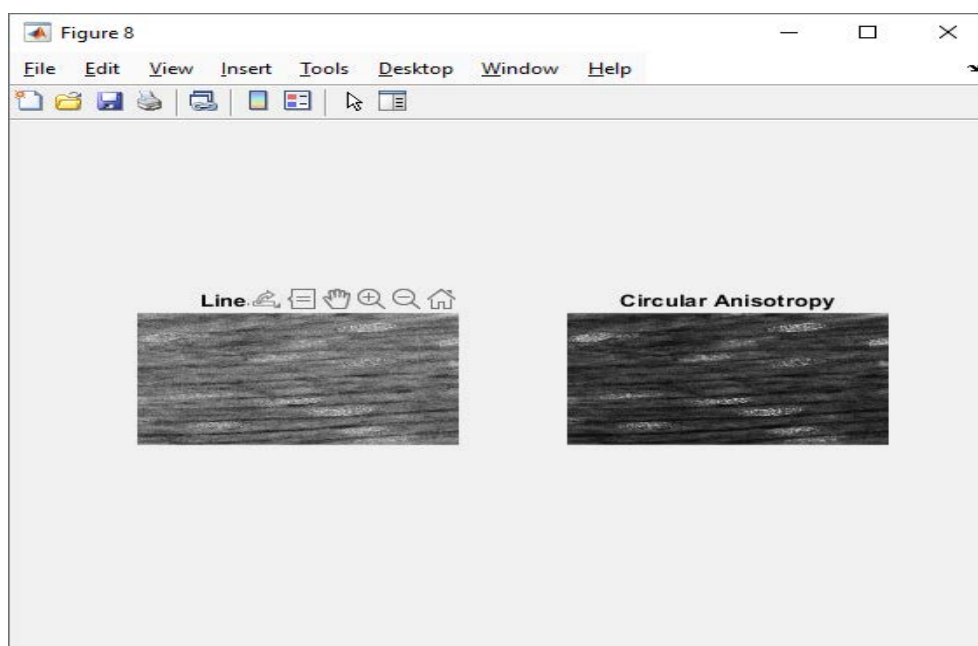


Рисунок 3.9 - Вікно Anisotropy Parameters

- Mathematical Calculations: Виводить математичні розрахунки у текстовому вигляді.

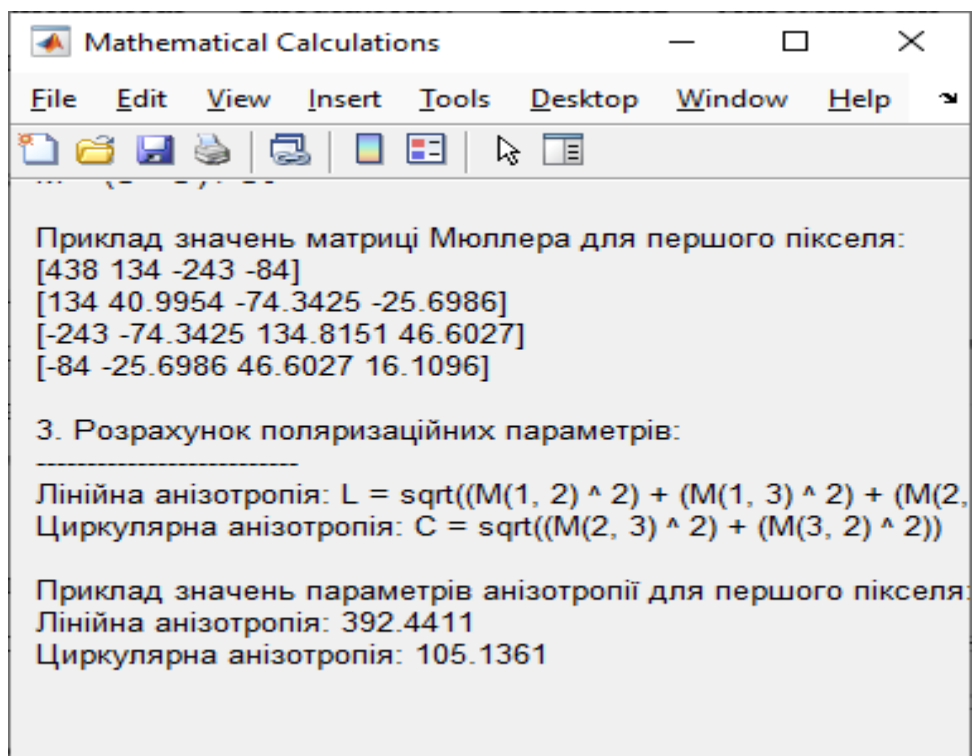


Рисунок 3.10 - Вікно Mathematical Calculation

Приклад роботи програми

1. Завантаження зображення:

- Користувач обирає зображення для аналізу через меню "File" -> "Open".

Програма завантажує зображення і відображає його у вікні "Loaded Image".

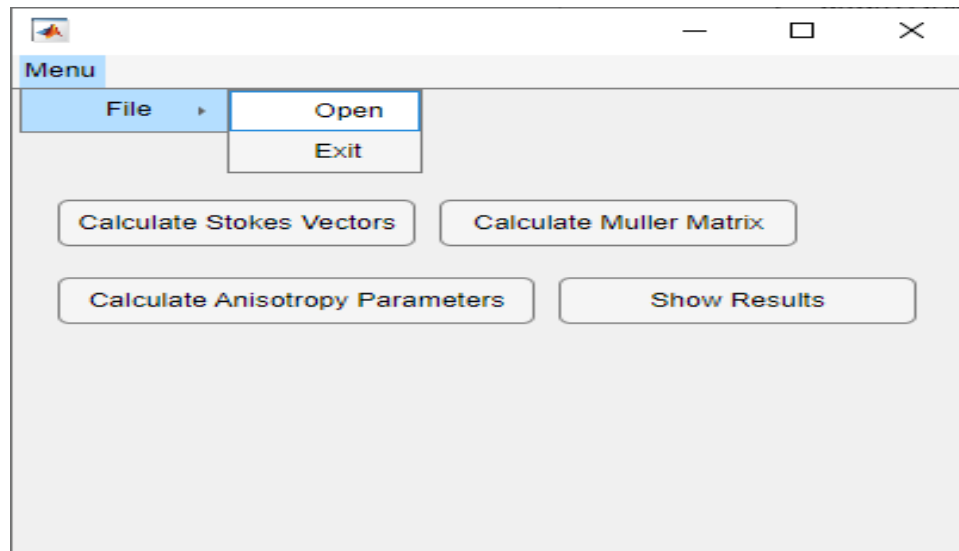


Рисунок 3.11 - Відкриття файлу із зображення

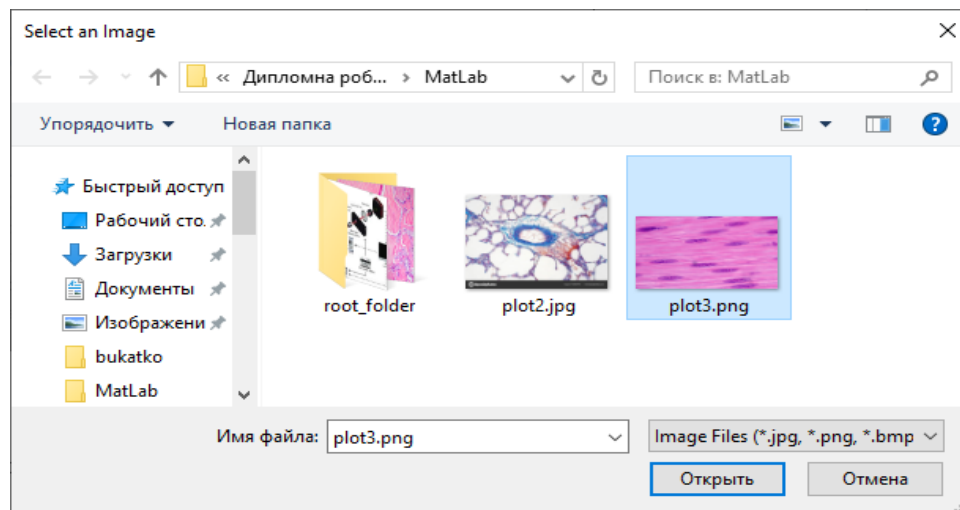


Рисунок 3.12 - Вибір зразка м'язової тканини для обробки

2. Обчислення векторів Стокса:

- Після завантаження зображення користувач натискає кнопку "Calculate Stokes Vectors". Програма виконує обчислення і відображає результати у вікні "Stokes Vectors".

