

Вінницький національний технічний університет

Факультет комп'ютерних систем і автоматики

Кафедра лазерної та оптикоелектронної техніки

Пояснювальна записка

до магістерської кваліфікаційної роботи

на тему

**Система поляризаційного картографування лазерних зображень
плазми крові при онкопатологіях молочної залози**

Виконав: студент 2 курсу групи ЛОТ-14м
спеціальності 8.05100402 – «Лазерна і
оптоелектронна техніка»

Краснощока А.К. _____
(прізвище та ініціали)

Керівник:
к.т.н., доц. Заболотна Н.І.. _____
(прізвище та ініціали)

Вінниця - 2015 р.

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

Спеціальність 8.05100402 – «Лазерна і оптоелектронна техніка»

ЗАТВЕРДЖУЮ
завідувач кафедри ЛОТ
д.т.н., професор Кожем'яко В.П.

«__» _____ 20__ р.

З А В Д А Н Н Я
НА МАГІСТЕРСЬКУ КВАЛІФІКАЦІЙНУ РОБОТУ СТУДЕНТУ

Краснощоці Анастасії Костянтинівні

(прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема проекту (роботи): Система поляризаційного картографування лазерних зображень плазми крові при онкопатологіях молочної залози

керівник проекту (роботи) Заболотна Наталя Іванівна, к.т.н., доц.,
(прізвище, ім'я, по батькові, науковий ступінь, вчене звання)

затверджені наказом ВНТУ від «02» вересня 2015 року № 198

2. Строк подання студентом проекту (роботи): _____

3. Вихідні дані до проекту (роботи): _____

1. Функціональне призначення пристрою: сценарії формування та аналіз зображень двовимірних параметрів поляризаційної мікроскопії мазків плазми крові людини.

2. Розмірність матриць: (N×N) елементів.

4. Параметри поляризаційної мікроскопії: мапи азимутів $\alpha(N \times N)$, мапи еліптичностей $\beta(N \times N)$, мапи фазових зсувів $\varphi(N \times N)$.

4. Інформативні ознаки результату аналізу: статистичні моменти 1-4го порядку.

5. Програмне забезпечення: засоби ППП mathLAB.

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

1) Огляд методів та засобів оптичної діагностики біологічних рідин та тканин при онкопатологіях

2) Методи двовимірної лазерної поляриметрії мазків плазми крові при онкологічних станах молочних залоз

3) Структурна організація системи лазерної поляриметрії плазми крові та експериментальна діагностика патологій молочних залоз

4) Економічна частина

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

1) Структурна схема 2-D оптико-електронної автоматизованої системи Стоксполяриметричного картографування та аналізу лазерних зображень

2) Блок-схема комплексного алгоритму поляризаційного і фазового картографування полікристалічних мереж плазми крові

3) Функції приналежностей параметрів Z_2^δ , Z_3^δ , Z_4^δ , Z_1^β , Z_4^β , Z_2^α лазерних зображень зразків плазми крові

6. Консультанти розділів проекту (роботи)

Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата	
		завдання видав	завдання прийняв
Спеціальна частина	Заболотна Н.І. к.т.н., доц.. кафедри ЛОТ		
Економічна частина	Козловський В.О. к.е.н. доцент кафедри ЕПВМ		

7. Дата видачі завдання «02» вересня 2015 р.

КАЛЕНДАРНИЙ ПЛАН

№ з/п	Назва етапів дипломного проекту (роботи)	Строк виконання етапів проекту (роботи)	Примітка
1	Формування та затвердження ТЗ	02.09.2015	
2	Виконання спеціальної частини МКР. Перший рубіжний контроль виконання МКР	16.09.2015	
3	Виконання спеціальної частини МКР. Другий рубіжний контроль виконання МКР	25.09.2015	
4	Виконання «Економічної частини»	20.10.2015	
5	Попередній захист МКР	17.11.2015	
6	Нормоконтроль МКР	19.11.2015	
7	Рецензування МКР	23.11.2015	
8	Захист МКР	25.11.2015	

Студент

_____ (підпис)

Краснощока А.К.

Керівник роботи

_____ (підпис)

Заболотна Н.І.

ВСТУП

Актуальність. Оптичні методи дослідження є передовим технічним напрямком сьогодення, саме тому розвиток та удосконалення методів та систем лазерної поляриметрії є важливим завданням для лазерної та оптоелектронної техніки. З плином часу методи поляриметрії знаходять застосування і доводять свою актуальність та здобувають все більшого визнання у різних галузях науки та техніки, одним із найперспективніших напрямків застосування, безперечно, є їхнє використання у біомедичній сфері.

Серед методів оптичної діагностики біологічних тканин людини широкого розповсюдження набули методи з використанням джерел когерентного випромінювання, зокрема лазерної поляриметрії [1,2]. Системи лазерної поляриметрії активно розвивають в усьому світі [1], в Україні широко відомі такі наукові школи, як школа проф., д.ф.-м.н Ушенка О.Г. Чергівецького національного університету, проф., д.ф.-м.н Савенкова С.М. Київського національного університету ім.Т.Г.Шевченка, проф., д.т.н. Петрука В.Г. Вінницького національного технічного університету. Особливої уваги серед систем лазерної поляриметрії заслуговують автоматизовані системи вимірювання і аналізу поляризаційних параметрів біологічних тканин та рідин.

Важливе місце займають дослідження змін різного роду показників крові. Параметрами, які дають додаткову інформацію про досліджуваний об'єкт при його опроміненні поляризованим лазерним пучком, є двовимірні розподіли азимутів, еліптичностей поляризаційних лазерних зображень та фазовий зсув між ортогональними складовими поляризаційного випромінювання. Здійснюючи комплексний аналіз та оцінку даних параметрів, можна здійснювати процедуру діагностування онкопатологій за такими станами як норма, мастопатія та рак.

Важливою задачею сьогодення є пошук якісно нових скринінгових методів ранньої діагностики онкопатологій молочної залози, які могли б забезпечити малоінвазивність процедури та бюджетність діагностики.

Актуальним для даної магістерської роботи є комплексний підхід до процедури лазерної діагностики оптико-анізотропної структури зразків плазми крові людини, що включає вимірювання поляризаційних параметрів азимутів, еліптичностей та фазових зсувів лазерних зображень, їх статистичну обробку, оцінювання інформативності системи лазерної поляриметрії та розробку технології прийняття рішень на основі нечіткої логіки за попередньо сформованою базою даних.

Зв'язок роботи із науковими програмами, планами, темами.

Тематика роботи відповідає пріоритетним напрямкам розвитку науки в Україні. Робота виконувалась відповідно до плану наукових досліджень Вінницького національного технічного університету за держбюджетною темою «Розробка неінвазивних оптико-електронних систем двовимірної поляризаційної томографії фазово - неоднорідних біологічних об'єктів» (№ державної

реєстрації 0112U001368, 2012-2013 роки).

Мета і задачі дослідження. Мета роботи – підвищення ефективності системи двовимірної лазерної поляриметрії для оцінювання патологічних змін молочних залоз шляхом комплексного застосування методів поляризаційного картографування і поляризаційної фазометрії полікристалічних плівок плазми крові людини в поєднанні із аналізом отриманих зображень та диференціацією патологій на їх основі за правилами нечіткої логіки.

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 молочних залоз.

2. Розвинути концепцію побудови засобів поляризаційної мікроскопії біологічних шарів для оцінювання патологічних змін молочних залоз шляхом комплексного застосування методів поляризаційного картографування і поляризаційної фазометрії білків мазків плазми крові людини із наступним статистичним аналізом отриманих розподілів

3. Удосконалити архітектуру та алгоритмічне забезпечення автоматизованої системи комплексного поляризаційно-фазового картографування мазків плазми крові для оцінювання патологічних змін молочних залоз.

4. Провести експериментальні дослідження поляризаційних властивостей мазків плазми крові трьох груп пацієнтів з фізіологічними станами «норма», «мастопатія», «рак молочної залози» та визначити їх взаємозв'язок із відповідними статистичними моментами 1- 4 го порядку для виявлення інформативних ознак діагностування.

5. Розробити математичну модель підтримки прийняття рішень в системі поляризаційного картографування мазків плазми крові на основі виявлених інформативних ознак та нечітких правил.

6. Оцінити точність проведення диференціації зразків плазми крові людини при онкопатологіях молочних залоз, що забезпечується системою поляризаційно-фазового картографування.

Об'єкт дослідження – процес визначення поляризаційних параметрів мазків плазми крові людини

Предмет дослідження – методи і система поляризаційного картографування мазків плазми крові людини для диференціації патологій молочних залоз.

Методи дослідження. У магістерській кваліфікаційній роботі використані методи прикладної оптики для аналізу стану поляризації поля, розсіяного біологічним об'єктом, при опроміненні його лазерним поляризаційним випромінюванням, методи системного аналізу, методи статистичного аналізу двовимірних розподілів випадкових параметрів поляризації, методи нечіткої логіки для оцінювання патологічних змін біологічних об'єктів.

Наукова новизна одержаних результатів.

1. Отримала подальший розвиток концепція побудови засобів поляризаційної мікроскопії оптико-анізотропних біологічних шарів для оцінювання патологічних змін молочних залоз, в якій на основі методів двовимірних поляризаційного картографування і поляризаційної фазометрії полікристалічних мереж білків плазми крові людини, досягнуто об'єктивного оцінювання онкологічних змін у молочних залозах для скринінгових (доступніших і менш травматичних) досліджень.

2. Вперше знайдено взаємозв'язок між набором величин статистичних моментів 1-4 порядків, які характеризують розподіли азимутів і еліптичностей поляризації, а також фазових зсувів лазерних зображень зразків плазми крові, та функціональним станом молочних залоз (норма, мастопатія, рак молочних залоз), що дозволило сформулювати ознаки для подальшого діагностичного оцінювання патологічних процесів в молочних залозах.

3. Вперше одержано математичну модель підтримки прийняття рішення при оцінюванні стану молочних залоз за поляризаційно-фазовим картографуванням мазків плазми крові із застосуванням статистичного аналізу отриманих зображень для формування діагностичних ознак та їх нечіткого аналізу для диференціації патологій, що дало можливість мінімізувати невизначеність при оцінюванні таких змін.

Практичне значення одержаних результатів.

1. Розроблено архітектуру та алгоритмічне забезпечення автоматизованої системи комплексного поляризаційно-фазового картографування мазків плазми крові, яка може бути використана у скринінгових дослідженнях патологій молочних залоз з метою раннього виявлення пацієнтів з підвищеним ризиком ракового захворювання або хворих на рак.

2. Розроблено базу інформативних ознак, що містить значення діапазонів статистичних моментів 1 – 4 порядку мап азимутів, мап еліптичностей та мап фазових зсувів лазерних зображень плазми крові, які відповідають фізіологічним станам «норма», «мастопатія», «рак» молочних залоз, що дозволило на основі застосування принципів нечіткої обробки вивести правила прийняття рішення для автоматизованого діагностичного процесу.

Особистий внесок здобувача. Особисто автором отримано математичні моделі підтримки прийняття рішення при оцінюванні стану молочних залоз за поляризаційно-фазовим картографуванням мазків плазми крові із застосуванням статистичного аналізу отриманих зображень. Особистий внесок здобувача у роботах, отриманих у співавторстві, такий: проведення експериментальних досліджень фазометрії мазків плазми крові [5], аналіз систем оптичної когерентної томографії як аналогів [6], дослідження класифікацій лазерної безпеки [7], експериментальні дослідження за методом орієнтаційної томографії [8], алгоритм керування системою поляриметрії при визначенні азимутів поляризації [9,10], інформаційні технології [11,12].

Апробація результатів роботи. Основні положення й результати

досліджень доповідалися та обговорювалися на 8 конференціях, серед яких 5 міжнародних: «XLIII Міжнародна науково-практична конференція «Застосування лазерів в медицині» (Харків, 2015)», «VII Міжнародна конференція з Оптикоелектронних Інформаційних Технологій «Фотоніка ОДС-2015» (Вінниця, 2015)», «XXXX Міжнародна науково-практична конференція «Застосування лазерів в медицині» (Ялта, 2013)», «XXXIX Міжнародна науково-практична конференція «Застосування лазерів в медицині» (Харків, 2013)», «VI Міжнародна конференція з Оптикоелектронних Інформаційних Технологій «Фотоніка ОДС-2012» (Вінниця, 2012)», - та 3 регіональних: «XLIV регіональна науково-технічна конференція професорсько-викладацького складу, співробітників та студентів університету з участю працівників науково-дослідних організацій та інженерно-технічних працівників підприємств м. Вінниці та області (Вінниця, 2015)», «XLIII регіональна науково-технічна конференція професорсько-викладацького складу, співробітників та студентів університету з участю працівників науково-дослідних організацій та інженерно-технічних працівників підприємств м. Вінниці та області (Вінниця, 2014)», «XLII регіональна науково-технічна конференція професорсько-викладацького складу, співробітників та студентів університету з участю працівників науково-дослідних організацій та інженерно-технічних працівників підприємств м. Вінниці та області (Вінниця, 2013)».

Публікації. За результатами роботи опубліковано 8 наукових праць, з них 1 стаття, що входить до міжнародної наукометричної бази даних Scopus (США), 1 стаття, що входить до наукового фахового видання МОН (ВАК) України, 1 стаття, що входить до наукометричної бази даних РІНЦ та 5 матеріалів конференцій.

1 МЕТОДИ ТА ЗАСОБИ ОПТИЧНОЇ ДІАГНОСТИКИ БІОЛОГІЧНИХ ТКАНИН ТА РІДИН ПРИ ОНКОПАТОЛОГІЯХ

Онкологічні захворювання є однією з основних причин захворюваності та смертності в усьому світі - в 2014 році було зафіксовано близько 14 мільйонів нових випадків захворювання і 8,2 мільйона випадків смерті, пов'язаних з раком.

Очікується, що за найближчі 20 років число нових випадків захворювання зросте приблизно на 70%. За прогнозами, число випадків захворювання від раку буде продовжувати рости від 14 мільйонів в 2014 році до 22 мільйонів в наступні десятиліття [13].

На даний момент в медичних дослідженнях, у тому числі доклінічних, існує потреба у розвитку нових неінвазивних і доступних методів діагностики, оскільки використовувані традиційні методи (магнітно-резонансна томографія, комп'ютерна томографія, позитронно-емісійна томографія) мають ряд обмежень пов'язаних з їх небезпечністю, високими вимогами до інфраструктури і вартістю обладнання. Класом найбільш перспективних методів діагностики, які можуть застосовуватися як у поєднанні з існуючими методами, так і в деяких випадках замість них, є оптичні методи. Їх основними перевагами є безпека для пацієнта, порівняно невисока вартість приладів і широкі функціональні можливості, обумовлені можливою варіативністю параметрів зондуючого випромінювання (довжина хвилі, модуляція, довжина імпульсу і т.д.).

