

Вінницький національний технічний університет  
Факультет комп'ютерних систем та автоматики  
Кафедра лазерної та оптикоелектронної техніки

**Пояснювальна записка**

до магістерської кваліфікаційної роботи  
за освітньо-кваліфікаційним рівнем «магістр»

на тему:

**АВТОМАТИЗОВАНИЙ ЗОБРАЖАЛЬНИЙ  
МЮЛЛЕР-ПОЛЯРИМЕТР БІОЛОГІЧНИХ ШАРІВ  
ІЗ КОМП'ЮТЕРНИМ АНАЛІЗОМ ДАНИХ**

Виконав: студент 2-го курсу, групи ЛТО-18м  
ОКР підготовки магістр  
спеціальності 152 – метрологія та  
інформаційно-вимірювальна техніка  
За освітньою програмою «Лазерна техніка та  
оптоінформатика»  
Мельник Д. В. \_\_\_\_\_

Керівник: д.т.н., проф. каф. ЛОТ  
Заболотна Н.І. \_\_\_\_\_

« \_\_\_ » \_\_\_\_\_ 2019 р.

Рецензент:

\_\_\_\_\_  
« \_\_\_ » \_\_\_\_\_ 2019 р.

ВІННИЦЬКИЙ НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ  
Факультет комп'ютерних систем і автоматики  
Кафедра лазерної та оптикоелектронної техніки  
Освітньо-кваліфікаційний рівень: магістр  
Спеціальність 152 «Метрологія та інформаційно-вимірювальна техніка»  
Освітня програма «Лазерна техніка та оптоінформатика»

ЗАТВЕРДЖУЮ  
Завідувач кафедри ЛОТ  
д.т.н., проф. Заболотна Н.І.  
«\_\_» \_\_\_\_\_ 2019 р.

## ЗАВДАННЯ НА МАГІСТЕРСЬКУ КВАЛІФІКАЦІЙНУ РОБОТУ СТУДЕНТУ

Мельнику Донату Васильовичу

(прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема магістерської кваліфікаційної роботи: Автоматизований зображальний мюллер-поляриметр біологічних шарів із комп'ютерним аналізом даних

керівник проекту (роботи) Заболотна Наталя Іванівна, д.т.н., проф.,

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

затверджені наказом ВНТУ від \_\_\_\_\_.

2. Строк подання студентом магістерської дипломної роботи: \_\_\_\_\_

3. Вихідні дані до магістерської дипломної роботи: \_\_\_\_\_

1 Функціональне призначення пристрою: сценарії формування та аналізу параметрів поля лазерного випромінювання елементів матриці Мюллера (на довжині хвилі напівпровідникового лазера  $\lambda=675$ , робоча потужність 5 мВт) біологічного шару;

2. Типи вимірюваних параметрів: елементи матриці Мюллера біологічних шарів;

4. Функції обробки: статистичний аналіз, кореляційний аналіз, вейвлет аналіз;

5. Програмне забезпечення: засоби ПП MATLAB;

6. Розробка системи оцінки біологічних шарів на основі статистичних, кореляційних параметрів та вейвлет коефіцієнтів елементів матриць Мюллера зображень цих об'єктів.

4. Зміст розрахунково-пояснювальної записки (перелік питань, які потрібно розробити):

1) Аналіз відомих методів та систем мюллер-поляриметрії оптико-анізотропних об'єктів

2) Метод та поляриметрична система мюллер-матричного картографування із комп'ютерним аналізом

3) Практична реалізація автоматизованого зображального мюллер-поляриметра біологічних шарів із комп'ютерним аналізом даних

4) Економічна частина

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

1. Структурна схема автоматизованого зображального мюллер-поляриметра біологічних шарів із комп'ютерним аналізом даних

2. Схема електрична блоку керування пристрою

3. Блок-схема формування мюллер-матричних зображень

4. Блок-схема методів статистичного та кореляційного аналізу

5. Блок-схема методу вейвлет аналізу

6. Блок-схема програми для комплексного аналізу в середовищі MATLAB

6. Консультанти розділів проекту (роботи)

Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата	
		Завдання видав	Завдання прийняв
Спеціальна частина	Заболотна Н. І. д.т.н., проф. каф. ЛОТ		
Економічна частина	Ратушняк О. Г. к.т.н. доц. каф. ЕПВМ		

7. Дата видачі завдання «\_\_» \_\_\_\_\_ 2019 р

**КАЛЕНДАРНИЙ ПЛАН**

№ з/п	Назва етапів дипломного проекту (роботи)	Строк виконання етапів проекту (роботи)	Примітка
1	Формування та затвердження ТЗ		
2	Виконання спеціальної частини МКР. Перший рубіжний контроль виконання МКР		
3	Виконання спеціальної частини МКР. Другий рубіжний контроль МКР		
4	Виконання «Економічної частини»		
5	Попередній захист МКР		
6	Нормконтроль МКР		
7	Рецензування МКР		
8	Захист МКР		

Студент

\_\_\_\_\_

(підпис)

Мельник Д. В.

Керівник роботи

\_\_\_\_\_

(підпис)

Заболотна Н. І.

## АНОТАЦІЯ

У даній магістерській кваліфікаційній роботі було проаналізовано існуючі методи та системи лазерної мюллер-поляриметрії, а також запропоновано, та обґрунтовано використання додаткового методу аналізу, при діагностуванні біологічних шарів, а саме вейвлет аналізу, що дає змогу підвищити кількість інформаційних ознак, які в подальшому, дадуть змогу вирішити актуальну задачу підвищення достовірності оцінювання мюллер-матричних зображень біологічних шарів в автоматизованій системі поляризаційної діагностики. Для практичної зручності використання пристрою зображального мюллер-поляриметра із комп'ютерним аналізом даних, було вдосконалено існуюче рішення схеми принципової пристрою за допомогою апаратно обчислювальної платформи Arduino, та з використанням бібліотеки AccelStepper для двигунів, реалізовано автоматизований алгоритм для вимірювань та аналізу в середовищі MATLAB.

## ANNOTATION

In this master's qualification work, the existing methods and systems of laser Muller-polarimetry were analyzed, and the use of an additional method of analysis, in the diagnosis of biological layers, namely wavelet analysis, was offered, which allowed to increase the number of information traits that would further be able to solve the urgent problem of increasing the reliability of the estimation of the Muller-matrix images of biological layers in an automated polarization diagnostics system. For practical convenience, using a computer-based Muller polarimeter imaging device, an existing conceptual schematic solution was refined using an Arduino computing platform and using the AccelStepper engine library, and an automated MATLAB measurement algorithm was implemented.

## ЗМІСТ

ВСТУП .....	6
1 АНАЛІЗ ВІДОМИХ МЕТОДІВ ТА СИСТЕМ МЮЛЛЕР-ПОЛЯРИМЕТРІЇ ОПТИКО-АНІЗОТРОПНИХ ОБ'ЄКТІВ .....	10
1.1 Загальні відомості .....	10
1.2 Методи та системи Стокс-поляриметрії .....	10
1.3 Методи та системи для визначення елементів матриць Мюллера оптико- анізотропних об'єктів .....	14
1.3.1 Формування мюллер-матричних зображень та їх подання .....	17
1.3.2 Зображувальні Мюллер-поляриметри .....	23
2 МЕТОД ТА ПОЛЯРИМЕТРИЧНА СИСТЕМА МЮЛЛЕР-МАТРИЧНОГО КАРТОГРАФУВАННЯ ІЗ КОМП'ЮТЕРНИМ АНАЛІЗОМ.....	27
2.1 Математичні основи формування двовимірних елементів матриці Мюллера біологічних шарів.....	27
2.2 Структурна схема поляриметричної системи .....	32
2.3 Математичні основи комплексного аналізу вимірних елементів матриці Мюллера.....	38
2.3.1 Статистичний аналіз .....	38
2.3.2 Кореляційний аналіз .....	40
2.3.3 Вейвлет аналіз .....	42
3 ПРАКТИЧНА РЕАЛІЗАЦІЯ АВТОМАТИЗОВАНОГО ЗОБРАЖАЛЬНОГО МЮЛЛЕР-ПОЛЯРИМЕТР БІОЛОГІЧНИХ ШАРІВ ІЗ КОМП'ЮТЕРНИМ АНАЛІЗОМ ДАНИХ .....	48
3.1 Опис лабораторної установки для експериментального дослідження.....	48
3.2 Розробка блоку керування установки .....	49
3.3 Розробка програмного забезпечення в середовищі MATLAB .....	52

3.4 Результати експериментальних досліджень.....	59
4 ЕКОНОМІЧНА ЧАСТИНА .....	62
4.1 Технологічний аудит розробки.....	62
4.2 Прогнозування витрат на виконання науково-дослідної (дослідно-конструкторської) роботи .....	67
4.3 Прогнозування комерційних ефектів від реалізації результатів розробки	76
4.4 Висновок до розділу .....	79
ВИСНОВКИ.....	81
СПИСОК ВИКОРИСТАНОЇ ЛІТЕРАТУРИ .....	82
Додаток А – Технічне завдання .....	87
Додаток Б – Структурна схема автоматизованого зображального мюллер-поляриметра біологічних шарів з комп’ютерним аналізом даних.....	92
Додаток В – Схема електрична автоматизованого блоку керування .....	93
Додаток Г – Блок-схема формування ММЗ.....	94
Додаток Д – Блок-схема методу статистичного аналізу .....	95
Додаток Е – Блок-схема методу вейвлет-аналізу .....	96
Додаток Ж – Блок-схема програми для комплексного аналізу в MATLAB .....	97
Додаток З – Лістинг програми MATLAB .....	98
Додаток К – Мюллер-матричні зображення зразка плазми крові здорової людини.....	101
Додаток Л – Мюллер-матричні зображення зразка плазми крові людини хворої на аденому молочної залози.....	102

## ВСТУП

**Актуальність.** Розвиток сучасних інформаційних технологій ставить нові вимоги до методів діагностування біологічних об'єктів та стимулює розвиток новітніх підходів в медичному приладобудуванні. Принципово новим рішенням в розвитку є створення оптико – електронних медичних систем, основаних на нових неінвазивних оптичних методах медичної діагностики біологічних шарів (БШ) в поєднанні із обчислювальними технологіями.

Саме до таких систем відносять системи лазерної поляриметричної діагностики біологічних шарів, які базуються на поляризаційному картографуванні матриць Мюллера біологічних зразків із подальшим обробленням сформованих мап та їх комп'ютерним аналізом. Стійкість в рейтингу проблем захворюваності на рак, та високий рівень ускладнень при захворюваннях, обумовлює необхідність розроблення методу та системи лазерної поляриметрії, що спрямовані на підвищення інформативності вимірювань параметрів біологічних об'єктів та достовірності прийняття рішення за результатами цих вимірювань. Необхідність такої системи особливо стає наочною в контексті розвитку медичних засобів об'єктивної експрес-діагностики.

Теоретичні основи створення систем поляризаційного діагностування патологічних станів біологічних тканин на основі аналізу поляризаційних параметрів плівок плазми крові, що працюють на довжині хвилі 0,632 мкм, закладено в роботах вчених Чернівецького національного технічного університету Ушенка О.Г., Ушенка Ю.О., Ангельського О.Я. та розвинуто для діагностики вченими Вінницького національного технічного університету Заболотною Н.І., Павловим С.В., Радченко К.О.

Основними недоліками таких методів та систем для їх реалізації є недостатня достовірність діагностування, обумовлена такими факторами як: недостатня кількість аналізованих вимірних параметрів, що збільшує ризики хибної ідентифікації на зразках із непередбаченими навчальною вибіркою

діагнозами; необхідність переписування вирішальних правил при доповненні навчальної вибірки або введенні нового класу патології, що обмежує використання даних методів для відслідковування ефективності лікування в динаміці; складність оцінки повноти та суперечності постульованих нечітких правил.

Для усунення цих недоліків актуальним є введення додаткових інформативних параметрів системи лазерного поляризаційного оцінювання біологічних зразків при дослідженні.

**Мета і задачі дослідження.** Мета роботи – розширення функціональних можливостей комп'ютерного аналізу мюллер-матричних зображень біологічних шарів за рахунок додавання вейвлет аналізу до можливих, який збільшить кількість ознак для класифікації цих мюллер-матричних зображень, та сприятиме підвищенню її в автоматизованому зображальному мюллер-поляриметрі біологічних шарів.

Для досягнення поставленої мети необхідно було вирішити такі задачі:

1. Провести аналіз оптичних методів і систем лазерної мікроскопії біологічних тканин і рідин людини для діагностування патологічних змін.
2. Збільшити кількість інформаційних ознак, для методу оцінювання стану біологічних шарів на основі мюллер-матричних зображень, з використанням, статистичного аналізу та класифікації елементів матриць Мюллера за допомогою додавання ознак, отриманих з використанням вейвлет аналізу цих зображень.
3. Удосконалити архітектуру автоматизованої системи мюллер-матричного картографування біологічних шарів при оцінюванні їх стану.
4. Розробити реалізацію програмно-апаратного забезпечення запропонованої системи автоматизованого зображального мюллер-матричного поляриметра біологічних шарів в середовищі MATLAB.



5. Провести експериментальні дослідження по диференціації станів норми та патології біологічних шарів на удосконаленій архітектурі зображального мюллер-поляриметра та оцінити достовірність диференціації

**Об'єкт дослідження** – процеси формування та аналізу мюллер-матричних зображень біологічних об'єктів при оцінюванні їх оптико-анізотропної структури.

**Предмет дослідження** – метод та пристрій для формування та аналізу мюллер-матричних зображень біологічних об'єктів при оцінюванні їх оптико-анізотропної структури.

**Методи дослідження.** У магістерській кваліфікаційній роботі використані: методи прикладної оптики для аналізу стану поляризації поля, розсіяного біологічним шаром, при опроміненні його лазерним поляризаційним випромінюванням, методи системного аналізу, теорію про взаємодію лазерного випромінювання з неодрідними середовищами біошарів; методи Стокс-поляриметрії, для розробки методів мюллер-матричного відтворення орієнтаційно-фазових даних структури тонкого біологічного шару біологічної тканини чи рідини; методи статистичного, та вейвлет аналізу – для визначення статистичних характеристик розподілів елементів мюллер-матричних зображень що досліджуються.

**Наукова новизна одержаних результатів.** Знайшли подальший розвиток методи комплексного аналізу розподілів елементів матриці Мюллера біологічного шару, отримані в автоматизованому зображальному поляриметрі, шляхом доповнення їх визначенням вейвлет-коефіцієнтів розподілів елементів матриць Мюллера, що дозволить збільшити кількість інформативних ознак для підтримки прийняття рішень і підвищити достовірність діагностування патологій.

**Практичне значення одержаних результатів.** Удосконалено архітектуру автоматизованого зображального мюллер-поляриметра біологічних шарів із

комп'ютерним аналізом даних за рахунок розроблення програмного блоку визначення вейвлет-коефіцієнтів мюллер-матричних зображень об'єкта.

**Особистий внесок здобувача.** Особистий внесок здобувача у роботах, отриманих у співавторстві із Заболотною Н.І. та Колівошко А.І.: розроблено архітектуру зображальної системи мюллер-матричного картографування біологічних шарів, відтворення та аналізу їх структури [5]. За результатами магістерської кваліфікаційної роботи опубліковано тези доповідей на науково-технічній конференції ВНТУ.

**Апробація результатів роботи.** Окремі положення і результати дослідження доповідались і обговорювались на XLVIII науково-технічній конференції професорсько-викладацького складу та студентів ФКСА ВНТУ (м. Вінниця 2019 р.).

**Публікації.** За тематикою дослідження магістерської кваліфікаційної роботи опубліковано одні тези доповіді у співавторстві.

# 1 АНАЛІЗ ВІДОМИХ МЕТОДІВ ТА СИСТЕМ МЮЛЛЕР-ПОЛЯРИМЕТРІЇ ОПТИКО-АНІЗОТРОПНИХ ОБ'ЄКТІВ

## 1.1 Загальні відомості

Поляриметри - це оптичні прилади, що використовуються для визначення властивостей поляризації світлові промені та зразки. Поляриметрія, наука про вимірювання поляризації, найпростіша характеризується як радіометрія з поляризаційними елементами. Щоб виконати точну поляриметрію, всі питання, необхідні для ретельної та точної радіометрії, повинні розглядатися разом з багатьма додатковими проблемами поляризації. У цьому розділі наш акцент робиться саме на них додаткові питання поляризації, які необхідно освоїти, щоб точно визначити поляризацію властивості від поляриметричних вимірювань. Типові застосування поляриметрів включають наступне: дистанційне зондування землі та астрономічних тіл, калібрування поляризаційні елементи, вимірювання показників товщини та заломлення тонких плівок (еліпсометрія), спектроскопічні дослідження матеріалів та вирівнювання поляризаційно-критичних оптичні системи.

## 1.2 Методи та системи Стокс-поляриметрії

Для аналізу поляризації було розроблено кілька розрахунків, у тому числі на основі матриці Джонса, когерентної матриці, матриці Мюллера та інших матриць (Шуркліф, 1962; Геррард і Берч, 1975; Теокаріс і Гдутос, 1979; Азам і Башара, 1987; Кулсон, 1988; Еган, 1992). З цих методів обчислення Мюллера найчастіше підходить для опису вимірювань на основі приладів опромінення, включаючи більшість поляриметрів, радіометрів і спектрометрів.

У обчисленні Мюллера вектор Стокса використовується для опису стану поляризації світлового променя, а матриця Мюллера  $M$  для опису характеристик,

що змінюють поляризацію вибірки. Цей зразок може бути поверхневим, поляризаційним елементом, оптичною системою або іншою взаємодією світла/речовини, яка відбиває, заломлює або розсіює світловий промінь.

Основна проблема полягає в вимірюванні чистих поляризаційних компонентів у переважно неполяризованому джерелі світла. Доктор Кемп зміг виміряти поляризаційну складову світла менше  $10^6$  нижче рівня загальної інтенсивності світла. Стан поляризації джерела світла представлений чотирма числовими величинами, які називаються "параметрами Стокса". Вони зображені на рисунку 1.1.

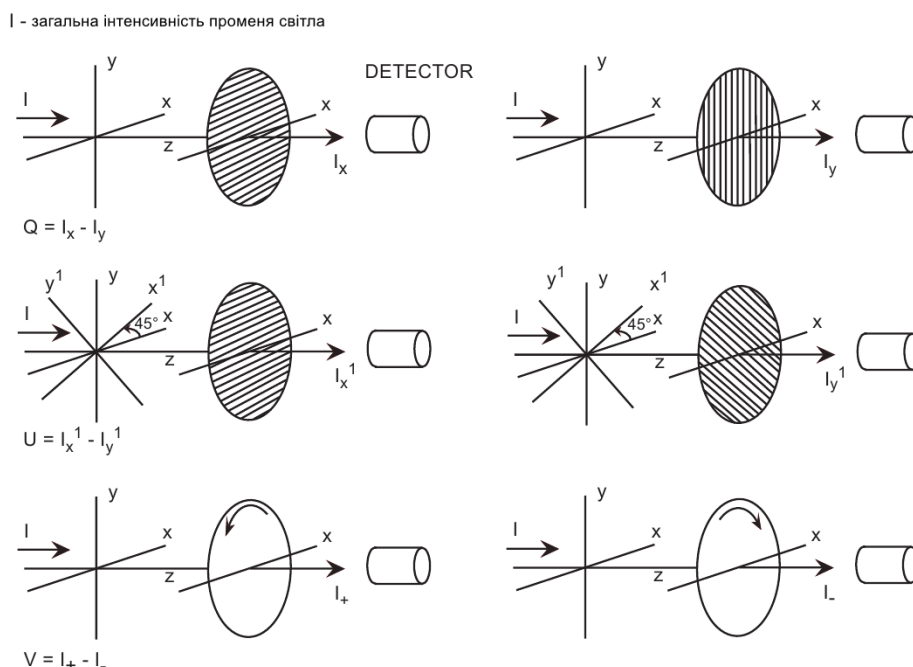


Рисунок 1.1 – Визначення параметрів Стокса [9]

Для багатьох вчених поляриметр - це прилад для вимірювання зміни площини поляризації лінійно поляризованого пучка світла. При невеликих кутових обертах це вимірювання можна зробити простіше і з більшою точністю

Вектор Стокса визначається відносно наступних шести вимірювань потоку  $P$ , проведених з ідеальними поляризаторами перед радіометром (Шуркліф, 1962):

$P_H$  Горизонтальний лінійний поляризатор ( $0^\circ$ )

$P_V$  Вертикальний лінійний поляризатор ( $90^\circ$ )

$P_{45}$   $45^\circ$  лінійна поляризація

$P_{135}$   $135^\circ$  лінійна поляризація

$P_R$  право-циркулярна поляризація

$P_L$  ліво-циркулярна поляризація

Зазвичай ці вимірювання є вимірюванням опромінення ( $\text{Вт} / \text{м}^2$ ), хоча можуть бути використані й інші вимірювання потоку. Вектор Стокса визначається як [3]:

$$S = \begin{bmatrix} S_0 \\ S_1 \\ S_2 \\ S_3 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} P_H + P_V \\ P_H - P_V \\ P_{45} - P_{135} \\ P_R - P_L \end{bmatrix}$$

де  $s_0, s_1, s_2$  і  $s_3$  - елементи вектора Стокса. Вектор Стокса не потрібно вимірювати за допомогою цих шести ідеальних вимірювань; що потрібно, щоб інші методи відтворювали визначений таким чином вектор Стокса, а отже немає необхідності використовувати ідеальні поляризатори. Крім того, вектор Стокса - це функція довжини хвилі, положення на об'єкті та напрямку випромінювання чи розсіювання світла. Таким чином, вимірювання вектора Стокса - це середнє значення за площею, суцільним кутом та довжиною хвилі, як і будь-яке радіометричне вимірювання. Кожен векторний елемент Стокса має одиниці ват на метр у квадраті. Вектор Стокса визначається відносно локальної системи координат  $x - y$ , визначеної в площині, перпендикулярній вектору поширення.

Для вимірювання параметрів біологічних об'єктів існує підхід заснований на розділенні інтенсивностей [9]. В рамках даного підходу вихідний пучок поляризованого випромінювання, параметри Стокса якого вимірюються, розділяється на чотири канали, в кожному з яких знаходиться нерухомий поляризаційний елемент і фотоприймач. Параметри поляризаційних елементів підбираються таким чином, що інтенсивності на відповідних фотодетекторах пропорційні величинам параметрів Стокса вихідного випромінювання.

Описаний підхід дозволяє швидко і одночасно вимірювати повний набір параметрів Стокса, проте широкого поширення він не набув із-за складності в практичній реалізації в умовах реального експерименту, особливо якщо доводиться працювати з невеликими рівнями інтенсивності і неколімованими пучками. Крім того, надлишкову кількість фотодетекторів і поляризаційних елементів збільшує вартість даної схеми.

Другим виділимо підхід до виміру параметрів Стокса і елементів матриці Мюллера на основі послідовної зміни параметрів поляризаційних елементів поляриметра. Він реалізується з використанням одного фотоприймача, перед яким розташовується один або ряд поляризаційних елементів, параметри яких (орієнтацію, величину анізотропії) змінюють заданим чином кінцеве число разів.

В результаті на вході фотодетектора послідовно отримуємо набір інтенсивностей, величини яких пропорційні параметрам Стокса аналізованого випромінювання або елементам матриці Мюллера в загальному випадку. Мюллер-поляриметр складається із зондуючого і приймального каналів з відповідними перетворювачами поляризації зондуючого випромінювання і поляризації випромінювання, розсіяного досліджуваним об'єктом.

Єдиний недолік описаного підходу полягає в необхідності послідовної зміни параметрів поляризаційних елементів, що, зрештою, виявляється в обмеженні швидкодії поляриметра і вимагає окремої уваги при юстируванні рухливих блоків.