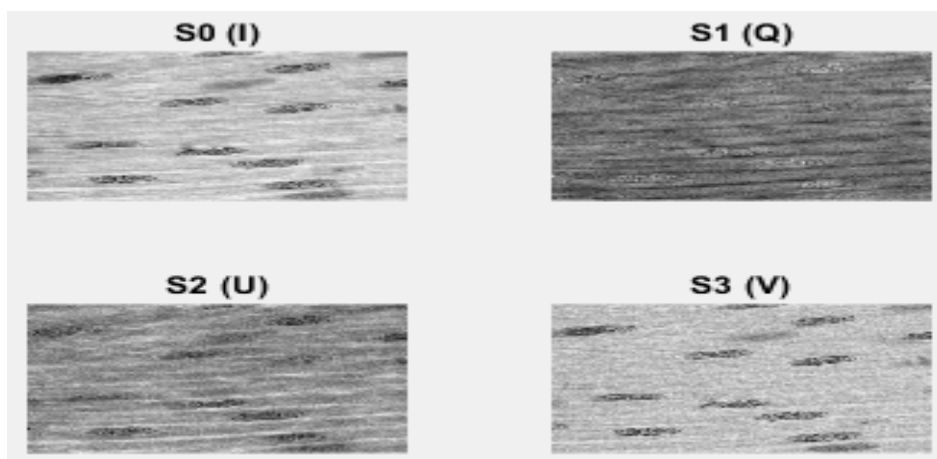


Рисунок 3.13 - Результат обробки зображення за вектором Стокса

3. Обчислення матриці Мюллера:

- Користувач натискає кнопку "Calculate Muller Matrix". Програма використовує обчислені вектори Стокса для побудови матриці Мюллера і відображає результати у вікні "Muller Matrix".

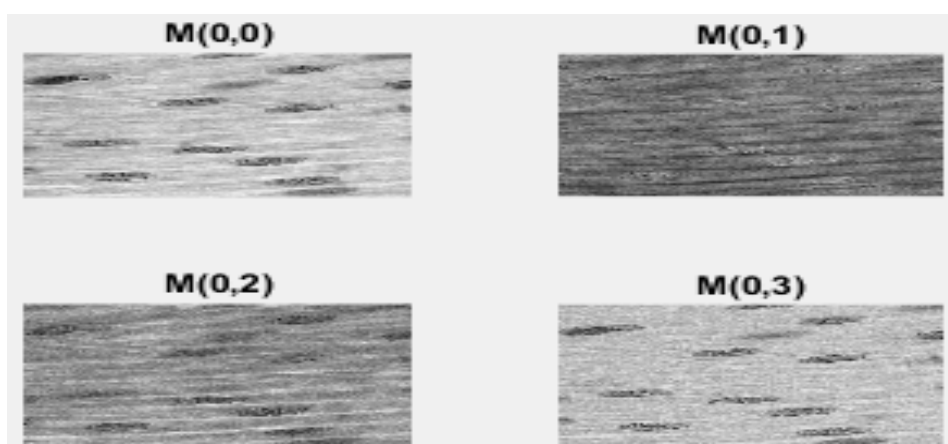


Рисунок 3.14 - Результат обробки зображення після обчислення матриці Мюллера

4. Обчислення параметрів анізотропії:

- Користувач натискає кнопку "Calculate Anisotropy Parameters". Програма виконує обчислення параметрів лінійної та циркулярної анізотропії і відображає результати у вікні "Anisotropy Parameters".

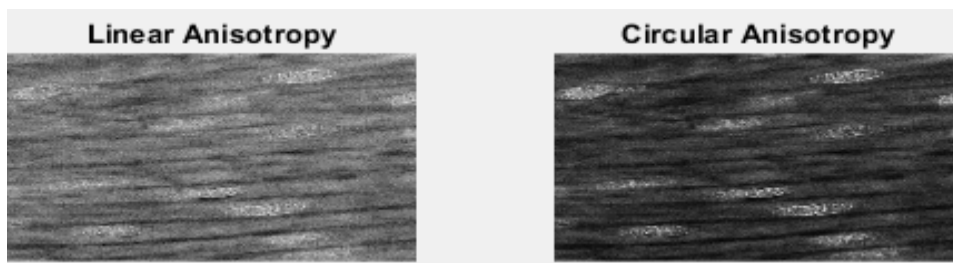


Рисунок 3.15 - Результат обробки зображення після обчислення параметрів лінійної та циркулярної анізотропії

5. Відображення результатів:

- Користувач натискає кнопку "Show Results". Програма відображає результати математичних розрахунків у текстовому вигляді у вікні "Mathematical Calculations".

```

Математичні розрахунки:
-----

1. Обчислення вектора Стокса:
-----
S0 = R + G + B
S1 = R - G
S2 = 2 * G - R - B
S3 = R + G - 2 * B

Приклад значень вектора Стокса для першого пікселя:
S0: 438
S1: 134
S2: -243
S3: -84

2. Побудова матриці Мюллера:
-----
M = (S * S') / S0

Приклад значень матриці Мюллера для першого пікселя:
[438 134 -243 -84]
[134 40.9954 -74.3425 -25.6986]
[-243 -74.3425 134.8151 46.6027]
[-84 -25.6986 46.6027 16.1096]

3. Розрахунок поляризаційних параметрів:
-----
Лінійна анізотропія: L = sqrt((M(1, 2) ^ 2) + (M(1, 3) ^ 2) + (M(2, 1) ^ 2) + (M(3, 1) ^ 2))
Циркулярна анізотропія: C = sqrt((M(2, 3) ^ 2) + (M(3, 2) ^ 2))

Приклад значень параметрів анізотропії для першого пікселя:
Лінійна анізотропія: 392.4411
Циркулярна анізотропія: 105.1361

```

Рисунок 3.16 - Математичні розрахунки

Опис функцій та математичних розрахунків

1. `calculate_stokes_vectors(image)`:

- Обчислює вектори Стокса для кожного пікселя зображення.
- Вектори Стокса (S_0, S_1, S_2, S_3) розраховуються за формулами:

$$\begin{aligned} - S_0 &= R + G + B \\ - S_1 &= R - G \\ - S_2 &= 2 * G - R - B \\ - S_3 &= R + G - 2 * B \end{aligned}$$

(3.1)

2. `build_muller_matrix(stokes_vectors)`:

- Побудова матриці Мюллера на основі векторів Стокса.
- Матриця Мюллера розраховується як показано у формулі (3.2) , де S - вектор Стокса.

$$M = \frac{(S * S')}{S_0(1)}$$

(3.2)

3. `calculate_anisotropy_parameters(muller_matrix)`:

- Обчислення параметрів лінійної та циркулярної анізотропії.
- Лінійна анізотропія

$$L = \sqrt{(M(2,1))^2 + (M(3,1))^2 + (M(2,3))^2 + (M(3,3))^2}$$

(3.3)

- Циркулярна анізотропія

$$C = \sqrt{M(3,2)^2 + M(2,3)^2}$$

(3.4)

4. `display_results`:

- Відображення результатів обчислень у вигляді зображень.

5. `display_mathematical_calculations`:

- Виведення математичних розрахунків та результатів на екран.

3.3 Розробка комп'ютеризованої системи лазерної поляриметрії біомедичних зображень

Робота системи лазерної поляриметрії біомедичних зображень побудована на основі прямо розсіювального світла. Структурна схема системи наведена на рис. 3.17.

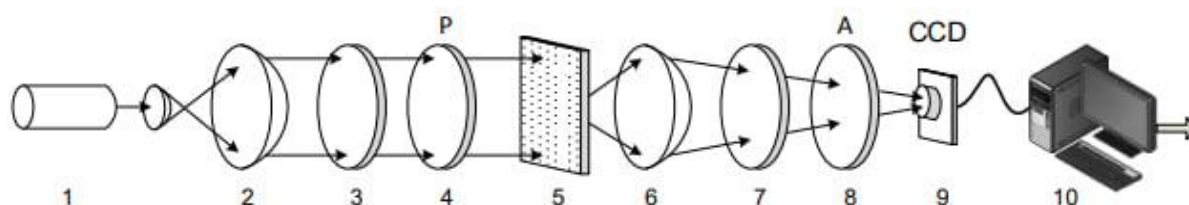


Рисунок 3.17 - Структурна оптична схема лазерного поляриметра: 1 – He-Ne лазер; 2 – коліматор; 3, 5, 8 – чвертьхвильові фазові пластинки; 4, 9 – поляризатор та аналізатор; 6 – досліджуваний біологічний препарат; 7 – мікрооб’єктив; 10 – цифрова камера; 11 – персональний комп’ютер

Принцип дії системи заснований методах Мюллер-матричної зображальної поляриметрії. Аналіз роботи схеми лазерного автоматизованого поляриметра наведено нижче.

Аналіз виміряних елементів матриці Мюллера об’єкта діагностування дозволяє знаходити всі його можливі поляризаційні, зокрема, параметри анізотропії та ступінь деполаризації випромінювання об’єктом [14].