За останнє десятиріччя в біомедичній діагностиці онкологічних захворювань набули широкого застосування оптичні методи формування пошарових зображень біологічних об'єктів. 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 [14].

Особливе місце серед усіх методів займає метод оптичної когерентної томографії. Даний напрям діагностики онкологічних захворювань дозволяє отримувати достовірні та швидкі результати стану досліджуваного об'єкту на предмет онкологічних відхилень, 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.

1.1 Методи та засоби оптичної діагностики при онкопатологіях молочної залози

Клінічні дослідження останніх років показують, що рак молочної залози займає перше місце за рівнем смертності у загальній структурі злоякісних пухлин у жінок [15], щорічно реєструється більш як 500 000 випадків по всьому світу і близько 14 000 – в Україні [16]. Окрім того, українська статистика захворюваності є надзвичайно не втішною: рак молочної залози діагностується у нас більше, як у 1,5 -2 рази, аніж у розвинених країнах. У Закарпатській області близько 300 жінок стають жертвами цієї хвороби щороку, і одна з двох жінок звертається до лікаря тоді, коли вже занадто пізно - на III - IV стадії розвитку захворювання. Рак молочної залози є однією з основних проблем глобальної охорони здоров'я. Приблизно у кожній дев'ятій жінки буде розвиватися рак молочної залози протягом свого життя, і 30% цих випадків будуть смертельним [17].

Спробуємо розглянути причини такої високої смертності. Звичайно, лікування і реабілітація мають значення, але, як правило, більшість загальних методів діагностування не може забезпечити надійне і своєчасне раннє виявлення, яке і є, власне, найефективнішим захистом проти раку молочної залози. Досить відзначити, що на першому етапі лікування раку молочної залози (у випадку, коли пухлина має до 2 см. в діаметрі та не викликала пошкоджень в регіональних лімфатичних вузлах) можна стверджувати про можливість повного відновлення стану здоров'я у абсолютної більшості жінок. Тим не менш, з ростом пухлини чи поширенням її в регіональних лімфатичних вузлах відсоток відновлення різко знижується і становить не більше 50%. Поряд із цим рак молочної залози є одним наочним статистичним прикладом, коли хвороба лікується на ранній стадії [18]. Саме тому питання ранньої діагностики захворювання стоїть надзвичайно гостро, адже відсоток виживання можна підвищити саме за рахунок якісної та вчасної діагностики. Таким чином, нові методи отримання таких даних на ранніх стадіях клінічного перебігу захворювання мають найбільше значення.

Серед головних методів діагностики можна виділити наступні. Один із найефективніших методів є рентгенівська мамографія, що є «золотим стандартом» для скринінгових методів дослідження. Загальна чутливість до рентгенівської мамографії при раку молочної залози помірна (75%), і ще більше знижується в жінок з щільною грудей: 62% [19, 20, 21]. Рентгенівська мамографія має 22% помилкових спрацьовувань у жінок молодше 50 років [22]. Метод не може точно відрізнити доброякісні та злоякісні пухлини [21].

Такі методи, як магнітно-резонансна томографія (МРТ) та УЗД іноді використовуються додатково до рентгенівської мамографії, але є обмеження, такі як висока вартість, низька пропускна здатність, обмежена специфічність (МРТ), і низька чутливість (УЗД).

Ще одним з таких напрямків є відносно новий метод діагностування - оптична когерентна томографія, яка має ряд серйозних переваг в порівнянні з іншими традиційними методами виявлення захворювань, і яка в даний час вивчається дослідниками в США, Австрії, Данії та інших країнах. ОКТ має надзвичайно багато різновидів, частина з яких подана нижче.

Фотоакустична томографія (ФАТ) – це вид тривимірної візуалізації зображень, що базується на фото акустичному ефекті. ФАТ - це метод аналізу матеріалів, що базується на реконструкції внутрішнього фотоакустичного джерела розподілу вимірювань, отриманих за допомогою ультразвукового сканування детекторів над поверхнею, що покриває предмет вивчення.

За рахунок того, що дана методика розглядає зображення як ультразвукове і властивості біологічних тканин залежать від оптичних характеристик, а саме, від поглинання, метод дає значно краще можливості, ніж ультразвукова візуалізація.

Новітні дослідження у галузі ФАТ молочної залози були здійснені групою вчених Венфенг Хіа, Даніель Пірас, Мітхун К.А. Сінгх, Йохан С.Г. ван Геспен, Тон Г. ван Ліувен, Віндельт Стінберген у 2013 році. Ця група розробила плоский геометричний відображувач, Твенте Фотоакустичний мамоскоп [23].

У своїй статті вони описали нову систему (рис.1.1), яка вирішує проблему багатьох сучасних обмежень відображення молочної залози

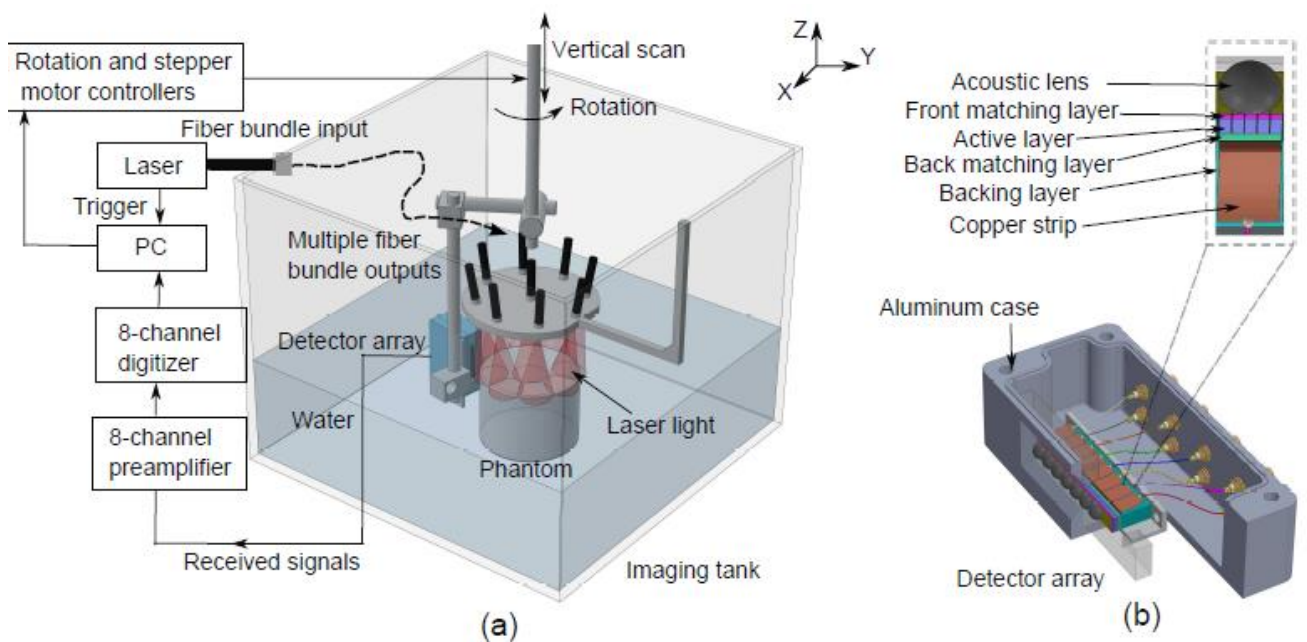


Рисунок 1.1 – Схема лабораторного прототипу фотоакустичного мамоскопу II (a) та масиву лінійних детекторів (b) [23]

. Це лабораторний прототип, що реалізований в циліндричній формі з використанням області лінійних ультразвукових детекторів, оптимізованих для

надвисокої чутливості, що дозволяє здійснити 3D відображення. Вони представили проект системи і звернули особливу увагу на новий масив детекторів і його характеристики, такі як амплітудно - частотні характеристики, спрямована чутливість, мінімально зареєстрований тиск і міжелементні завади [23].

Раманівська спектроскопія RS - вид спектроскопії, в основі якої лежить здатність досліджуваних систем (молекул) до непружного (раманівського або комбінаційного) розсіювання монохроматичного світла. Суть методу, що був відкритий 1928 року, полягає в тому, що через зразок досліджуваної речовини пропускають промінь з певною довжиною хвилі, який при контакті зі зразком розсіюється. Отримані промені за допомогою лінзи збираються в один пучок і пропускаються через світлофільтр, що відокремлює слабкі (0,001% інтенсивності) раманівські промені від більш інтенсивних (99,999%) релеевських. «Чисті» раманівські промені посилюються і спрямовуються на детектор, який фіксує частоту їх коливання. Природа даного методу робить його чудовий засобом для аналізу та моніторингу хімічної складової речовини. Очевидною перевагою RS є те, що дослідження біологічних об'єктів може здійснюватися без будь-яких контрастних агентів, адже контраст між м'якими тканинами базується на властивостях перехресного раманівського розсіювання [24].

Нещодавні дослідження [25] японських вчених у галузі RS зайвий раз доводять, що даний напрямок діагностики потенційно корисна технологія для відображення живих клітин, тканин та невеликих тварин. Вони розробили світловий планарний/ плоский раманівський мікроскоп для біомедичних застосувань (рис.1.2).

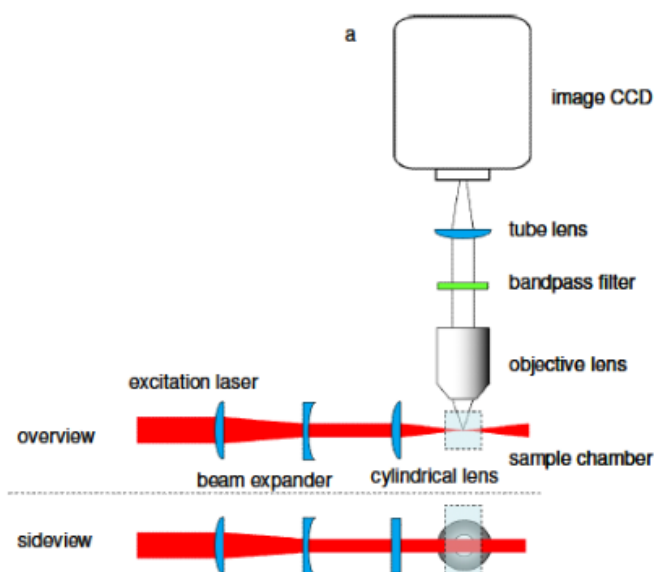


Рисунок 1.2 - Система світлового планарного/ плоского раманівського мікроскопу [25]

У їхній доповіді була продемонстрована незаплямована молекулярна візуалізація живої риби за допомогою методу оптичного плоского секціонування, заснованого на техніці мікроскопії випромінювання в одній площині SPIM. Це перше дослідження раманівського мікроскопу зі світловим планарним збуджувачем (light-sheet excited raman microscopy), що відображає живий зразок. У їхніх результатах, чіткі раманівські зображення були отримані після впливу менш як 1 хвилини.

Так як це метод візуалізації на основі RS, він може бути об'єднаний з іншим лазерним додатком. Крім того, ця техніка може застосовуватися для макросистем, таких як діагностика раку з використанням ендоскопії.

Інший прогресивний метод діагностики - поляризаційно чутлива ОКТ (PS-OCT). Селективна візуалізація анізотропних структур у тканинах і визначення морфологічних і функціональних змін стану тканин можливі через аналіз проникнення поляризованого випромінювання в тканини людини. Поляризаційні ефекти в розсіяному випромінюванні несуть корисну інформацію про біологічні структури, можливість оцінити подвійне променезаломлення їх анізотропних складових та диференціювати тканини. На відміну від звичайної ОКТ, поляризаційно-чутлива ОКТ використовує інформацію, закладену в станах поляризації інтерференційних смуг для отримання додаткового контрастування зображень досліджуваного зразка. Поляризаційно-чутлива ОКТ забезпечує високу просторову роздільну здатність інформації про стан поляризації відбитого випромінювання, що недоступна для інших відомих оптичних методів [26].

Вчені із США та Великобританії представили метод, який поєднує в собі недорогу механічну імпульсну реакцію з PhS - OCT детектором [27] для того, щоб охарактеризувати механічні властивості тканини, яку імітували фантоми та in-vivo шкіра людини (рис. 1.3).

Вони використовували саморобний шейкер з лінії голівок шейкера, щоб генерувати поверхневі хвилі. Розрахувавши та проаналізувавши криві фазової швидкості від виявлення хвильових сигналів поверхні, вони змогли оцінити пружні властивості з різних шарів.

Вчені показали, що експериментальні результати добре узгоджуються з літературою [1,4,46]. Це дослідження доводить, можливість використання поверхневих хвиль для оцінки пружних властивостей шаруватих м'яких твердотільних матеріалів і м'яких біологічних тканин [27].

Корейські дослідники, в свою чергу, займаються напрямком PS SD-OCT [28], удосконалюючи камери спектрометра. Вони пропонують техніку PS SD-OCT, використовуючи спектрометр з єдиною камерою, який включає виготовлену на замовлення мультиплексовану решітку і три лінійних ПЗЗ-камери. Новітній спектрометр, складений із єдиної камери із більш ніж двома окремими лініями можуть незалежно один від одного набувати двох ортогонально поляризованих інтерференційних сигналів. Цей підхід забезпечує повну швидкість відображення, що визначається максимальним рівнем швидкості лінії ПЗЗ-камер і максимальною глибиною зображення через роздільну здатність спектрометра.