До третього типу відносяться поляриметри, що реалізують підхід з неперервною модуляцією параметрів поляризаційних елементів. Зазвичай в результаті на виході фотоприймача формується періодичний сигнал, що аналізується із залученням перетворення Фур'є. В цьому випадку також існує зв'язок амплітуд Фур'є-гармонік або з параметрами Стоксу випромінювання, або з елементами матриці Мюллера.

Перевага безперервно-модуляційного підходу в тому, що він дозволяє, в деякій мірі, усереднити вплив недосконалості перетворювачів поляризації поляриметра, нестабільності джерела випромінювання і тому подібне (останні

збагачують спектр сигналу на виході фотоприймача, але ефективно відфільтровуються). Платою за покращену завадостійкість є виражена надмірність кількості актів вимірів.

Перший і третій типи поляриметрів, як показує аналіз їх швидкодії і чітких характеристик, мають, мабуть, обмежені перспективи використання в растрових вимірах. Так, в першому випадку, до описаних недоліків підходу додається недолік, пов'язаний з необхідністю підбору і калібрування растрових фотодетекторів, що істотно ускладнить роботу схеми (зокрема, паралельний збір і обробку даних) і її вартість [10].

До того ж, створення Мюллер-поляриметра з розділенням інтенсивності і в точковому режимі зв'язано з вельми істотними технічними труднощами. У третьому випадку, навіть при використанні сучасної електронно-обчислювальної техніки, швидкодія схеми була б сильно обмеженою тим об'ємом інформації, який необхідно зібрати і обробити. Таким чином, в разі растрової поляриметрії, найбільш переважним є вибір другого типу поляриметра, робота якого заснована на послідовно-тимчасовій організації вимірів.

### **1.3 Методи та системи для визначення елементів матриць Мюллера оптико-анізотропних об'єктів**

Окрім оптичних та фазових приладів і систем для діагностування фазово-неоднорідних структур біологічних шарів тканин та рідин, відомо декілька видів пристроїв, принцип роботи яких ґрунтується на явищі поляризації світла. Такі прилади називаються поляризаційними.

Зокрема відомо кілька видів поляризаційних пристроїв [13]:

- поляризаційні мікроскопи;
- оптичні когерентні томографи;
- автоматизовані відеополяриметричні системи.

При дослідженні панорамних поляризаційних зображень неоднорідних об'єктів із прийнятною точністю істотно зростає кількість необхідних розрахунків. Використання сучасних алгоритмів обробки та швидкодієвих обчислювальних засобів дозволяє зменшити час дослідження, але необхідність багатократного усереднення результатів у растровому режимі істотно зменшує оперативність. У схемах панорамної поляриметрії неоднорідних та протяжних об'єктів із просторово-часовою нестабільністю широке застосування отримали матричні фотоприймачі на приладах із зарядовим зв'язком (наприклад ПЗЗ камера) [14].

Для нової і якіснішої діагностики біологічних шарів, а саме їх оптичних неодностей, використовують поляризаційні методи та засоби вимірювань і діагностики, суть яких полягає у дослідженні стану поляризації електромагнітного випромінювання, що розсіюється, або відбивається від об'єкту що досліджується.

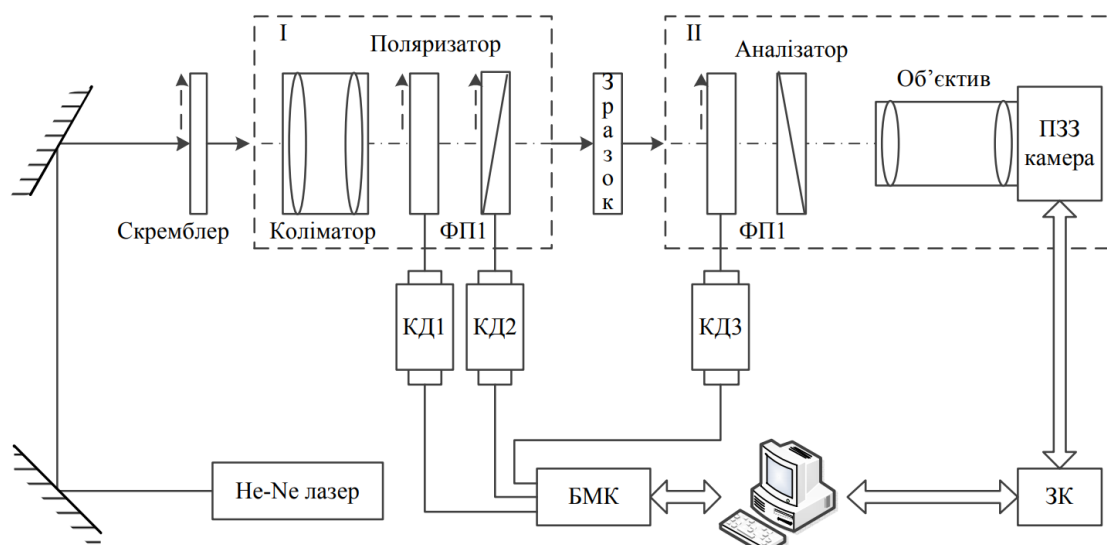


Рисунок 1.2 - Узагальнена структурна схема ЛАВС: ФП1, ФП2 – фазові пластинки; КД1, КД2, КД3 – крокові двигуни; ПК – персональний комп'ютер; ЗК – захоплювач кадрів; БМК – мікроконтролерний блок керування [5]

У зв'язку з тим, що більшість біотканин мають складну будову, при дослідженні їх внутрішньої структури важливо проводити вимірювання за час, менший часу виникнення незворотних змін (у об'єктах *in vivo*), або до появи



сенсорно-моторної реакції (у об'єктах *in vitro*). Важливим фактором при цьому є універсальність системи досліджень та методики, навіть при зменшенні швидкодії та точності.

Саме лазерна автоматизована відеополяриметрична система (ЛАВС) (рисунок 1.2), є однією з перспективних систем панорамної поляриметрії. Вона розроблена співробітниками лабораторії лазерної поляриметрії кафедри квантової радіофізики радіофізичного факультету КНУ імені Тараса Шевченка. Її узагальнену структурну схему наведено на рисунку 1.2 [25].

Можна виокремити такі переваги поляризаційних методів [16]:

- підвищення інформативності методів діагностики за рахунок визначення поляризаційних характеристик;

- можливість досліджень у вибраному діапазоні довжин хвиль;

- у порівнянні з класичними методами, заснованими на вимірюваннях інтенсивностей, підвищена чутливість і точність, за рахунок незалежності від флуктуацій інтенсивності випромінювання лабораторного обладнання;

- використання поляризаційної модуляції без збільшення інтенсивності зондувального опромінення до величин потужності, що призводять до руйнування об'єкту, який досліджується;

- найвиразніше демонструють переваги поляризаційних методів дослідження оптично анізотропних середовищ, до яких належать біологічні тканини та рідини.

На рисунку 1.3 наведено приклади поширених поляризаційних методів діагностики структури БТ та БР відповідно до принципів фізичної взаємодії з ними поляризаційного випромінювання.

Традиційним поляриметрам притаманні такі обмеження [13]: вузькоспеціалізована спрямованість лише на проведення інтегральних вимірювань кутів повороту площини поляризації; відсутність комплексної об'єктивної оцінки одержаних даних; як можливість відтворення структури біологічного шару визначається лише концентрація оптично активних сполук;

висока вартість при забезпеченні високої точності оцінювання біохімічної концентрації.



Рисунок 1.3 – Приклади методів поляризаційної діагностики структури біологічних тканин та рідин [5]

Одна із можливих класифікацій значної кількості відомих експериментальних засобів, що реалізують методи лазерної поляриметрії біологічних об'єктів, пропонується, наприклад, на рисунку 1.3. Широко вживаними класифікаційними ознаками можна такі: функціональність, тип реєстрації поляризаційного об'єктного поля, ступінь автоматизації вимірювань, тип схеми вимірювань, тип модуляції випромінювання, спосіб керування параметрами перетворювачів поляризації.

### 1.3.1 Формування мюллер-матричних зображень та їх подання

Головною особливістю сукупності різноманітних методів лазерної поляриметрії (поляризаційне, фазове, Мюллер-матричне картографування) є єдиний модельний базис аналізу одержаних даних – оптико-геометрична структура біологічних тканин.

Для описання взаємодії поляризованого світла з оптико-анізотропним БШ застосовують матричний оператор перетворення параметрів випромінювання у вигляді матриці Мюллера  $Z$  [17], яка є фактично передавальною функцією БШ,  $4 \times 4$  елементи якої пов'язані з векторами Стокса опромінюючого  $S_0$  та вихідного об'єктного  $S^*$  випромінювання співвідношенням [15]:

$$S^* = Z \cdot S_0$$

Тобто вимірявши матрицю Мюллера зразка БТ чи БР, можна стверджувати, що отримана найбільш повна кодована інформація про оптичну анізотропію зразка [3].

$$\begin{bmatrix} m_{11} & m_{12} & m_{13} & m_{14} \\ m_{21} & m_{22} & m_{23} & m_{24} \\ m_{31} & m_{32} & m_{33} & m_{34} \\ m_{41} & m_{42} & m_{43} & m_{44} \end{bmatrix}$$

Зауважимо, що матриця Мюллера БШ містить узагальнену інформацію про ефекти поглинання, фазового зсуву (двопроменезаломлення) та оптичної активності, які відбуваються в досліджуваному зразку БТ під час його взаємодії з поляризованим випромінюванням. Кожен із ефектів, окремо вилучений, перспективний як діагностичний параметр. При одночасному прояві декількох поляризаційних ефектів при багаторазовому розсіюванні кожен може додати свій вклад в результати вимірювань елементів матриці Мюллера. Для того, щоб провести селекцію змішаних фізичних ефектів та успішно розв'язати обернену задачу поляриметрії застосовують методи поляризаційної декомпозиції матриці Мюллера на еквіваленту комбінацію декількох матриць. Загалом, можна виділити дві категорії розкладання матриці Мюллера: на основі добутку виділених складових та на основі їх підсумовування.

На рисунку 1.4, представлена традиційна оптична схема поляриметра, для вимірювання координатних розподілів елементів матриці Мюллера [4].

Опромінювання біологічного зразка 6 в поляриметрі проводиться паралельними пучками He-Ne лазера 1 на довжині хвилі 0,632 мкм. Фазові пластинки 3, 5 та лінійний поляризатор 4 утворюють поляризаційний

опромінювач, за допомогою якого формується лінійна поляризація з азимутами  $0^\circ$ ,  $90^\circ$ ,  $+45^\circ$  і право циркулярна поляризація. БШ 6 послідовно опромінюють зазначеними типами поляризації. Утворюється зображення БШ за допомогою мікροоб'єктиву 7 та CCD-камери 10. Поляризаційний аналіз мікроскопічних зображень БШ 6 здійснюється за допомогою поляризаційного фільтру, що складається з фазової пластинки 8 та поляризатора-аналізатора 9.

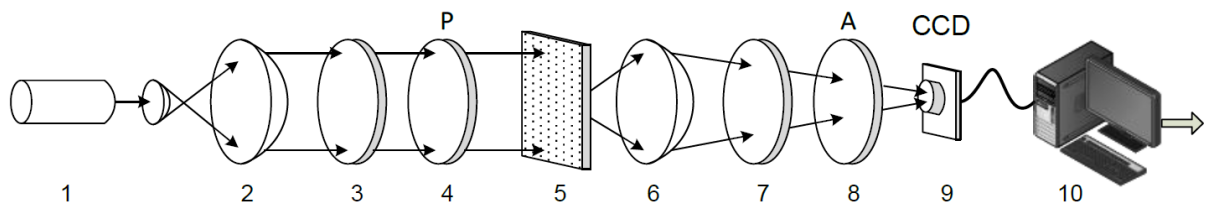


Рисунок 1.4 – Структурна оптична схема лазерного мікрополяриметра ЛМП-1 на основі прямо розсіювального світла [10]: 1 – He-Ne лазер; 2 – коліматор; 3, 5, 8 – чвертьхвильові фазові пластинки; 4, 9 – поляризатор та аналізатор; 6 – досліджуваний біологічний препарат; 7 – мікροоб'єктив; 10 – цифрова камера; 11 – персональний комп'ютер [5]

Відповідні елементи матриці Мюллера для об'єкту дослідження формують в результаті алгоритмічної обробки вимірних даних за допомогою персонального комп'ютера 10 так [17]:

$$z_{11} = 0,5(S_1^0 + S_1^{90});$$

$$z_{12} = 0,5(S_1^0 - S_1^{90});$$

$$z_{13} = S_1^{45} - z_{11};$$

$$z_{14} = S_1^{\otimes} - z_{11};$$

$$z_{21} = 0,5(S_2^0 + S_2^{90});$$

$$z_{22} = 0,5(S_2^0 - S_2^{90});$$

$$z_{23} = S_2^{45} - z_{21};$$

$$z_{24} = S_2^{\otimes} - z_{21};$$

$$\begin{aligned}
 z_{31} &= 0,5(S_3^0 + S_3^{90}); \\
 z_{32} &= 0,5(S_3^0 - S_3^{90}); \\
 z_{33} &= S_3^{45} - z_{31}; \\
 z_{34} &= S_3^{\otimes} - z_{31}; \\
 z_{41} &= 0,5(S_4^0 + S_4^{90}); \\
 z_{42} &= 0,5(S_4^0 - S_4^{90}); \\
 z_{43} &= S_4^{45} - z_{41}; \\
 z_{44} &= S_4^{\otimes} - z_{41};
 \end{aligned}$$

У кожному з отриманих рівнянь невідомий елемент матриці Мюллера виражається через виміряні інтенсивності  $I_{\Theta}^{(\alpha_0, \beta_0)}$  ( $m \times n$ ) й розраховані раніше параметри вектору Стокса та елементи матриці Мюллера. За допомогою такої схеми можна визначити шляхом використання аналітичної обробки у персональному комп'ютері всі шістнадцять елементів матриці Мюллера, що характеризує об'єкт.

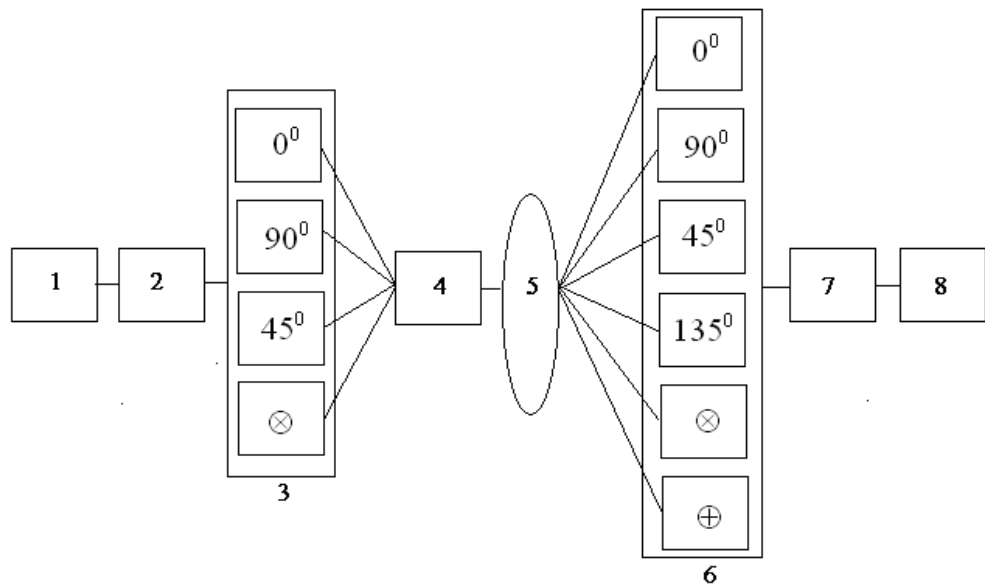


Рисунок 1.5 – Блок-схема системи Мюллер-матричного картографування за методом чотирьох зондуючих поляризацій [10]

Розглянутий поляриметр характеризується високим рівнем інформаційної повноти вимірювань, оскільки дозволяє з достатнім рівнем точності реалізовувати для оптично тонких БШ вимірювання двовимірних розподілів елементів матриці Мюллера оптично тонких БШ у площині зображення

(мюллер-матричні зображення) із можливістю відтворення на їх основі параметрів анізотропії оптично тонких БШ.

Узагальнена блок-схема системи Мюллер-матричної діагностики (рисунок 1.5) для вимірювання елементів матриці Мюллера біологічного оптико-анізотропного шару складається із блоку випромінювання 1, колімаційного блоку 2, чотирьохканального блоку 3 поляризаційного опромінення, об'єктного блоку 4, проєкційного блоку 5, шестиканального блоку 6 поляризаційного аналізу, блоку цифрової матриці фотодетекторів (світлочутлива цифрова камера) 7 та комп'ютера 8 для запису, зберігання, обробки та аналізу отриманих зображень [15].

Опромінювання проводять паралельним лазерним пучком, сформованим блоками 1 і 2, послідовно пропускають його крізь чотири канали блоку 3 поляризаційного опромінювача, що формує послідовно серію зондуючих пучків з азимутами поляризації « $0^0$ »; « $90^0$ »; « $45^0$ »; і «права циркуляція». В межах кожного каналу зондування за допомогою проєкційного блоку 5, кутова апертура якого узгоджена із індикатрисою розсіяння лазерного пучка, формують зображення оптико-анізотропного біологічного шару 4 в площині цифрової світлочутливої камери 7. Для кожного типу поляризації зондуючого пучка вимірюють шість координатних розподілів інтенсивності лазерного зображення біологічного оптико-анізотропного шару шляхом послідовного використання шести каналів блоку 6 поляризаційного аналізу (« $0^0$ »; « $90^0$ »; « $45^0$ »; « $135^0$ » «права циркуляція» і «ліва циркуляція»). На основі отриманих 24-х зображень за відомими співвідношеннями через отримані параметри векторів Стокса обчислюють значення елементів матриці Мюллера [8], на основі чого одержують шістнадцять елементів матриці Мюллера, які в повній мірі характеризують координатний розподіл параметрів анізотропії досліджуваного шару.

Матриці Мюллера можуть використовуватися і для опису перетворення поляризації світла оптичними елементами з залежними від часу поляризаційними характеристиками (наприклад, при поляризаційній модуляції

світла). При цьому елементи відповідної матриці Мюллера також стають функціями часу.

У найбільш загальному вигляді матриця Мюллера для ідеального еліптичного поляризатора має вигляд [10]:

$$M = \frac{1}{2} \cdot \begin{vmatrix} 1 & \cos 2\theta & \sin 2\theta \cos \delta & \sin 2\theta \sin \delta \\ \cos 2\theta & \cos^2 2\theta & \sin 2\theta \cos 2\theta \cos \delta & \sin 2\theta \cos 2\theta \sin \delta \\ \sin 2\theta \cos \delta & \sin 2\theta \cos 2\theta \cos \delta & \sin^2 2\theta \cos^2 \delta & \sin^2 2\theta \sin \delta \cos \delta \\ \sin 2\theta \sin \delta & \sin 2\theta \cos 2\theta \sin \delta & \sin^2 2\theta \sin \delta \cos \delta & \sin^2 2\theta \sin^2 \delta \end{vmatrix}$$

Поляризатор пропускає світло з еліптичністю  $w$  ( $\tan(w) = b/a$ ,  $b$  і  $a$  - півосі еліпса поляризації) і з фазовим зрушенням  $d$  між коливаннями по осях обраної декартової системи.

Матриця Мюллера для фазової пластинки з азимутом осі анізотропії  $y$ , еліптичністю нормальних коливань  $w$  і фазовим зрушенням  $d$  має вигляд [10]:

$$M = \begin{vmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & A_1^2 - A_2^2 - A_3^2 + A_4^2 & 2(A_1A_2 + A_3A_4) & -2(A_1A_3 + A_2A_4) \\ 0 & 2(A_1A_2 - A_3A_4) & -A_1^2 + A_2^2 - A_3^2 + A_4^2 & 2(A_1A_4 - A_2A_3) \\ 0 & -2(A_1A_3 - A_2A_4) & -2(A_1A_4 + A_2A_3) & -A_1^2 - A_2^2 + A_3^2 + A_4^2 \end{vmatrix}$$

Тут введені позначення [10]:

$$A_1 = \frac{\cos(2w)\cos(2y)\sin(d)}{2}$$

$$A_2 = \frac{\cos(2w)\sin(2y)\sin(d)}{2}$$

$$A_3 = \frac{\sin(2w)\sin(d)}{2}$$

$$A_4 = \frac{\cos(d)}{2}$$

Наведені вирази для матриці Мюллера довільного поляризатора і фазової пластинки дозволяють вирішувати велике число завдань перетворення поляризації світла без урахування деполяризації [3].

Технічний результат забезпечує сукупність дій, яка складає запропонований спосіб, що призводить до покращення точності вимірювання елементів матриці Мюллера шляхом багатоканального зондування і поляризаційного аналізу серії лазерних зображень [6].

### **1.3.2 Зображувальні Мюллер-поляриметри**

Проблема захворюваності на рак в останні роки постійно займає провідні місця у позиціях захворюваності, смертності та відмічається щорічним збільшенням поміж онкологічних нозологій в Україні [16]. Це зумовлює потребу в створенні сучасних приладів діагностування і відслідковування, з метою підвищення ефективності методів формування, реєстрації та оброблення зображень неоднорідностей біологічних об'єктів та рідин людини, а також зумовлює розвиток та розширення функціональних можливостей медичних засобів об'єктивної експрес-діагностики.

Попри існування загальних правил ідентифікації доброякісних і злоякісних пухлин, за даними, тільки від 37% до 56% результатів подальшої хірургічної біопсії реально підтверджують присутність раку молочної залози [17].

Сьогодні оптичні прилади створені для діагностування використовуються в США. Об'єм продажу цих приладів в США в найближчі 5 років буде складати близько 10 млрд доларів. Фірма Imaging Diagnostic Systems Inc (IDSI) провела розробку лазерного комп'ютерного томографу Laser Mammography (CTLM) [18], який згідно методу діагностування пухлин без використання шкідливого рентгенівського випромінювання за виявленим збільшення притоку крові що властиве для новоутворених пухлин. Прилад вимірює рівень пухлинної аргінази, створюючи тримірні томографічні зрізи вимірюваного об'єкту. Застосовується монохроматичне лазерне випромінювання, яке не вимагає контрастної ін'єкції. Система робить вимірювання на зрізах біологічних тканин від 1 до 4 мм. CTLM прилад дозволений для вживання в Канаді, Європі, Азії [18].



Відбувається інтенсивне використання ІТ в медицині як для вирішення загальних задач охорони здоров'я, так і для допомоги лікарю у прийнятті рішення.

Одним із найскладніших завдань охорони здоров'я є діагностика, яка в багато чому визначає успіх всієї подальшої роботи. Відомо багато експертних систем для постановки медичних діагнозів [19]. Точність і своєчасність діагностики залежить в першу чергу від кваліфікації фахівця, його вміння правильно проаналізувати ситуацію.

Відомо що одним з найважливіших напрямів медицини являється автоматизація діагностики, адже вона забезпечує значне підвищення точності на швидкості в діагностиці захворювань.

Аналіз показав, що існуючі систем медичної діагностики, не можуть в повній мірі виконувати складні логічні висновки при значному ступеню невизначеності, неповноті та суперечності вхідних даних.

Відомо що процеси діагностування мають високу складність, яка ще й зростає внаслідок процесів злиття для майбутньої уніфікації та стандартизації в світовій медичній практиці. Прикладами подібних систем є системи SpeseLabs Medical, Internist, BPLab, Cardio Vita, Meditech та ін.

В роботах С.М. Злепка [35] та В.О. Качмара автори дослідили існуючі медичні інформаційні системи та провели аналіз стану їх розвитку в Україні.

В наш час в медичній галузі України знайшли своє використання такі інформаційні системи як «Medialog», «EMCIMEД» [22], «Улектронна лікарня», «TherDep»[23], «Інтелектуальна поліклініка» [37] «Медучет», Astraia, «Доктор Елекс», СИЕТ, «Укрмед-софт», «Медсистеми» та інші.