Ступінь поляризації випромінювання визначається як відношення інтенсивності повністю поляризованої I_{nn} частини та повної інтенсивності I :

$$P_n = \frac{I_{nn}}{I} = \frac{\sqrt{S_1^2 + S_2^2 + S_3^2}}{S_0}. \quad (3.5)$$

Фізично прийнятні значення P_n знаходяться в межах від 0 до 1. При цьому, для повністю поляризованого випромінювання $P_n = 1$, а для неполяризованого - $P_n = 0$.

Відомо, що за допомогою вектора Стокса можна представляти випромінювання з довільним ступенем поляризації, а його елементи мають розмірність інтенсивності – характеристики випромінювання, що безпосередньо вимірюється фотодетекторами [20].

Для того, щоб пов'язати стани поляризації випромінювання, представленого вектором Стокса, до та після його взаємодії з досліджуванним середовищем необхідна дійсна матриця Мюллера розмірністю 4x4 [15]:

$$\mathbf{S}^{out} = \mathbf{M} \cdot \mathbf{S}^{ex}; \quad \mathbf{M} = \begin{bmatrix} M_{0,0} & M_{0,1} & M_{0,2} & M_{0,3} \\ M_{1,0} & M_{1,1} & M_{1,2} & M_{1,3} \\ M_{2,0} & M_{2,1} & M_{2,2} & M_{2,3} \\ M_{3,0} & M_{3,1} & M_{3,2} & M_{3,3} \end{bmatrix}. \quad (3.6)$$

де $\mathbf{S}^{ex}$, $\mathbf{S}^{out}$ - вектори Стокса випромінювання до та після його взаємодії із середовищем.

Елементи матриці $\mathbf{M}$ є дійсними числами, і в загальному випадку всі вони можуть бути незалежними.

Розглянемо детальніше роботу пристрою, зображеного на рис. 3.17.

Якщо $\mathbf{S}^{in}\{S_0, S_1, S_2, S_3\}$, - вектор-параметр Стокса на вході діагностичної системи, а $\mathbf{S}^{out}\{I, Q, U, V\}$ - вектор-параметр Стокса на її виході, то матричне рівняння, що зв'язує між собою ці вектори, має вид [12]

$$\mathbf{S}^{out} = \mathbf{A} \cdot \mathbf{F}' \cdot \mathbf{M} \cdot \mathbf{F} \cdot \mathbf{P} \cdot \mathbf{S}^{in}, \quad (3.7)$$

де A, F', M, F, P, S - матриці Мюллера аналізатора, фазової пластинки, розташованої за об'єктом, власне об'єкта, фазової пластинки поляризатора і самого поляризатора відповідно, явний вид яких можна знайти, наприклад, у [9].

Перемножуючи матриці Мюллера у рівнянні (2.28), після відповідних тригонометричних перетворень, можна показати, що інтенсивність I на виході системи може бути представлена у виді ряду Фур'є [9]

$$I = a_0 + \sum_{k=1}^{12} (a_{2k} \cos 2k\varphi + b_{2k} \sin 2k\varphi). \quad (3.8)$$

Коефіцієнти ряду можуть бути розраховані за формулами дискретного перетворення Фур'є

$$\begin{aligned} a_{2k} &= \sum_{i=1}^N I(\varphi_i) \cos 2k\varphi_i, \\ b_{2k} &= \sum_{i=1}^N I(\varphi_i) \sin 2k\varphi_i, \end{aligned} \quad (3.9)$$

якщо відомі $I(\varphi_i)$ - значення інтенсивності випромінювання, які реєструються фотодіодом при орієнтації швидкої вісі фазової пластинки під кутом φ_i до площини розсіювання. Значення коефіцієнтів Фур'є a_{2k} і b_{2k} визначаються параметрами об'єкта діагностування та застосовуваних поляризаційних пристроїв. Для ефективної реалізації швидкого перетворення Фур'є із прийнятною точністю обирають $N=256$ [9].

Таким чином, для визначення всіх 16 елементів матриці Мюллера необхідно провести вимірювання інтенсивності 1 світла на виході системи при різних кутових положення фазових пластинок $\Phi\Pi_1$ та $\Phi\Pi_2$, причому, як вказано вище, швидкість обертання фазової пластинки $\Phi\Pi_1$ у п'ять разів більше швидкості обертання пластинки $\Phi\Pi_2$. Визначивши після цього

коефіцієнти a_{2k} і b_{2k} за формулами (30), можна визначити елементи матриці M_{ij} .

Блок-схему роботи системи наведено на рис. 3.18

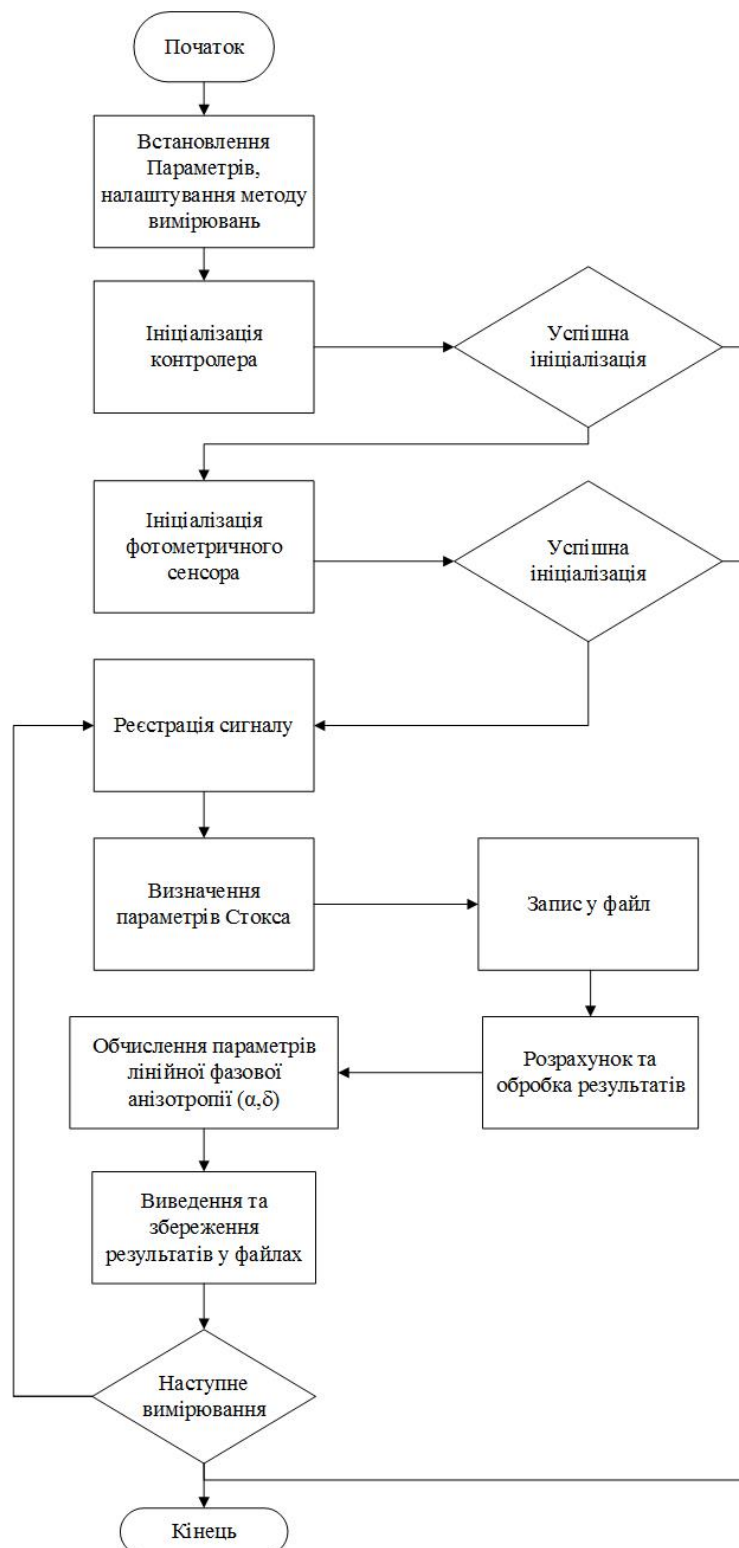


Рисунок 3.18 Блок-схема роботи системи лазерної поляриметрії

Подальший аналіз елементів матриці Мюллера дозволяє разом із ступеню деполяризації отримати значення параметрів анізотропії об'єкта досліджень, а саме величину лінійної фазової і лінійної амплітудної анізотропій, кругової фазової та кругової амплітудної анізотропій.

Апаратний комплекс комп'ютеризованої системи лазерної поляриметрії біомедичних зображень містить такі компоненти:

1. Діодний лазер:

- Довжина хвилі: 440 нм
- Потужність: до 30 мВт
- Опис: Діодний лазер з довжиною хвилі 440 нм використовується для генерації когерентного світла, необхідного для поляризаційних досліджень. Потужність до 30 мВт забезпечує достатню інтенсивність світла для збудження зразка і отримання чітких поляризаційних зображень. Світло від діодного лазера є монохроматичним і має високу когерентність, що важливо для точного вимірювання поляризаційних характеристик.