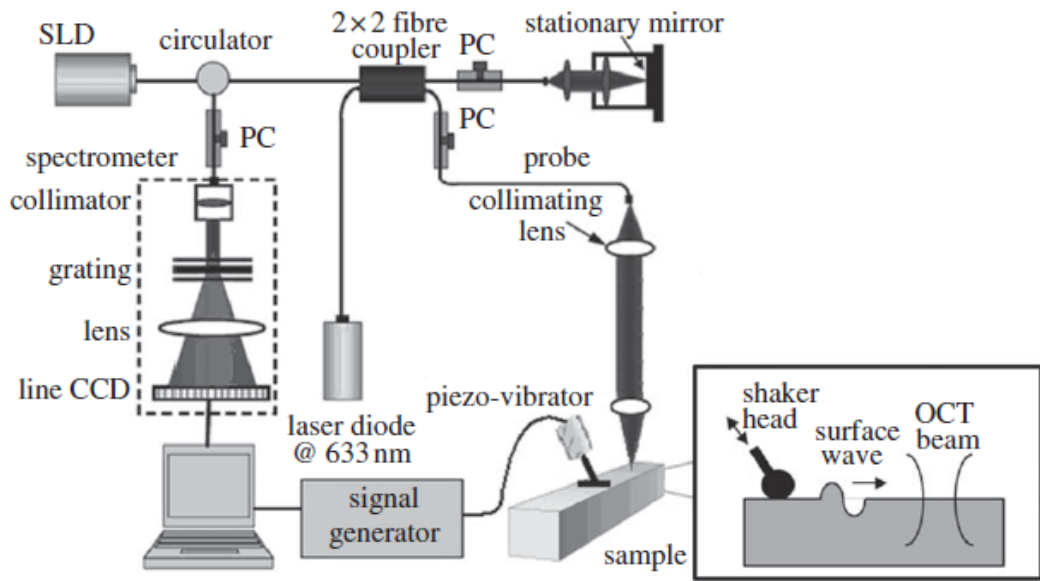
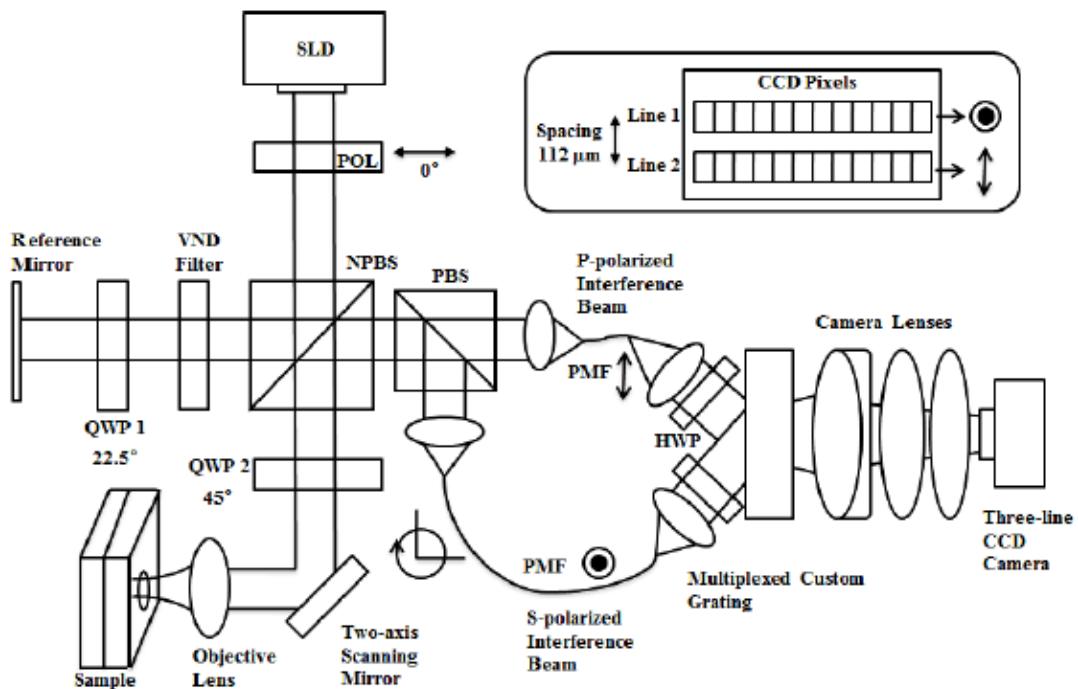


Рисунок 1.3 - Системи PS – OCT для генерації та виявлення поверхневих хвиль [27]



POL – лінійний поляризатор; NPBS – неполяризуючий роздвоювач променя; PBS – поляризаційний кубічний роздвоювач пучка; VND Filter – варіативний фільтр нейтральної густини; QWP – чвертьхвилева пластинка.

Рисунок 1.4 - Принципова схема системи PS SD-OCT з використанням плоского спектрометра [28]

Система вимірюється двопротенезаломлюючими біологічними тканинами, такими як людська долоня і грудний м'яз мишей. Крім того, була підтверджена різниця між нормальною м'язовою тканиною і патологічною, такою як легенева карцинома Льюїса, за допомогою додаткових досліджень засобами конфокальної мікроскопії на додаток до PS SD-OCT системи [28].

Система складається з лазерного ширококутового суперлюмінесцентного діода (SLD), інтерферометра Майкельсона, що використовується у поляризаційній оптиці, і саморобний спектрометр, включно із модулем високошвидкісної камери і лінзами камери [28].

Також широко відомий метод ОКТ діагностики - Фур'є-ОКТ (Fourier-domain (FD-OCT)) і її модифікації: спектральна ОКТ (spectral-domain (SD-OCT)) і ОКТ з джерелом, що перелаштовується (swept source OCT (SS-OCT)). Вони мають переваги перед традиційною часовою ОКТ в швидкості сканування та граничній чутливості.

Перевага у швидкості сканування досягається за рахунок того, що А-скан реєструється без поздовжнього сканування (за допомогою ПЗЗ-матриці або перебудовою довжини хвилі джерела) з подальшим математичним перетворенням. Крім того, методи фур'є-ОКТ мають більший динамічний діапазон (до 126 дБ).

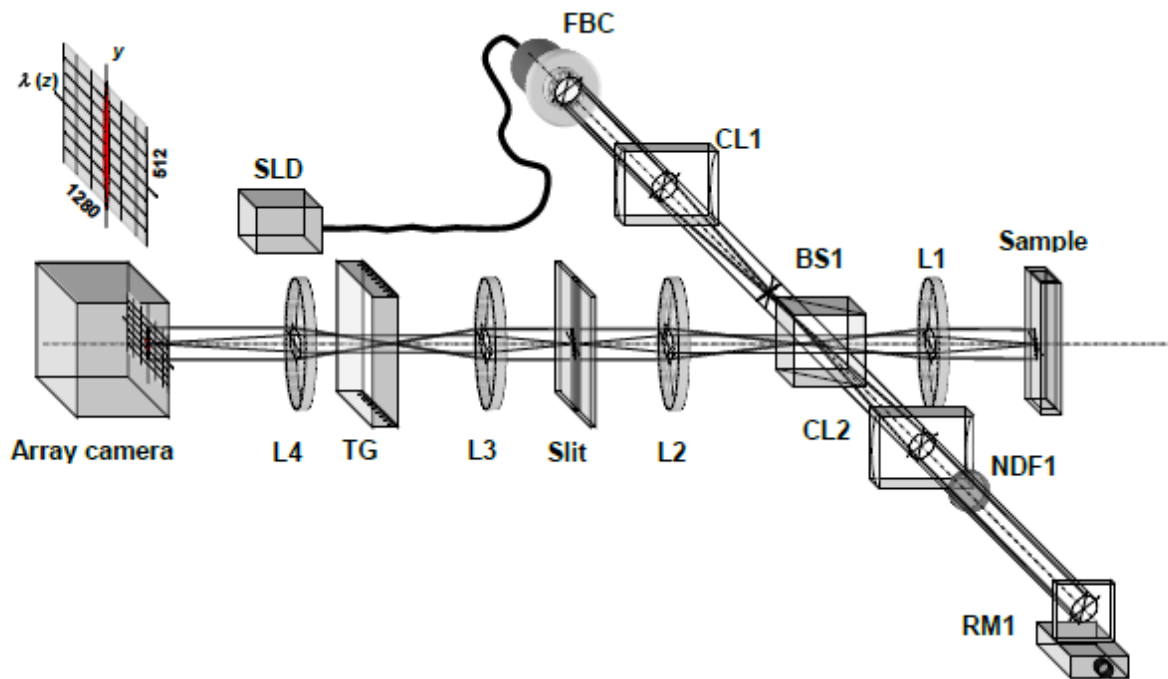
Недоліки спектрального методу також добре відомі: нееквідистантність спектра поля інтерференції на матриці ПЗЗ і паразитна інтерференція спектральних компонент всередині зразка приводять до спотворення ОКТ-зображень і появи наних артефактів. Обов'язкова процедура Фур'є-перетворення сигналу для відновлення ОКТ-зображень вимагає високої продуктивності обчислювальної системи при великих обсягах вихідних даних.

Новітніми дослідженнями FD-OCT займаються європейські вчені Браніслав Грайсьяр, Овес Лехарейнжер, Адольф Ф. Ферхер, Райнер А. Лейтгеб [29].

Вони продемонстрували нову надвисокошвидкісну і високо фазочутливу паралельну FD-OCT систему для кількісного фазового картографування. Система працює з максимальною швидкістю 512 000-сканів / с в режимі реального часу. Поле зору (x, y) системи приблизно ~ 2.7 мм x 3 мм, з роздільною здатністю по глибині 18 мкм і поперечною роздільною здатністю 11 мкм. Вони продемонстрували відмінну фазову стабільність уздовж поперечного (паралельного, нескануючого) напрямку.

Виміряна точність методу для виявлення невеликих змін в довжинах оптичного шляху було 510 у хвилину. Було отримано середньоквадратичне стандартне відхилення $\pm 0,0035$ рад, з фазових вимірювань різних концентрацій водного розчину глюкози, що демонструє високу точність системи.

Отже, реалізація принципу з мікро-струменевого може використовувати свій потенціал в різних застосуваннях, як для вивчення динамічних сумішей, так і для швидкого хімічного аналізу мікро-рідин [29].



SLD - суперлюмінесцентний діод; FBC – волоконний коліматор; CL1, CL2 - циліндричні лінзи; L1, L2, L3, - ахроматичні лізи; BS1 - неполяризований розгалужувач променя; RM1 - лазерне відбиваюче лінійне дзеркало; NDF1 - фільтр; Sample- 10 мм кюветф; T -решітки передачі; L4 - відображальна лінза.

Рисунок 1.5 - Схема паралельної FD-OCT системи [29]

Флюоресцентна спектроскопія - різновид люмінесцентної спектроскопії. Даний вид спектроскопії базується на такому явищі, як флюоресценція - короткотривала (від пікосекунд до мілісекунд) люмінесценція. Виникає внаслідок опромінення речовини світлом, іонізуючим випромінюванням, проходження крізь неї електричного струму, при хімічних реакціях, механічному впливі тощо. Флюоресцентна спектроскопія - вельми чутливий метод аналізу хімічного складу зразка, що дозволяє виявляти навіть окремі молекули речовини.

Такі вчені як Шуай Юан та Ю Чень серйозно займаються діагностичними дослідженнями, поєднуючи ОКТ з флюорисцентною спектроскопією [30].

У своїй статті, вони ввели кілька мультимодальних оптичних методів візуалізації, які поєднують в собі ОКТ і флюоресцентну візуалізацію (рис. 1.6-1.8). ОКТ дає високу роздільну здатність у поперечному перерізі відображення тканин мікроструктури, в той час як флюорисцентне відображення показує біохімічну та / або молекулярну інформацію. Мультимодальні методи оптичних зображень, які поєднують ОКТ і флюорисцентне відображення може забезпечити морфологічну, функціональну

молекулярну інформацію одночасно і мають великий потенціал у діагностиці захворювань та терапії [30].

Кілька таких змішаних систем, а також їх біомедичні додатки вводяться і обговорюються в їхній роботі.

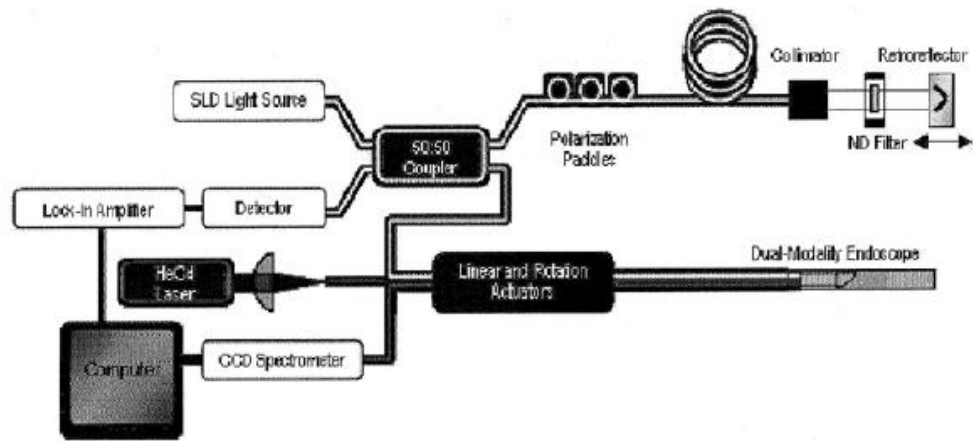


Рисунок 1.6 – Схема OCT – LIF системи [30]

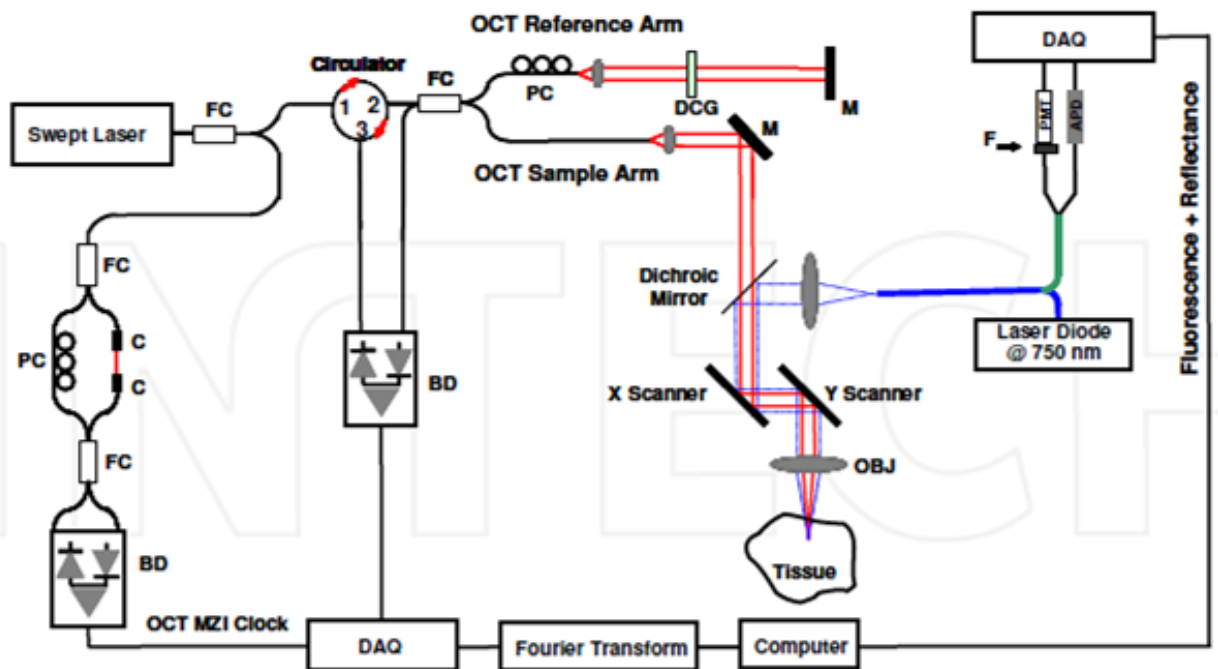


Рисунок 1.7 – Схема комбінованої OCT/FMI системи [30]

На рисунку 1.8 показана схема спільно зареєстрованих ОКТ та FLOT відображу вальних систем. Лінія сканування системи FLOT показана в правій частині. Збуджуюче джерело - безперервний лазерний діод (технологія Power, Inc.), при 670 нм. Циліндрична лінза використовується для розширення точку освітлення в лінії. Збуджене світло поєднується з ОКТ зразком через дихроїчне дзеркало (DM-1). Відбите і флуоресцентне світло відділяється другим дихроїчним дзеркалом (DM-2), і сигналу флуоресценції детектується за допомогою електронної підсилюючої ПЗЗ (CCD EM) камери (Кук Corp.), з емісійним фільтром (700 ± 10 нм).