Для значного росту рівня медичного обслуговування призводить використання спеціалізованих інформаційно-аналітичних систем, що в свою чергу забезпечить автоматизацію збору медичних даних, їх доступність для наукових цілей, та їх оперативну статистичну обробку.

Існують технології, що дозволяють виявити приховані взаємозв'язки всередині великих БД, відсутні для прийняття успішних рішень приховані

знання, їх називають інтелектуальним аналізом даних. З їх допомогою побудовані експертні системи для постановки діагнозів на основі правил, що описують поєднання різних симптомів різних захворювань.

Вирішення багатьох завдань для вирішення яких потрібен аналітик можуть бути забезпеченими методами інтелектуального аналізу. Одним із найпопулярніших випадків задач класифікації є визначенні наборів об'єктів що часто зустрічаються, так званий пошук асоціативних правил [28]-[29].

Існує безліч статистичних критеріїв і методів для підтвердження або спростування висунутих експертом гіпотез (критерій Вілкоксона, Стюдента, Хі-квадрат, кореляція, метод класифікації, регресійний аналіз). Дані статистичні критерії працюють на принципі порівняння сукупностей.

Такий первинний статистичний аналіз даних дозволяє формувати процес вибору ознак, які в подальшому використовуються для прийняття рішень.

Багато параметрів функціонування живих організмів є випадковими величинами, так як піддані впливу великої кількості факторів, що мають випадковий характер. Неточний характер медичний даних виправдовує застосування математико-статистичних методів для виявлення взаємозв'язків між різними медичними характеристиками і об'єктами. Результати таких досліджень можуть бути використані, як в суто наукових цілях, так і в практичних. Наприклад, можна виділити сукупність невеликого числа показників, взаємопов'язаних з деякою характеристикою захворювання і представити цей взаємозв'язок у вигляді математичної моделі, яка може бути використана лікарем при виборі тактики або стратегії лікування хвороби.

Для відтворення функціонального зв'язку показників біомедичних систем у вигляді математичних функцій, або рівнянь, побудованих на основі накопичених масивів спостережень, найчастіше застосовується регресійний аналіз [31].

Популярна задача при якій в проводиться пошук зв'язку залежної змінної від незалежної, чи окремих незалежних з всього їх набору.

Інший метод пропонується в роботах, які проводяться в Чернівецькому національному університеті ім. Ю. Федьковича під керівництвом професора,

д.т.н. О.Г. Ушенко. За їх методом геометрія позаклітинної матриці біологічних тканин розглядається за моделлю оптичних одноосних рідких кристалів. В основі роботи лежать розроблені й апробовані у роботі [10] моделі анізотропії полікристалічних протеїнових мереж.

Продовженням розвитку даної методики є роботи проф. Заболотної Н.І., де запропонована узагальнена структура системи поляризаційного картографування та реконструкції параметрів анізотропії біологічних тканин та рідин на основі матриць Мюллера та Джонса[10].

Перевагами є автоматизоване отримання результуючої матриці Мюллера, об'єктивізація можливих ідентифікаційних показників, визначення конкретних інформаційних параметрів з великим впливом на результат ідентифікації.

Недоліками є відносно необхідність температурного режиму як при підготовці зразка так і при вимірюванні, вплив шуму та наявності дефектів на зразку на результати вимірювання, низька кількість аналізованих вимірних параметрів збільшує ризики хибної ідентифікації на зразках з іншими, не передбаченими навчальною вибіркою, діагнозами.

## 2 МЕТОД ТА ПОЛЯРИМЕТРИЧНА СИСТЕМА МЮЛЛЕР-МАТРИЧНОГО КАРТОГРАФУВАННЯ ІЗ КОМП'ЮТЕРНИМ АНАЛІЗОМ

### 2.1 Математичні основи формування двовимірних елементів матриці Мюллера біологічних шарів

Важливим з точки зору інформативності, є розгляд оптико-анізотропної складової зображувальної моделі біологічних тканин та рідин, що являє собою мережу оптичних одно вісних двопронезаломлюючих кристалів [23]. Поляризаційні властивості таких об'єктів, як кристалів, описуються матрицею Мюллера.

Розглянемо методи, за допомогою яких можна експериментально знаходити параметри Стокса для будь-якого світлового пучка і матриці Мюллера для довільного оптичного приладу.

Для початку необхідно виміряти параметри Стокса для довільного променя. Припустимо, що ми можемо вимірювати безпосередньо інтенсивність пучка, використовуючи, скажімо, фотоелемент, а потім визначати параметри Стокса шляхом спостереження за змінами цієї інтенсивності при проходженні пучка через різні прилади. Як завжди, припустимо, що пучок поширюється горизонтально в напрямку  $Oz$  і що вісь  $Oy$  розташована у вертикальній площині, а вісь  $Ox$  - в горизонтальній. У загальному випадку, для того щоб визначити шляхом вимірювань повний стовпець Стокса, необхідно провести наступні шість вимірювань інтенсивності.

1. На шляху пучка встановлюється поляроїдна плівка так, що площина пропускання її паралельна осі  $Ox$ . Поляроїд пропускає інтенсивність  $E_1$ , яка пропорційна квадрату амплітуди вектора електричного поля, паралельного осі  $Ox$ , тобто  $H^2$  в наших колишніх позначеннях. Таким чином,  $E_1 = H^2$ .

2. Потім поляроїдну плівку повертають до тих пір, поки її площина пропускання не стане вертикальною, тобто паралельної осі  $Oy$ . Тепер

поляризатор пропускає інтенсивність  $E_2$ , пропорційну квадрату у-компоненти вектора електричного поля, тобто  $E_2 = K^2$  в наших колишніх позначеннях. Далі, виходячи з визначення параметрів Стокса, знаходимо [3]:

$$I = H^2 + K^2 = E_1 + E_2 \text{ і } Q = H^2 - K^2 = E_1 - E_2.$$

3. Вихідний пучок пропустимо тепер через поляроїд, площина пропускання якого утворює кут  $45^\circ$  з горизонталлю і проходить через перший і третій квадранти. Використовуючи отриману вище матрицю Мюллера, відповідну поляроїду, знаходимо стовпець Стокса для пучка, що пройшов через поляроїд [3]:

$$\frac{1}{2} \begin{bmatrix} 1 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \\ 1 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} I \\ Q \\ U \\ V \end{bmatrix} = \frac{1}{2} \begin{bmatrix} I + U \\ 0 \\ I + U \\ 0 \end{bmatrix}$$

Таким чином, інтенсивність  $E_3$  пучка, що пройшов через поляроїд, дорівнює  $(1/2)(I + U)$ .

4. Пропустимо тепер вихідний пучок через поляроїд, площина пропускання якого також утворює кут  $45^\circ$  з горизонталлю, але проходить через другий і четвертий квадранти, так що кут зручно розглядати як  $-45^\circ$ . Якщо обчислити матрицю Мюллера для поляроїда при такому значенні кута  $\alpha$  то отримаємо стовпець Стокса для пучка, що пройшов через поляроїд, в наступному вигляді [3]:

$$\frac{1}{2} \begin{bmatrix} 1 & 0 & -1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \\ -1 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} I \\ Q \\ U \\ V \end{bmatrix} = \frac{1}{2} \begin{bmatrix} I - U \\ 0 \\ -I + U \\ 0 \end{bmatrix}$$

Інтенсивність пучка на виході цього поляроїда дорівнює  $E_4 = (1/2)(I - U)$ .

Після визначення  $E_4$  з  $E_3$  маємо  $E_3 - E_4 = U$ .

Таким чином, на даному етапі ми визначили три з чотирьох параметрів Стокса. Для того щоб виміряти четвертий параметр, на шляху пучка встановимо чвертьхвильову пластинку так, щоб її швидка вісь була горизонтальна. Використовуючи матрицю Мюллера для чвертьхвильової пластинки, отримуємо стовпець Стокса для пучка, що пройшов через цю пластинку [3]:

$$\begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \\ 0 & 0 & -1 & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} I \\ Q \\ U \\ V \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} I \\ Q \\ V \\ -U \end{bmatrix}$$

5. Пучок, що пройшов через чвертьхвильову пластинку, пропустимо потім через поляроїд, орієнтований також, як і при третьому вимірі. В цьому випадку стовпець Стокса має вигляд [3]:

$$\frac{1}{2} \begin{bmatrix} 1 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \\ 1 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} I \\ Q \\ V \\ -U \end{bmatrix} = \frac{1}{2} \begin{bmatrix} I + V \\ 0 \\ I + V \\ 0 \end{bmatrix}$$

Інтенсивність пучка на виході поляроїда  $E_5 = (1/2)(I + V)$ .

6. Пучок, що вийшов з чвертьхвильової пластинки, пропустимо тепер через поляроїд, орієнтований, як в четвертому вимірі. Стовпець Стокса виходить тоді наступним чином [3]:

$$\frac{1}{2} \begin{bmatrix} 1 & 0 & -1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \\ -1 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} I \\ Q \\ V \\ -U \end{bmatrix} = \frac{1}{2} \begin{bmatrix} I - V \\ 0 \\ -I + V \\ 0 \end{bmatrix}$$

а інтенсивність дорівнює  $E_6 = (1/2)(I - V)$ .

Для того щоб визначити перший елемент у двох останніх стовпчиках Стокса, віднімемо інтенсивність  $E_6$  від  $E_5$ . В результаті отримуємо  $V = E_5 - E_6$ . Таким чином, ми виміряли всі чотири параметра Стокса для вихідного пучка.

Подивимося тепер, яким чином можна використовувати ці результати для визначення елементів матриці Мюллера будь-якого оптичного приладу, пропускаючи через прилад пучки світла з різними станами поляризації і вимірюючи параметри Стокса пучка, що виходить.

Припустимо, що для вихідного пучка стовпцем Стокса є  $S_1$ , а для пучка, що пройшов через систему,  $S_2$  і що матриця Мюллера дорівнює  $T$ . Отже, ми маємо  $S_2 = TS_1$ , тобто [3]:

$$\begin{bmatrix} I_2 \\ Q_2 \\ U_2 \\ V_2 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} A & B & C & D \\ E & F & G & H \\ J & K & L & M \\ N & P & R & S \end{bmatrix} \begin{bmatrix} I_1 \\ Q_1 \\ U_1 \\ V_1 \end{bmatrix}$$

Пропустимо тепер пучки світла чотирьох різних типів поляризації через прилад по черзі і виміряємо описаними вище методами параметри Стокса для вихідного пучка.

1. Пропустимо спочатку через прилад неполяризоване світло. Нехай його інтенсивність дорівнює  $a$ ; тоді  $I_1 = a$ , а  $Q_1$ ,  $U_1$ , і  $V_1$  всі рівні нулю, як випливає з формул, наведених вище для випадку неполяризованого світла. При цьому рівняння записуються у вигляді [3]:

$$\begin{aligned} I_2 &= A_\alpha, & \text{тобто} & & A &= I_2/a, \\ Q_2 &= E_\alpha, & \text{тобто} & & E &= Q_2/a, \\ U_2 &= J_\alpha, & \text{тобто} & & J &= U_2/a, \\ V_2 &= N_\alpha, & \text{тобто} & & N &= V_2/a. \end{aligned}$$

2. Нехай на прилад надходить пучок плоскополяризованого світла, площина поляризації якого паралельна осі  $Ox$ . У цьому випадку інтенсивність  $I_1 = Q_1 U_1$ , і  $V_1$  дорівнює, скажімо,  $\beta$ , а  $U_1$ , і  $V_1$  дорівнюють нулю. Отже, якщо позначити стовпець Стокса для пучка, що пройшов через цю систему, як  $S_3$ , то рівняння приймають вигляд [3]:

$$\begin{aligned} I_3 &= (A + B) \beta, & \text{тобто} & & B &= I_3/\beta - A, \\ Q_3 &= (E + F) \beta, & \text{тобто} & & F &= Q_3/\beta - E, \\ U_3 &= (J + K) \beta, & \text{тобто} & & K &= U_3/\beta - J, \\ V_3 &= (N + P) \beta, & \text{тобто} & & P &= V_3/\beta - N. \end{aligned}$$

Нехай потім через прилад проходить пучок світла з правоциркулярною поляризацією, для  $I_1 = V_1 = \omega$ , а  $Q_1$  і  $U_1$  дорівнюють нулю. Отже, якщо позначити стовпець Стокса в цьому випадку як  $S_4$ , то можна написати наступні рівняння [3]:

$$\begin{aligned} I_4 &= (A + D) \omega, & \text{тобто} & & D &= I_4/\omega - A, \\ Q_4 &= (E + H) \omega, & \text{тобто} & & H &= Q_4/\omega - E, \\ U_4 &= (J + M) \omega, & \text{тобто} & & M &= U_4/\omega - J, \\ V_4 &= (N + S) \omega, & \text{тобто} & & S &= V_4/\omega - N, \end{aligned}$$

3. Пропустимо тепер через прилад лінійно-поляризоване світло, площина поляризації якого становить кут  $45^\circ$  з віссю  $Ox$  і проходить через перший і третій квадранти. Для цього пучка  $I_1 = U_1 = \mu$ , в той час як  $Q_1$  і  $V_1$  дорівнюють нулю. Отже, якщо позначити стовпець Стокса променя, що пройшов через систему, як  $S_1$ , то отримаємо рівняння [3]:

$$\begin{aligned} I_5 &= (A + C) \mu, & \text{тобто} & & C &= I_5/\mu - A, \\ Q_5 &= (E + G) \mu, & \text{тобто} & & G &= Q_5/\mu - E, \\ U_5 &= (J + L) \mu, & \text{тобто} & & L &= U_5/\mu - J, \\ V_5 &= (N + R) \mu, & \text{тобто} & & R &= V_5/\mu - N. \end{aligned}$$



У кожному з отриманих рівнянь невідомий елемент матриці Мюллера виражається через вимірювані інтенсивності і обчислені раніше елементи матриці Мюллера. За допомогою цієї схеми, відповідно, можна визначити всі шістнадцять елементів матриці Мюллера, що характеризує прилад.

## **2.2 Структурна схема поляриметричної системи**

Метод лазерної поляриметрії біологічних шарів при їх діагностуванні наявності шкідливих змін (патологій) містить таку послідовність дій:

- Опромінення вимірюваного біологічного об'єкту сформованих шляхом пропускання відповідним чином поляризованого напівпровідникового лазерного випромінювання, для отримання необхідних для подальших розрахунків розподілів інтенсивностей.

- Реєстрація в площині камери серії встановлених мікроскопічних поляризаційно відфільтрованих зображень, за якими алгоритмічно отримують матриці Мюллера досліджуваного об'єкту;

- Аналіз статистичних характеристик мюллер-матричних зображень, а також цих зображень після вейвлет перетворень та кореляційного аналізу оптико-анізотропної структури досліджуваного об'єкту для визначення інформативних параметрів подальшої диференціації їх змін, обумовлених патологічними станами біологічних структур.

- Алгоритмічна обробка результатів отриманих інформаційних параметрів, обумовлених патологічними станами біологічної структури.

- Інтерпретація результатів алгоритмічної обробки з пошуком та розрахунком відстані в просторі ознак з найближчими відомими парами «параметри-діагноз» в базі даних.

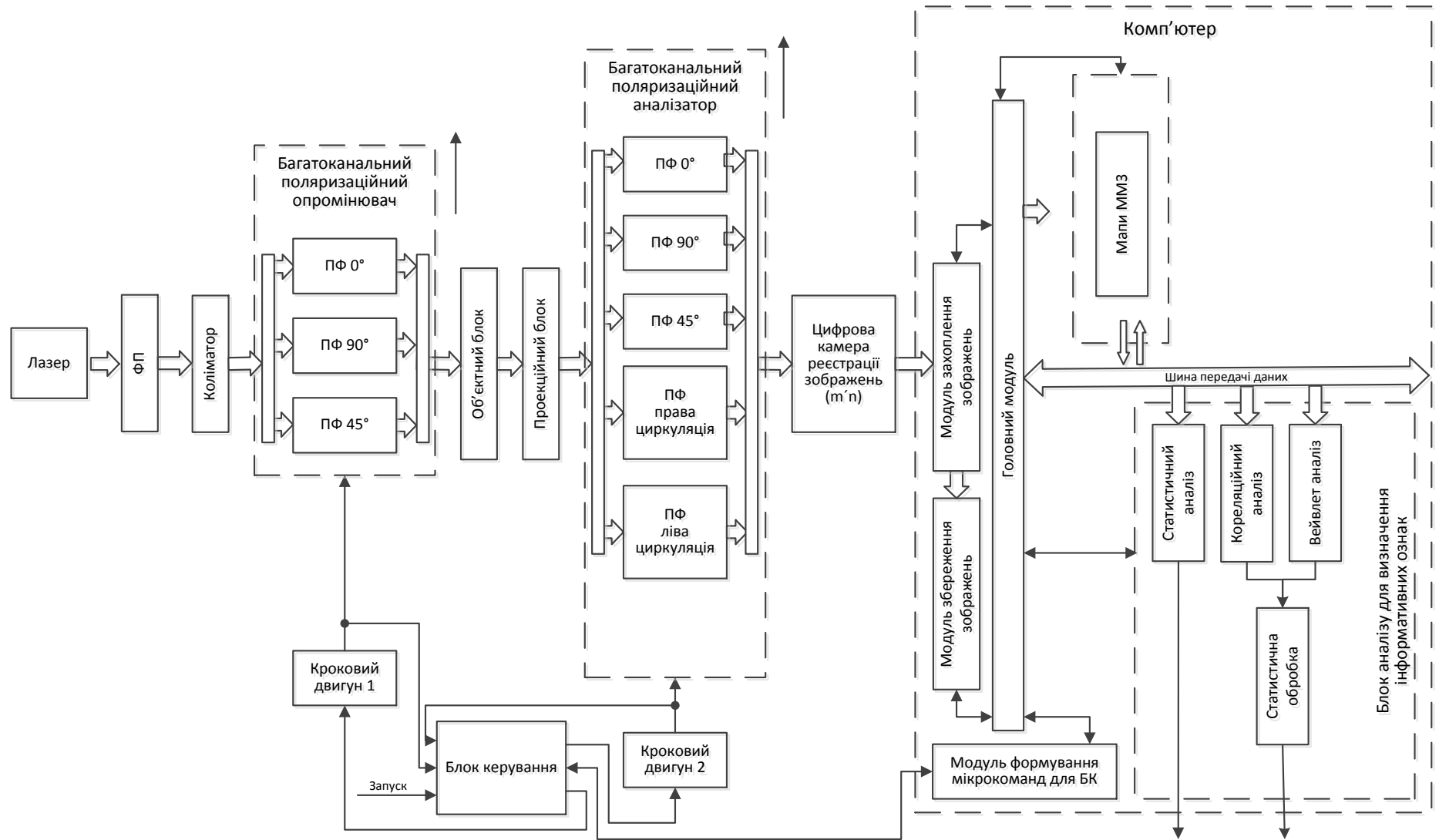


Рисунок 2.1 – Архітектура зображальної системи мюллер-матричного картографування БШ

Оперативність адаптивного мюллер-поляриметра, запропонованого в роботі [15] науковцями КНУ ім. Т. Шевченка, відповідає вимогам експертних систем поляризаційної діагностики БШ. В той же час, зазначена система не передбачає проведення об'єктивного аналізу розподілів вимірних мап Мюллера досліджуваних зразків, що не дозволяє визначити інформативні параметри їх діагностики.

Відому архітектуру системи стокс-поляриметричного картографування та аналізу лазерних зображень біологічних шарів (рисунок 2.1), описану детально в роботах [5]-[7], було удосконалено для діагностування стану біологічних шарів за результатами поляризаційного картографування за допомогою внесення в систему додаткових оброблень зображення, а саме вейвлет аналізу, та доповнено автоматизованим блоком керування, що синхронізований з елементами комп'ютерного оброблення.

Джерелом опромінення біологічних шарів обрано напівпровідниковий лазерний діод, що на довжині хвилі 632 нм формує слабоінтенсивний пучок (потужністю 5 мВт) з діаметром вихідного пучка мкм в неперервному режимі роботи. Оскільки при використанні напівпровідникового лазера формується розбіжний пучок, то в системі застосовується коліматор для одержання паралельного пучка необхідного перерізу. Зауважимо також, що зазвичай повна когерентність лазерного пучка може викликати труднощі, пов'язані із небажаними ефектами інтерференції, дифракції, які викликають спотворення на апертурах оптичних та поляризаційних елементів. В цьому випадку доцільно пропускати лазерний пучок через перемішувач когерентності (скремблер), який руйнує когерентність та усуває спекл-фон (плямистість) зображення. Це може бути, наприклад, дифузний диск, який безперервно обертається з високою швидкістю [5].

Блок поляризаційного опромінення, на вхід якого поступає поляризований лазерний пучок змішаного типу поляризації, складається з послідовно розташованих чвертьхвильової фазової пластинки ФП1, лінійного

поляризатора П1, чвертьхвильової фазової пластинки ФП2, розміщених в відповідних поворотних пристроях.

Чвертьхвильова фазова пластинка ФП1 є стаціонарною та її вісь найбільшої швидкості повернута на кут відносно площини поляризації опромінюючого лазерного пучка, що дозволяє сформувати циркулярно поляризований лазерний пучок.

Шляхом обертання оптичних елементів П1, ФП2 за допомогою відповідних поворотних пристроїв, які приводяться в дію кроковими двигунами КД1, КД2 через мікроконтролер, забезпечується виконання однієї із необхідних функцій: формування плоско-поляризованого пучка постійної інтенсивності з азимутом  $\alpha$ , в тому числі й з необхідним кроком  $\Delta\theta$ ; формування правоциркулярного поляризованого пучка; формування пучків із на-перед заданими параметрами вектора Стокса трьох різних типів лінійної поляризації та правоциркулярної поляризації.

Лінійний поляризатор П1 виділяє із циркулярно поляризованої хвилі плоскополяризовані хвилі однакової інтенсивності із довільним азимутом поляризації  $\alpha$ , величину якого можна змінювати на кожному кроці вимірювань шляхом обертання за допомогою крокового двигуна КД1 поворотного пристрою, в якому розташований поляризатор П1, за співвідношенням [5]:

$$\alpha = \theta_i = \theta_{i-1} + \Delta\theta$$

де  $\Delta\theta$  величина кроку обертання, яка визначається в залежності від методу вимірювань.

Так, для методу прямого відтворення «орієнтаційних» параметрів структури оптично тонких БШ величина кроку (рад) (див. п.3.2). Для реалізації методу вимірювання координатних розподілів елементів матриці Мюллера величина кроку та для отримання лінійних типів поляризації лазерного пучка, який безпосередньо входить в площину досліджуваного біологічного шару.

Додаткова чвертьхвильова фазова пластинка ФП2 використовується для перетворення лінійно поляризованого пучка на виході поляризатора П1 в циркулярно поляризований пучок, що необхідно, наприклад, для реалізації методу поляризаційної реконструкції фазових мап оптично тонких БШ (див. п. 2.11). При цьому вісь найшвидшого обертання ФП2 має бути зорієнтована під кутом відносно кута нахилу площини пропускання поляризатора П1. Керування встановленням величини кута орієнтації осі найбільшої швидкості фазової пластинки ФП2 здійснюють за допомогою мікроконтролера, сигнали з якого надходять до крокового двигуна КД2, зв'язаного з поворотним пристроєм, в якому знаходиться пластинка ФП2. В той же час, для окремих режимів роботи системи необхідно усувати фазову пластинку ФП2 зі шляху розповсюдження лазерного променя з лінійним типом поляризації, яким зондують досліджуваній БШ чи біологічну структуру. Для цього застосовують серводвигун СД1, роботою якого також керують за допомогою мікроконтролера.

Блок поляризаційної фільтрації складається з послідовно розташованих чвертьхвильової фазової пластинки ФП3 та лінійного поляризатора П2, названого аналізатором, розміщених в відповідних поворотних пристроях. Обертання оптичних елементів П2, ФП3 здійснюється за допомогою відповідних поворотних пристроїв, які приводяться в дію за допомогою приводів від прецизійних крокових двигунів КД3, КД4 через драйвери двигунів, зв'язаних із мікроконтролером.