2. Модулятор поляризації:

- Опис: Модулятор поляризації використовується для зміни поляризаційного стану світла, що випромінюється лазером. Він дозволяє встановлювати різні стани поляризації, такі як лінійна, циркулярна або еліптична поляризація. Модулятор керується мікроконтролерним блоком і може швидко змінювати поляризаційний стан світла для проведення різних експериментів.

3. Поляризаційні компоненти:

- Поляризатори: Використовуються для вибору певного поляризаційного стану світла. Вони пропускають світло тільки з певною орієнтацією електричного поля.
- Аналізатори: Встановлюються перед фотоматричним приймачем і використовуються для аналізу поляризаційного стану світла після взаємодії зі зразком.

- Опис: Поляризаційні компоненти включають поляризатори і аналізатори, які дозволяють контролювати і вимірювати поляризаційні стани світла. Вони виготовлені з високоякісних матеріалів, що забезпечують високу точність і стабільність вимірювань.

4. Фотоматричний приймач:

- Опис: Фотоматричний приймач використовується для детекції інтенсивності світла після його проходження через зразок. Він складається з матриці фотодетекторів, що дозволяє отримувати зображення з високою роздільною здатністю. Приймач підключений до комп'ютера, де спеціалізоване програмне забезпечення обробляє отримані дані.

5. Коліматор:

- Діаметр пучка: 10 мм
- Опис: Коліматор використовується для формування паралельного пучка світла від лазера. Це забезпечує рівномірне освітлення зразка і покращує якість отриманих зображень. Коліматор з діаметром пучка 10 мм дозволяє рівномірно освітлювати більші зразки і отримувати чіткі зображення.

6. Мікроконтролерний блок керування:

- Опис: Мікроконтролерний блок керування відповідає за контроль роботи всіх компонентів системи, включаючи лазер, модулятор поляризації, поляризаційні компоненти і фотоматричний приймач. Він забезпечує синхронізацію роботи системи і дозволяє швидко змінювати параметри експерименту.

7. Комп'ютер із спеціалізованим програмним забезпеченням:

- Опис: Комп'ютер використовується для збору і обробки даних, отриманих з фотоматричного приймача. Спеціалізоване програмне забезпечення дозволяє керувати параметрами експерименту, здійснювати обробку зображень, застосовувати фільтри і аналізувати поляризаційні характеристики зразків. Програмне забезпечення включає функції для автоматичного аналізу даних і побудови графіків.

Точність вимірювань поляризаційних характеристик: $\geq 95\%$: Система забезпечує високу точність вимірювань поляризаційних характеристик зразків. Це досягається завдяки використанню високоякісних компонентів і сучасних методів обробки даних. Точність вимірювань $\geq 95\%$ дозволяє отримувати достовірні результати, що важливо для наукових досліджень і промислових застосувань.

Для захоплення зображень використовується цифрова камера, підключена до мікроскопа. Процес захоплення зображень та характеристики камери описані нижче.

Характеристики відеокамери:

Роздільна здатність: 1920x1080 пікселів (Full HD): Камера забезпечує зображення високої чіткості, що важливо для подальшого аналізу поляризаційних властивостей матеріалів. Висока роздільна здатність дозволяє отримувати детальні зображення, де видно всі необхідні дрібні структури.

Чутливість: 0.01 люкс: Висока чутливість сенсора камери дозволяє отримувати якісні зображення навіть при низькому освітленні. Це особливо важливо для поляризаційної мікроскопії, де якість освітлення може впливати на результати дослідження.

Формат зображення: JPEG, PNG, BMP: Підтримка кількох форматів зображення дозволяє зберігати зображення у зручному для аналізу форматі. Формат JPEG забезпечує високу ступінь стиснення зображення без значної втрати якості, PNG підтримує безвтратне стиснення, а BMP дозволяє зберігати зображення без стиснення, що важливо для подальшої обробки.

Інтерфейс підключення: USB 3.0: Високошвидкісний інтерфейс забезпечує швидке передавання даних з камери на комп'ютер. Це дозволяє миттєво отримувати та зберігати зображення, що особливо важливо при роботі з великими обсягами даних або в режимі реального часу.

Тип сенсора: CMOS (Complementary Metal-Oxide-Semiconductor): CMOS-сенсори зазвичай споживають менше енергії і забезпечують високу якість зображення. Вони також мають швидкий час відгуку, що дозволяє знімати відео з високою частотою кадрів і мінімізувати спотворення зображення.

Основні функції відеокамери:

- Автоматичне налаштування експозиції: Камера автоматично регулює рівень експозиції для забезпечення оптимальної яскравості зображення.
- Баланс білого: Автоматичне або ручне налаштування балансу білого для корекції кольору зображення.
- Режими зйомки: Підтримка різних режимів зйомки, включаючи зйомку в умовах низького освітлення.
- Зйомка відео: Можливість запису відео високої роздільної здатності.

Опис етапів процесу захоплення зображення:

1. Підключення камери до мікроскопа: Камера встановлюється на оптичну трубку мікроскопа, що дозволяє захоплювати зображення зразка, розташованого на предметному столику мікроскопа.

2. Підключення камери до комп'ютера: За допомогою USB 3.0 інтерфейсу камера підключається до комп'ютера для передавання даних.

3. Налаштування камери: На комп'ютері встановлюється програмне забезпечення для керування камерою, яке дозволяє налаштовувати параметри зйомки, такі як експозиція, баланс білого, роздільна здатність та інші.

4. Захоплення зображення: Користувач керує камерою через програмне забезпечення для захоплення зображень або відео. Зображення зберігаються у вибраному форматі на жорсткому диску комп'ютера.

Оптичний мікроскоп. Кратність: 40х:

- Опис: Об'єктив з кратністю 40х використовується для загального огляду зразка. Це дає можливість побачити загальну структуру зразка і знайти цікаві області для подальшого дослідження.

- Призначення: Використовується для попереднього огляду зразка та вибору ділянок, які потребують більш детального аналізу.

Об'єктив з кратністю 100х дозволяє детальніше розглянути структуру зразка. Це збільшення підходить для більшості досліджень, оскільки забезпечує добрий баланс між деталізацією і розміром поля зображення. Використовується для більш детального аналізу структур зразка, таких як клітинні структури або мікроскопічні дефекти. Об'єктив з кратністю 400х дозволяє бачити дрібні деталі зразка з високою роздільною здатністю. Це збільшення підходить для дослідження дрібних структур, які важко побачити при меншому збільшенні. Використовується для детального аналізу дрібних структур, таких як клітинні органели або мікроструктури матеріалів. Розмір поля зображення: 5 мм x 5 мм при кратності 100х:

Розмір поля зображення визначає область, яку можна спостерігати при заданому збільшенні. При кратності 100х розмір поля зображення складає 5 мм на 5 мм, що дозволяє бачити достатньо велику область зразка з високою деталізацією. Визначає масштаб зображення і дозволяє точніше вимірювати розміри структур на зображенні.

Тип освітлення:

- LED з регульованою інтенсивністю:

- Опис: Світлодіодне освітлення забезпечує рівномірне освітлення зразка, що важливо для отримання якісних зображень. Регульована інтенсивність дозволяє налаштовувати яскравість освітлення відповідно до потреб дослідження.

- Переваги:

- Енергоефективність: Світлодіоди споживають менше енергії порівняно з традиційними лампами.

- Тривалий термін служби: Світлодіоди мають довгий термін служби, що зменшує потребу у частій заміні освітлювальних елементів.

- Регульована інтенсивність: Дозволяє налаштовувати яскравість освітлення для оптимального відображення зразка без пересвітів і тіней.

Загальний опис процесу роботи з мікроскопом:

1. Підготовка зразка:

- Зразок розміщується на предметному столику мікроскопа. Для поляризаційних досліджень використовуються спеціальні зразки, які дозволяють спостерігати ефекти поляризації світла.

2. Вибір об'єктива:

- Вибирається об'єктив з необхідною кратністю залежно від типу дослідження. Для попереднього огляду використовується об'єктив з кратністю 40x, для детального аналізу – 100x або 400x.

3. Налаштування освітлення:

- Регулюється інтенсивність LED освітлення для отримання чіткого і контрастного зображення зразка. Важливо налаштувати освітлення так, щоб уникнути пересвітів і тіней, які можуть заважати дослідженню.

4. Захоплення зображення:

- Камера, підключена до мікроскопа, використовується для захоплення зображення зразка. Програмне забезпечення на комп'ютері дозволяє налаштувати параметри камери, такі як експозиція, баланс білого та інші, для отримання оптимального зображення.

5. Аналіз зображення:

- Захоплене зображення аналізується за допомогою спеціалізованого програмного забезпечення, яке дозволяє проводити різні вимірювання, застосовувати фільтри для покращення якості зображення та виконувати інші необхідні операції.