Ця система може бути легко адаптована до зображення іншими барвниками флуоресценції шляхом зміни збуджуючого джерела і фільтри довжин хвиль.

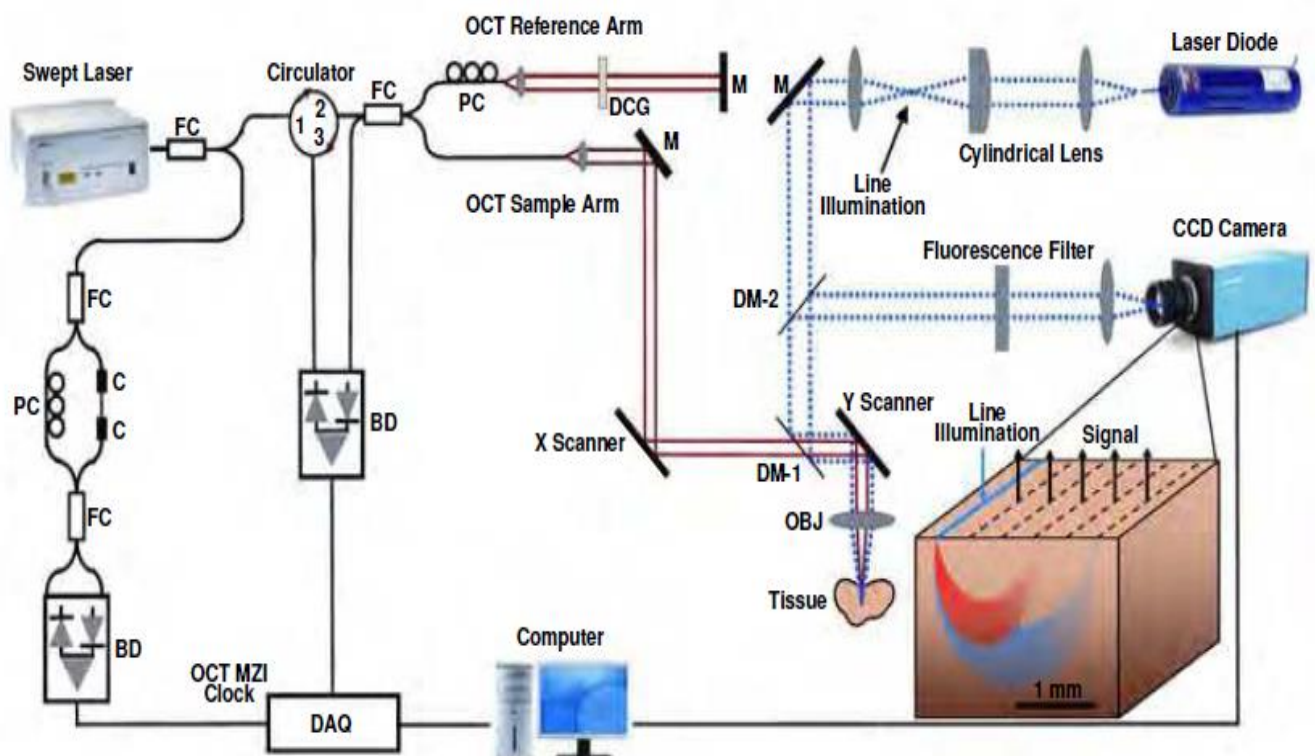


Рисунок 1.8 – Комбінована ОКТ та FLOT система [30]

Швидкість сканування для X 25 Гц (624 зразків в 2,5 мм), і швидкості сканування для Y становить 0,1 Гц (256 зразків у 2,5 мм). Лінія сканування FLOT сканує в Y тільки з тією ж швидкістю, як ОКТ, з 256 кадрів, що відповідає швидкості ПЗЗ (25 Гц з 30 мс час експозиції).

Загальний час збору для кожного 3D зразка приблизно 10 секунд. Час візуалізації 3D може бути значно зменшені при налаштуванні ПЗЗ - камери [30].

Проте всі зазначені методи і системи або знаходяться на етапі лабораторних досліджень, такі як ОКТ з флуорисцентною спектрокопією, PS SD-ОСТ, або є дорогі, наприклад, високо фазочутлива паралельна FD-ОСТ система і не завжди безпечними, такі як мамографія.

1.2 Методи та засоби лазерної поляриметрії для діагностики при онкопатологіях молочної залози

Серед методів оптичної діагностики біологічних тканин людини широко розповсюджені методи з використанням джерел когерентного випромінювання, зокрема лазерної поляриметрії [31, 32].

Розглянемо особливості поляризованого світла, вважаючи основною в даному випадку еліптичну поляризацію електромагнітної хвилі (рисунок 1.9) - вектор E в процесі розповсюдження когерентної хвилі обертається і описує еліптичну траєкторію. Таку геометричну траєкторію характеризують азимутом α . Другий параметр – еліптичність (β) або ексцентриситет, який визначається відношенням малої (b) осі еліпсу траєкторії до великої (a):

$$\beta = \arctg\left(\frac{b}{a}\right). \quad (1.1)$$

де α - азимут,
 β – еліптичність..

У випадку якщо $b=0$, то $\beta = \arctg 0 = 0$, то маємо лінійну поляризацію. Якщо $b=a$, то відповідно $\beta = \pm \frac{\pi}{4}$ і дана поляризація буде круговою, в іншому ж випадку поляризація буде еліптичною.

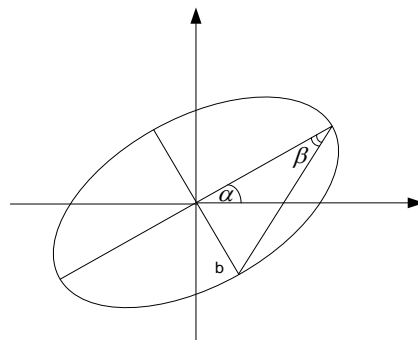


Рисунок 1.9 – Еліптична поляризація

В основу аналітичного підходу до аналізу поляризаційно неоднорідних зображень плазми крові покладені основні модельні положення методу лазерної поляриметрії [4], згідно з якими вона розглядається як сукупність моношарів, що містять оптично анізотропні волокна фібрину та формені елементи крові (рис. 1.10).

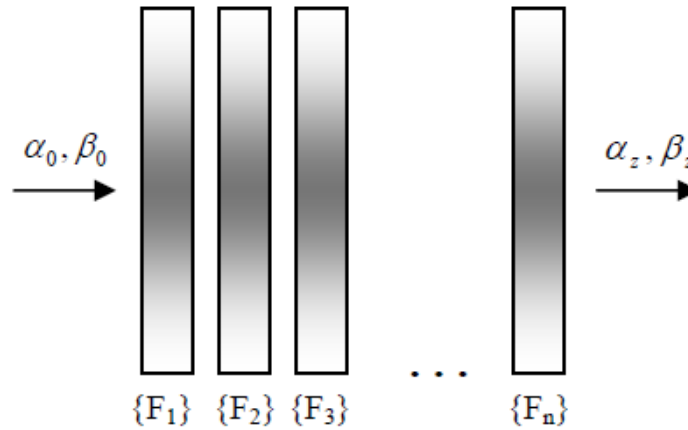


Рисунок 1.10 – Багатошарова оптична модель біологічної тканини

Механізми взаємодії лазерного випромінювання з таким шаром БТ описують наступною матрицею [4]:

$$\{F\}_j = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & f_{22} & f_{23} & f_{24} \\ 0 & f_{32} & f_{33} & f_{34} \\ 0 & f_{42} & f_{43} & f_{44} \end{pmatrix}, \quad (1.2)$$

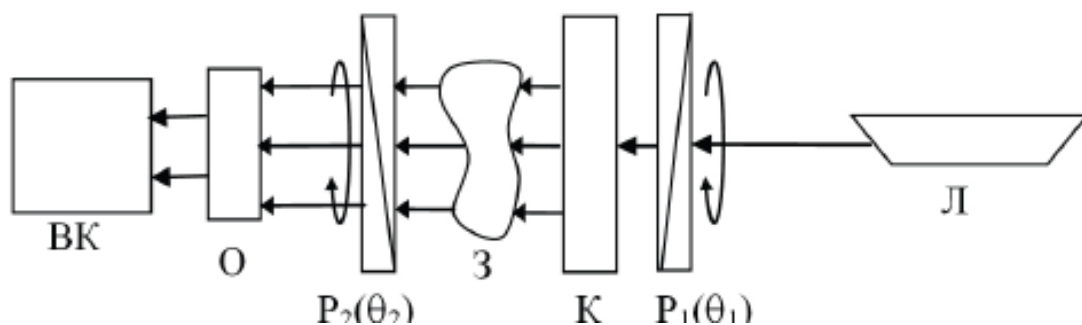
де

$$\begin{aligned} f_{22} &= \cos^2 2\rho + \sin^2 2\rho \cos \delta; \\ f_{23;32} &= \cos 2\rho \sin 2\rho (1 - \cos \delta); \\ f_{33} &= \sin^2 2\rho + \cos^2 2\rho \cos \delta; \\ f_{34;43} &= \pm \cos 2\rho \sin \delta; \\ f_{24;42} &= \pm \sin 2\rho \sin \delta; \\ f_{44} &= \cos \delta. \end{aligned} \quad (1.3)$$

де ρ – орієнтація фібрили, яка визначає напрям оптичної осі;

δ – величина фазового зсуву, що вноситься між ортогональними складовими амплітуди лазерної хвилі з довжиною λ .

Активним вивченням поляриметричних систем займається Київський національний університет ім. Шевченка під керівництвом Савенкова С.М. Ним нещодавно було запропоновано методику визначення параметрів анізотропії зразків біотканин на основі аналізу головного мінору 3×3 матриці Мюллера, представлена на рисунку 1.9 [33].



Л – лазер; К – коліматор; P1,P2 – рухомі поляризатори; З – зразок; О – об’єктив; ВК – відеокамера.

Рисунок 1.11 - Оптична схема відеополяриметра для вимірювання мінору 3×3 матриці Мюллера

У роботах Савенкова С.М. була розроблена лазерна поляриметрична система з автоматизацією, але вчений не займався активним дослідженням біологічних об’єктів, у тому числі МЗ, а також не здійснював аналіз на предмет відповідності із патологічними процесами.

З Київським національним університетом ім.Т.Г.Шевченка у галузі лазерної поляриметрії також тісно співпрацює Тужанський С.Є.

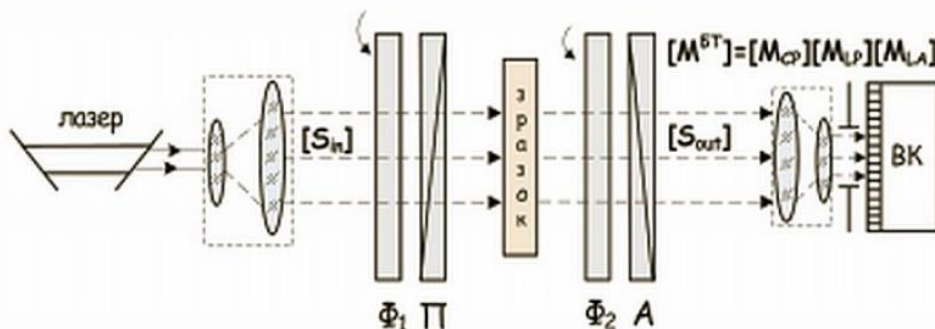


Рисунок 1.12 - Система лазерної відео поляриметрії для автоматизованого контролю параметрів неоднорідних біотканин [34]

Лазерна поляриметрия широко застосовується в Україні та закордоном, а ряд її способів активно досліджується та запатентований в роботах Чернівецького національного університету під керівництвом проф., д.ф.-м.н. Ушенка О.Г. [35-38] та Буковинського державного медичного університету (рис.1.13).

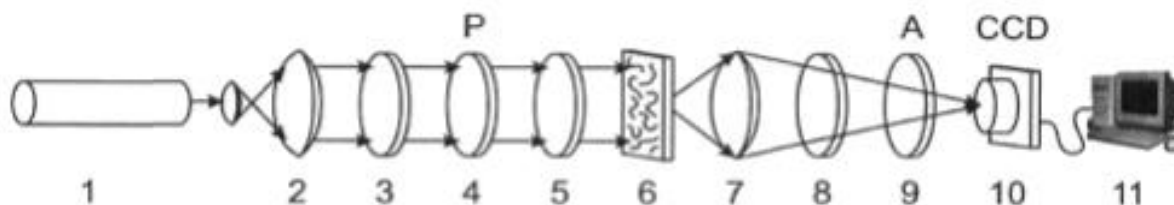


Рисунок 1.13 - Система лазерного Стокс-поляриметра для діагностики біологічних тканин [35]

У рамках даного напрямку одержується статистична (статистичні моменти 1-го – 4-го порядків), кореляційна (авто- і взаємо- кореляційні функції) і фрактальна (фрактальні розмірності) інформація про оптичну анізотропію біологічних шарів [39, 40,41]. Школа Ушенко О.Г. також здійснювала дослідження за поляризаційними характеристиками її гістологічних зрізів. У роботах [42, 43] була запропонована оптична модель плазми крові. Шляхом аналізу полікристалічної мережі білків плазми крові було розпочато дослідження стану грудної залози та отримано перші результати [44]. Проте дана школа не займалася дослідженнями онкопатологій молочної залози за плазмою крові, і також їхня система не є автоматизованою, на відміну від нашої.

2 МЕТОДИ ДВОВИМІРНОЇ ЛАЗЕРНОЇ ПОЛЯРИМЕТРІЇ МАЗКІВ ПЛАЗМИ КРОВІ ПРИ ОНКОЛОГІЧНИХ СТАНАХ МОЛОЧНИХ ЗАЛОЗ

2.1 Оптична модель плазми крові як перетворювача поляризації лазерного випромінювання

Плазма – це жовтувата напівпрозора рідина з питомою вагою 1,030-1,038 (питома вага крові 1,054 - 1,066), що складається з води (90 – 93%), білків (7 – 8%), органічних сполук і неорганічних солей (0,9%), глюкози (0,1%). До білків плазми відносяться глобуліни (α -, β - і γ -), альбуміни і фібриноген [11].

Білки плазми крові виконують різноманітні функції:

- 1) колоїдно-осмотичний і водний гомеостаз;
- 3) забезпечення агрегатного стану крові;
- 3) кислотно-основний гомеостаз;
- 4) імунний гомеостаз;
- 5) транспортна функція;
- 6) живильна функція;
- 7) участь у згортанні крові.