Для методу прямого відтворення «орієнтаційних» параметрів структури оптично тонких БШ величина кроку повороту аналізатора П2 також визначається за формулою (5.1), але при початковому його схрещеному положенні відносно поляризатора П1 та усуненні фазової пластинки ФП3 зі шляху розповсюдження променя за допомогою серводвигуна СД, керованого мікроконтролером.

Для реалізації вимірювання координатних розподілів ММЗ біологічного шару величина кроку повороту П2 задається як для отримання лінійної поляризаційної фільтрації зображення БШ. Фазова пластинка ФП3 забезпечує

організацію режиму «правоциркулярної» та «лівоциркулярної» фільтрації шляхом орієнтації осі її найшвидшого обертання під кутом відносно кута нахилу площини пропускання поляризатора П2.

У якості чвертьхвильових фазових пластинок експериментальної установки використовувались ахроматичні фазові пластинки нульового порядку АРАW [5] для довжини хвилі нм з діаметром 20 мм.

Поляризаційні фільтри повинні забезпечувати високу лінійність, наприклад, на рівні 98,5%. В схемі експериментальної установки поляризатор та аналізатор реалізовано на поляризаційних фільтрах типу HRT CIR-PL UV – HOYA з діаметром 52 мм [5], які відповідають цим вимогам.

Досліджуваний біологічний шар наноситься на скельце у вигляді замороженого нативного гістологічного зрізу БТ необхідної геометричної та оптичної товщини чи висушеної плівки БР. Скельце розташовується на оптичному столику об'єктного блоку, розташованому перпендикулярно до опромінюючого лазерного поляризованого пучка, та здатний рухатись в горизонтальному та вертикальному напрямках

Особливо важливою є програмна складова даної системи, до складу якої входить програмний модуль керування камерою, захоплення зображення, керування кроковими двигунами, масив збережених зображень, програмний модуль оброблення, аналізу зображень та підтримки прийняття рішень.

## **2.3 Математичні основи комплексного аналізу вимірних елементів матриці Мюллера**

### **2.3.1 Статистичний аналіз**

В даній роботі, для оцінювання розподілів матриць Мюллера отриманих зображень, використаємо статистичні характеристики розподілів [16], названі статистичними моментами 1-4 порядків.

Для оцінки координатних розподілів цих матриць, що можуть бути подані у вигляді зображень  $f(m \times n)$  визначають їх гістограми, де враховують загальну кількість пікселів зображення  $N = m \times n$ , після чого розраховують вищезгаданий набір числових характеристик, які описують розподіл елементів зображення: математичне сподівання, дисперсію, середньоквадратичне відхилення, початкові моменти різних порядків, центральні статистичні моменти різних порядків. Показники асиметрії та ексцесу.

Під початковим моментом першого порядку будемо розуміти математичне сподівання випадкової величини інтенсивності  $f(i)$  (яскравості) пікселів зображення [15]:

$$M_1 = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N f(i). \quad (2.1)$$

Під центральним моментом другого порядку будемо розуміти дисперсію ( $D$ ) випадкової величини  $f(i)$ , яка характеризує міру розкиду випадкової величини (відхилення від математичного сподівання), для оптичного зображення характеризує міру середнього контрасту [15]:

$$M_2 = D = \sigma^2 = \frac{1}{N} \sum_{i=0}^{N-1} (f(i) - M_1)^2. \quad (2.2)$$

Важливо, що середньоквадратичне відхилення  $\sigma$  обчислюється як додатний корінь квадратний з дисперсії [15]:

$$\sigma = \sqrt{M_2}. \quad (2.3)$$

Центральним моментом  $M_k$  випадкової величини  $f(i)$  називається математичне сподівання  $k$ -го степеня різниці випадкової величини і її математичного сподівання [15]:

$$M_k = \sum_{i=0}^N (f(i) - M_1)^k p(f(i)), \quad (2.4)$$



де  $p(f(i))$  – ймовірність появи випадкової величини інтенсивності  $f(i)$ .

У центрального моменту третього порядку є недолік - він має свою фізичну розмірність. Але нелогічно описувати тип кривої, припустимо, кілограмами в кубі. Тому вводиться безрозмірна характеристика – показник асиметрії.

Асиметрією називають величину, яка характеризує відхилення від нормального розподілу випадкової величини [15]:

$$A = \frac{M_3}{\sigma^3}. \quad (2.5)$$

Часто застосовується показник, який називається ексцес [15]:

$$E = \frac{M_4}{M_2^2} - 3. \quad (2.6)$$

У випадку нормального розподілу випадкової величини коефіцієнт ексцесу дорівнює 0; він є додатній, коли «пік» в межах математичного очікування гострий і від'ємний, коли пік гладкий [18].

### 2.3.2 Кореляційний аналіз

Крім статистичного ще доцільно використовувати кореляційний. Кореляційний підхід при аналізі зображень, використовується для оцінювання того, як оцінювані значення розташовані у самому зображенні, в якому взаємозв'язку знаходяться пікселі між собою. Для цього застосовують метод автокореляцій (АКФ). Математично метод автокореляції характеризує кореляційну подібність різних елементів одного і того ж двовимірного масиву зображення, при зсуві його відносно самого себе. Може бути обрахована функція кореляції лише по одній із осей  $K_x(y=\text{const})$  або  $K_y(x=\text{const})$ .

Математично метод автокореляції характеризує кореляційну подібність різних елементів одного і того ж зображення при зсуві його відносно самого себе. Ця подібність може бути обрахована тільки по одній з осей [16]:

$$\begin{aligned} K_x(y = \text{const}) \\ K_{x,y}(x \neq \text{const}, y \neq \text{const}) \\ K_y(x = \text{const}) \end{aligned} \quad (2.7)$$

Для оцінювання розподілу елементів матриці Мюллера використовується метод автокореляційного порівняння з обчисленням автокореляційної функції (АКФ) [18]:

$$K_{zik}(\Delta x, \Delta y) = \lim_{\substack{\Delta m \rightarrow 0 \\ \Delta n \rightarrow 0}} \frac{1}{MN} \iint_{00}^{xy} [z_{ik}] [z_{ik}(x - \Delta x, y - \Delta y)] dx dy \quad (2.8)$$

Де  $(\Delta x, \Delta y)$  – параметр зміни координат  $(x, y)$ ;

$M, N$  – відповідно розміри досліджуваного зображення чи матриці по координатній вісі  $X$  чи  $Y$ .

Для визначення усередненої функції всіх значень АКФ, послідовно здійснюватимемо зсув дискретизованої матриці виключно по координаті  $X$ , за відомим співвідношенням [13]:

$$\bar{K}(s) = \sum_{j=1}^N \frac{K_j(s)}{N}, \quad (2.9)$$

Метод автокореляції дозволяє розділити випадкову і регулярну складову елементів ММЗ. Таким чином, регулярна компонента у розподілі матриці виявляється у вигляді відповідних відхилень значень автокореляційної функції.

Для правильного оцінювання автокореляційних розподілів елементів матриці Мюллера, попередньо пронормувавши АКФ, тобто, шляхом ділення всіх її значень на максимальне значення в двовимірному масиві  $M \times N$ , використаємо їх статистичні характеристики у вигляді оцінки початкового моменту 1-го порядку, та оцінки центральних моментів 2-4 порядків [20].

### 2.3.3 Вейвлет аналіз

Вейвлети - це функції, які мають вигляд коротких хвильових пакетів з нульовим інтегральним значенням, локалізовані по осі незалежної змінної [1-4]. Вейвлети, на відміну від тих же рядів Фур'є, мають досить велику кількість базисних функцій, визначених в нескінченновимірних просторах. Будь-який сигнал  $s(t)$  можна представити у вигляді [17]:

$$s(t) = \sum C_k \psi_k(t),$$

$\psi_k(t)$  – базисні функції,  $C_k$  - кофіцієнти

Серед найважливіших властивостей вейвлет-функцій варто відзначити:

- Обмежений частотний спектр.
- Здатність до масштабування (стиснення / розтягування).
- Можливість зсуву в часі.

Саме ці властивості дали підставу вважати вейвлети короткими хвилями. При наявності цих властивостей вейвлети забезпечують свою головну перевагу перед синусоїдами: можливість подання локальних особливостей функцій і сигналів. Основна ідея, що лежить в основі теорії вейвлетів, полягає у виборі деякої функції, званої масштабуючою, і побудові по ній іншої функції, званої вейвлет-функцією, розтягування і зрушення якої утворюють базис (вейвлетів) в нескінченновимірних гільбертовому просторі  $L_2(R)$ , вимірних на дійсній осі функцій [17]:

$f(x) \left( \int_{-\infty}^{\infty} |f(x)|^2 dx < \infty \right)$  зі скалярним добутком

$$(f, g) = \int_{-\infty}^{\infty} f(x)g(x) dx, f(x), g(x) \in L_2(R).$$

Надалі нам також потрібні наступні поняття теорії вейвлет-просторів [1-5].

**Визначення 1.** Вейвлетом називається функція  $\Psi \in L_2(R)$  така, що система  $\{\Psi_{j,k}\}$  ( $j, k, \in Z, Z$  – безліч цілих чисел), де [17]:

$$\Psi_{j,k}(t) = 2^{j/2} \Psi(2^j t - k), t \in R,$$

буде ортонормальним базисом гільбертового простору  $L_2(R)$ .

Систему  $\{\Psi_{j,k}\}$  назвемо базисом вейвлетів.

**Визначення 2.** Для даного  $r \in R$  оператором зсуву  $T_r$ , діючому на деякому сімействі  $F$  функцій, визначених на  $R$  називається оператор, що задається формулою [17]:

$$\square f \in F, \square x \in R \quad T_r(f(x)) \equiv f(x - r).$$

Якщо  $s \in Z$ , то оператором розтягування називається оператор  $J_s$  [17]:

$$\square f \in F, \square x \in R \quad J_s(f(x)) \equiv f(2^s x).$$

Наведемо тепер основне в теорії вейвлет-аналізу визначення простору вейвлетів.

**Визначення 3.** Припустимо, що дана послідовність  $\{V_j\}$  ( $j \in Z$ ) замкнутих підпросторів в  $L_2(R)$  таких що [17]:

- 1)  $\dots \subset V_{-1} \subset V_0 \subset V_1 \subset \dots$ ;
- 2)  $\bigcup_{j \in Z} V_j = L_2(R)$ ;
- 3)  $\bigcap_{j \in Z} V_j = 0$ ;
- 4)  $V_j = J_{-j}(V_0) \quad \square j \in Z$ ;

5)  $V_T = T_n(V_0) \quad \square \quad n \in Z;$

6) знайдеться така функція  $\Phi \in V_0$ , що для любого цілого числа  $j$  система функцій  $\{\Phi_{j,k}\} (k \in Z)$ , де  $\Phi_{j,k}(x) = 2^{j/2} \Phi(2^j x - k)$ , буде ортонормованим базисом в  $V_j$ .

Функцію  $\Phi$  із пункту 6 визначення 3 прийнято називати маштабуючою.

Введемо тепер для кожного  $j \in Z$  підпростір  $W_j \subset L_2(R)$ , ортогональний до  $V_j$  і такий, що  $V_j + W_j = V_{j+1}$ .

Відомо що при всіх цілих  $j$  [17]:

$$V_{j+1} = V_j + J_j(W_0),$$

а також для будь якого  $j \in Z$  [17]:

$$W_j = J_j(W_0).$$

Крім того для послідовності  $\{W_j\}$  справедливе уявлення [17]:

$$\sum W_j = L_2(R),$$

(де  $\sum W_j$  - пряма сума підпросторів  $W_j$ ).

Вейвлети характеризуються своїм тимчасовим і частотним образами.

Тимчасовий образ визначається функцією  $\Psi(t)$ . Частотний (Фур'є) образ визначається функцією [17]:

$$F(\omega) = \int_a^b \Psi(t) e^{-i\omega t} dt.$$

Сигнал можна уявити сукупністю хвильових пакетів - вейвлетів, утворених на основі деякої базової функції  $\Psi_0(t)$ . Ця сукупність різна в різних частинах тимчасового інтервалу визначення сигналу і коректується множниками, які мають вигляд часом складних тимчасових функцій, і представляє сигнал з тим або іншим ступенем деталізації. Таке розкладання сигналу на сукупність вейвлетів називають вейвлет-аналізом сигналів. При

цьому число використуваних при розкладанні сигналу вейвлетів задає рівень декомпозиції сигналів і за нульовий рівень декомпозиції часто приймається сам сигнал, а наступні рівні декомпозиції утворюють спадаюче вейвлет-дерево.

Точність подання сигналу в міру переходу на більш низькі рівні декомпозиції знижується, але зате з'являється можливість вейвлет-фільтрації сигналів, видалення з них шумів і їх ефективна компресія. Однією з основоположною ідей вейвлет-представлення сигналів полягає в розбивці наближення до сигналу на дві складові: грубу (аппроксимирующую) і уточнену (деталізує), з подальшим їх уточненням ітераційним методом. Кожен крок такого уточнення відповідає певному рівню декомпозиції і реставрації сигналу. І це можливо як в тимчасовій, так і в частотній областях уявлення сигналів вейвлетами. Даний підхід був давно реалізований в техніці представлення функцій рядами Тейлора або Фур'є, а також в сучасній техніці обробки зображень.

В якості практичного прикладу - можна привести вейвлет типу «мексиканський капелюх». Даний приклад був реалізований за допомогою програмного пакету "Mathcad 2001 Profesional". Графік функції  $\Psi(a, t)$  по суті і є тимчасовим чином вейвлета «мексиканський капелюх» (psi-функція), а графік функції  $F(a, \omega)$  - частотний образ вейвлета (див. рис. 1). Вейвлети демонструють різні підходи в скороченні надлишкової інформації і в очищенні зображень від шуму (фільтрація зображень).

$$\text{mhat}(t) := \frac{d^2}{dt^2} e^{\left(\frac{-t^2}{2}\right)} \rightarrow -\exp\left(\frac{-1}{2} t^2\right) + t^2 \exp\left(\frac{-1}{2} t^2\right)$$

$$i := \sqrt{-1}$$

$$\Psi(a, t) := \frac{1}{\sqrt{a}} \left( \text{mhat}\left(\frac{t}{a}\right) \right)$$

$$F(a, \omega) := \int_{-1000}^{1000} \Psi(a, t) e^{-i \omega t} dt \quad t := -10, -9.9 \dots 10$$

$$\omega := 0, 0.1 \dots 10$$

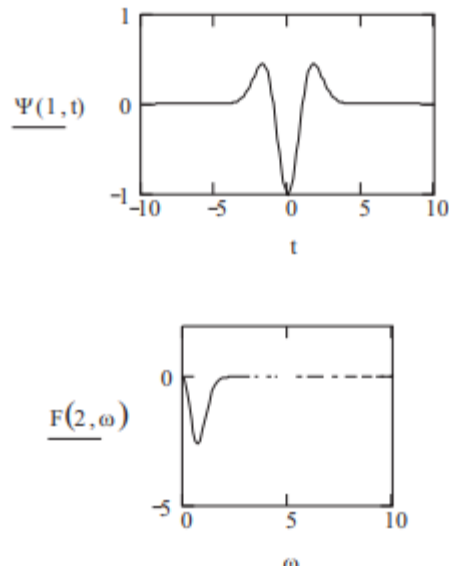


Рисунок 2.2 – Вейвлет аналіз в "Mathcad 2001 Profesional"

Як об'єкт фільтрації була обрана поворотна платформа робототехнічного комплексу, що має осередки для деталей типу тіл обертання. Підхід, який був використаний для фільтрації зображення платформи, полягав в обмеженні рівня деталізують коефіцієнтів, так як короточасні особливості сигналів створюють деталізують коефіцієнти з високим вмістом шумових компонент, що мають великі випадкові викиди значень сигналу. Задавши певний поріг для їх рівня, і зрізавши за рівнем деталізують коефіцієнти, можна зменшити рівень шумів. При цьому можливо як глобальне обмеження всіх коефіцієнтів за рівнем, так і локальне обмеження. Природно велике значення має вибір вейвлет - функції, що має специфічне для неї математичний опис і ряд власних якісних характеристик. Найбільш простий функцією в порівнянні з іншими, які застосовувалися для фільтрації зображення платформи з штапованими деталями є вейвлет Хаара  $H$ :

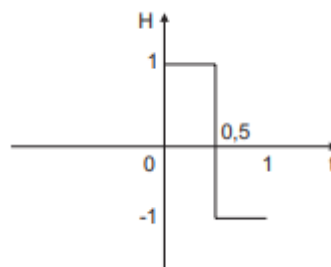


Рисунок 2.3 – Вейвлет Хаара

$$H(t) \equiv \begin{cases} 1, & \text{якщо } t \in [0, 1/2]; \\ -1, & \text{якщо } t \in [1/2, 1]; \\ 0, & \text{якщо } t \notin [0, 1]. \end{cases}$$

Вейвлети Добеши і Койфлета мають більш складну геометричну інтерпретацію і математичний опис, ніж вейвлет Хаара. Ці два типи вейвлетів: Добеши, Койфлета, а також вейвлет Сімлета відносяться до групи ортогональних вейвлетів з компактним носієм. Серед основних властивостей, притаманних цій групі можна виділити:

- можливість застосування швидкого вейвлет-перетворення;
- забезпечення принципової можливості реконструкції сигналів і функцій.



### 3 ПРАКТИЧНА РЕАЛІЗАЦІЯ АВТОМАТИЗОВАНОГО ЗОБРАЖАЛЬНОГО МЮЛЛЕР-ПОЛЯРИМЕТР БІОЛОГІЧНИХ ШАРІВ ІЗ КОМП'ЮТЕРНИМ АНАЛІЗОМ ДАНИХ

#### 3.1 Опис лабораторної установки для експериментального дослідження

Для перевірки обґрунтування методу, використано експериментальну установку, створену в роботі Заболотної Н. І. [5]. Установка дозволяє реалізувати комплекс із описаних необхідних для вимірювання та аналізу параметрів анізотропії біологічної структури функцій (біологічного шару) і визначення поляризаційних параметрів розсіяного ними поля оптичного випромінювання.

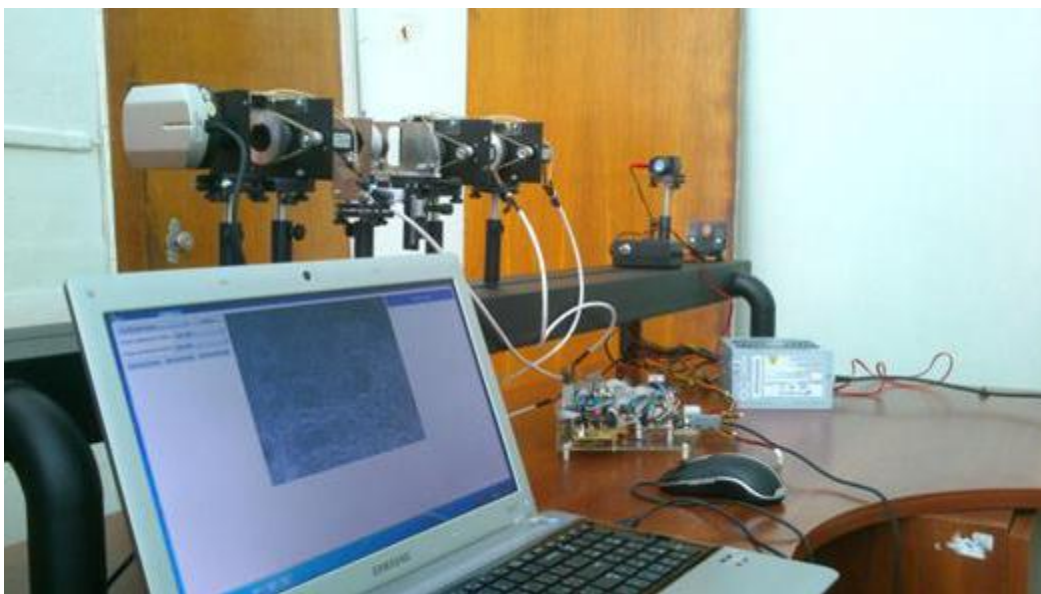


Рисунок 3.1 – Експериментальна установка системи поляризаційного картографування та аналізу структури біологічних об'єктів [5]

Біологічний об'єкт, який розміщатиметься в об'єктному блоці, представлений у вигляді плівки плазми крові, опромінюють пучком низько когерентного лазерного модулятора HLDPM12-675-405-25 з довжинами хвиль 405 і 675 нм, вихідною потужністю 0,025 Вт та напругою живлення 3,3 В, який через суміщений з скремблером (руйнівником когерентності) коліматор, що

формує розширений пучок променів, потрапляє до лінійного поляризаційного світлофільтра Kenko Green L CPL 52 мм, через фазову пластинку, який формує лазерний пучок з довільним азимутом та еліптичністю поляризації  $I(\alpha, \beta)$ , шляхом обертання площини пропускання лінійного поляризатора у межах  $0^\circ \leq \Theta \leq 180^\circ$  або обертання оптичної осі чвертьхвильової пластинки  $0^\circ \leq \Theta \leq \pm 45^\circ$  відносно нерухомого аналізатора [56]. За допомогою проєкційного блоку формують зображення досліджуваного зразка в площині цифрової світлочутливої камери для мікроскопів Digital Camera for Microscope SienceLab DCM130.

### 3.2 Розробка блоку керування установки

Програмний блок в ПК відповідно до вибраної задачі в інтерфейсі користувача посилає стек дій до блоку мікроконтролерного керування, який в свою чергу подає відповідні сигнали до двигунів через драйвери крокових двигунів, для отримання всіх потрібних для вимірів зображень, які зберігаються в ПК.

Електродвигун крокового типу являється синхронним електродвигуном в якому для фіксації ротора достатньо подати струм на відповідну обмотку статора. Тобто для кутового переміщення ротора на «крок» достатньої послідовної активації обмоток.

Також для збільшення точності повороту можливі кутові переміщення на половину кроку. Це реалізується подаючи на незалежні обмотки струм відповідних співвідношень.

Головна перевага крокових двигунів - точність. Адже кроковий двигун здійснює кутові переміщення на чіткі фіксовані значення. Також можна відзначити вартість крокових приводів, їх цінова категорія на 50-80% менше ніж аналогічні за характеристиками з категорії сервоприводів. Кроковий двигун, в якості дешевшої альтернативи сервоприводу, добре підходить для автоматизації вузлів, де не є критичною висока динаміка.

Також їх використання дозволяє зекономити на датчиках кутів повороту, які були би необхідні для установки зворотного зв'язку, щоб блок керування міг отримувати інформації про завершення надісланих ним команд на виконання, оскільки при обертанні ротора у крокового двигуна на його обмотках виникає ЕРС.

Для рішення поставлених задач було вибрано кроковий двигун Nema 17.

Оскільки сили струму на пінах Arduino для живлення не вистачить, тому для живлення Nema 17 будемо використовувати драйвер A4988 від Poulou. Схема його підключення зображена нижче (рисунок 3.1 додаток В).

Алгоритмічно сформована в модулі формування мікрокоманд черга команд відправляється через usb інтерфейс до мікроконтролера блоку керування, який в свою чергу подає сигнали на драйвери крокових двигунів.

Для роботи з кроковим двигуном Nema 17 використовуємо бібліотеку AccelStepper (`#include <AccelStepper.h>`)

Використовуємо 12 і 13 піни для dir і step, 1 - режим "external driver" (A4988).