Використані фільтри в MATLAB

При обробці поляризаційних зображень у MATLAB використовуються різні фільтри для покращення якості зображень та видалення шумів. Детально описано два основні фільтри: медіанний фільтр і гаусівський фільтр.

Медіанний фільтр

Призначення:

Медіанний фільтр використовується для зменшення шуму в зображенні без значного зменшення різкості. Це досягається шляхом заміни кожного пікселя зображення медіанним значенням інтенсивності у вікні, що його оточує. Цей фільтр ефективно видаляє імпульсні шуми, які часто виглядають як "сплески" або "сіль і перець" на зображенні.

Алгоритм роботи:

1. Для кожного пікселя у зображенні визначається вікно (наприклад, 3x3, 5x5 тощо) навколо цього пікселя.
2. Інтенсивності пікселів у цьому вікні сортуються.
3. Піксель у центрі вікна замінюється медіанним значенням інтенсивності з цього списку.

Переваги:

- Ефективне видалення імпульсних шумів: Медіанний фільтр добре справляється з імпульсними шумами, такими як "сіль і перець", не розмиваючи краї об'єктів.
- Збереження різкості зображення: На відміну від інших фільтрів, медіанний фільтр не зменшує різкість країв, що робить його корисним для обробки зображень з вираженими краями.

Приклад використання в MATLAB:

```
```matlab
% Завантаження зображення
image = imread('image.png');
% Застосування медіанного фільтра
```

```

filtered_image = medfilt2(image, [3 3]);
% Відображення результату
imshow(filtered_image);
title('Медіанний фільтр');
...

```

### Гаусівський фільтр

#### Призначення:

Гаусівський фільтр використовується для згладжування зображення і зменшення шуму. Він згладжує зображення, застосовуючи гаусівське ядро, що розмиває пікселі залежно від їхньої відстані від центру ядра. Це допомагає зменшити високочастотний шум, зберігаючи при цьому основні структури та контури на зображенні.

#### Алгоритм роботи:

1. Гаусівське ядро створюється на основі функції розподілу Гауса. Це ядро має максимальне значення в центрі і зменшується до країв.
2. Для кожного пікселя у зображенні обчислюється згладжене значення як зважена сума інтенсивностей пікселів у вікні навколо цього пікселя, де ваги визначаються гаусівським ядром.
3. Центр вікна зміщується по всьому зображенню, і процес повторюється для кожного пікселя.

#### Переваги:

- Ефективне зменшення шуму: Гаусівський фільтр добре згладжує зображення, зменшуючи шум і роблячи його більш однорідним.
- Плавні переходи: Забезпечує плавні переходи між пікселями, що покращує візуальну якість зображення.

#### Приклад використання в MATLAB:

```

matlab
% Завантаження зображення
image = imread('image.png');

```

```
% Застосування гаусівського фільтра
sigma = 2; % Стандартне відхилення
gaussian_filter = fspecial('gaussian', [5 5], sigma);
filtered_image = imfilter(image, gaussian_filter, 'symmetric');
% Відображення результату
imshow(filtered_image);
title('Гаусівський фільтр');
```

Використання фільтрів для обробки поляризаційних зображень

Кроки обробки зображень:

1. Попередня обробка:

- Зображення завантажується в MATLAB.
- За необхідності проводиться попередня обробка, така як конвертація зображення в градації сірого або нормалізація інтенсивності.

2. Застосування медіанного фільтра:

- Медіанний фільтр використовується для видалення імпульсного шуму, що забезпечує збереження різкості країв зображення.

3. Застосування гаусівського фільтра:

- Гаусівський фільтр використовується для згладжування зображення та зменшення високочастотного шуму, забезпечуючи плавні переходи між пікселями.

4. Аналіз зображення:

- Після застосування фільтрів зображення готове до подальшого аналізу. Залежно від завдання, це може включати обчислення векторів Стокса, матриць Мюллера та параметрів анізотропії.

### 3.3 UML-діаграми роботи програми

UML діаграма класів наведена на рис. 3.19

#### 1. Діаграма класів

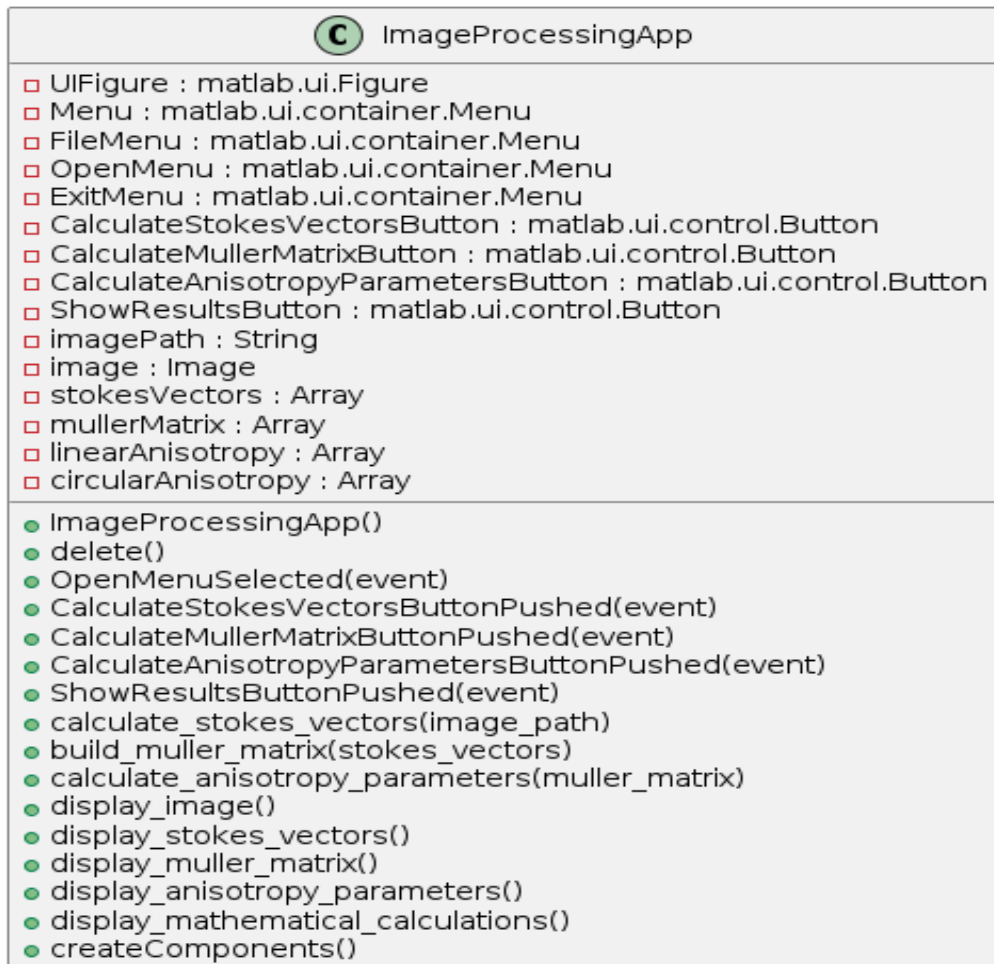


Рисунок 3.19 - Діаграма класів

Діаграма класів відображає структуру класу `ImageProcessingApp`, включаючи його атрибути та методи. Це дозволяє зрозуміти, які дані зберігаються в класі і які операції можна виконати за допомогою методів цього класу.

- Клас `ImageProcessingApp`

- Властивості:

`imagePath`: Шлях до вибраного зображення.

``image``: Завантажене зображення.

``stokesVectors``: Масив для зберігання векторів Стокса.

``mullerMatrix``: Масив для зберігання матриці Мюллера.

`linearAnisotropy``: Масив для зберігання параметрів лінійної анізотропії.

`circularAnisotropy``: Масив для зберігання параметрів циркулярної анізотропії.

Методи:

Конструктор: ``ImageProcessingApp()``

Деструктор: ``delete()``

``OpenMenuSelected(event)``: Обробка події відкриття зображення.

``CalculateStokesVectorsButtonPushed(event)``: Обробка події натискання кнопки обчислення векторів Стокса.

``CalculateMullerMatrixButtonPushed(event)``: Обробка події натискання кнопки обчислення матриці Мюллера.

``CalculateAnisotropyParametersButtonPushed(event)``: Обробка події натискання кнопки обчислення параметрів анізотропії.

``ShowResultsButtonPushed(event)``: Обробка події натискання кнопки відображення результатів.

``calculate_stokes_vectors(imagePath)``: Обчислення векторів Стокса.

``build_muller_matrix(stokesVectors)``: Побудова матриці Мюллера.

``calculate_anisotropy_parameters(mullerMatrix)``: Обчислення параметрів анізотропії.

``display_image()``: Відображення завантаженого зображення.

``display_stokes_vectors()``: Відображення векторів Стокса.

``display_muller_matrix()``: Відображення матриці Мюллера.

``display_anisotropy_parameters()``: Відображення параметрів анізотропії.

``display_mathematical_calculations()``: Відображення математичних розрахунків.

``createComponents()``: Створення компонентів інтерфейсу користувача.

## 2. Діаграма активності



Рисунок 3.20 - Діаграма активності

Діаграма активності показує послідовність дій користувача і програмних компонентів під час роботи з програмою. Вона допомагає зрозуміти логіку роботи програми від завантаження зображення до відображення результатів.

1. Користувач вибирає зображення через меню "File" -> "Open".
2. Програма завантажує зображення і відображає його.
3. Користувач натискає кнопку "Calculate Stokes Vectors".

4. Програма обчислює вектори Стокса і відображає результати.
5. Користувач натискає кнопку "Calculate Muller Matrix".
6. Програма обчислює матрицю Мюллера і відображає результати.
7. Користувач натискає кнопку "Calculate Anisotropy Parameters".
8. Програма обчислює параметри анізотропії і відображає результати.
9. Користувач натискає кнопку "Show Results".
10. Програма відображає математичні розрахунки у текстовому вигляді.

### 3.4 Блок-схема алгоритмів комп'ютерної програми

#### 1. Основний алгоритм

Блок-схема основного алгоритму показує загальний процес роботи програми від завантаження зображення до відображення результатів.



Рисунок 3.21 - Блок-схема основного алгоритму

1. Початок.
2. Вибір зображення.
3. Обчислення векторів Стокса.
4. Обчислення матриці Мюллера.
5. Обчислення параметрів анізотропії.
6. Відображення результатів.
7. Кінець.

Алгоритм обчислення векторів Стокса наведений на рис. 3.22.

**Алгоритм обчислення векторів Стокса**



Рисунок 3.22 - Блок-схема алгоритму Стокса

Блок-схема алгоритму обчислення векторів Стокса показує процес обробки зображення для кожного пікселя і обчислення векторів Стокса.

1. Зчитування зображення.

2. Ініціалізація масиву для векторів Стокса.
3. Для кожного пікселя:
  - Обчислення  $S_0$ .
  - Обчислення  $S_1$ .
  - Обчислення  $S_2$ .
  - Обчислення  $S_3$ .
4. Повернення масиву векторів Стокса.

Алгоритм обчислення матриці Мюллера наведений на рис. 3.23

**Алгоритм обчислення матриці Мюллера**



**Рисунок 3.23 - Блок-схема алгоритму матриці Мюллера**

Опис:

Блок-схема алгоритму обчислення матриці Мюллера показує процес побудови матриці на основі векторів Стокса для кожного пікселя.

1. Ініціалізація масиву для матриці Мюллера.
2. Для кожного пікселя:

- Обчислення матриці Мюллера (M).
- 3. Повернення масиву матриці Мюллера.

Алгоритм обчислення параметрів анізотропії наведений на рис.3.24

**Алгоритм обчислення параметрів анізотропії**



Рисунок 3.24 - Блок-схема алгоритму обчислення параметрів анізотропії

Блок-схема алгоритму обчислення параметрів анізотропії показує процес обчислення параметрів лінійної та циркулярної анізотропії для кожного пікселя

1. Ініціалізація масивів для параметрів анізотропії.
2. Для кожного пікселя:
  - Обчислення лінійної анізотропії.
  - Обчислення циркулярної анізотропії.
3. Повернення масивів параметрів анізотропії.

### 3.5 Висновки до розділу 3

Наведено структурну схему та обгрунтовано вибір апаратних компонентів комп'ютеризованої системи лазерної поляриметрії біомедичних зображень. Здійснено опис кожного з оптичних і електричних блоків апаратної частини розробленого комплексу. Описано принцип роботи системи та принципи визначення поляризаційних характеристик зразка.

Розроблено комп'ютерну програму у MATLAB для візуалізації параметрів анізотропії поляризаційних зображень біомедичних об'єктів, що їх отримують за методом прямого розсіяння у зображальному Мюллер-матричному лазерному поляриметрі.

Наведено блок-схеми алгоритмів програми, UML-діаграми

## ВИСНОВКИ

Розробка комп'ютеризованої системи лазерної поляриметрії для біомедичних зображень є важливим кроком у вдосконаленні методів діагностики та дослідження в біомедичній оптиці. У рамках даної бакалаврської дипломної роботи було проведено аналіз принципів поляриметрії, розроблено апаратно-програмний комплекс для зняття та обробки поляриметричних зображень, а також протестовано систему на різних біомедичних об'єктах.

Поляриметрія дозволяє отримати важливу інформацію про структуру та властивості біологічних тканин, що може бути використано для ранньої діагностики захворювань і моніторингу лікувального процесу.

Використання лазерного випромінювання у поєднанні з сучасними методами обробки даних підвищує точність і чутливість вимірювань.

Розроблена система включає лазерний поляриметр з можливістю зміни поляризації випромінювання, високочутливий детектор для реєстрації поляриметричних зображень та програмне забезпечення для аналізу отриманих даних. Програмне забезпечення автоматизує процес обробки зображень, що знижує вплив людського фактору та підвищує швидкість обробки.

Експерименти показали, що система дозволяє з високою точністю визначати поляризаційні характеристики біологічних тканин, що відкриває нові можливості для діагностики. Система також продемонструвала високу стабільність та повторюваність результатів, що є важливим для клінічних застосувань.

Зручний інтерфейс користувача полегшує налаштування параметрів зйомки та аналізу, а також зберігання та візуалізацію результатів досліджень, що сприяє ефективній роботі медичних працівників та дослідників.

## СПИСОК ЛІТЕРАТУРИ

1. Білоконь, В.М. "Основи лазерної поляриметрії біологічних об'єктів", Київ, 2015.
2. Іваненко, П.І. "Методи та засоби оптичної діагностики біомедичних об'єктів", Харків, 2018.
3. Гребенюк, А.С. "Поляриметричні методи в біомедицині", Львів, 2020.
4. Сидоренко, О.В. "Сучасні технології лазерної поляриметрії", Одеса, 2017.
5. Петренко, Н.М. "Комп'ютерні системи обробки поляриметричних даних", Дніпро, 2019.
6. Коваленко, І.В. "Лазерна поляриметрія для медичної діагностики", Вінниця, 2016.
7. Лебідь, Ю.М. "Програмні засоби для аналізу поляриметричних зображень", Черкаси, 2021.
8. Мороз, М.О. "Аналіз біомедичних зображень з використанням лазерних методів", Київ, 2018.
9. Ткаченко, Р.С. "Поляриметричні властивості біологічних тканин", Львів, 2017.
10. Шевченко, Л.В. "Лазерні системи для дослідження біомедичних зображень", Одеса, 2020.
11. Tuchin, V.V. "Handbook of Optical Biomedical Diagnostics", SPIE Press, 2002.
12. Drexler, W., Fujimoto, J.G. "Optical Coherence Tomography: Technology and Applications", Springer, 2008.
13. Karamata, B., Laubscher, M. "Laser Polarimetry in Biomedicine", Elsevier, 2006.
14. Pavlidis, M. "Biomedical Optical Imaging: Technologies and Applications", John Wiley & Sons, 2013.
15. Berrocal, E. "Polarized Light in Biomedical Applications", Springer, 2010.

16. Born, M., Wolf, E. "Principles of Optics: Electromagnetic Theory of Propagation, Interference and Diffraction of Light", Cambridge University Press, 1999.
17. Hecht, E. "Optics", Addison-Wesley, 2002.
18. Collett, E. "Field Guide to Polarization", SPIE Press, 2005.
19. Goldstein, D. "Polarized Light", CRC Press, 2003.
20. Chipman, R.A. "Polarimetry Handbook", Springer, 2018.

## ДОДАТКИ

Додаток А  
(обов'язковий)

ПРОТОКОЛ  
ПЕРЕВІРКИ КВАЛІФІКАЦІЙНОЇ РОБОТИ  
НА НАЯВНІСТЬ ТЕКСТОВИХ ЗАПОЗИЧЕНЬ

Назва роботи: Система оптичного контролю напівпровідникових пластин  
Тип роботи: Бакалаврська дипломна робота  
Підрозділ: Кафедра біомедичної інженерії та оптико-електронних систем,  
Факультет інформаційних електронних систем  
(кафедра, факультет)

Показники звіту подібності Unicheck

Оригінальність 98% Схожість 2%

Аналіз звіту подібності (відмітити потрібне):

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

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

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

Особа, відповідальна за перевірку

  
(підпис)

Тужанський С.Є.  
(прізвище, ініціали)

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

Автор роботи

  
(підпис)

Губерський Н.В.  
(прізвище, ініціали)

Керівник роботи

  
(підпис)

Тужанський С.Є.  
(прізвище, ініціали)

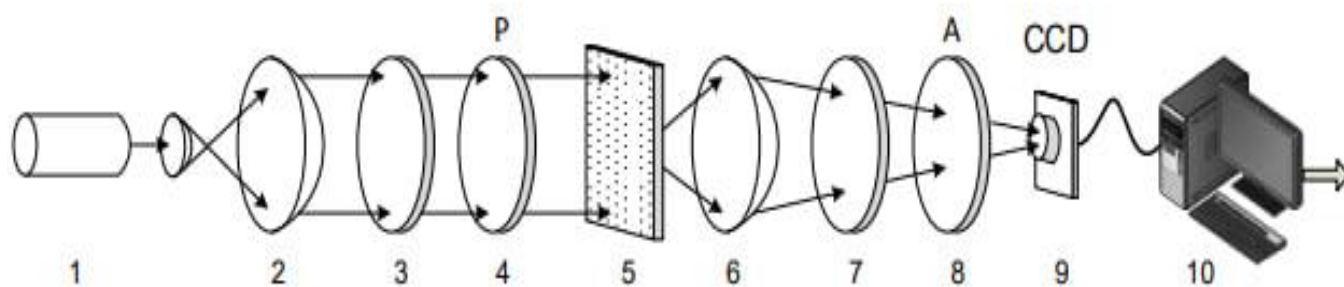
ДОДАТОК Б

(обов'язковий)

КОМП'ЮТЕРИЗОВАНА СИСТЕМА ЛАЗЕРНОЇ ПОЛЯРИМЕТРІЇ  
БІОМЕДИЧНИХ ЗОБРАЖЕНЬ

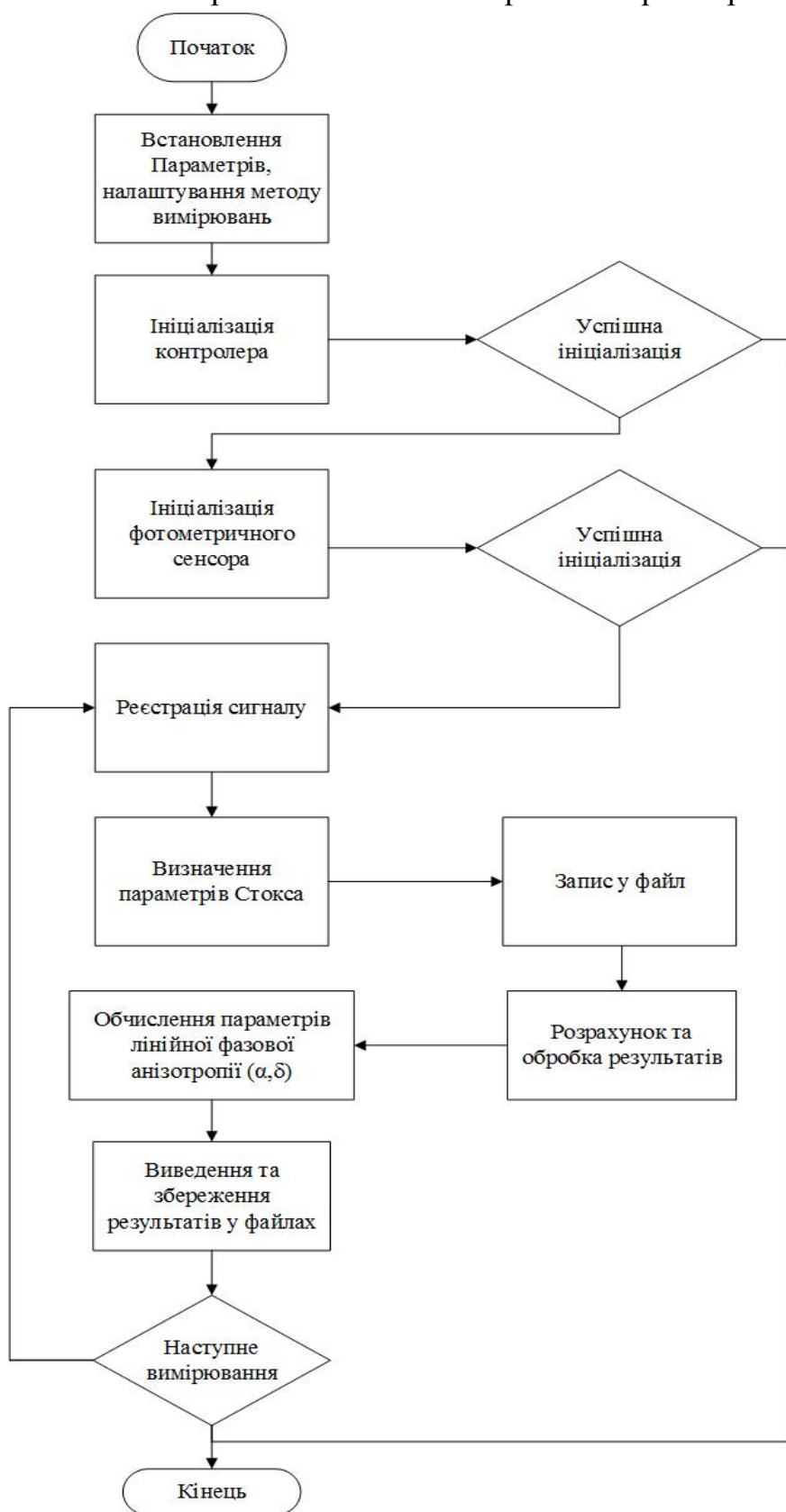
Графічна частина

## Структурна оптична схема лазерного поляриметра



1 – He-Ne лазер; 2 – коліматор; 3, 5, 8 – чвертьхвильові фазові пластинки;  
4, 9 – поляризатор та аналізатор; 6 – досліджуваний біологічний зразок;  
7 – мікроскоп; 10 – цифрова камера; 11 – персональний комп'ютер

## Блок-схема роботи системи лазерної поляриметрії



## Блок-схема основного алгоритму програми



## Блок-схема алгоритму Стокса

## Алгоритм обчислення векторів Стокса



## Блок-схема алгоритму матриці Мюллера

## Алгоритм обчислення матриці Мюллера



## Блок-схема алгоритму обчислення параметрів анізотропії

## Алгоритм обчислення параметрів анізотропії



## Додаток В

### КОМП'ЮТЕРИЗОВАНА СИСТЕМА ЛАЗЕРНОЇ ПОЛЯРИМЕТРІЇ БІОМЕДИЧНИХ ЗОБРАЖЕНЬ

#### Лістинг програми

Код програми розроблений у програмному середовищі MATLAB