Альбуміни складають близько 60% всіх білків плазми. Завдяки відносно невеликій молекулярній масі (70000) і високій концентрації альбуміни створюють 80% онкотичного тиску. Альбуміни здійснюють живильну функцію, є резервом амінокислот для синтезу білків. Їх транспортна функція полягає в перенесенні холестерину, жирних кислот, білірубіну, солей жовчних кислот, солей важких металів, лікарських препаратів (антибіотиків, сульфаніламідів). Альбуміни синтезуються в печінці. Основними функціями альбуміна є підтримання колоїдно-осмотичного (онкотичного) тиску плазми. Тим самим він бере участь в обміні води між кров'ю і міжтканинним простором. При вмісті альбуміну нижче 30 г / л онкотичний тиск зменшується настільки, що вода переходить з внутрішнього в позасудинний сектор [45].

Виконує альбумін також транспортну функцію, зв'язуючись з білірубіном, жовчними кислотами, іонами металів, зокрема, кальцієм, гормонами, вільними жирними кислотами і ліками, що поступають в організм ззовні, наприклад, антибіотиками або саліцилатами. Таким чином альбумін бере участь у мінеральному, пігментному, гормональному та деяких інших видах обміну, регулюючи вміст вільних (не пов'язаних з білком фракцій) біологічно важливих речовин, що володіють більш високою активністю. Завдяки цій функції, альбумін відіграє значну роль у здійсненні процесів детоксикації організму.

Глобуліни підрозділяються на кілька фракцій: α -, β - і γ - глобуліни.

α - глобуліни включають глікопротеїни, тобто білки, простетичною групою яких є вуглеводи. Близько 60% всієї глюкози плазми циркулює у складі

глікопротеїнів. Ця група білків транспортує гормони, вітаміни, мікроелементи, ліпіди.

До α - глобулінів відносяться еритропоетин, плазміноген, протромбін.

β - глобуліни беруть участь у транспорті фосфоліпідів, холестерину, стероїдних гормонів, катіонів металів. До цієї фракції відноситься білок трансфери, що забезпечує транспорт заліза, а також багато факторів згортання крові.

γ -глобуліни включають в себе різні антитіла або імуноглобуліни 5 класів: Jg A, Jg G, Jg M, Jg D і Jg E, що захищають організм від вірусів і бактерій. До γ -глобулінів відносяться також - α -, β - аглютиніни крові, що визначають її групову приналежність [45].

Глобуліни утворюються в печінці, кістковому мозку, селезінці, лімфатичних вузлах.

До складу плазми крові входить фібриноген - перший фактор згортання крові. Під впливом тромбіну переходить у нерозчинну форму - фібрин, забезпечуючи згустку крові. Фібриноген утворюється в печінці.

Пропорційний вміст альбумінів та глобулінів в плазмі крові людини, в залежності від фізіологічного стану людини, змінюється.

Рідкі біологічні середовища: плазма крові, цереброспінальна рідина, лімфа, тканинна рідина, сеча, слина грають виключно важливу роль у роботі людського організму, виконуючи цілий ряд функцій: транспорт речовин до органів і тканин, підтримання гомеостазу, здійснення імунної відповіді і т.д. При різних патологічних станах неминує відбуваються ті чи інші зміни складу однієї або декількох біологічних рідин, які часто є єдиними специфічними симптомами багатьох захворювань. У зв'язку з цим клініко-лабораторний аналіз є обов'язковою складовою діагностичного процесу.

В основу модельного розгляду покладено наступні особливості взаємодії оптичного випромінювання з біологічними об'єктами [4,11,46]:

- малопотужне електромагнітне випромінювання не може спричинити ніякої фізіологічної, біохімічної та іншої дії на організм людини, поки воно не поглинається сукупністю рідин і тканин цього організму.

- всі біологічні тканини і рідини поглинають електромагнітне випромінювання селективно у відповідності із величиною довжини хвилі.

- при дослідженні живих біологічних структур необхідно строго фіксувати умови досліду, домагатися їх відтворення й передбачати всі можливі джерела похибок.

- усі біологічні тканини і рідини (колоїдні системи - кров, плазма, сеча, легеневий конденсат і т. ін.) оптично неоднорідні й світлорозсіюючі.

- у процесі взаємодії випромінювання з оптично неоднорідним середовищем відбувається не тільки його поглинання, але й розсіювання, в процесі якого змінюється поляризація електромагнітного випромінювання.

В основу моделювання оптичних властивостей плазми крові покладено положення про анізотропію протеїнових мереж біологічних тканин [4, 11, 46]:

- плівка плазми крові людини розглядається у вигляді двокомпонентної аморфно-кристалічної структури;
- кристалічна компонента сформована сукупністю (мережею) кристалів альбуміну і глобуліну;
- оптично рідкі кристали амінокислот володіють властивостями оптично одноосних двопронезаломлюючих кристалів, які характеризуються матричним оператором Мюллера наступного вигляду:

$$\{Z\}_j = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & z_{22} & z_{23} & z_{24} \\ 0 & z_{32} & z_{33} & z_{34} \\ 0 & z_{42} & z_{43} & z_{44} \end{pmatrix}, \quad (2.1)$$

де

$$z_{ik}(\rho, \delta) = \begin{cases} z_{22} = \cos^2 2\rho + \sin^2 2\rho \cos \delta; \\ z_{23;32} = \cos 2\rho \sin 2\rho (1 - \cos \delta); \\ z_{33} = \sin^2 2\rho + \cos^2 2\rho \cos \delta; \\ z_{34;43} = \pm \cos 2\rho \sin \delta; \\ z_{24;42} = \pm \sin 2\rho \sin \delta; \\ z_{44} = \cos \delta. \end{cases} \quad (2.2)$$

де ρ - напрямок оптичної осі кристалу амінокислоти;

$\delta = 2\pi/\lambda \Delta n d$ - фазовий зсув, який вноситься між ортогональними складовими амплітуди лазерної хвилі довжиною λ , що проходить крізь білок з поперечним геометричним розміром d та показником двопронезаломлення Δn .

Класичне визначення матриці Мюллера $\{Z\}$ полягає в тому, що такий математичний оператор вичерпно повно характеризує процеси трансформації вектора Стокса оптико – анізотропними біологічними шарами [46]:

$$S^* = \{Z\}S_0. \quad (2.3)$$

де S_0, S^* - вектора Стокса опромінюючого і об'єктного пучків.

З урахуванням (2.3) можна записати вектор Стокса S^* у розгорнутому вигляді:

$$S^* = \begin{pmatrix} 1 \\ S_2 \\ S_3 \\ S_4 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 1 \\ z_{22}S_2^0 + z_{23}S_3^0 + z_{24}S_4^0 \\ z_{32}S_2^0 + z_{33}S_3^0 + z_{34}S_4^0 \\ z_{42}S_2^0 + z_{43}S_3^0 + z_{44}S_4^0 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 1 \\ \cos 2\alpha \cos 2\beta \\ \sin 2\alpha \cos 2\beta \\ \sin 2\beta \end{pmatrix}. \quad (2.4)$$

На основі (2.4) одержимо вирази для визначення азимута α і еліптичності β поляризації об'єктної електромагнітної хвилі

$$\alpha = 0,5 \arctg\left(\frac{S_3}{S_2}\right) \equiv u[z_{ik}(\rho, \delta)]; \quad (2.5)$$

$$\beta = 0,5 \arcsin(S_4) \equiv p[z_{ik}(\rho, \delta)]. \quad (2.6)$$

З аналізу співвідношень (2.5) і (2.6) випливає, що стан поляризації (α, β) перетвореного лазерного випромінювання визначається відповідними локальними орієнтаційно – фазовими (ρ, δ) параметрами полікристалічної сітки білків плівки плазми крові.

Іншими словами, за умови координатної неоднорідності розподілів $\rho(X, Y)$ і $\delta(X, Y)$ в площині шару плазми крові людини, формується відповідне поляризаційно-неоднорідне зображення з розподілами $\alpha(X, Y)$ і $\beta(X, Y)$.

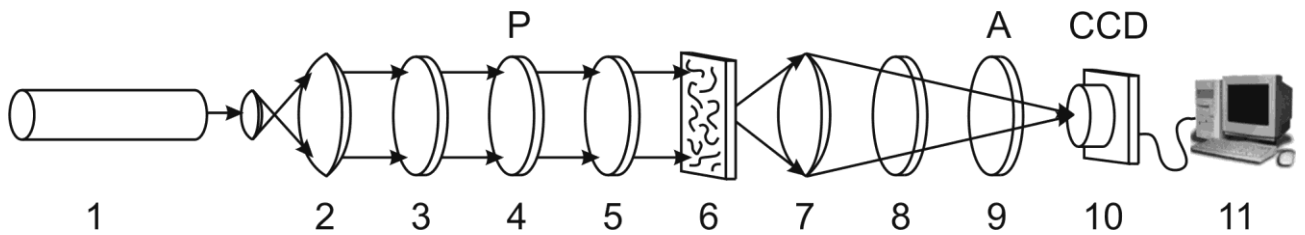
Останні, за умов одноразового розсіяння є поляризаційними “відбитками” орієнтаційно - фазової структури полікристалічної сітки біологічних кристалів білків плівки плазми крові.

В подальшому координатні розподіли станів поляризації у зображеннях плазми крові будемо називати, згідно з термінологією [47], поляризаційними мапами полікристалічних білкових мереж.

2.2 Методи та система для поляриметричних вимірювань параметрів лазерного випромінювання, що пройшло крізь плівку плазми крові людини

Дослідження оптичних проявів дихроїзму та двопроменезаломлення оптико анізотропної речовини біологічних тканин і рідин проводилося у традиційному розташуванні лазерного поляриметру [47].

На рис. 2.1 приведена оптичну схему прямого поляриметрування – визначення сукупності координатних розподілів чотирьох параметрів вектора Стокса лазерного мікроскопічного зображення, сформованого шаром оптико – анізотропної плазми крові людини.



1 – He - Ne лазер; 2 – коліматор; 3, 5, 8 – чверть хвильові платівки; 4, 9 – поляризатор та аналізатор відповідно; 6 – об’єкт дослідження ; 7 – мікрооб’єктив; 10 – CCD камера; 11 – персональний комп’ютер.

Рисунок 2.1 - Оптична схема стоксполяриметра

Опромінювання проводилось паралельним пучком ($\varnothing=10^4$ мкм) He-Ne лазера ($\lambda= 0.6328$ мкм) 1. За допомогою поляризаційного освітлювача (чвертьхвильові пластини 3, 5 (похибка 4%) і поляризатор 4 (лінійність 99%) формувались різні стани поляризації освітлюючого пучка.

Поляризаційні мікроскопічні зображення зразків плівок плазми крові 6 проектувалися за допомогою мікрооб’єктиву 7 (цифрова апертура 0.1, фокусна відстань $f = 450 \mu m$, збільшення 4X) в площину світлочутливої площадки ($800 \text{ pix} \times 600 \text{ pix}$) цифрової CCD камери 10 (роздільна здатність $1 \text{ pix} \leftrightarrow 2 \mu m$, динамічний діапазон 12 Бт, лінійність 10^5).

2.2.1 Вимірювання параметрів вектора Стокса. Опишемо методи, за допомогою яких можна експериментально знаходити параметри Стокса для будь-якого світлового пучка. [48]

По-перше, необхідно навчитися вимірювати 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. 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 [48].

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

$$E_1 = H^2 \quad (2.7)$$

2. Потім поляроїдним плівку повертають до тих пір, поки її площина пропускання не стане вертикальною, тобто, паралельною осі Oy . Тепер поляризатор пропускає інтенсивність E_2 , пропорційну квадрату y –компоненти вектора електричного поля, тобто,

$$E_2 = K^2 \quad (2.8)$$

Далі, виходячи з визначення параметрів Стокса, знаходимо:

$$I = H^2 + K^2 = E_1 + E_2 \quad (2.9)$$

$$I = H^2 - K^2 = E_1 - E_2 \quad (2.10)$$

3. Вихідний пучок припустимо тепер через поляроїд, площину пропускання якого утворює кут 45° з горизонталлю і проходить через перший і третій квадранти. Використовуючи отриману вище матрицю Мюллера, що відповідає поляроїдом, знаходимо стовпець Стокса для пучка, що пройшов через поляроїд:

$$\begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & -1 & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} I \\ Q \\ U \\ V \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} I \\ Q \\ V \\ -U \end{bmatrix}. \quad (2.11)$$

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

4. Припустимо, тепер вихідний пучок через поляроїд, площину пропускання якого також утворює кут 45° з горизонталлю, але проходить через другий і четвертий квадранти, так що кут зручно розглядати як -45° . Якщо обчислити матрицю Мюллера для поляроїда при такому значенні кута α , то отримаємо стовпець Стокса для пучка, що пройшов через поляроїд, в наступному вигляді:

$$\theta = \begin{pmatrix} r_1 & \cdots & r_m \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ r_n & \cdots & r_m \end{pmatrix} \cdot I \begin{pmatrix} r_1 & \cdots & r_m \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ r_n & \cdots & r_m \end{pmatrix} = \min \quad (2.12)$$

Інтенсивність пучка на виході цього поляроїда дорівнює $\frac{1}{2}(I - U)$. Після вирахування E_3 та E_4 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 вісь найбільшої швидкості була горизонтальна. Використовуючи матрицю Мюллера для чвертьхвильової пластинки, отримуємо стовпець Стокса для пучка, що пройшов через цю платівку:

$$\begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & -1 & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} I \\ Q \\ U \\ V \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} I \\ Q \\ V \\ -U \end{bmatrix}. \quad (2.13)$$

5. Пучок, що пройшов через чвертьхвильову пластинку, припустимо потім через поляроїд, орієнтований також, як і при третьому вимірі. У цьому випадку стовпець Стокса має вигляд:

$$\frac{1}{2} \begin{bmatrix} 1 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \\ 1 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} I \\ Q \\ U \\ V \end{bmatrix} = \frac{1}{2} \begin{bmatrix} I + V \\ 0 \\ I + V \\ 0 \end{bmatrix}. \quad (2.14)$$

Інтенсивність пучка на виході поляроїда:

$$E_5 = \frac{1}{2}(I - V). \quad (2.15)$$

6. Пучок, що вийшов з чвертьхвильової пластинки, припустимо тепер через поляроїд, орієнтований як у четвертому вимірі. Стовпець Стокса виходить тоді наступним чином:

$$\frac{1}{2} \begin{bmatrix} 1 & 0 & -1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \\ -1 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} I \\ Q \\ V \\ -U \end{bmatrix} = \frac{1}{2} \begin{bmatrix} I - V \\ 0 \\ -I + V \\ 0 \end{bmatrix}. \quad (2.16)$$

а інтенсивність дорівнює:

$$E_6 = \frac{1}{2}(I - V). \quad (2.17)$$

Для того щоб визначити перший елемент у двох останніх стовпцях Стокса, віднімемо інтенсивність E_6 із E_5 . У результаті отримуємо:

$$V = E_6 - E_5 \quad (2.18)$$

Таким чином, ми виміряли всі чотири параметри Стокса для вихідного пучка. Для нашого випадку введемо ряд позначень:

$$E_1 \rightarrow I_1; E_2 \rightarrow I_2; E_3 \rightarrow I_3; E_4 \rightarrow I_4; E_5 \rightarrow I_5; E_6 \rightarrow I_6$$