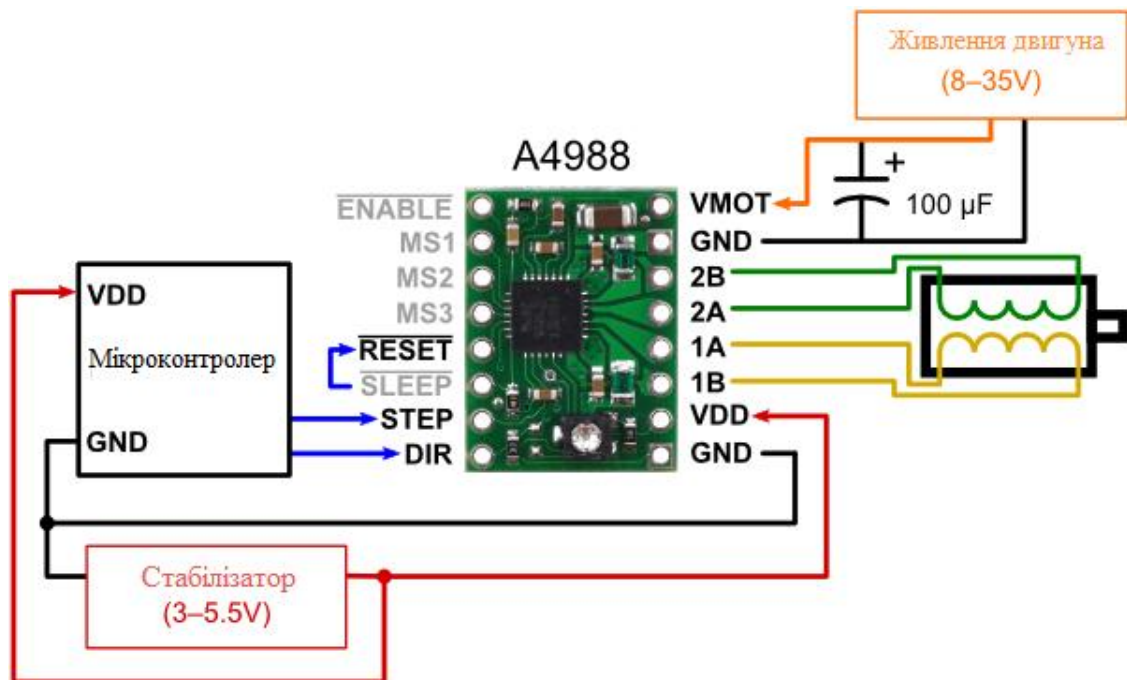


Рисунок 3.1 – Схема підключення Nema 17 через драйвер A4988

```
AccelStepper Stepper1(1,13,12);
```

```
int dir = 1; // використовується для зміни напрямку
```

Для того щоб не було тряски при роботі крокових двигунів встановлюємо обмеження на максимальну швидкість та прискорення.

```
Stepper1.setMaxSpeed (512); // встановлюємо границю на максимальну швидкість при обертання ротора двигуна (кроків / секунду)
```

```
Stepper1.setAcceleration (2048); // встановлюємо прискорення
```

Приклад тіла робочого циклу для повороту на 45 градусів за часовою стрілкою:

```
if (Stepper1.distanceToGo () == 0) { // перевірка, чи відпрацював двигун свій рух
```

```
Stepper1.move (50 * dir); // встановлює наступне переміщення на 50 кроків (якщо dir дорівнює -1 буде переміщатися -50 -> проти часової стрілки)
```

```
delay (50); // затримка на 0,05 секунди
```

```
}Stepper1.run (); // запуск крокового двигуна.
```

В подальшому в відповідності до того які параметри потрібні, можуть бути виконані обчислення таких параметрів:

Структура зазначеної автоматизованої системи реалізує багатоканальність як процесу поляризаційного опромінення (чотири канали багатоканального поляризаційного опромінювача) біологічного шару, так і поляризаційного аналізу (шість каналів багатоканального поляризаційного аналізатора) розсіяного біологічним шаром випромінювання. В цьому випадку важливу роль відіграє спеціальне конструктивне виконання багатоканального поляризаційного опромінювача та багатоканального поляризаційного аналізатора. В конструкціях цих блоків поляризаційні фільтри (ПФ) розміщено нерухомо на поворотних пристроях, які самі здатні обертатись в першому блоці на кути, кратні  $90^\circ$ , а в другому блоці - на кути, кратні  $60^\circ$ , реалізуючи таким чином вибір поляризаційних фільтрів з необхідним типом поляризації. Це дозволяє підвищити точність вимірювань параметрів вектора Стокса та елементів матриці Мюллера у порівнянні із відомим мікрополяриметром ЛМП. З іншого боку, багатоканальність системи сприятиме покращенню часових

характеристик визначення елементів матриці Мюллера досліджуваного біологічного шару.

Зазначена система також забезпечує додаткову функціональну можливість відтворення та аналізу полікристалічної структури досліджуваного оптично тонкого біологічного шару БТ чи БР.

### 3.3 Розробка програмного забезпечення в середовищі MATLAB

Для роботи з блоком керування та захвату зображення з камери, будемо використовувати функції, які попередньо мають бути запрограмовані в мікроконтролер на Arduino.

DriversRot(driver, angle) – функція, що повертає крокові двигуни системи, вхідними параметрами якої є тип двигуна та кут повороту відповідно.

```
function [done] = DriversRot( driver, angle )
    done=0;
    comPort = '/dev/ttyACMO';
    s = serial(comPort );
    set(s, 'DataBits',8);
    set(s, 'StopBits',1);
    set(s, 'BaudRate',9600);
    set(s, 'Parity' , 'none');
    fopen(s);
    a = 'b';
    while (a ~= 'a')
        a = fread(s,1,'uchar');
    end
    disp('conected');
    fprintf(s,'%s' , 'a');

    fprintf(s,'%s' , driver);
```

```

fprintf(s,'%d' , angle ); %на скільки градусів
a = 'b';
while (a ~= 'r') %чекаєм поки драйвер заверше рух
a = fread(s,1,'uchar');
end
done = 1;
end

```

CameraShot ( filepath, name , format )– функція, що робить знімок з камери CCD, записує його в папку filepath, з ім'ям name у форматі format.

```

function [done] = CameraShot( filepath, name , format )
done = 0;
cam = webcam (webcamlist(1));
img = snapshot(cam);
saveas(img,[filepath ,'\',name, '.',format],format);
clear('cam');
done = 1;
end

```

Далі за розробленою блок-схемою (Додаток Г), проводимо обчислення елементів ММЗ.

```

for k = [0,90,45,135]
I00 = imread(strcat(selected_path_in,sprintf('%0f',k),'-0.bmp'));
I00 = rgb2gray(I00);
I00 = double(I00);
I00 = I00 / 255;

I90 = imread(strcat(selected_path_in,sprintf('%0f',k),'-90.bmp'));
I90 = rgb2gray(I90);
I90 = double(I90);

```

```
I90 = I90 / 255;
```

```
I45 = imread(strcat(selected_path_in,sprintf('%0f',k),'-45.bmp'));
```

```
I45 = rgb2gray(I45);
```

```
I45 = double(I45);
```

```
I45 = I45 / 255;
```

```
I135 = imread(strcat(selected_path_in,sprintf('%0f',k),'-135.bmp'));
```

```
I135 = rgb2gray(I135);
```

```
I135 = double(I135);
```

```
I135 = I135 / 255;
```

```
I180 = imread(strcat(selected_path_in,sprintf('%0f',k),'-180.bmp'));
```

```
I180 = rgb2gray(I180);
```

```
I180 = double(I180);
```

```
I180 = I180 / 255;
```

```
I225 = imread(strcat(selected_path_in,sprintf('%0f',k),'-225', '.bmp'));
```

```
I225 = rgb2gray(I225);
```

```
I225 = double(I225);
```

```
I225 = I225 / 255;
```

```
S(:, :, 1, j) = I00 + I90;
```

```
S(:, :, 2, j) = I00 - I90;
```

```
S(:, :, 3, j) = I45 - I135;
```

```
S(:, :, 4, j) = I180 - I225;
```

```
norm = S(:, :, 1, j);
```

```
s2 = S(:, :, 2, j) / norm;
```

```

s3 = S(:,:,3,j) / norm;
s4 = S(:,:,4,j) / norm;

S(:,:,1,j) = S(:,:,1,j) ./ norm;
S(:,:,2,j) = S(:,:,2,j) ./ norm;
S(:,:,3,j) = S(:,:,3,j) ./ norm;
S(:,:,4,j) = S(:,:,4,j) ./ norm;
j = j + 1;
end

for i=1:4
    Z1 = (S(:,:,i,1) + S(:,:,i,2))/2;
    Z2 = (S(:,:,i,1) - S(:,:,i,2))/2;
    Z3 = (S(:,:,i,3) - Z1);
    Z4 = (S(:,:,i,4) - Z1);

    Z1 = Z1 * 255;
    Z2 = Z2 * 255;
    Z3 = Z3 * 255;
    Z4 = Z4 * 255;

    imwrite(uint8(Z1), gray(256),
strcat(selected_path_out,'Z',sprintf('%0f',i),'1.bmp'), 'bmp');
    imwrite(uint8(Z2), gray(256),
strcat(selected_path_out,'Z',sprintf('%0f',i),'2.bmp'), 'bmp');
    imwrite(uint8(Z3), gray(256),
strcat(selected_path_out,'Z',sprintf('%0f',i),'3.bmp'), 'bmp');
    imwrite(uint8(Z4), gray(256),
strcat(selected_path_out,'Z',sprintf('%0f',i),'4.bmp'), 'bmp');

end

```



Після цього обираємо зображення що будуть аналізуватися:

```
z23 = imread(strcat(selected_path_out,'Z23.bmp'));
```

```
z33 = imread(strcat(selected_path_out,'Z33.bmp'));
```

```
z44 = imread(strcat(selected_path_out,'Z44.bmp'));
```

Наступним кроком є обрахування статистичних моментів цього зображення, та вейвлет аналіз цього зображення з подальшою статистичною оцінкою

Серед професійного і найсучаснішого програмного забезпечення, здатного вирішувати досить складні завдання практичного застосування вейвлетів та вейвлет-перетворень, можна виділити три основних програмних пакети - Mathcad 2001 Professional, Matlab 6, Mathematica 4/4.1. Ці програмні комплекси призначені як і для самого аналізу властивостей вейвлет-функцій і вейвлет-перетворень, так і для їх використання в задачах обробки цифрових сигналів та зображень. Безпосередньо для роботи з вейвлетами використовуються відповідні розширення, інтегровані в ці програмні пакети: Wavelet Toolbox (Matlab), Wavelet Extension Pack (Mathcad), Wavelet Explorer (Mathematica). Wavelet Toolbox 2.0 (Matlab) є, напевно, самим потужним інструментом для роботи з вейвлетами. Це окреме розширення програмного комплексу Matlab 6, яке встановлюється, при повній інсталяції Matlab. Wavelet Toolbox, яке має власну велику бібліотеку класів, компонентів, і досить широкий набір додаткових утиліт для роботи з вейвлетами. З Wavelet Toolbox є можливість працювати, як в командному режимі, так і з використанням спеціального графічного інтерфейсу користувача Graphic User Interface (GUI). Також в Wavelet Toolbox є велика кількість наочних прикладів в фірмовому описі, а за кількістю типів вейвлетів і функцій для обробки сигналів не має рівних в порівнянні з іншими системами комп'ютерної математики. Можна відзначити основні засоби для роботи з вейвлетами в командному режимі:

- інструментальні засоби для вейвлет-аналізу та синтезу сигналів і зображень;

- безліч вже вбудованих вейвлетів різного типу;
- можливість розробки власних користувальницьких вейвлетів;
- засоби обробки сигналів і зображень;
- засоби для безперервного і дискретного вейвлет-аналізу;
- засоби очищення сигналів і зображень від шуму;
- засоби обробки і компресії сигналів зображень;
- потужні засоби візуалізації вейвлетів і операцій з ними.

Всі зазначені можливості можна використовувати, як в командному режимі шляхом написання невеликих скриптів на стандартній мові моделювання, що використовується в середовищі Matlab, так і за допомогою графічного інтерфейсу (GUI). Для прикладу можна навести скрипт, який буде графік вейвлета Добеші (db2) і графік інтеграла від нього:

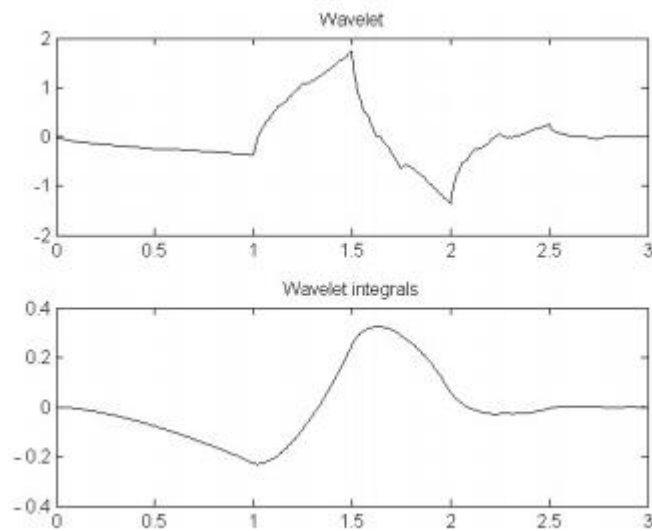


Рисунок 3.2 – Вейвлет Добеші

```
Whame='db2';
[phi , psi , xval] = wavefun (wname , 7) ;
subplot (211) ;
plot (xval , psi) ;
title ('Wavelet') ;
```

```
[integ , xval] = intwave (wname, 7) ;
subplot (212) ;
plot (xval, integ) ;
title ('Wavelet integrals') ;
```

Однак, коли потрібен ретельний аналіз зображення, що фільтрується в результаті застосування тих чи інших вейвлет-функцій і більш детальний підбір коефіцієнтів деталізації, все-таки набагато зручніше використовувати Graphic User Interface (GUI). Тим більше у використанні графічний інтерфейс користувача досить простий і наочний. Всі операції компресії і фільтрації зображення з різними варіаціями відповідних параметрів виробляються з файлами в форматі \* .mat [2]. Так як на практиці часто доводиться мати справу з файлами зображень різних форматів, існує можливість імпорту файлу (як приклад вибрано двовимірне, зашумлене зображення платформи, з штампованими алюмінієвими деталями platforma.bmp) в формат \* .mat, використовуючи опції імпорту або функцію imread (в командному режимі):

```
A = imread ('Z23.bmp') ;

% A is an SixS2x 3 array of uint 8.

A = double (A) ;

Xrgb = 0.2990*A (: , : , 1) + 0.5870*A (: , : , 2) + 0.1140*A (: , : , 3) ;

NbColors = 255; X = wcodemat (Xrgb, NbColors) ;

map = pink (NbColors) ;
```

Після всіх обчислень та проведених аналізів маємо остаточний варіант, для аналізу трьох зображень матриці Мюллера (z23 – змішаного типу, z33 – фазовий елемент, z44 - орієнтаційний елемент):

```
z23rez = [];
z23rez = [z23rez ; mean2(z23)];
```

```

z23rez = [z23rez ; std2(z23)^2];
z23rez = [z23rez ; skewness(skewness(z23))];
z23rez = [z23rez ; kurtosis(kurtosis(z23))];
z23 = dwt2(z23,'db2');
z23rez = [z23rez ; mean2(z23)];
z23rez = [z23rez ; std2(z23)^2];
z23rez = [z23rez ; skewness(skewness(z23))];
z23rez = [z23rez ; kurtosis(kurtosis(z23))];
z33rez = [];
z33rez = [z33rez ; mean2(z33)];
z33rez = [z33rez ; std2(z33)^2];
z33rez = [z33rez ; skewness(skewness(z33))];
z33rez = [z33rez ; kurtosis(kurtosis(z33))];
z33 = dwt2(z33,'db2');
z33rez = [z33rez ; mean2(z33)];
z33rez = [z33rez ; std2(z33)^2];
z33rez = [z33rez ; skewness(skewness(z33))];
z33rez = [z33rez ; kurtosis(kurtosis(z33))];
z44rez = [];
z44rez = [z44rez ; mean2(z44)];
z44rez = [z44rez ; std2(z44)^2];
z44rez = [z44rez ; skewness(skewness(z44))];
z44rez = [z44rez ; kurtosis(kurtosis(z44))];
z44 = dwt2(z44,'db2');
z44rez = [z44rez ; mean2(z44)];
z44rez = [z44rez ; std2(z44)^2];
z44rez = [z44rez ; skewness(skewness(z44))];
z44rez = [z44rez ; kurtosis(kurtosis(z44))];

```

### 3.4 Результати експериментальних досліджень

В результаті експериментальних досліджень було отримано по 24 функції яскравості (зображення) для кожного зразка, і за допомогою програмного забезпечення отримані 16 зображень матриці Мюллера для зразків плазми крові здорової людини та пацієнта з аденомою молочної залози (Додаток 3).

Для аналізу інформаційних параметрів, було обрано три елементи матриці Мюллера для обох зразків (Рисунок 3.3),  $z_{23}$  – елемент змішаного типу,  $z_{33}$  – фазовий елемент,  $z_{44}$  - орієнтаційний елемент.

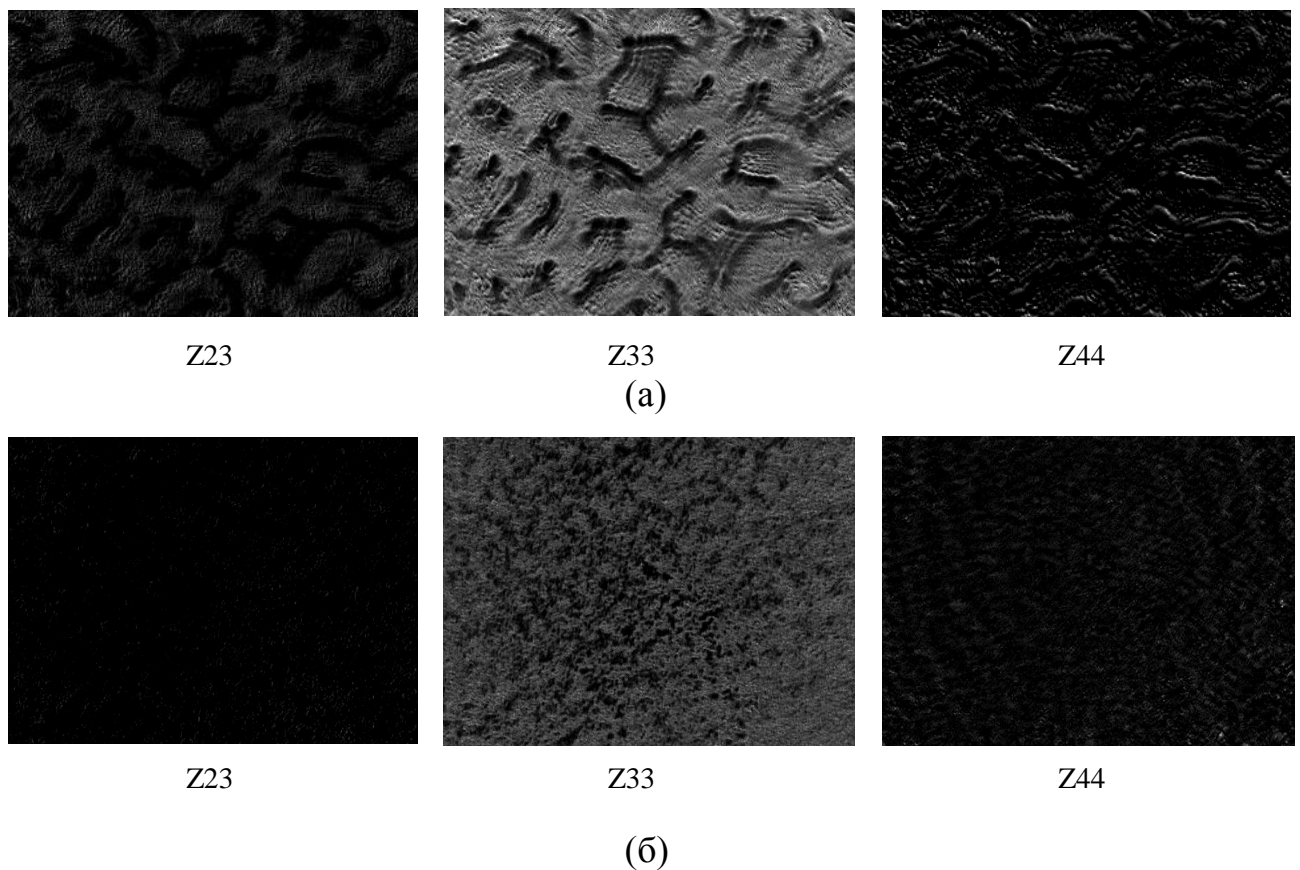


Рисунок 3.3 – Мюллер-матричні зображення зразка плазми крові: а - норма та б – патологія

Також після формування матриці Мюллера було проведено аналіз інформаційних показників цих зображень в середовищі MATLAB Після обрахунку даних мюлер-матричних зображень, отримаємо інформаційні параметрами основних елементів матриці Мюллера, які записані в таблиці 3.1.

Таблиця 3.1 – Інформаційні параметри зображень ММЗ

	Норма			Патологія		
	Z23	Z33	Z44	Z23	Z33	Z44
M1	0.0565	0.3158	0.0418	0.0063	0.2015	0.0404
M2	0.0045	0.0226	0.0077	0.0005	0.0084	0.0020
M3	0.6579	0.2248	1.2313	1.0928	0.1346	2.5626
M4	8.6089	4.7067	9.2566	9.2478	4.3076	30.4299
V1	0.1131	0.6321	0.0835	0.0126	0.4032	0.0809
V2	0.0151	0.0850	0.0266	0.0011	0.0301	0.0063
V3	0.5043	0.2206	1.0888	1.3303	0.0991	2.9549
V4	5.1581	3.3326	7.3279	27.4600	3.3056	39.2182

З отриманих значень (таблиця 3.1), можемо побачити, інформаційні параметри деяких елементів матриці Мюллера, які мають певні відхилення, залежно від стану біологічного зразка, що досліджується, тобто хворий чи здоровий, в даному випадку досліджувалися зразки, що були відзняті для плівок плазми крові здорової людини, та пацієнта з відомим діагнозом, який встановили раніше – аденома молочної залози.

Можна зробити висновок, що в залежності від стану здоров'я пацієнта, зразок біологічної рідини цього пацієнта, змінює свої оптико-анізотропні властивості, що безпосередньо впливає на зміну отримуваних інформаційних параметрів, зокрема вейвлет-коефіцієнтів (V1, V2, V3, V4), які були додані, а це в свою чергу може збільшити достовірність результатів.

## 4 ЕКОНОМІЧНА ЧАСТИНА

### 4.1 Технологічний аудит розробки

За останнє десятиріччя в біомедичній діагностиці онкологічних захворювань набули широкого застосування оптичні методи формування зображень біологічних шарів. Оптична медична діагностика використовує різні спектральні і лазерні методи, включаючи спектрофотометрію ближнього інфрачервоного діапазону, флуоресцентну лазерну спектроскопію, оптичну когерентну та дифузійну томографію, конфокальну спектроскопію, оптоакустичну томографію, фотон-кореляційну спектроскопію, доплерівську візуалізацію та спекл-моніторинг біологічних потоків. Встановлено, що поле оптичного випромінювання, розсіяне біологічними шарами, об'єктивно є багатовимірним та багатопараметричним носієм інформації про їх структуру [1].

Особливе місце серед усіх методів займають методи зображальної мюллер-поляриметрії. Даний напрям діагностики дозволяє отримувати достовірні та швидкі результати стану досліджуваного біологічного шару на предмет відхилень від норми (патологій), використовується при цьому в методі лише аналіз світла, яке зазнало певних фізичних перетворень. Проте, в даному методі існують певні недоліки, які накладають обмеження на застосування методу в більш широкому спектрі діагностики та мають місце недоліки, пов'язані з обробкою отриманих результатів. Виходячи з цього, актуальною є побудова нових систем оптичної діагностики, що [3]:

- максимально використовують інформаційну повноту експериментальних вимірювань;
- дозволяють усунути людський фактор при аналізі;
- забезпечують багатопараметричний об'єктивний комплексний математичний аналіз одержаних даних [2].