```

classdef ImageProcessingApp < matlab.apps.AppBase

% Properties that correspond to app components
properties (Access = public)
 UIFigure matlab.ui.Figure
 Menu matlab.ui.container.Menu
 FileMenu matlab.ui.container.Menu
 OpenMenu matlab.ui.container.Menu
 ExitMenu matlab.ui.container.Menu
 CalculateStokesVectorsButton matlab.ui.control.Button
 CalculateMullerMatrixButton matlab.ui.control.Button
 CalculateAnisotropyParametersButton matlab.ui.control.Button
 ShowResultsButton matlab.ui.control.Button
end

properties (Access = private)
 imagePath % Path to the selected image
 image % Loaded image
 stokesVectors
 mullerMatrix
 linearAnisotropy
 circularAnisotropy
end

methods (Access = private)

% Menu selected function: OpenMenu
function OpenMenuSelected(app, event)
 [file, path] = uigetfile({'*.jpg;*.png;*.bmp', 'Image Files (*.jpg, *.png, *.bmp)'}, 'Select an Image');
 if isequal(file, 0)
 disp('No image selected');
 return;
 end
 app.imagePath = fullfile(path, file);
end

```

```

 app.image = imread(app.imagePath);
 disp('Image loaded.');
```

end

```

% Button pushed function: CalculateStokesVectorsButton
function CalculateStokesVectorsButtonPushed(app, event)
 if isempty(app.imagePath)
 uialert(app.UIFigure, 'Please select an image first.', 'No Image
Selected');
 return;
 end
 app.stokesVectors = app.calculate_stokes_vectors(app.imagePath);
 disp('Stokes vectors calculated.');
```

end

```

 app.display_stokes_vectors();
end

% Button pushed function: CalculateMullerMatrixButton
function CalculateMullerMatrixButtonPushed(app, event)
 if isempty(app.stokesVectors)
 uialert(app.UIFigure, 'Please calculate Stokes vectors first.', 'No
Stokes Vectors');
 return;
 end
 app.mullerMatrix = app.build_muller_matrix(app.stokesVectors);
 disp('Muller matrix calculated.');
```

end

```

 app.display_muller_matrix();
end

% Button pushed function: CalculateAnisotropyParametersButton
function CalculateAnisotropyParametersButtonPushed(app, event)
 if isempty(app.mullerMatrix)
 uialert(app.UIFigure, 'Please calculate Muller matrix first.', 'No
Muller Matrix');
```

end