У загальному випадку, для визначення набору чотирьох параметрів вектора Стокса у кожному jk -му пікселі такого мікроскопічного зображення, необхідно провести шість вимірювань інтенсивності:

- опромінюємо зразок лінійно поляризованим лазерним пучком з азимутом $\alpha_0 = 45^\circ$;
- орієнтуємо площину пропускання поляризатора - аналізатора під кутом 0° і реєструємо координатний розподіл інтенсивності $I_{jk}(45^\circ - 0^\circ)$ лазерного мікроскопічного зображення;
- далі площину пропускання поляризатора - аналізатора повертаємо на кут 90° і вимірюємо інтенсивність $I_{jk}(45^\circ - 90^\circ)$;
- обчислюємо координатні розподіли першого і другого параметру вектора Стокса за наступним співвідношенням:

$$S_1(jk) = I_{jk}(45^\circ - 0^\circ) + I_{jk}(45^\circ - 90^\circ) \quad (2.19)$$

$$S_2(jk) = I_{jk}(45^\circ - 0^\circ) - I_{jk}(45^\circ - 90^\circ) \quad (2.20)$$

- повертаємо площину пропускання поляризатора - аналізатора на кут 45° і вимірюємо розподіл інтенсивності $I_{jk}(45^\circ - 45^\circ)$ в площині мікроскопічного лазерного зображення плівки плазми крові;
- лазерний пучок пропускаємо через поляризатор, площина пропускання якого також утворює кут -45° і вимірюємо розподіл інтенсивності $I_{jk}(45^\circ - (-45^\circ))$ в площині мікроскопічного лазерного зображення плівки плазми крові;
- обчислюємо координатний розподіл третього параметру вектора Стокса за наступним співвідношенням:

$$S_3(jk) = I_{jk}(45^\circ - 45^\circ) - I_{jk} 45^\circ - (-45^\circ). \quad (2.21)$$

– для вимірювання 4-го параметру встановлюємо чвертьхвильову платівку 8 так, щоб її оптична вісь була зорієнтована під кутом 0° . Лазерний пучок, що пройшов крізь таку пластинку, пропускаємо через поляризатор-аналізатор 9, зорієнтований під кутом 45° і вимірюємо координатний розподіл інтенсивності $I_{ik}(\otimes)$ в площині поляризаційно відфільтрованого мікроскопічного лазерного зображення плівки плазми крові;

– повертаємо площину пропускання поляризатора – аналізатора 9 відносно осі найбільшої швидкості чверть хвильової пластинки 8 на кут -45° і вимірюємо координатний розподіл інтенсивності $I_{ik}(\oplus)$ в площині поляризаційно відфільтрованого мікроскопічного лазерного зображення плівки плазми крові;

– обчислюємо координатний розподіл четвертого параметру вектора Стокса за наступним співвідношенням:

$$S_4(jk) = I_{jk}(45^\circ - \otimes) - I_{jk}(45^\circ - \oplus). \quad (2.22)$$

2.3 Обчислення поляризаційних мап азимутів і еліптичностей лазерного зображення полікристалічної мережі

Теоретичним підґрунтям для використання способу є наступні дані [49].

Відомо, що анізотропна складова фазово неоднорідних шарів характеризується наступним матричним оператором:

$$\{Z\}_j = \begin{vmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & z_{22} & z_{23} & z_{24} \\ 0 & z_{32} & z_{33} & z_{34} \\ 0 & z_{42} & z_{43} & z_{44} \end{vmatrix} \quad (2.23)$$

де

$$Z_{jk}(\rho, \delta) = \begin{cases} z_{22} = \cos^2 2\rho + \sin^2 2\rho \cos \delta; \\ z_{23}; z_{32} = \cos 2\rho \sin 2\rho (1 - \cos \delta); \\ z_{33} = \sin^2 2\rho + \cos^2 2\rho \cos \delta; \\ z_{34}; z_{43} = \mp \cos 2\rho \sin \delta; \\ z_{24}; z_{42} = \mp \sin 2\rho \sin \delta; \\ z_{44} = \cos \delta. \end{cases} \quad (2.24)$$

де ρ - напрямок оптичної осі, що визначається напрямом укладання двопротенезаломлюючої фібрили;

$\delta = 2\pi/\Delta n d$ - фазовий зсув, який вноситься між ортогональними

складовими амплітуди лазерної хвилі довжиною λ , що проходить крізь фібрилу з лінійним розміром геометричного перерізу d та показником двопротенезаломлення Δn .

Показано, що процеси трансформації азимута і еліптичності поляризації лазерного випромінювання анізотропними шарами визначаються наступними алгоритмами [49]:

$$\alpha = 0,5 \arctg \left(\frac{z_{32} \cos 2\alpha_0 \cos \beta_0 + z_{33} \sin 2\alpha_0 \cos 2\beta_0 + z_{34} \sin 2\beta_0}{z_{22} \cos 2\alpha_0 \cos \beta_0 + z_{23} \sin 2\alpha_0 \cos 2\beta_0 + z_{24} \sin 2\beta_0} \right) = u \left[z_{jk}(\rho, \delta), \alpha_0, \beta_0 \right] \quad (2.25)$$

$$\beta = 0,5 \arcsin(z_{42} \cos 2\alpha_0 \cos 2\beta_0 + z_{43} \sin 2\alpha_0 \cos 2\beta_0 + z_{44} \sin 2\beta_0) = p \left[z_{jk}(\rho, \delta), \alpha_0, \beta_0 \right] \quad (2.26)$$

де α_0, β_0 - азимут і еліптичність електромагнітної хвилі, якою здійснюється зондування.

Спосіб поляризаційного картографування полікристалічних мереж оптико-анізотропних шарів біологічних об'єктів здійснюється таким чином. Опромінювання проводилось паралельним пучком ($\varnothing=10^4$ мкм) He-Ne лазера ($\lambda=0.64$ мкм), який формують коліматором 2 і чвертьхвильовою пластинкою 3. За допомогою поляризатора 4 формується лінійно поляризований пучок з азимутом $\alpha_0 = 0^\circ$, яким зондують анізотропний шар біологічного об'єкту 5. Обертаючи вісь пропускання θ аналізатора 7 в межах $=0^\circ-180^\circ$, зображення анізотропного шару біологічного об'єкта 5 проектують за допомогою мікрооб'єктиву 6 в площин світлочутливої площадки ($m \times n = 800 \text{ pix} \times 600 \text{ pix}$) цифрової камери 8, а потім передають на комп'ютер 9.

Поляризаційні розподіли обчислювалися на основі визначення масивів

мінімальних і максимальних рівнів інтенсивності $I_{min} = \begin{pmatrix} r_1 & \cdots & r_m \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ r_n & \cdots & r_m \end{pmatrix} \cdot I_{max} =$

$= \begin{pmatrix} r_1 & \cdots & r_m \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ r_n & \cdots & r_m \end{pmatrix}$ зображення анізотропного шару для кожного окремого пікселя

(mn) світлочутливої камери і відповідних їм кутів повороту

$$\theta = \begin{pmatrix} r_1 & \cdots & r_m \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ r_n & \cdots & r_m \end{pmatrix} \cdot I \begin{pmatrix} r_1 & \cdots & r_m \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ r_n & \cdots & r_m \end{pmatrix} = \min, \text{ що описана в літературі [49].}$$

$$\alpha_{jk} = 0,5 \arctg \left[\frac{I_{jk}(45^\circ - 45^\circ) - I_{jk}(45^\circ - (-45^\circ))}{I_{jk}(45^\circ - 0^\circ) - I_{jk}(45^\circ - 90^\circ)} \right]; \quad (2.27)$$

$$\beta_{jk} = 0,5 \arcsin \left[\frac{I_{jk}(45^\circ - \otimes) - I_{jk}(45^\circ - \oplus)}{I_{jk}(45^\circ - 0^\circ) + I_{jk}(45^\circ - 90^\circ)} \right]. \quad (2.28)$$

Визначивши таким чином (співвідношення (2.27) і (2.28)) стан поляризації у кожній точці лазерного мікроскопічного зображення плівки плазми крові людини, одержуємо поляризаційні мапи її полікристалічної білкової мережі

$$\alpha(m \times n) = \begin{pmatrix} \alpha_{11} & \cdots & \alpha_{1n} \\ \cdot & \alpha_{jk} & \cdot \\ \cdot & & \cdot \\ \alpha_{m1} & \cdots & \alpha_{mn} \end{pmatrix}; \quad (2.29)$$

$$\beta(m \times n) = \begin{pmatrix} \beta_{11} & \cdots & \beta_{1n} \\ \cdot & \beta_{jk} & \cdot \\ \cdot & & \cdot \\ \beta_{m1} & \cdots & \beta_{mn} \end{pmatrix}. \quad (2.30)$$

2.4 Формування фазових мап лазерних зображень полікристалічної мережі

Розглянемо процес перетворення комплексної амплітуди ($E \rightarrow U$) лазерної хвилі, що пройшла крізь анізотропний шар ($\{M\}$), який розміщений між двох перехрещених фазових фільтрів - чвертьхвильових пластинок ($\{\Phi_1\}$ і $\{\Phi_2\}$) і поляризаторів ($\{P_1\}$ і $\{P_2\}$), площини пропускання яких складають кути з осями найбільшої швидкості $+45^\circ$ і -45° [50].

Амплітуда U перетвореного лазерного пучка визначається наступним матричним рівнянням:

$$U = 0,25 \{P_2\} \{\Phi_2\} \{M\} \{\Phi_1\} \{P_1\} E, \quad (2.31)$$

де

$$\left\{ \begin{array}{l} E = \begin{pmatrix} E_x \\ E_y \exp(-i\delta_a) \end{pmatrix}; U = \begin{pmatrix} E_x \\ E_y \exp(-i\delta_a) \end{pmatrix} \\ \{P_1\} = \begin{vmatrix} 1 & 1 \\ 1 & 1 \end{vmatrix}; \{P_2\} = \begin{vmatrix} 1 & -1 \\ -1 & 1 \end{vmatrix}; \{\Phi_1\} = \begin{vmatrix} 1 & 0 \\ 0 & i \end{vmatrix}; \{\Phi_2\} = \begin{vmatrix} i & 0 \\ 0 & 1 \end{vmatrix}. \end{array} \right. \quad (2.32)$$

Для часткового випадку плоскополяризованої хвилі $E(E_x - E_y; \delta_0 = 0) = \begin{pmatrix} 1 \\ 1 \end{pmatrix}$ рівняння набуває вигляду:

$$U = 0,25 \begin{vmatrix} 1 & -1 \\ -1 & 1 \end{vmatrix} \begin{vmatrix} i & 0 \\ 0 & 1 \end{vmatrix} \times \begin{vmatrix} \cos^2 \rho + \sin^2 \rho \exp[-i\delta] \cos \rho \sin \rho \{1 - \exp[-i\delta]\} \\ \cos \rho \sin \rho \{1 - \exp[-i\delta]\} \sin^2 \rho + \cos^2 \rho \exp[-i\delta] \end{vmatrix} \times \begin{vmatrix} 1 & 0 \\ 0 & 1 \end{vmatrix} \begin{vmatrix} 1 & 1 \\ 1 & 1 \end{vmatrix} \begin{pmatrix} 1 \\ 1 \end{pmatrix} \quad (2.33)$$

Розв'язком останнього матричного рівняння є значення комплексної амплітуди $U(\delta)$, що визначається фазовим зсувом δ . На цій основі можна записати [50]:

Співвідношення (2.33) визначає алгоритм безпосереднього експериментального вимірювання координатного розподілу мапи фазових зсувів у лазерному зображенні оптико-анізотропного шару біологічного об'єкта.

$$I(\delta) = UU^* = I_0 \sin^2 \left[\frac{\delta}{2} \right]. \quad (2.34)$$

де I_0 - інтенсивність зондуючого лазерного пучка;

$I(\delta)$ - мапа інтенсивностей лазерного зображення шару біологічного об'єкта.

Спосіб здійснюється наступним чином. Для формування поляризованого лазерного пучка для зондування біологічного об'єкта 6 із випромінювання низькокогерентного напівпровідникового лазерного діода 1 ($\lambda = 0,64$ мкм), що пройшло через коліматор 2 та чвертьхвильову пластинку 3, формують правоциркулярно поляризований пучок, який перетворюють за допомогою поляризатора 4 у лінійно поляризований пучок з азимутом 45° , який за допомогою чвертьхвильової пластинки 5 перетворюється на правоциркулярний

пучок із стабільною інтенсивністю. Вісь найбільшої швидкості чвертьхвильової пластинки 5 орієнтується під кутом $\Theta=45^\circ$ відносно площини пропускання поляризатора 4.

Зображення анізотропних шарів біологічного об'єкта 6 проектують за допомогою мікрооб'єктива 7 через чвертьхвильову пластинку 8 та аналізатор 9 у площину світлочутливої площадки ($m \times n = 800 \text{ pix} \times 600 \text{ pix}$) CCD камери 10. Шляхом розміщення площини пропускання аналізатора 9 під кутом $\Theta=-45^\circ$ відносно осі найбільшої швидкості чвертьхвильової пластинки 8 формують умови пропускання лівоциркулярно поляризованого випромінювання лазерного зображення анізотропного шару біологічного об'єкта [50].

Розподіл інтенсивності I_δ таких коливань реєструється сукупністю пікселів CCD-камери 10, який алгоритмічно обробляють за формулою (2.34) у персональному комп'ютері 11.

Таким чином, одержують двовимірний дискретний розподіл $I_\delta \begin{pmatrix} r_{11} & r_{1n} \\ r_{m1} & r_{mn} \end{pmatrix}$ інтенсивності, який алгоритмічно обробляють за формулою (3.18) у персональному комп'ютері 11, де розраховують координатні розподіли (фазові мали) фазових зсувів $S(m \times n)$ лазерного зображення анізотропного шару біологічного об'єкта 6.

3 СТРУКТУРНА ОРГАНІЗАЦІЯ СИСТЕМИ ЛАЗЕРНОЇ ПОЛЯРИМЕТРІЇ ПЛАЗМИ КРОВІ ТА ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНА ДІАГНОСТИКА ПАТОЛОГІЙ МОЛОЧНИХ ЗАЛОЗ

3.1 Структурна схема автоматизованого поляриметра для визначення поляризаційних і фазових мап лазерних зображень полікристалічної мережі

Відома експериментальна методика вимірювань мап параметрів вектора Стокса на основі шести значень світлових потоків, отриманих після проходження крізь відповідні перетворювальні фільтри, утворені комбінаціями орієнтації поляризаційних елементів (поляризатора, аналізатора, двох фазових чвертьхвильових платівок), розташованих безпосередньо перед фотодетектором [2, 3, 30].