Аналогами які дозволяють здійснити вимірювання для подібних цілей являються лазерні мікрополяриметри, ціна яких сягає кількох мільйонів гривень, до того ж знайти на ринку такий пристрій буде нелегко.

Для оцінки комерційного потенціалу розробки, створеної в результаті науково-технічної діяльності було здійснено незалежне експертне опитування. Критерії оцінювання були взяті з таблиці рекомендованих критеріїв оцінювання комерційного потенціалу розробки та їх можливої бальної оцінки.

Таблиця 4.1 – Рекомендовані критерії оцінювання комерційного потенціалу розробки та їх можлива бальна оцінка

Бали (за 5-ти бальною шкалою)					
Кри- терій	0	1	2	3	4
Технічна здійсненність концепції:					
1	Достовірність концепції не підтверджена	Концепція підтверджена експертними висновками	Концепція підтверджена розрахунками	Концепція перевірена на практиці	Перевірено роботоздатність продукту в реальних умовах
Ринкові переваги (недоліки):					
2	Багато аналогів на малому ринку	Мало аналогів на малому ринку	Кілька аналогів на великому ринку	Один аналог на великому ринку	Продукт не має аналогів на великому ринку
3	Ціна продукту значно вища за ціни аналогів	Ціна продукту дещо вища за ціни аналогів	Ціна продукту приблизно дорівнює цінам аналогів	Ціна продукту дещо нижче за ціни аналогів	Ціна продукту значно нижче за ціни аналогів
4	Технічні та споживчі властивості продукту значно гірші, ніж в аналогів	Технічні та споживчі властивості продукту трохи гірші, ніж в аналогів	Технічні та споживчі властивості продукту на рівні аналогів	Технічні та споживчі властивості продукту трохи краще, ніж в аналогів	Технічні та споживчі властивості продукту значно кращі, ніж в аналогів
5	Експлуатаційні витрати значно вищі, ніж в аналогів	Експлуатаційні витрати дещо вищі, ніж в аналогів	Експлуатаційні витрати на рівні витрат аналогів	Експлуатаційні витрати трохи нижчі, ніж в аналогів	Експлуатаційні витрати значно нижчі, ніж в аналогів



Продовження таблиці 4.1

Бали (за 5-ти бальною шкалою)					
Кри-тер.	0	1	2	3	4
<b>Ринкові перспективи</b>					
6	Ринок малий і не має позитивної динаміки	Ринок малий, але має позитивну динаміку	Середній ринок з позитивною динамікою	Великий стабільний ринок	Великий ринок з позитивною динамікою
7	Активна конкуренція великих компаній на ринку	Активна конкуренція	Помірна конкуренція	Незначна конкуренція	Конкуренція не має
<b>Практична здійсненність</b>					
8	Відсутні фахівці як з технічної, так і з комерційної реалізації ідеї	Необхідно наймати фахівців або витратити значні кошти та час на навчання наявних фахівців	Необхідне незначне навчання фахівців та збільшення їх штату	Необхідне незначне навчання фахівців	Є фахівці з питань як з технічної, так і з комерційної реалізації ідеї
9	Потрібні значні фінансові ресурси, які відсутні. Джерела фінансування ідеї відсутні	Потрібні незначні фінансові ресурси. Джерела фінансування відсутні	Потрібні значні фінансові ресурси. Джерела фінансування є	Потрібні незначні фінансові ресурси. Джерела фінансування є	Не потребує додаткового фінансування
10	Необхідна розробка нових матеріалів	Потрібні матеріали, що використовуються у військово-промисловому комплексі	Потрібні дорогі матеріали	Потрібні досяжні та дешеві матеріали	Всі матеріали для реалізації ідеї відомі та давно використовуються у виробництві
11	Термін реалізації ідеї більший за 10 років	Термін реалізації ідеї більший за 5 років. Термін окупності інвестицій більше 10-ти років	Термін реалізації ідеї від 3-х до 5-ти років. Термін окупності інвестицій більше 5-ти років	Термін реалізації ідеї менше 3-х років. Термін окупності інвестицій від 3-х до 5-ти років	Термін реалізації ідеї менше 3-х років. Термін окупності інвестицій менше 3-х років
12	Необхідна розробка регламентних документів та отримання великої кількості дозвільних документів на виробництво та реалізацію продукту	Необхідно отримання великої кількості дозвільних документів на виробництво та реалізацію продукту, що вимагає значних коштів та часу	Процедура отримання дозвільних документів для виробництва та реалізації продукту вимагає незначних коштів та часу	Необхідно тільки повідомлення відповідним органам про виробництво та реалізацію продукту	Відсутні будь-які регламентні обмеження на виробництво та реалізацію продукту

При проведенні технологічного аудиту було залучено 3 експерти, у нашому випадку це автор наукової праці «Багатопараметричні поляризаційно-фазові методи і засоби відтворення та аналізу структури полікристалічних біологічних шарів при оцінюванні патологічних станів» к.т.н., доц. Заболотна Н.І., к.т.н., доц. кафедри Лазерної та оптоелектронної техніки Тарновський М.Г. та к.т.н., доц. кафедри Лазерної та оптоелектронної техніки Тужанський С.Є.

Оцінка комерційного потенціалу системи здійснювалася за 12-ма критеріями з подальшим занесенням результатів до таблиці 4.1. Для оптимізації таблиці пронумеруємо експертів:

- 1) Заболотна Наталія Іванівна;
- 2) Тарновський Микола Геннадійович;
- 3) Тужанський Сергій Євгенович.

Таблиця 4.2 – Результати оцінювання комерційного потенціалу автоматизованого зображального мюллер-поляриметра біологічних шарів із комп’ютерним аналізом даних

Показники		Експерти		
№	Назва	1	2	3
1	Технічна здійсненність концепції	4	4	4
2	Кількість аналогів	3	3	2
3	Ціна продукту	4	4	4
4	Технічні та споживчі властивості продукту	4	4	3
5	Експлуатаційні витрати	4	4	4
6	Розмір ринку	2	3	3
7	Умови конкуренції	4	3	4
8	Наявність фахівців	3	4	3
9	Кількість фінансових ресурсів та наявність їх	2	2	1
10	Існування та вартість матеріалів	4	4	4

Продовження таблиці 4.2

11	Термін реалізації	3	4	3
12	Відсутність регламентованих обмежень на виробництво та реалізацію продукції	3	2	3
Сума балів (СБ)		СБ <sub>1</sub> = 39	СБ <sub>2</sub> = 43	СБ <sub>3</sub> = 38

Середньоарифметична сума балів СБ<sub>сер</sub>:

$$СБ_{сер} = \frac{\sum_{i=1}^n СБ_i}{n} \quad (4.1)$$

$$СБ_{сер} = \frac{39 + 43 + 38}{3} = 40$$

де СБ – сума балів за кожним експертом;

n – кількість експертів.

Таблиця 4.3 – Рівні комерційного потенціалу розробки

Середньоарифметична сума балів $\overline{СБ}$ , розрахована на основі висновків експертів	Рівень комерційного потенціалу розробки
0 – 10	Низький
11–20	Нижче середнього
21–30	Середній
31–40	Вище середнього
41–48	Високий

Відповідно до результатів таблиці можна зробити наступні висновки:

- розрахована на основі висновків експертів середньоарифметична сума балів  $\overline{CB}$  рівна позначці 40, що відповідає вище середнього рівню комерційного потенціалу розробки;

- загальна якість розробки знаходиться на досить високому рівні, їй притаманна наукова та практична новизна та відповідність європейському стандарту ISO 9001;

- система поляризаційного картографування має соціальну значущість для населення, а саме: малоінвазивність технології, претендент на скринінгову діагностику, можливість діагностики на ранніх стадіях;

- про здійсненність розробки свідчать наступні факти: технічна готовність, наявність дослідного зразка реальних пацієнтів, наявність трудових ресурсів у технічній та медичній галузях.

Рівень ринкової новизни нового технічного рішення є поліпшений. Дана розробка є дешевшою у реалізації, у порівнянні із аналогами, є автоматизованою, дозволяє здійснювати діагностичний процес на ранніх стадіях, в той час як, наприклад, такі ж пристрої, без використання комп'ютерного аналізу не у змозі дати якісні діагностичні результати та є недостатньо точними.

#### **4.2 Прогнозування витрат на виконання науково-дослідної (дослідно-конструкторської) роботи**

До фонду основної заробітної плати розробників належать виплати, які плануються і включаються у фактичну собівартість проведення досліджень. Витрати на основну заробітну плату розробників (дослідників) розраховують за формулою:

$$Z_0 = \frac{M}{T_p} \cdot t \text{ грн} \quad (4.2)$$

де  $M$  –місячний посадовий оклад конкретного розробника, грн;

$T_p$  - середнє число робочих днів в місяці (22 дня).

$t_i$  - число днів роботи конкретного розробника (дослідника);

Розрахунок витрат на заробітну плату розробника подано в таблиці 4.4

Таблиця 4.4 – Витрати на заробітну плату розробників

Найменування посади	Місячний посадовий оклад, грн.	Оплата за робочий день, грн.	Число днів роботи	Витрати на заробітну плату, грн.
Керівник проекту	10000	454,55	5	2272,72
Інженер	5000	227,27	88	20000
Всього				22272,72

Витрати на заробітну плату розробнику за формулою 4.2:

$$Z_{ок} = \frac{10000 \cdot 5}{22} = 2272,72 \text{ грн.}$$

$$Z_{oi} = \frac{5000 \cdot 88}{22} = 20000 \text{ грн.}$$

Витрати на основну заробітну плату робітників що виготовляють один виріб  $Z_p$  розраховуються за формулою 4.3.

Основна заробітна плата робітників  $Z_p$ , що виконують роботи за робочими професіями:

$$Z_p = \sum_1^n t_i \cdot C_i \text{ грн.,} \quad (4.3)$$

де  $n$  - число робіт за видами та розрядами;

$t_i$  – норма часу (трудомісткість) на виконання конкретної роботи, годин;

$C_i$  - погодинна тарифна ставка робітника відповідного розряду, який виконує дану роботу.

$C_i$  визначається за формулою 4.4:

$$C_i = \frac{M_m \cdot K_i}{T_p \cdot T_{зм}} \text{ грн/год}, \quad (4.4)$$

Де  $M_m$  – розмір мінімальної заробітної плати за місяць, грн.

$K_i$  – тарифний коефіцієнт робітника відповідного розряду.

$T_{зм}$  - тривалість зміни

Для робітника, що виконує задачі алгоритмізації погодинна тарифна ставка за формулою 4.4 становить:

$$C_i = \frac{4173 \cdot 1,45}{22 \cdot 8} = 34,37 \text{ грн/год}$$

Тоді витрати для даного робітника на основну заробітну за формулою 4.3

$$З_p = 34,37 \cdot 30 = 1031,1 \text{ грн.}$$

Величина витрат на інших робітників подана в таблиці 4.5.

Витрати на основну заробітну плату робітників:

$$З_p = 44,82 \cdot 30 + 33,61 \cdot 5 + 30,25 \cdot 30 + 49,3 \cdot 10 = 2913,3 \text{ грн.}$$

Таблиця 4.5 – Величина витрат на основну заробітну плату робітників

Найменування робіт	Тривалість операції, годин	Розряд роботи	Тарифний коефіцієнт	Погодинна тарифна ставка, грн.	Величина оплати, грн.
1. Алгоритмізація	30	6	1,45	34,37	1031,1
2. Монтування	5	4	1,27	30,11	150,55
3. Тестування	30	3	1,18	27,98	839,4
4. Налаштування	10	7	1,54	36,51	365,1
Всього					2386,15

Додаткова заробітна плата  $Z_d$  всіх розробників та робітників, які брали участь в розробці НДДКР розраховується як 11% від основної заробітної плати розробників, тобто:

$$Z_d = 0,11 \cdot Z_o \text{ грн.}, \quad (4.5)$$

$$Z_d = 0,11 \cdot (22272,72 + 2386,15) = 2712,48 \text{ грн}$$

Нарахування на заробітну плату  $H_{зп}$  розробників та робітників, які брали участь у виконанні даної НДДКР, розраховуються за формулою:

$$H_{зп} = (Z_o + Z_p + Z_d) \cdot \frac{\beta}{100}, \quad (4.6)$$

$Z_o$  - основна заробітна плата розробників, грн. ;

$Z_p$  – основна заробітна плата робітників, грн.;

$Z_d$  – додаткова заробітна плата всіх розробників та робітників, грн.;

$\beta$  - ставка єдиного внеску на загальнообов'язкове державне соціальне страхування, яка на даний момент становить 22%.

Так як клас розробка даного приладу виконується при ВНТУ, розраховуємо нарахування а заробітну плату  $H_{зп}$  розробників та робітників наступним чином:

$$H_{зп} = (22272,72 + 2386,15 + 2712,48) \cdot \frac{22}{100} = 6021,70 \text{ грн}$$

Розрахуємо амортизацію обладнання  $A$ , які використовувалися для виконання НДДКР.

Дані відрахування розраховані по кожному виду обладнання. У спрощеному вигляді відрахування на амортизацію не матеріальних ресурсів  $A$  можуть бути розраховані за формулою:

$$A = \frac{Ц \cdot H_a}{100} \cdot \frac{T}{12} \text{ грн.}, \quad (4.7)$$

де Ц – загальна балансова вартість всього обладнання, що використовують для виконання НДДКР, грн.;

$N_a$  – річна норма амортизаційних відрахувань (для нашого випадку складає 10%);

T - термін використання обладнання, місяці.

Для прикладу проведемо розрахунок амортизаційних відрахувань на не матеріальний актив - пакет прикладних програм MatLAB:

$$A = \frac{8000 \cdot 10}{100} \cdot \frac{3}{12} = 200 \text{ грн.}$$

Та на комп'ютер балансова вартість якого становить 8000 грн., термін його корисного використання згідно податкового законодавства становить 2 роки, а термін його фактичного використання – 4 міс.

$$A = \frac{8000}{2} \cdot \frac{4}{12} = 1333,3 \text{ грн.}$$

Програмне забезпечення яке розповсюджується на безкоштовній основі, наприклад як оперативна система лінукс, не зазначаємо як в витратах так і в амортизації. Здійснені розрахунки заносимо до таблиці 4.6.

Таблиця 4.6 - Амортизаційні відрахування не матеріальних і матеріальних ресурсів

Найменування обладнання	Балансова вартість, грн.	Норма амортизації, %	Термін використання, міс.	Величина амортизаційних відрахувань, грн.
1. Комп'ютер	8000	-	4	1333,3



2. Випробувальний стенд	15250	-	0,3	127
3. Спец.засоби для тестування та налагодження	7000	-	2	388,8
4. Пакет прикладних програм MatLAB	8000	10%	3	200
Всього				2049,1

Витрати на матеріали визначаються за формулою:

$$M = \sum_1^n H_i \cdot \text{Ц}_i \cdot K_i - \sum_1^n B_i \cdot \text{Ц}_в \quad (4.8)$$

Де  $n$  – кількість видів матеріалів;

$H_i$  – витрати матеріалу  $i$ -го найменування, (кг);

$\text{Ц}_i$  – вартість матеріалу  $i$ -го найменування, (грн./кг);

$K_i$  – коефіцієнт транспортних витрат, ( $K_i = 1,1$ );

$B_i$  – маса відходів матеріалу  $i$ -го найменування, (кг);

$\text{Ц}_в$  - ціна відходів матеріалу  $i$ -го найменування, (грн./кг).

Для прикладу проведемо розрахунок витрат на склотекстоліт:

$$M_c = (0,85 \cdot 50 \cdot 1,1) - (0,15 \cdot 10) = 45,25$$

Отримані розрахунку витрат на матеріали занесемо до таблиці 4.7.

Таблиця 4.7 – Витрати на матеріали

Найменування матеріалу	Ціна за 1 кг. , грн.	Витрачено, кг	Величина відходів, кг	Ціна відходів, грн.	Вартість витрат грн
Склотекстоліт	50	0,85	0,15	10	45,25
Припій	10	0,85	0,15	0,95	9,21
Каніфоль	8	0,75	0,25	0,12	6,57
Спирт	35	0,95	0,05	1,12	36,02
Всього					97,05

Витрати на комплектуючі  $K$ , що були використані на виготовлення розробки , розраховуються за формулою:

$$K = \sum_1^n H_i \cdot C_i \cdot K_i \text{ грн} \quad (4.9)$$

Де  $n$  – кількість видів комплектуючих,

$H_i$  – кількість комплектуючих  $i$ -го виду, шт.;

$C_i$  – ціна комплектуючих  $i$ -го виду, грн;

$K_i$  - коефіцієнт транспортних витрат,  $K_i = 1,1$ .

Розрахунок комплектуючих витрат на лазер:

$$K_L = 1 \cdot 3200 \cdot 1,1 = 3520 \text{ грн}$$

Таблиця 4.8 – Витрати на комплектуючі з врахуванням коефіцієнту транспортних витрат

Найменування комплектуючих	Кількість, шт.	Ціна за штуку, грн.	Сума, грн.
Лазер	1	3200	3520
Поляризатор	1	300	320

Чвертьхвильові пластинки	3	3600	11880
Аналізатор	1	300	330
Мікрооб'єктив	1	3000	3300
ССD камера	1	3500	3850
Кріплення та оправи	1	3500	3850
Крокові двигуни	3	1200	3960
Блок керування	1	1000	1100
Всього $K$			32120

Витрати на силову електроенергію  $V_e$  розраховуються за формулою 4.11:

$$V_e = V \cdot P \cdot \Phi \cdot K_n \text{ грн.}, \quad (4.10)$$

Де  $V$  - вартість 1 кВт-години електроенергії, (у 2019 р. - 8,44 грн);

$P$  - установлена потужність обладнання, кВт (1,5);

$\Phi$  - фактична кількість годин роботи обладнання (50);

$K_n$  - коефіцієнт використання потужності, (0.6);

$$V_e = 8,44 \cdot 1,5 \cdot 50 \cdot 0,6 = 379,8 \text{ грн.}$$

Розрахуємо інші витрати  $V_{ін}$ , що охоплюють витрати на управління організацією, оплату службових відряджень, витрати на утримання, ремонт та експлуатацію основних засобів, витрати на опалення, освітлення, водопостачання, охорону праці.

Інші витрати приймемо як 100% від суми основної заробітної плати розробників та робітників, які виконували дану НДДКР, тобто:

$$V_{ін} = 1 \cdot (Z_o + Z_p) \quad (4.11)$$

$$B_{ін} = 1 \cdot (22272,72 + 2386,15) = 24658,87$$

Сума всіх попередніх статей витрат дає загальні витрати на проведення розробки:

$$B = 22272,72 + 2386,15 + 2712,48 + 2049,1 + 97,05 + 32120 + 379,8 + 24658,87 = 86\,676,17$$

Загальна вартість всієї НДДКР визначається за формулою:

$$B_{заг} = \frac{B}{\alpha} \text{ грн} \quad (4.12)$$

де  $\alpha$  - частка витрат, які безпосередньо здійснює виконавець даної НДДКР, у відносних одиницях.

$$B_{заг} = \frac{86\,676,17}{1} = 86\,676,17 \text{ грн}$$

Спрогнозуємо загальні витрати на виконання та впровадження результатів НДДКР. Скористаємося формулою:

$$ЗВ = \frac{B_{заг}}{\beta} \quad (4.13)$$

Де  $\beta$  – коефіцієнт, який характеризує етап (стадію) виконання даної НДДКР (розробка знаходиться на етапі розробки дослідного зразка)

$$ЗВ = \frac{86\,676,17}{0,4} = 216690,43$$

Прогнозовані витрати на розробку пристрою становлять близько 217 тис. грн.

### 4.3 Прогнозування комерційних ефектів від реалізації результатів розробки

На даний час існує кілька методик мюллер-поляриметрії біологічних шарів, проте наша система принципово відрізняється від інших, завдяки внесенню в систему чотирьох методів аналізу зображень (зразків), а також тим, що весь процес вимірювань та досліджень відбувається автоматизовано, і як наслідок є більш точною, та зручною для користувача.

Виконаємо прогнозування комерційних ефектів від реалізації результатів розробки. У даному випадку неможливо прямо оцінити зростання чистого прибутку підприємства від впровадження результатів наукової розробки, тому використаємо дану формулу:

$$\Delta\Pi_i = \sum_1^n (\Delta C_0 \cdot N + C_0 \cdot \Delta N)_i \cdot \lambda \cdot \rho \cdot \left(1 - \frac{v}{100}\right) \quad (4.14)$$

де  $N$  – основний кількісний показник (кількість виготовлених товарів за рік);

$\Delta N$  – покращення основного кількісного показника;

$C_0$  - основний оціночний показник;

$n$  – кількість років;

$\lambda$  – коефіцієнт, який враховує сплату податку на додану вартість. Ставка податку на додану вартість дорівнює 20%, а коефіцієнт  $\lambda = 0,8333$ ;

$\rho$  – коефіцієнт, який враховує рентабельність продукту,  $\rho = 0,3$ ;

$v$  – ставка податку на прибуток. У 2019 році — 18%.

Припустимо, що при прогнозованій ціні 6000 грн. за одиницю виробу, термін збільшення прибутку складе 3 роки. Після завершення розробки і її

вдосконалення, можна буде підняти його ціну на 900 грн. Кількість одиниць реалізованої продукції також збільшиться: протягом першого року — на 500 шт., протягом другого року — на 300 шт., протягом третього року на 150 шт. Реалізація продукції до впровадження результатів наукової розробки складала 800 шт.

Потрібно спрогнозувати збільшення чистого прибутку підприємства від впровадження результатів наукової розробки у кожному році відносно базового.

Збільшення чистого прибутку підприємства  $\Delta\Pi_i$  протягом першого року складе:

$$\Delta\Pi_1 = \sum_i^n (900 \cdot 800 + 6900 \cdot 500) \cdot 0,8333 \cdot 0,2 \cdot \left(1 - \frac{18}{100}\right) = 508379,66 \text{ грн.}$$

$$\begin{aligned} \Delta\Pi_2 &= \sum_i^n (900 \cdot 800 + 6900 \cdot (500 + 300)) \cdot 0,8333 \cdot 0,2 \cdot \left(1 - \frac{18}{100}\right) \\ &= 754369,82 \text{ грн.} \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} \Delta\Pi_3 &= \sum_i^n (900 \cdot 800 + 6900 \cdot (500 + 300 + 150)) \cdot 0,8333 \cdot 0,2 \cdot \left(1 - \frac{18}{100}\right) \\ &= 877364,9 \text{ грн.} \end{aligned}$$

При розрахунку економічної ефективності слід обов'язково врахувати зміну вартості грошей у часі, оскільки від вкладення інвестицій до отримання прибутку минає чимало часу.

При оцінці ефективності інноваційних проектів передбачається розрахунок таких важливих показників, як чистий дисконтний прибуток та відносна ефективність вкладених в розробку інвестицій.

Спочатку розрахуємо показник чистого дисконтного прибутку за формулою 4.20:

$$E = (\text{ПП} - PV), \quad (4.15)$$

Де  $\Pi\Pi$  – приведена вартість всіх чистих прибутків, що отримає підприємство відреалізації результатів наукової розробки, грн.;

$PV$  – теперішня вартість інвестицій  $PV=3B$ , грн

В свою чергу, приведена вартість всіх чистих прибутків розраховується:

$$\Pi\Pi = \sum_i^T \frac{\Delta\Pi_i}{(1+\tau)^t} \quad (4.16)$$

$\tau$  – норма дисконту, величина якої залежить від рівня ризику, рівня банківської ставки по вкладам, рівня інфляції,  $\tau = 0,1$ ;

$T$  – термін протягом якого продукція реалізовується на ринку, років;

$t$  – відповідний рік функціонування проекту, в якому очікується прибуток, грн.