```

 return;
 end
end
```

```

 [app.linearAnisotropy, app.circularAnisotropy] =
app.calculate_anisotropy_parameters(app.mullerMatrix);
 disp('Anisotropy parameters calculated. ');
 app.display_anisotropy_parameters();
end

% Button pushed function: ShowResultsButton
function ShowResultsButtonPushed(app, event)
 if isempty(app.stokesVectors) || isempty(app.mullerMatrix) ||
isempty(app.linearAnisotropy) || isempty(app.circularAnisotropy)
 uialert(app.UIFigure, 'Please complete all calculations first.',
'Incomplete Calculations');
 return;
 end
 app.display_mathematical_calculations();
end

% Function to calculate Stokes vectors
function stokes_vectors = calculate_stokes_vectors(app, image_path)
 image = imread(image_path);
 [height, width, ~] = size(image);
 stokes_vectors = zeros(height, width, 4);

 for i = 1:height
 for j = 1:width
 R = double(image(i, j, 1));
 G = double(image(i, j, 2));
 B = double(image(i, j, 3));

 S0 = R + G + B;
 S1 = R - G;
 S2 = 2 * G - R - B;
 S3 = R + G - 2 * B;

 stokes_vectors(i, j, :) = [S0, S1, S2, S3];
 end
 end
end

```

end

```
function muller_matrix = build_muller_matrix(app, stokes_vectors)
 [height, width, ~] = size(stokes_vectors);
 muller_matrix = zeros(height, width, 4, 4);
```

```
 for i = 1:height
 for j = 1:width
 S = squeeze(stokes_vectors(i, j, :));
 M = (S * S') / S(1);
 muller_matrix(i, j, :, :) = M;
```

```
 end
```

```
 end
```

end

```
function [linear_anisotropy, circular_anisotropy] =
calculate_anisotropy_parameters(app, muller_matrix)
 [height, width, ~, ~] = size(muller_matrix);
 linear_anisotropy = zeros(height, width);
 circular_anisotropy = zeros(height, width);
```

```
 for i = 1:height
 for j = 1:width
 M = squeeze(muller_matrix(i, j, :, :));
 L = sqrt((M(1, 2) ^ 2) + (M(1, 3) ^ 2) + (M(2, 1) ^ 2) + (M(3, 1) ^
2));
 C = sqrt((M(2, 3) ^ 2) + (M(3, 2) ^ 2));
```

```
 linear_anisotropy(i, j) = L;
 circular_anisotropy(i, j) = C;
```

```
 end
```

```
 end
```

end

```
function display_image(app)
 figure;
 imshow(app.image);
```

```

 title('Loaded Image');
end

function display_stokes_vectors(app)
 figure;
 subplot(2, 2, 1);
 imshow(app.stokesVectors(:, :, 1), []);
 title('S0 (I)');

 subplot(2, 2, 2);
 imshow(app.stokesVectors(:, :, 2), []);
 title('S1 (Q)');

 subplot(2, 2, 3);
 imshow(app.stokesVectors(:, :, 3), []);
 title('S2 (U)');

 subplot(2, 2, 4);
 imshow(app.stokesVectors(:, :, 4), []);
 title('S3 (V)');
end

function display_muller_matrix(app)
 figure;
 subplot(2, 2, 1);
 imshow(app.mullerMatrix(:, :, 1, 1), []);
 title('M(0,0)');

 subplot(2, 2, 2);
 imshow(app.mullerMatrix(:, :, 1, 2), []);
 title('M(0,1)');

 subplot(2, 2, 3);
 imshow(app.mullerMatrix(:, :, 1, 3), []);
 title('M(0,2)');

 subplot(2, 2, 4);

```

```

imshow(app.mullerMatrix(:, :, 1, 4), []);
title('M(0,3)');
end

```

```

function display_anisotropy_parameters(app)
 figure;
 subplot(1, 2, 1);
 imshow(app.linearAnisotropy, []);
 title('Linear Anisotropy');

 subplot(1, 2, 2);
 imshow(app.circularAnisotropy, []);
 title('Circular Anisotropy');
end

```

```

function display_mathematical_calculations(app)
 f = figure('Name', 'Mathematical Calculations', 'NumberTitle', 'off',
'Position', [100, 100, 800, 600]);
 t = uicontrol('Style', 'text', 'Position', [10, 10, 780, 580],
'HorizontalAlignment', 'left', 'FontSize', 10);
 M = squeeze(app.mullerMatrix(1, 1, :, :));
 t.String = {
 'Математичні розрахунки:'
 '-----'
 "
 '1. Обчислення вектора Стокса:'
 '-----'
 'S0 = R + G + B'
 'S1 = R - G'
 'S2 = 2 * G - R - B'
 'S3 = R + G - 2 * B'
 "
 'Приклад значень вектора Стокса для першого пікселя:'
 ['S0: ', num2str(app.stokesVectors(1, 1, 1))]
 ['S1: ', num2str(app.stokesVectors(1, 1, 2))]
 ['S2: ', num2str(app.stokesVectors(1, 1, 3))]
 ['S3: ', num2str(app.stokesVectors(1, 1, 4))]
 }
end

```

```

"
'2. Побудова матриці Мюллера:'
'-----'
'M = (S * S") / S0'
"

'Приклад значень матриці Мюллера для першого пікселя:'
[' ', num2str(M(1, 1)), ' ', num2str(M(1, 2)), ' ', num2str(M(1, 3)), ' ',
num2str(M(1, 4)), '']
[' ', num2str(M(2, 1)), ' ', num2str(M(2, 2)), ' ', num2str(M(2, 3)), ' ',
num2str(M(2, 4)), '']
[' ', num2str(M(3, 1)), ' ', num2str(M(3, 2)), ' ', num2str(M(3, 3)), ' ',
num2str(M(3, 4)), '']
[' ', num2str(M(4, 1)), ' ', num2str(M(4, 2)), ' ', num2str(M(4, 3)), ' ',
num2str(M(4, 4)), '']
"

'3. Розрахунок поляризаційних параметрів:'
'-----'
'Лінійна анізотропія: L = sqrt((M(1, 2) ^ 2) + (M(1, 3) ^ 2) + (M(2,
1) ^ 2) + (M(3, 1) ^ 2))'
'Циркулярна анізотропія: C = sqrt((M(2, 3) ^ 2) + (M(3, 2) ^ 2))'
"

'Приклад значень параметрів анізотропії для першого пікселя:'
['Лінійна анізотропія: ', num2str(app.linearAnisotropy(1, 1))]
['Циркулярна анізотропія: ', num2str(app.circularAnisotropy(1, 1))]
};
end

```

end

% Component initialization  
methods (Access = private)

```

% Create UIFigure and components
function createComponents(app)
 % Create UIFigure
 app.UIFigure = uifigure('Position', [100, 100, 400, 300]);

```

```

% Create Menu
app.Menu = uimenu(app.UIFigure, 'Text', 'Menu');
app.FileMenu = uimenu(app.Menu, 'Text', 'File');
app.OpenMenu = uimenu(app.FileMenu, 'Text', 'Open',
'MenuSelectedFcn', @(src, event) app.OpenMenuSelected());
app.ExitMenu = uimenu(app.FileMenu, 'Text', 'Exit', 'MenuSelectedFcn',
@(src, event) delete(app.UIFigure));

% Create Buttons
app.CalculateStokesVectorsButton = uibutton(app.UIFigure, 'push', ...
'Position', [20, 200, 150, 30], 'Text', 'Calculate Stokes Vectors', ...
'ButtonPushedFcn', @(src, event)
app.CalculateStokesVectorsButtonPushed());

app.CalculateMullerMatrixButton = uibutton(app.UIFigure, 'push', ...
'Position', [180, 200, 150, 30], 'Text', 'Calculate Muller Matrix', ...
'ButtonPushedFcn', @(src, event)
app.CalculateMullerMatrixButtonPushed());

app.CalculateAnisotropyParametersButton = uibutton(app.UIFigure,
'push', ...
'Position', [20, 150, 200, 30], 'Text', 'Calculate Anisotropy
Parameters', ...
'ButtonPushedFcn', @(src, event)
app.CalculateAnisotropyParametersButtonPushed());

app.ShowResultsButton = uibutton(app.UIFigure, 'push', ...
'Position', [230, 150, 150, 30], 'Text', 'Show Results', ...
'ButtonPushedFcn', @(src, event) app.ShowResultsButtonPushed());
end

end

% App creation and deletion
methods (Access = public)

% Construct app

```

```
function app = ImageProcessingApp
 % Create and configure components
 createComponents(app)

 % Register the app with App Designer
 registerApp(app, app.UIFigure)

 if nargin == 0
 clear app
 end
end

% Code that executes before app deletion
function delete(app)
 % Delete UIFigure when app is deleted
 delete(app.UIFigure)
end
end
end
```