Архітектура двовимірної автоматизованої системи Стокс-поляриметричного картографування (рис.3.1) [51] що реалізує дану методику, містить: лазер 1 довжиною хвилі $\lambda = 0,638$ мкм, який випромінює пучок, що потрапляє через коліматор 2, який формує розширений пучок променів, до блоку поляризаційного опромінення 3.

Блок 3 формує лазерний пучок з довільним азимутом та еліптичністю поляризації $I(\alpha, \beta)$ за допомогою двох чвертьхвильових пластинок $4_1, 4_2$ та лінійного поляризатора 5_1 шляхом обертання площини пропускання лінійного поляризатора 5_1 у межах $0^\circ \leq \Theta \leq 180^\circ$ або обертання оптичної осі чвертьхвильової пластинки 4_2 $0^\circ \leq \Theta \leq \pm 45^\circ$ відносно нерухомого поляризатора 5_1 .

Таким чином, довільно поляризованим (з азимутом $0^\circ \leq \alpha_0 \leq 180^\circ$ і еліптичністю $0^\circ \leq \beta_0 \leq 90^\circ$) лазерним пучком, сформованим блоком 3, зондують об'єкт 6 і за допомогою проєкційного блоку 7, кутова апертура якого узгоджена із індикатрисою розсіяння лазерного пучка, формують зображення оптико-анізотропного шару об'єкту 6, які попередньо відфільтровані блоком поляризаційної фільтрації 8, в площині цифрової світлочутливої камери 9. Блок поляризаційної фільтрації 8 складається із лінійного поляризатора 5_2 з обертанням площини пропускання на кути $0^\circ; 90^\circ; 45^\circ; 135^\circ$ і чвертьхвильової пластинки 4_3 , оптична вісь якої може бути орієнтована під кутом $+45^\circ$ відносно лінійного поляризатора 5_2 (режим правої циркуляції “ \otimes ”) та під кутом -45° відносно лінійного поляризатора 5_2 (режим лівої циркуляції “ \oplus ”). Шляхом застосування багатофункціонального поляризаційного фільтру – аналізатора 8 вимірюють координатні розподіли значень інтенсивностей $I(0^\circ)$;

$I(90^0)$; $I(45^0)$; $I(135^0)$; $I(\otimes)$; $I(\oplus)$; поляризаційно відфільтрованих лазерних зображень оптико-анізотропного шару 6, які через захоплювач кадрів відеокамери 9 передаються до комп'ютера 10 і зберігаються там.

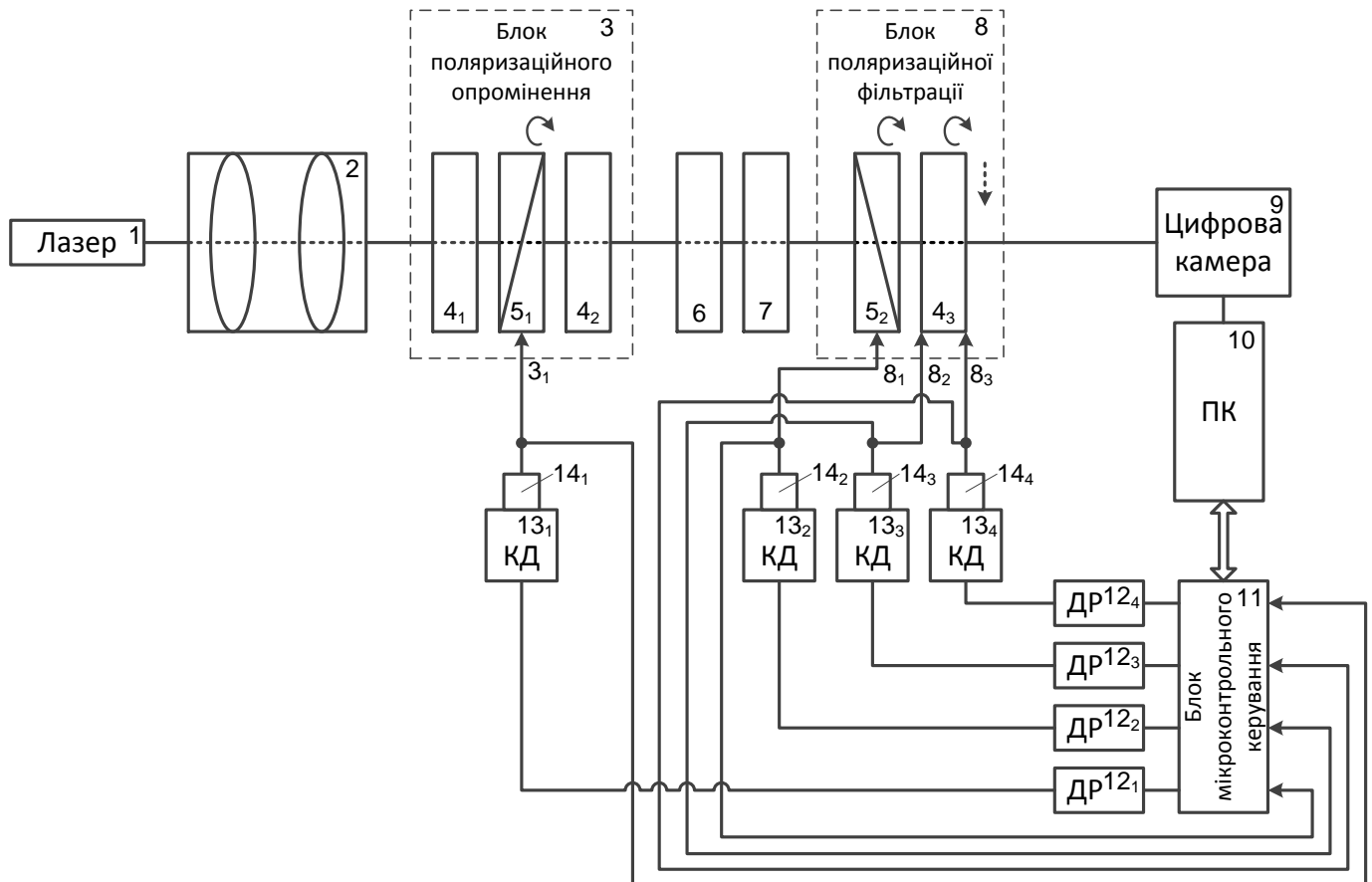


Рисунок 3.1 - Архітектура 2-D оптико-електронної автоматизованої системи Стокс-поляриметричного картографування та аналізу лазерних зображень

За допомогою комп'ютера 10 обчислюють у межах кожного пікселя цифрової камери значення параметрів вектора Стокса $\{S_{i=1;2;3;4}\}$ та азимутів α , еліптичності β поляризації і фазових зсувів δ у точках (r) дискретизованого $(m \times n)$ лазерного зображення за алгоритмами [10,14] та одержують мапи параметрів вектора Стокса $\{S_{i=1;2;3;4}\}(m \times n)$, азимутів $\alpha(m \times n)$, еліптичності $\beta(m \times n)$ і фазових зсувів $\delta(m \times n)$ дискретизованого $(m \times n)$ лазерного зображення біологічного шару.

$$\begin{cases} S_1^0 = I(0) + I(90) \\ S_2^0 = I(0) - I(90) \\ S_3^0 = I(45) - I(135) \\ S_4^0 = I(\otimes) - I(\oplus) \end{cases} \quad (3.1)$$

$$\alpha = 0,5 \arctg\left(\frac{S_3}{S_2}\right); \quad (3.2)$$

$$\beta = 0,5 \arcsin\left(\frac{S_4}{S_1}\right); \quad (3.3)$$

$$\delta = \arctg\left(\frac{\sin 2\alpha}{\cos 2\beta}\right) \quad (3.4)$$

Керування положенням вказаних поляризаційних елементів здійснюється за допомогою спеціального блоку мікроконтролерного керування 11. Для організації обміну між основною програмою комп'ютера 10 та блоком 11 застосовується командний режим. Основними функціями блоку 11 є керування поворотами та позиціонування двигунів 13₁–13₄ через драйвери двигунів 12₁–12₄. Обертальні рухи лінійних поляризаторів 5₁, 5₂ та чвертьхвильової пластинки 4₃ відносно їх осей здійснюються за допомогою приводів від прецизійних крокових двигунів 13₁, 13₂, 13₃ відповідно. Усунення із шляху розповсюдження відфільтрованого випромінювання, сформованого лінійним поляризатором 5₂ як $I(0^\circ)$; $I(90^\circ)$; $I(45^\circ)$; $I(135^\circ)$; , чвертьхвильової пластинки 4₃ здійснюється за допомогою привода від двигуна 13₄. Обертальні пристрої рухомих поляризаційних елементів схеми оснащені позиційними датчиками 14₁–14₄ (оптопарами), через які організовано зворотний зв'язок із блоком мікроконтролерного керування 11.

3.2 Розробка узагальненої блок-схеми комплексного алгоритму поляризаційного і фазового картографування полікристалічних мереж плазми крові

Для визначення набору чотирьох параметрів вектора Стокса у кожному jk – му пікселі такого мікроскопічного зображення, необхідно провести необхідно провести шість вимірювань інтенсивності:

- орієнтуємо поляризатор 5_1 під кутом 0^0 і реєструємо координатний розподіл інтенсивності $I_1(45^0 - 0^0)$ лазерного мікроскопічного зображення;
- опромінюємо зразок лінійно поляризованим лазерним пучком з азимутом $\alpha_0 = 45^0$;
- далі поляризатор 5_1 повертаємо на кут 90^0 і вимірюємо інтенсивність $I_2(45^0 - 90^0)$;
- обчислюємо координатні розподіли першого і другого параметру вектора Стокса за наступним співвідношенням:

$$S_1(jk) = I_2(45^0 - 0^0) + I_2(45^0 - 90^0) \quad (3.5)$$

$$S_2(jk) = I_1(45^0 - 0^0) - I_2(45^0 - 90^0) \quad (3.6)$$

- повертаємо поляризатор 5_1 на кут 45^0 і вимірюємо розподіл інтенсивності $I_3(45^0 - 45^0)$ в площині мікроскопічного лазерного зображення плівки плазми крові;
- лазерний пучок пропускаємо через поляризатор 5_1 , площина пропускання якого також утворює кут -45^0 і вимірюємо розподіл інтенсивності $I_4(45^0 - (-45^0))$ в площині мікроскопічного лазерного зображення плівки плазми крові;
- обчислюємо координатний розподіл третього параметру вектора Стокса за наступним співвідношенням:

$$S_3(jk) = I_3(45^0 - 45^0) - I_4(45^0 - (-45^0)). \quad (3.7)$$

- для вимірювання 4-го параметру встановлюємо чвертьхвильову платівку 4_3 так, щоб її оптична вісь була зорієнтована під кутом 0^0 . Лазерний пучок, що пройшов крізь таку пластинку, пропускаємо через 5_2 , зорієнтований під кутом 45^0 і вимірюємо координатний розподіл інтенсивності $I_5(\otimes)$ в площині поляризаційно відфільтрованого мікроскопічного лазерного зображення плівки плазми крові;
- повертаємо вісь найбільшої швидкості чверть хвильової пластинки 4_3 на кут -45^0 відносно лінійного поляризатора 5_2 і вимірюємо координатний розподіл інтенсивності $I_6(\oplus)$ в площині поляризаційно відфільтрованого мікроскопічного лазерного зображення плівки плазми крові;
- обчислюємо координатний розподіл четвертого параметру вектора Стокса за наступним співвідношенням:

$$S_4(jk) = I_5(45^0 - \otimes) - I_6(45^0 - \oplus). \quad (3.8)$$

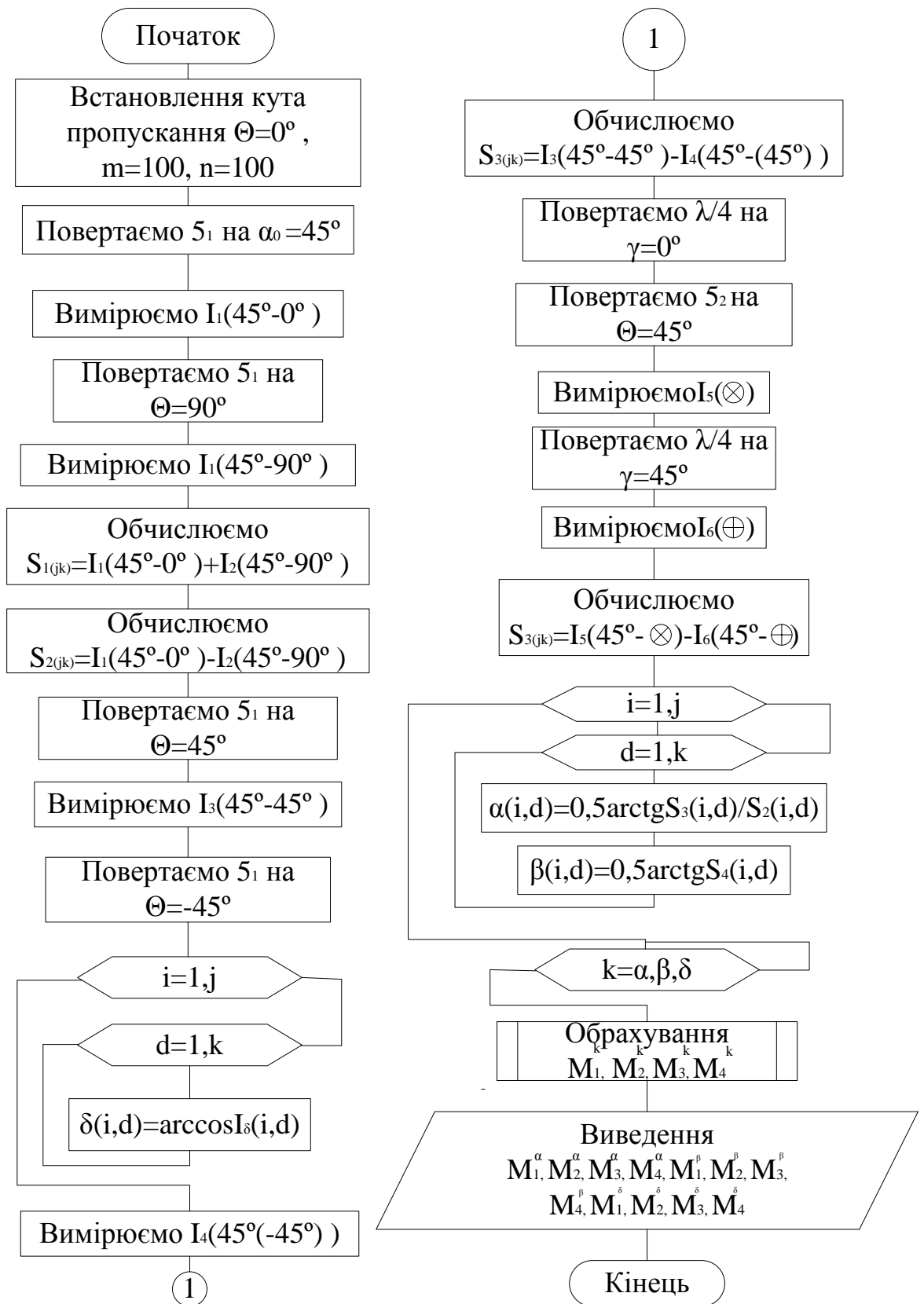


Рисунок 3.2- Блок-схема комплексного алгоритму поляризаційного і фазового картографування полікристалічних мереж плазми крові

3.3 Застосування статистичного аналізу для оцінювання розподілів поляризаційно-фазових параметрів перетвореного лазерного випромінювання

Найбільш об'єктивно статистичну структуру координатних розподілів поляризаційних і фазових параметрів лазерного зображення гістологічного зрізу біологічної тканини характеризує сукупність моментів $M_{j=1;2;3;4}^{\alpha;\beta;\delta}$ обчислена за співвідношеннями (3.9)

$$\begin{aligned} M_1 &= \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N |(\alpha; \beta; \delta)_i|; \\ M_2 &= \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (\alpha; \beta; \delta)_i^2}; \\ M_3 &= \frac{1}{Z_2^3} \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (\alpha; \beta; \delta)_i^3; \\ M_4 &= \frac{1}{Z_2^4} \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (\alpha; \beta; \delta)_i^4, \end{aligned} \quad (3.9)$$

де $N = 800 \times 600$ - повна кількість пікселів CCD-камери 10, яка реєструє поляризаційно-неоднорідне зображення плівки плазми крові людини.