Оскільки проміжок розробки рівний чотирьом місяцям в масштабі п'яти років є відносно малим то ми нехтуємо ним при розрахунку приведеної вартості всіх чистих прибутків.

$$\Pi\Pi = \frac{508379,66}{(1+0,1)^1} + \frac{754369,82}{(1+0,1)^2} + \frac{877364,9}{(1+0,1)^3} = 5484104 \text{ грн.}$$

Тоді, чистий приведений дохід дорівнює:

$$E = 5484104 - 216690,43 = 5267413,57 \text{ грн.} \quad (4.17)$$

Розрахунок відносної (щорічної) ефективності вкладених в наукову розробку інвестицій  $E_B$ :

$$E_B = \sqrt[T]{1 + \frac{E}{PV}} - 1 \quad (4.18)$$

$$E_B = \sqrt[5]{1 + \frac{5267413,57}{216690,43}} - 1 = 0,91$$

Мінімальна ставка дисконтування:

$$\begin{aligned}\tau &= d + f, \\ \tau &= 0,14 + 0,05 = 0,19\end{aligned}\tag{4.19}$$

Отже,  $E_B > \tau$ , тому даним проектом інвестор буде зацікавлений.

Розрахуємо термін окупності вкладених у реалізацію наукового проекту інвестицій. Він розраховується за формулою:

$$\begin{aligned}T_{ок} &= \frac{1}{E_B} \\ T_{ок} &= \frac{1}{0,91} = 1,09 \text{ років}\end{aligned}\tag{4.20}$$

Для даного проекту термін окупності вкладених у реалізацію наукового проекту інвестицій  $T_{ок}$  що складає 1,09 року свідчить про доцільність фінансування даної наукової розробки.

#### 4.4 Висновок до розділу

В результаті технологічного аудиту розробки, провідними фахівцями в галузі було оцінено комерційний потенціал виробництва вказаного пристрою, за 12 різними показниками та визначено сумарну оцінку цих параметрів, що свідчить про достатньо високий рівень потенціалу (сума балів сягає до 40). Також у результаті прогнозування витрат на виконання роботи, було розраховано загальні витрати, зокрема: зарплату робітникам (22272,72 грн.) та додаткові плати робітників і розробників, амортизаційні відрахування (2049,1 грн.), витрати на комплектуючі та матеріали (32217,05), та інші витрати, що в сумі становить 216690,43 грн.. При прогнозованій ціні, 6000 гривень за одиницю виробу, при успішній реалізації продукту, чистий дохід рівний 5267413,57 грн., а термін окупності 1,09 року, при ефективності інвестицій 0,91.



Враховуючи отримані результати, можна стверджувати, що проект автоматизованого зображального мюллер-поляриметра біологічних шарів із комп'ютерним аналізом даних, є доцільним для фінансування.

## ВИСНОВКИ

В магістерській кваліфікаційній роботі розв'язано задачу розширення функціональних можливостей комп'ютерного аналізу мюллер-матричних зображень біологічних шарів за рахунок додавання вейвлет аналізу до можливих, який збільшить кількість ознак для класифікації цих мюллер-матричних зображень, та сприятиме підвищенню її в автоматизованому зображальному мюллер-поляриметри біологічних шарів.

1. Аналіз методів та засобів біомедичного діагностування показав, що поляриметричні методи та системи дозволяють реалізувати інтелектуальний аналіз даних, що, в свою чергу, дозволяє ефективно та з високою достовірністю оцінювати стан біологічних шарів.

2. Запропонований автоматизований зображальний мюллер-поляриметр біологічних шарів із комп'ютерним аналізом даних, на базі вдосконаленої системи мюллер-поляриметра із додаванням вейвлет аналізу, що дозволяє збільшити кількість інформаційних параметрів, що використовуються при оцінці.

3. Запропоновано вдосконалену архітектуру системи, в порівнянні з відомими системами мюллер-матричного картографування при оцінюванні їх стану

4. Розроблено реалізацію програмно-апаратного забезпечення запропонованої системи автоматизованого зображального мюллер-матричного поляриметра біологічних шарів в середовищі MATLAB.

5. Проведено експериментальні дослідження по диференціації станів біологічних шарів плазми крові при нормі та патології молочних залоз на удосконаленій архітектурі зображального мюллер-поляриметра. Це дозволило обґрунтувати можливість підвищення достовірності диференціації.

## СПИСОК ВИКОРИСТАНОЇ ЛІТЕРАТУРИ

1. Bennett J. M. Handbook of Optics / Bennett J. M., Bass J. G. – New York: McGraw-Hill, 1994. – 507p.
2. Джеррард А. Введение в матричную оптику / Джеррард А., Дж. М. Берч; [пер. с англ. А.И. Божкова, Д.В. Власова] – М.: Мир, 1978. – 336 с.
3. Ю. А. Ушенко, Ю. Я. Томка, А. В. Дуболазов, О. Ю. Теленьга, Квантовая электроника, 2011, том 41, номер 3, 273–277
4. Н. І. Заболотна Багатопараметричні поляризаційно-фазові методи і засоби відтворення та аналізу структури полікристалічних біологічних шарів при оцінюванні патологічних станів / Дисертація, Вінниця, 2018 - 427с.
5. Н. І. Заболотна Аналіз оптичних і поляризаційно-кореляційних приладів і систем для діагностики фазовонеоднорідної структури шарів біологічних тканин і рідин / Н.І. Заболотна, О.Г. Ігнатенко, К.О. Радченко, А. К. Краснощока // Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології. - 2012. - №2(24). –С.95-107.
6. Заболотна Н. І. Архітектура зображальної системи мюллер-матричного картографування біологічних шарів, відтворення та аналізу їх структури / Заболотна Н. І. Колівошко А. І. Мельник Д. В. // XLVIII Науково-технічна конференція факультету комп'ютерних систем і автоматики (2019): Тези доповіді – Вінниця, 2019. – С. 3
7. Т.М.Бойчук Лазерно-поляриметрична діагностика структурної організації легеневої тканини в нормі та патології / Т.М.Бойчук, О.І.Петришен, Г.М.Чернікова, П.М.Григоришин, С.Б.Єрмоленко // Світ медицини та біології. – 2012. – №3 – С. 10-13
8. Н. І. Заболотна Аналіз похибок визначення матриці Мюллера біологічного шару в системі двовимірного мюллер-матричного картографування [Електронний ресурс] / Н. І. Заболотна, К. О. Радченко // Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології. - 2014. - № 2. - С. 62-70. - Режим доступу: [http://nbuv.gov.ua/UJRN/oeiet\\_2014\\_2\\_11](http://nbuv.gov.ua/UJRN/oeiet_2014_2_11)

9. Ушенко О.Г. Основи лазерної поляриметрії. Біологічні рідини / О.Г.Ушенко, Т.М. Бойчук – Чернівці: ЧНУ ім. Ю. Федьковича, 2011. – 656 с
10. Guyot S. Registration scheme suitable to Mueller matrix imaging for biomedical applications / Guyot S., Guyot A. // Optics express. 15. 7393-400. 10.1364/OE.15.007393, 2007.
11. P. J. Burt The Laplacian Pyramid as a Compact Image Code / P. J. Burt E. H. Adelson, IEEE Trans. Commun., COM-31, 532-540 (1983).
12. Заболотна Н.І. Аналіз оптичних і поляризаційно-кореляційних приладів і систем для діагностики фазово-неоднорідної структури шарів біологічних тканин і рідин / Н.І. Заболотна, О.Г. Ігнатенко, К.О. Радченко, А.К. Краснощока // Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології. – 2012. - №2( 24). – С. 95-107.
13. Пат. 22604 Україна, МПК G 01 G 4/00. Лазерний автоматичний поляриметр зображень / Савенков С. М., Оберемок Є. А., Тужанський С. Є., Клімов О. С. — № u 2006 12680; заяв. 01.12.2006; опубл. 25.04.2007, Бюл. № 5.
14. Юштін К.Е. Похибка вимірювання об'єктів з фазовою анізотропією динамічним Мюллер-поляриметром з модуляцією фазового зсуву / К.Е. Юштін, О.П. Толочин // Вісник Київського університету. - Серія: фізико-математичні науки. – 2009. – №2. – С. 207–212.
15. Р. Гонсалес, Р. Вудс Цифровая обработка изображений. Москва: Техносфера, 2005. – 1072с. ISBN 5-94836-028-8
16. Сойфера В. А. Методы компьютерной обработки изображений / Под ред. В. А. Сойфера. — 2-е изд., исп. — М.: ФИЗМАТЛИТ, 2003. — 784 с.
17. Коротаев В.В. Поляризационные приборы: [уч. пособие ]. – СанктПетербург.: Санкт-Петербургский гос. ин-т точной механики и оптики, 2012. – 104 с.
18. Ровіра Хурадо Рональд Умберто. Метод і система лазерної поляриметрії для оцінювання патологічних змін біологічних тканин: дис. канд. техн. наук: 05.11.17 / Ровіра Хурадо Рональд Умберто. – Вінниця, 2015. – 185 с.

19. Аззам Р., Башара Н. Эллипсометрия и поляризованный свет. – М.: Мир, 1981. – 584 с.
20. Щёлоков Р.В. Эллипсометрическое исследование оптических свойств роговицы глаза: дис. канд. физ.-мат. наук: 01.04.03 / Щёлоков Роман Викторович Волгоград, 2006 – 177 с.
21. Dreher A.W. Spatially resolved birefringence of the retinal nerve fiber layer assessed with a retinal laser ellipsometer / A.W. Dreher, K. Reiter, and R.N. Weinreb // *Applied Optics*. – 1992. – Vol.31. – P. 3730–3735.
22. Клімов О.С. Адаптивна поляриметрія послідовного зондування однорідних анізотропних об'єктів: дис. ...канд. техн. наук: 01.04.05 / Клімов Олександр Сергійович. – К., 2010. – 186 с.
23. Dacie J.V. Investigation of haemostasis. Prothrombin time / J.V. Dacie, S.M. Lewis // *Practical Haematology* – 1995. P. 307 – 308.
24. Заболотна Н.І. Краснощока А.К. Експериментальний метод орієнтаційної томографії полікристалічних мереж оптично тонких шарів біологічних тканин/ Н.І. Заболотна, А. К. Краснощока // «Фотоніка ОДС 2012» - VI Міжнародної конференції з оптоелектронних інформаційних технологій, 1-4.10.2012р.: зб.тез. – Вінниця: Вид-во ПП «ГД Едельвейс і К», 2012. – 120с.
25. A.G. Ushenko, and V.P. Pishak. Laser Polarimetry of Biological Tissue. Principles and Applications // in *15 Coherent-Domain Optical Methods. Biomedical Diagnostics, Environmental and Material Science* / ed. V.Tuchin. - Kluwer Academic Publishers, 2004. - P. 67.
26. Ткаченко Б.И. Физиология кровообращения / Б.И. Ткаченко // – Л.: Наука – 1984. – С. 652.
27. Cowin S. C. How is a tissue built? / S. C. Cowin // *J. Biomed. Eng.* – 2000. – Vol. 122. – P. 553-568.
28. Майстер А. Биохимия амінокислот/ Майстер А // -М.: Наука, 1961. – С.97
29. Баркаган З.С. Диагностика и контролируемая терапия нарушений гемостаза / З.С. Баркаган, А.П. Момот// – М.:Ньюдиамед–АО – 2001. – С. 296.

30. Dubolazov A. Polarization phase reconstruction of biological tissue architectonics: Part 2. Study of polarizing intercorrelative function of coherent images of phase-inhomogeneous layer anisotropy / A. O. Angelskaya, A. G. Ushenko, Yu. A. Ushenko, A. Dubolazov, V. Istratiy, Yu. Ya. Tomka // Proc. SPIE. – 2007. – Vol. 6635. – P. 66350LP.

31. Jin Qi, Zhaoxiang Ye. CTLM as an adjunct to mammography in the diagnosis of patients with dense breast // Clinical Imaging, March–April 2013, Volume 37, Issue 2, P. 289–294

32. Гусев А. В. Медицинские информационные системы / Гусев А. В., Романов Ф.А., Дуданов И.П. – Петрозаводск: Изд-во ПетрГУ, 2005. – 18 с.

33. Злепко С.М. Огляд медичних інформаційних систем / С.М. Злепко, Т.І, Овчарук, А.А. Овчарук // Системи обробки інформації. – 2011. - №3(93). -С. 189-192.

34. Качмар В.О. Медичні інформаційні системи – стан розвитку в Україні / В.О. Качмар // Український журнал телемедицини та медичної телематики. – 2010. №1. -С. 12-17.

35. Авраменко В. З практики розробки та впровадження медичної інформаційно-аналітичної системи в кардіохірургії / В. Авраменко, В. Базиленко, А. Куркевич // Український журнал телемедицини та медичної телематики. – 2008. – Т.6. - №1. -С. 64-70.

36. Болгов М. Ю. Автоматизация медицинских учреждений: Руководство пользователя TherDep / М.Ю. Болгов. – К.: Куприянова, 2006. – 464 с.

37. Злепко С. М. Програмний комплекс «Інтелектуальна поліклініка»: система управління діяльністю поліклініки / Злепко С.М., Костішин С. В., Овчарук Т. І. // Східно-Європейський журнал передових технологій. -2010. №6. – С. 40-42.

38. Сергиенко И.В. Модели и методы решения нечетких задач дискретной оптимизации в диагностических информационных технологиях /

И.В. Сергиенко, И.Н. Парасюк, М.Ф. Каспшицкая // Системні дослідження та інформаційні технології. – 2005. - №2. – С. 7-22.

39. Перегудов Ф. И. Основы системного анализа / Ф. И. Перегудов, Ф.П. Тарасенко. – Томск: НТЛ, 2001. -396 с. – (Изд. 3-е).

40. Тоценко М.Г. Методы и системы поддержки принятия решений. Алгоритмический аспект / В. Г. Тоценко. – Киев: Наукова думка, 2002. – 381 с.

41. Srikant R. Mining Association Rules with Item Constrains / R. Srikant, Q.Vu, R. Agrawal // Proc. Third Int`l Conf. Knowledge Discovery and Data Mining. – AAAI Press. Menlo Park, Calif. -2007. -P. 67-73.

**Додаток А**

**ЗАТВЕРДЖУЮ**

Завідувач кафедри ЛОТ  
д.т.н., проф. Заболотна Н.І.

\_\_\_\_\_

« \_\_\_ » \_\_\_\_\_ 20\_\_ р.

**ТЕХНІЧНЕ ЗАВДАННЯ  
НА МАГІСТЕРСЬКУ КВАЛІФІКАЦІЙНУ РОБОТУ**

**Автоматизований зображальний мюллер-поляриметр біологічних шарів із  
комп'ютерним аналізом даних**

Освітня програма «Лазерна техніка та оптоінформатика»

Керівник,  
д.т.н., проф.

\_\_\_\_\_ Заболотна Н. І.

Виконавець,  
студент гр. ЛТО-18м

\_\_\_\_\_ Мельник Д.В.



## **1. Підстава для виконання проекту**

Робота виконується на підставі наказу ректора ВНТУ № \_\_ від «\_\_» \_\_\_\_\_ 20\_\_ р. та індивідуального завдання на магістерську кваліфікаційну роботу.

## **2. Мета та призначення**

Метою даної роботи є розширення функціональних можливостей комп'ютерного аналізу мюллер-матричних зображень біологічних шарів за рахунок додавання вейвлет аналізу до можливих, який збільшить кількість ознак для класифікації цих мюллер-матричних зображень, та сприятиме підвищенню її в автоматизованому зображальному мюллер-поляриметрі біологічних шарів.

Дана система призначена для вимірювань, аналізу та класифікації мюллер-матричних зображень плівок плазми крові для ідентифікації та оцінювання патологічних станів біологічних шарів

## **3. Вимоги до виконання МКР**

Основними вимогами є:

- Провести аналіз відомих методів та систем мюллер-поляриметрії оптико-анізотропних об'єктів;
- Дослідити та описати метод та поляриметричну систему мюллер-матричного картографування із комп'ютерним аналізом;
- Реалізувати автоматизований зображальний мюллер-поляриметр біологічних шарів із комп'ютерним аналізом даних в середовищі MATLAB.

#### 4. Джерела розробки

Список використаних джерел розробки:

1. Ушенко О.Г. Основи лазерної поляриметрії. Біологічні рідини / О.Г.Ушенко, Т.М. Бойчук – Чернівці: ЧНУ ім. Ю. Федьковича, 2011. – 656 с
2. Заболотна Н.І. Аналіз оптичних і поляризаційно-кореляційних приладів і систем для діагностики фазово-неоднорідної структури шарів біологічних тканин і рідин / Н.І. Заболотна, О.Г. Ігнатенко, К.О. Радченко, А.К. Краснощока // Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології. – 2012. – №2( 24). – С. 95–107.
3. Тужанський С.Є. Системи лазерної відео поляриметрії для автоматизованого контролю параметрів неоднорідних біотканин // Автореферат дис. к.т.н., Він. 2009 – 19 с.
4. Заболотна Н. І. Інтелектуалізована система поляризаційного картографування плівок плазми крові у діагностиці онкологічного стану молочних залоз / Заболотна Н. І., Локотей Д. Ю., Олійниченко Б. П. // Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології. — 2017. — №1(31). — С. 39 – 46. ISSN 2311-2662.

#### 5. Технічні вимоги

- Довжини хвиль лазерного випромінювання  $\lambda=675$  нм, робоча потужність 5 мВт;
- Типи вимірюваних параметрів: 4 статистичних моменти та матриці Мюллера поляризації лазерного зображення біологічного шару;
- Функції статистичної обробки: розрахунок статистичних моментів 1-го – 4-го порядків, вейвлет аналізу, та вейвлет моментів 2-го і 4-го порядків;
- застосування мови та пакету прикладних програм MATLAB;
- вимоги до апаратної частини комп'ютера – ЕОМ з операційною системою Windows 10 Корпоративна, процесором IntelAMD-1.8ГГц,

4Гб оперативної пам'яті і дискового простору 1,16 Мб для виконуючого файлу і близько 1 Мб для файлів результатів роботи програми;

- Первинне джерело оптичного зображення – камера, розмірність оброблюваних зображень (NхM), де N=640 і M=480 для програми, тип зображення – «Градації сірого»;
- Інтерфейс користувача – графічний;

## 6. Етапи БДП і терміни його виконання

	Назва етапу	Термін виконання		Очікувані результати
		початок	кінець	
1	Розробка, погодження і затвердження ТЗ			Затвержене ТЗ
2	Аналітичний огляд літературних джерел за темою МКР, техніко-економічне обґрунтування розробки			Технічна частина МКР
3	Вибір та обґрунтування методу, розробка алгоритмів та їх програмної реалізацію, тестування системи			Технічна частина МКР
4	Розробка економічної частини			Економічна частина
5	Оформлення необхідної технічної документації, підготовка магістерської роботи до публічного захисту			МКР

## 7. Порядок контролю і приймання

Контроль за виконанням МКР та його етапів покладається на керівника.

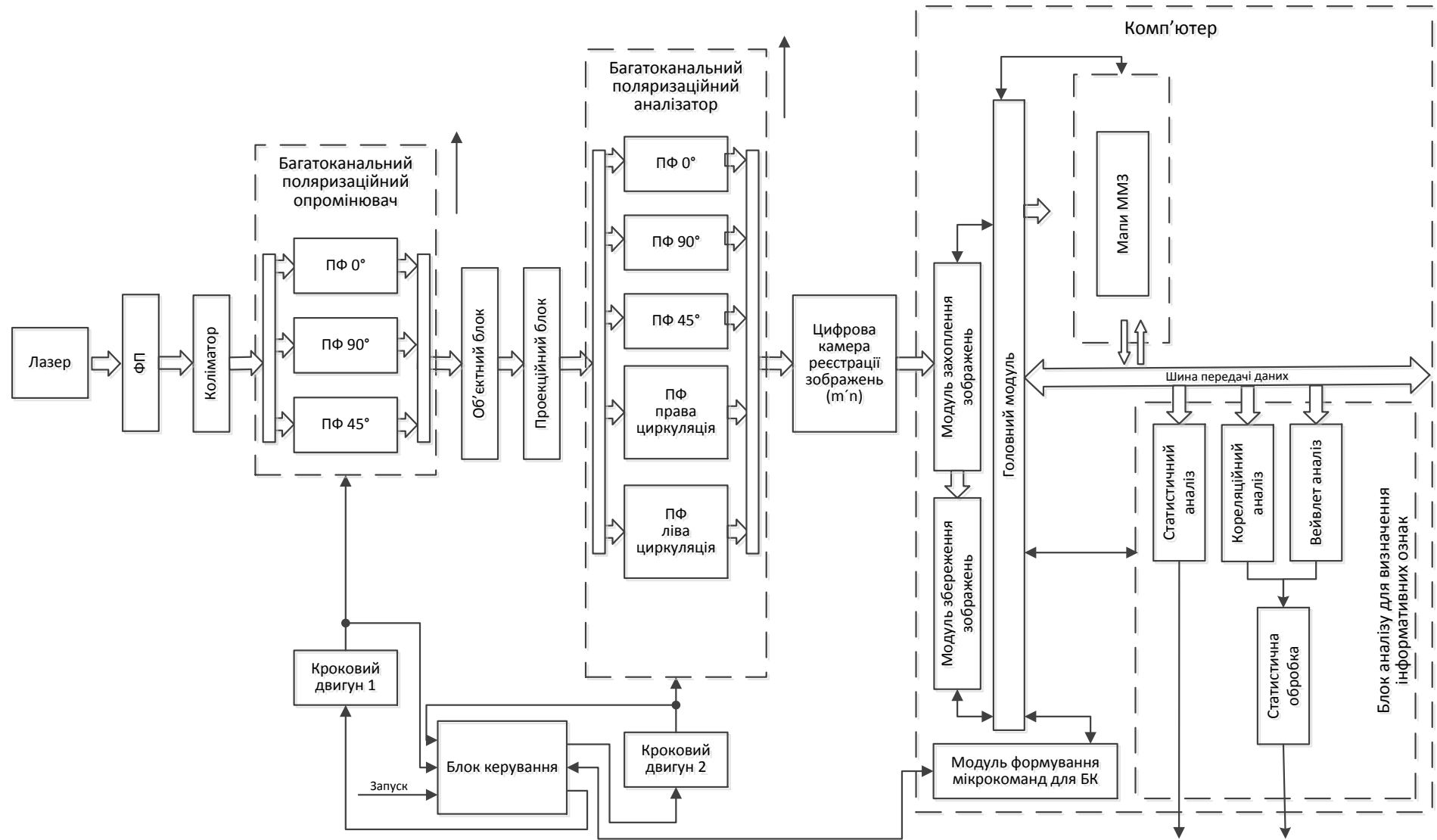
Зміст питань економічної частини погоджується зі спеціалістами (консультантами з даних питань).

Приймання МКР здійснюється шляхом його публічного захисту перед Державною екзаменаційною комісією (ДЕК), призначеною за наказом ректора ВНТУ.

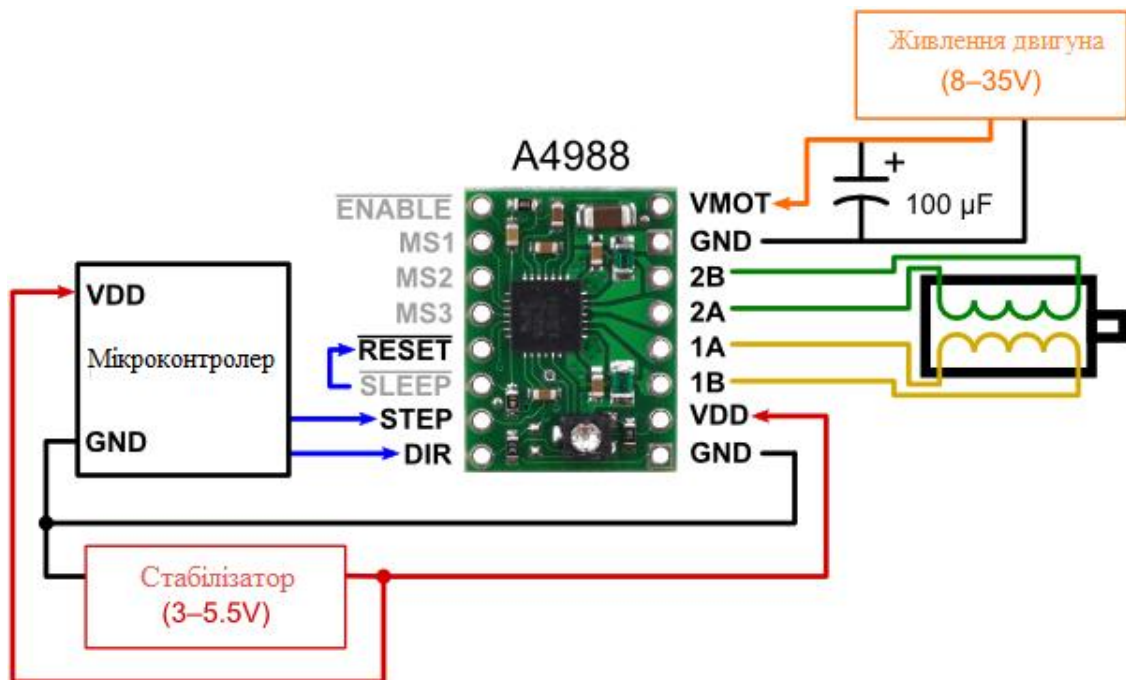
#### **8. Вимоги щодо технічного захисту інформації**

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

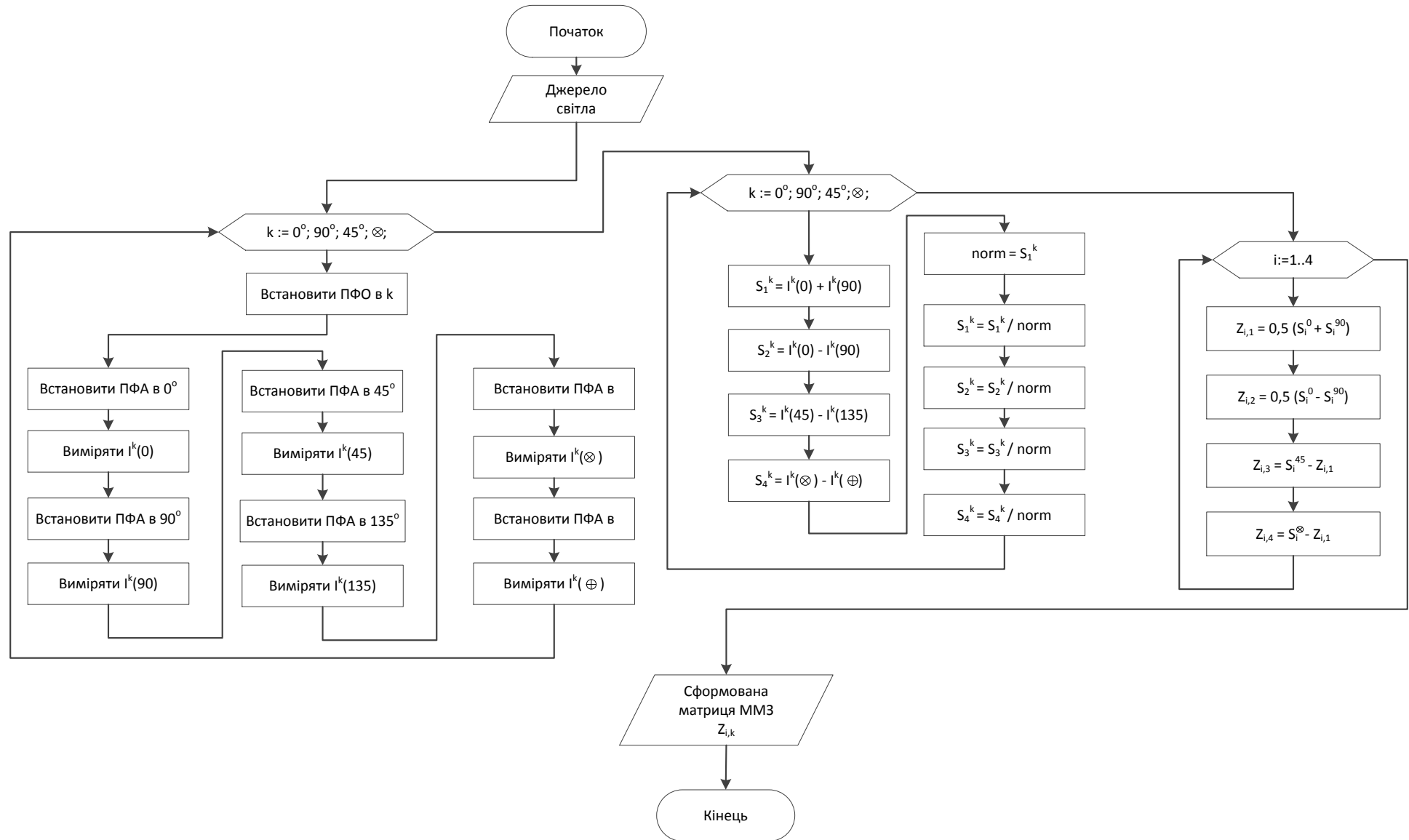
Додаток Б – Структурна схема автоматизованого зображального мюллер-поляриметра біологічних шарів з комп'ютерним аналізом даних



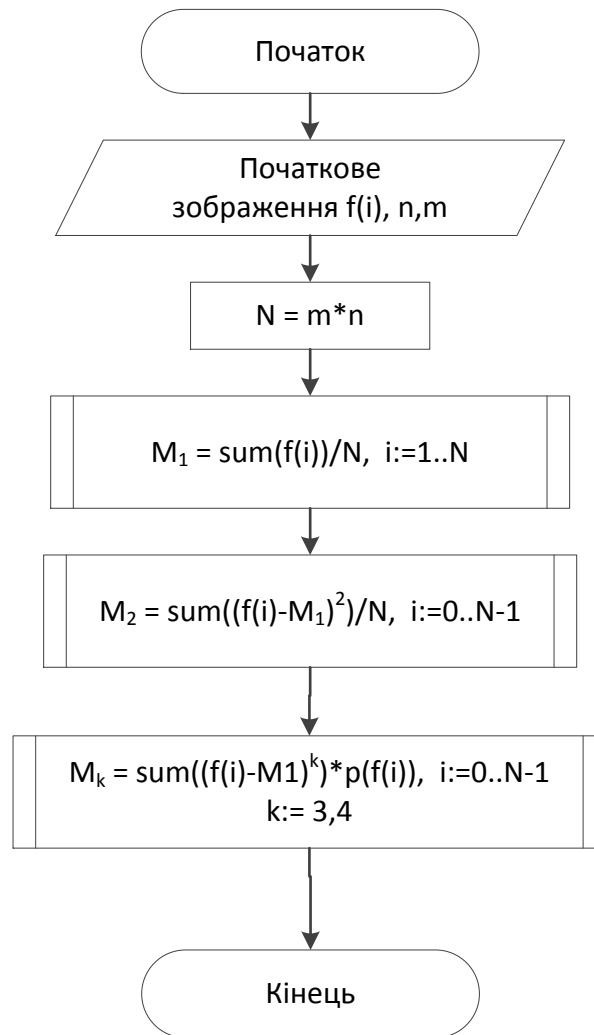
Додаток В – Схема електрична автоматизованого блоку керування



### Додаток Г – Блок-схема формування ММЗ

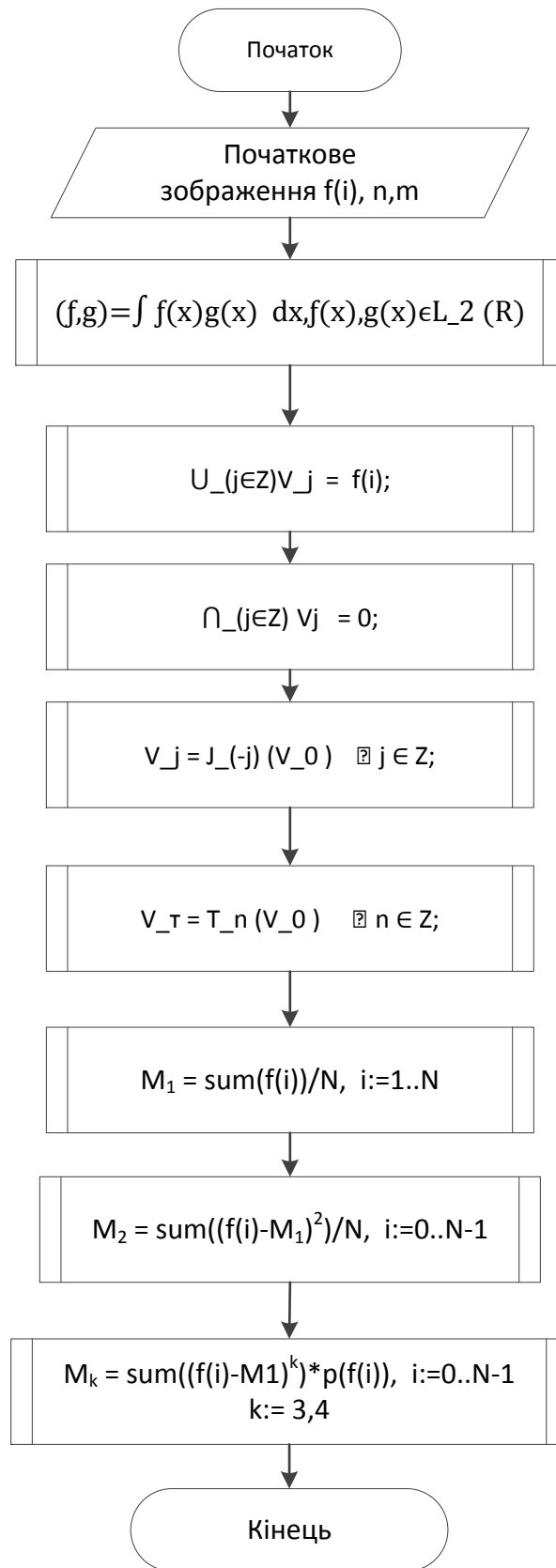


Додаток Д – Блок-схема методу статистичного аналізу

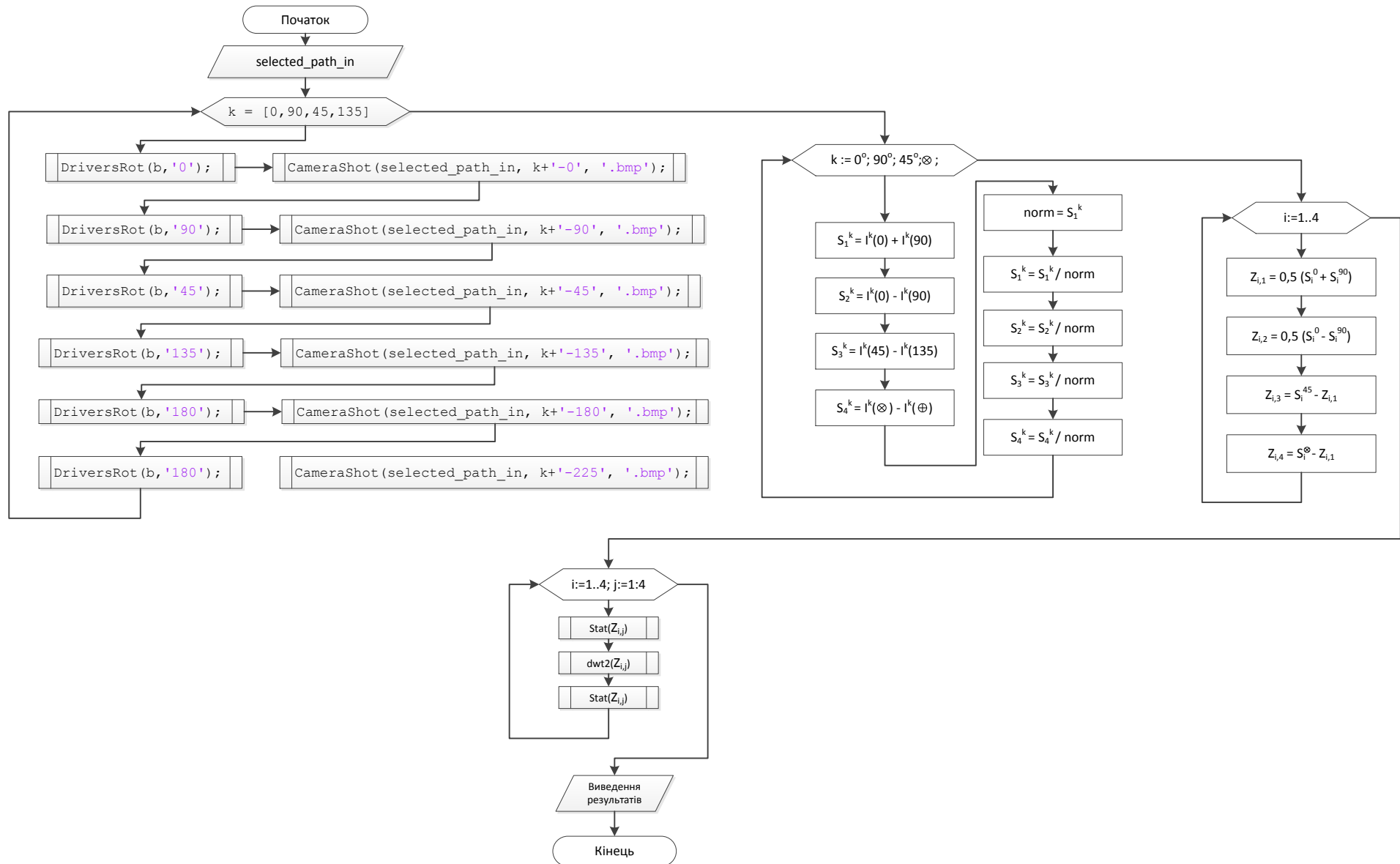




Додаток Е – Блок-схема методу вейвлет-аналізу



## Додаток Ж – Блок-схема програми для комплексного аналізу в MATLAB



### Додаток 3 – Лістинг програми MATLAB

```
selected_path_in = 'h:\Users\Donat\Desktop\zrazki\';
selected_path_out = 'h:\Users\Donat\Desktop\mmz_zrazki \';

for k = [0,90,45,135]
    Drivers(d,k);
    DriversRot(b,'0'); CameraShot(selected_path_in, k+'-0', '.bmp');
    DriversRot(b,'90'); CameraShot(selected_path_in, k+'-90', '.bmp');
    DriversRot(b,'45'); CameraShot(selected_path_in, k+'-45', '.bmp');
    DriversRot(b,'135'); CameraShot(selected_path_in, k+'-135', '.bmp');
    DriversRot(b,'180'); CameraShot(selected_path_in, k+'-180', '.bmp');
    DriversRot(b,'225'); CameraShot(selected_path_in, k+'-225', '.bmp');
end
j = 1;

for k = [0,90,45,135]
    I00 = imread(strcat(selected_path_in,sprintf('%0f',k),'-0.bmp'));
    I00 = rgb2gray(I00);
    I00 = double(I00);
    I00 = I00 / 255;

    I90 = imread(strcat(selected_path_in,sprintf('%0f',k),'-90.bmp'));
    I90 = rgb2gray(I90);
    I90 = double(I90);
    I90 = I90 / 255;

    I45 = imread(strcat(selected_path_in,sprintf('%0f',k),'-45.bmp'));
    I45 = rgb2gray(I45);
    I45 = double(I45);
    I45 = I45 / 255;

    I135 = imread(strcat(selected_path_in,sprintf('%0f',k),'-135.bmp'));
    I135 = rgb2gray(I135);
    I135 = double(I135);
    I135 = I135 / 255;

    I180 = imread(strcat(selected_path_in,sprintf('%0f',k),'-180.bmp'));
    I180 = rgb2gray(I180);
    I180 = double(I180);
    I180 = I180 / 255;

    I225 = imread(strcat(selected_path_in,sprintf('%0f',k),'-225', '.bmp'));
    I225 = rgb2gray(I225);
    I225 = double(I225);
```

```
I225 = I225 / 255;
```

```
S(:, :, 1, j) = I00 + I90;
```

```
S(:, :, 2, j) = I00 - I90;
```

```
S(:, :, 3, j) = I45 - I135;
```

```
S(:, :, 4, j) = I180 - I225;
```

```
norm = S(:, :, 1, j);
```

```
s2 = S(:, :, 2, j) / norm;
```

```
s3 = S(:, :, 3, j) / norm;
```

```
s4 = S(:, :, 4, j) / norm;
```

```
S(:, :, 1, j) = S(:, :, 1, j) ./ norm;
```

```
S(:, :, 2, j) = S(:, :, 2, j) ./ norm;
```

```
S(:, :, 3, j) = S(:, :, 3, j) ./ norm;
```

```
S(:, :, 4, j) = S(:, :, 4, j) ./ norm;
```

```
j = j + 1;
```

```
end
```

```
for i=1:4
```

```
    Z1 = (S(:, :, i, 1) + S(:, :, i, 2))/2;
```

```
    Z2 = (S(:, :, i, 1) - S(:, :, i, 2))/2;
```

```
    Z3 = (S(:, :, i, 3) - Z1);
```

```
    Z4 = (S(:, :, i, 4) - Z1);
```

```
    Z1 = Z1 * 255;
```

```
    Z2 = Z2 * 255;
```

```
    Z3 = Z3 * 255;
```

```
    Z4 = Z4 * 255;
```

```
    imwrite(uint8(Z1), gray(256), strcat(selected_path_out, 'Z', sprintf('%0f', i), '1.bmp'), 'bmp');
```

```
    imwrite(uint8(Z2), gray(256), strcat(selected_path_out, 'Z', sprintf('%0f', i), '2.bmp'), 'bmp');
```

```
    imwrite(uint8(Z3), gray(256), strcat(selected_path_out, 'Z', sprintf('%0f', i), '3.bmp'), 'bmp');
```

```
    imwrite(uint8(Z4), gray(256), strcat(selected_path_out, 'Z', sprintf('%0f', i), '4.bmp'), 'bmp');
```

```
end
```

```
z23 = imread(strcat(selected_path_out, 'Z23.bmp'));
```

```
z33 = imread(strcat(selected_path_out, 'Z33.bmp'));
```

```
z44 = imread(strcat(selected_path_out, 'Z44.bmp'));
```

```
z23=double(z23)/255;  
z33=double(z33)/255;  
z44=double(z44)/255;
```

```
z23rez = [];  
z23rez = [z23rez ; mean2(z23)];  
z23rez = [z23rez ; std2(z23)^2];  
z23rez = [z23rez ; skewness(skewness(z23))];  
z23rez = [z23rez ; kurtosis(kurtosis(z23))];  
z23 = dwt2(z23,'db2');  
z23rez = [z23rez ; mean2(z23)];  
z23rez = [z23rez ; std2(z23)^2];  
z23rez = [z23rez ; skewness(skewness(z23))];  
z23rez = [z23rez ; kurtosis(kurtosis(z23))];
```

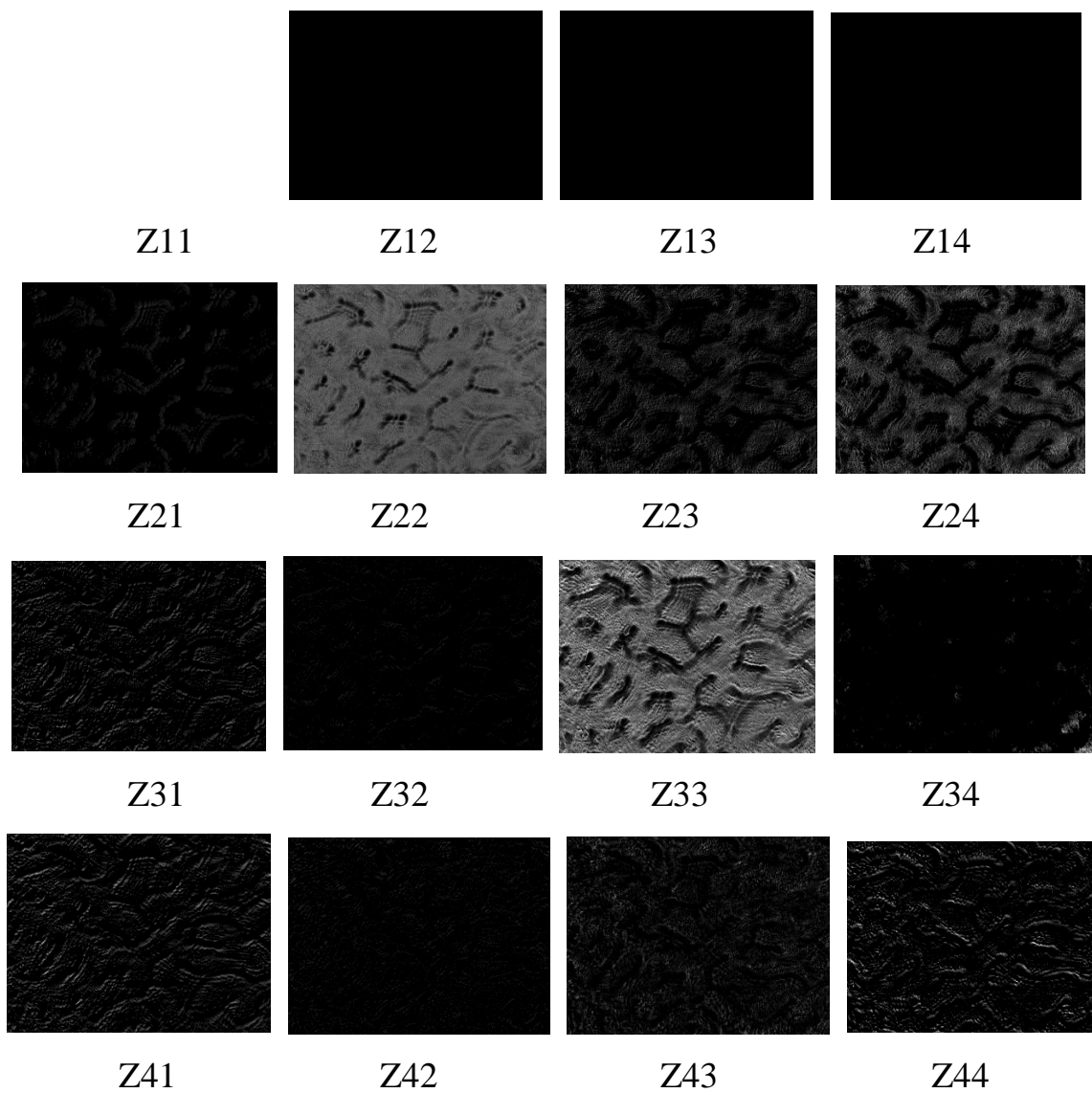
```
z33rez = [];  
z33rez = [z33rez ; mean2(z33)];  
z33rez = [z33rez ; std2(z33)^2];  
z33rez = [z33rez ; skewness(skewness(z33))];  
z33rez = [z33rez ; kurtosis(kurtosis(z33))];  
z33 = dwt2(z33,'db2');  
z33rez = [z33rez ; mean2(z33)];  
z33rez = [z33rez ; std2(z33)^2];  
z33rez = [z33rez ; skewness(skewness(z33))];  
z33rez = [z33rez ; kurtosis(kurtosis(z33))];
```

```
z44rez = [];  
z44rez = [z44rez ; mean2(z44)];  
z44rez = [z44rez ; std2(z44)^2];  
z44rez = [z44rez ; skewness(skewness(z44))];  
z44rez = [z44rez ; kurtosis(kurtosis(z44))];  
z44 = dwt2(z44,'db2');  
z44rez = [z44rez ; mean2(z44)];  
z44rez = [z44rez ; std2(z44)^2];  
z44rez = [z44rez ; skewness(skewness(z44))];  
z44rez = [z44rez ; kurtosis(kurtosis(z44))];
```

```
z23rez  
z33rez  
z44rez
```

```
clear;
```

Додаток К – Мюллер-матричні зображення зразка плазми крові здорової людини



Додаток Л – Мюллер-матричні зображення зразка плазми крові людини хворої на  
аденому молочної залози