3.4 Розробка програмного забезпечення для аналізу двовимірних мап розподілів поляризаційних параметрів

MATLAB — це назва продукту для числового аналізу та також мова програмування. Створена компанією The MathWorks, це досить простий засіб для роботи з математичними матрицями, малювання функцій, роботи з алгоритмами, створення робочих оболонок (user interfaces) з програмами в інших мовах програмування. Хоча цей продукт спеціалізується на чисельному обчисленні, спеціальні інструментальні засоби працюють з програмним забезпеченням Maple, що робить його повноцінною системою для роботи з алгеброю.

MATLAB надає користувачеві велику кількість функцій для аналізу даних, які покривають майже всі області математики, зокрема:

- Матриці та лінійна алгебра — алгебра матриць, лінійні рівняння, власні значення і вектори, сингулярності, факторизація матриць та інше.
- Математична статистика та аналіз даних — статистичні функції, статистична регресія, цифрова фільтрація, швидке перетворення Фур'є та інші.

– Обробка даних — набір спеціальних функцій, включаючи побудову графіків, оптимізацію, пошук нулів, чисельне інтегрування та інше.

– Диференційні рівняння — вирішення диференційних і диференційно-алгебраїчних рівнянь, диференційних рівнянь із запізнюванням, рівнянь з обмеженнями, рівнянь в часткових похідних та інше.

– Розріджені матриці — спеціальний клас даних пакету MATLAB, що використовується у спеціалізованих додатках.

Зокрема, для кореляційного аналізу в середовищі MATLAB передбачено вбудовані функції `autocorr` та `xcorr` для знаходження автокореляційної функції та взаємної кореляції відповідно.

Функції базуються на перетворенні Фур'є та доповнення векторів нулями до найбільшої довжини масиву.

Для роботи програми необхідно використати зображення, зняті за допомогою експериментальної установки, що реалізує схему приладу, подану на додатку Б.

Формат зображення буде мати розширення `*.jpeg`, хоча функція для зчитування зображення може використовувати й інші розширення.

Запустивши програму з'являється вікно (рисунок 3.3). Дане вікно – це базове вікно пакету прикладних програм MATLAB, в іншому вікні описується функція для моделювання.

Першим етапом виступає очистка екрану за допомогою влаштованої в базові бібліотеки функції `clc`. Проводиться очистка екрану і програма готова до наступного кроку – зчитування вхідного зображення.

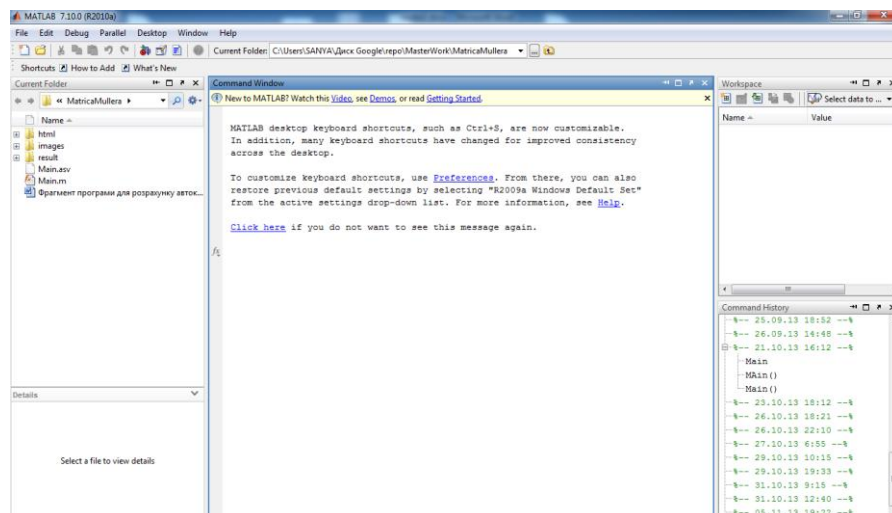


Рисунок 3.3 - Інтерфейс середовища MATLAB

Зчитування зображень виконується разом із записом їх до масиву даних, кожна комірка якого відповідає матриці інтенсивностей зображень, таким чином для автоматизації зчитування вказуємо формат та місце розташування

зображень таким чином. Далі використовується функція «`imread([file, zona, ' ', en])`», де у лапках вказується конкретне зображення.

В загальному процес зчитування виглядає таким чином:

```
>> clear all;
set(0,'DefaultAxesFontSize',14,'DefaultAxesFontName','Arial
en='.jpg';
file = 'c:\11111\'
zona = ''

file =

c:\11111\

zona =

''

>> [Z00,mapZ00]=imread([file, zona, '0-0', en]);
[Z045,mapZ045]=imread([file, zona, '0-45', en]);
[Z090,mapZ090]=imread([file, zona, '0-90', en]);
[Z0135,mapZ0135]=imread([file, zona, '0-135', en]);
[Z0180,mapZ0180]=imread([file, zona, '0-180', en]);
[Z0225,mapZ0225]=imread([file, zona, '0-225', en]);
```

Рисунок 3.4 - Зчитування зображень у середовищі MATLAB

Наступним кроком після зчитування є конвертація отриманої інформації у відтінки сірого, що реалізується за допомогою влаштованої функції «`()=rgb2gray()`».

```
>> Z00=rgb2gray(Z00);
Z090=rgb2gray(Z090);
Z045=rgb2gray(Z045);
Z0135=rgb2gray(Z0135);
Z0180=rgb2gray(Z0180);
Z0225=rgb2gray(Z0225);
```

Рисунок 3.5 – Конвертація зображень у відтінки сірого у середовищі MATLAB

Сконвертувавши зображення у відтінки сірого, приводимо отриману інформацію у двійковий вигляд, використовуючи влаштовану функцію «`double()`»

```
Z090=double(Z090);  
Z045=double(Z045);  
Z0135=double(Z0135);  
Z0180=double(Z0180);  
Z0225=double(Z0225);
```

Рисунок 3.6 – Переведення зображень у double class у середовищі MATLAB

Наступним етапом виступає розрахунок параметрів Стокса та їх нормалізація, на основі чого обраховуються значення азимутів та еліптичностей.

Для знаходження статистичних моментів використовуються наступні функції: `mean()` - середнє арифметичне, `mad()` - середньоквадратичне відхилення, `var()` – дисперсія, `skewness()` - асиметрія, `kurtosis()` – ексцес.

```
-----  
Статистичний момент 1:  
  
ans =  
  
    0.1338  
  
Статистичний момент 2:  
  
ans =  
  
    0.3060  
  
Статистичний момент 3:  
  
ans =  
  
    2.8061  
  
Статистичний момент 4:  
  
ans =  
  
    0.7811  
  
-----  
fx >>
```

Рисунок 3.7 - Результат роботи програми статистичного аналізу зображення у середовищі MATLAB

3.5 Експериментальне статистичне оцінювання розподілів азимутів і еліптичностей та фазових зсувів поляризації плазми крові при дослідженні патологій молочних залоз

3.5.1. Х а р а к т е р и с т и к а д о с л і д ж у в а н о г о м а т е р і а л у. Для вирішення поставленої мети і завдань дослідження використовувалася база зразків мазків плазми крові 30 пацієнтів з референтним діагнозом щодо стану молочних залоз, що була надана для дослідження медичним центром НВО «Медівін» м. Вінниці. Дані пацієнтів, що перебували на діагностуванні та лікуванні захворювань молочних залоз у центрі «Медівін» у період з 2013 по 2014 роки, були розбиті на 3 репрезентативні вибірки: А- норма (4 чол.), В- мастопатія (22 чол.), С- рак молочної залози (4 чол.).

Зразки плазми крові готувалися в ідентичних умовах – крапля плазми крові з піпетки наносилася на підкладку з оптично однорідного скла, розтікалася. Утворена плівка просушувалася при кімнатній температурі 20 хвилин. Отримані зразки мазків плазми крові були пронумеровані цифрами від 1 до 30 так: № 4,21, 24, 25 – група А; №1, 3, 5-10, 12-20, 23, 26-29 – група В; №2, 11, 22, 30 – група С. Далі здійснювалось дослідження отриманих зразків на описаній вище автоматизованій системі лазерної поляриметрії в лабораторії кафедри ЛОТТ ВНТУ. 3.52 С т а т и с т и ч н е о ц і н ю в а н н я р о з п о д і л і в а з и м у т і в п о л я р и з а ц і ї п л а з м и к р о в і. Спочатку наведемо результати дослідження координатних розподілів поворотів азимуту поляризації ($\alpha(m \times n)$), які характеризують оптичний дихроїзм полікристалічних мереж білків альбумінів і глобулінів плазми крові пацієнтів груп А, В, С . Дані на рисунках 2.4 – 2.6 взяті із результатів експерименту по визначенню азимуту на основі формули (3.9).

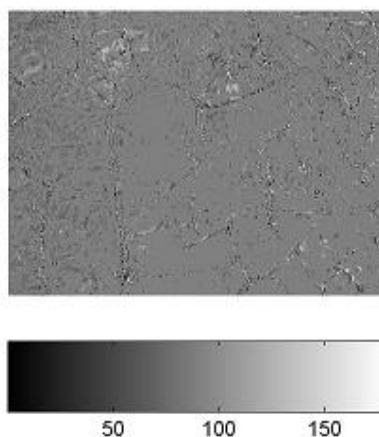


Рисунок 3.8 - Приклад експериментально отриманого координатного розподілу азимутів поляризації у лазерному зображенні плазми крові пацієнта групи А

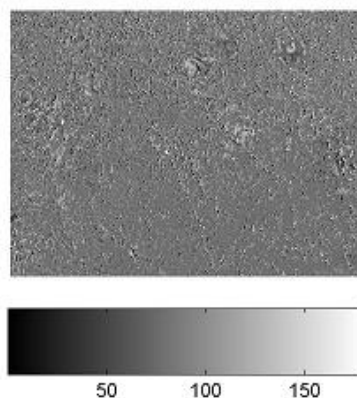


Рисунок 3.9 - Приклад експериментально отриманого координатного розподілу азимутів поляризації у лазерному зображенні плазми крові пацієнта групи В

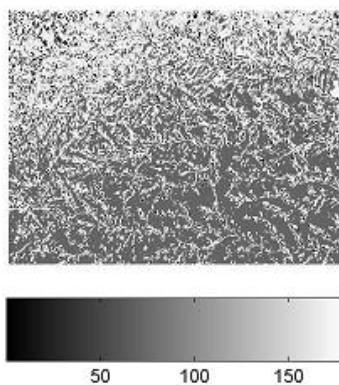


Рисунок 3.10 - Приклад експериментально отриманого координатного розподілу азимутів поляризації у лазерному зображенні плазми крові пацієнта групи С

Далі були отримані результати роботи програми системи MatLAB по визначенню статистичних моментів 1-го-4-го порядків розподілу азимуту поляризації лазерного зображення плазми крові для кожного зразка із трьох груп пацієнтів у відповідності з їх номерами, подані в таблицях (додаток Д).

Для результатів кожної групи хворих на основі додатку Д була проведена статистична обробка по усередненому представленню результатів вимірювань у вигляді : «середнє значення азимуту \pm середньоквадратичне відхилення вимірювань». Таким чином, була отримана таблиця 3.1, в якій приведені значення і діапазони зміни статистичних моментів координатних розподілів азимутів поворотів площини поляризації лазерних зображень полікристалічних мереж білків альбумінів і глобулінів зразків плазми крові пацієнтів всіх трьох груп.

Таблиця 3.1 - Середнє Z_1^α , дисперсія Z_2^α , асиметрія Z_3^α та ексцес Z_4^α розподілів $\alpha(m \times n)$ лазерних зображень зразків плазми крові різних груп пацієнтів

Z_k^α	Норма (4 зразки)	Мастопатія (22 зразки)	Рак (4 зразки)
Z_1^α	$0,69 \pm 0,18$	$0,71 \pm 0,19$	$0,68 \pm 0,23$
Z_2^α	$0,12 \pm 0,035$	$0,19 \pm 0,048$	$0,25 \pm 0,071$
Z_3^α	$1,54 \pm 0,38$	$1,29 \pm 0,43$	$0,79 \pm 0,16$
Z_4^α	$2,15 \pm 0,48$	$1,87 \pm 0,37$	$1,36 \pm 0,31$

Установлені наступні діапазони відмінностей між середньостатистичних величин $Z_{k=1;2;3;4}^\alpha$ поляризаційних лазерних зображень полікристалічних мереж білків плазми крові контрольної групи пацієнтів (група А) та хворих з різною патологією (груп В і С), - середнє (практично незмінне); дисперсія (збільшення у 1,5 – 2 рази); асиметрія (зменшення у 1,3 – 2 рази) і ексцес (зменшення у 1,25 – 1,8 рази). Як видно з таблиці 6 діапазони зміни всіх статистичних моментів 1-го – 4-го порядків розподілів перекриваються.

3.5.3 Статистичне оцінювання розподілів еліптичності поляризації плазми крові. У п. 2.1 був проаналізований взаємозв'язок між двопронезаломленням (різною швидкістю розповсюдження ортогонально поляризованих хвиль) біологічної речовини протеїнового кристалу та еліптичністю поляризації, перетвореної ним, лазерної хвилі. На рисунках 3.11 – 3.14 показані координатні $(m \times n)$ розподіли еліптичності поляризації β у лазерному зображенні плазми крові представників кожної із груп А, В, С.

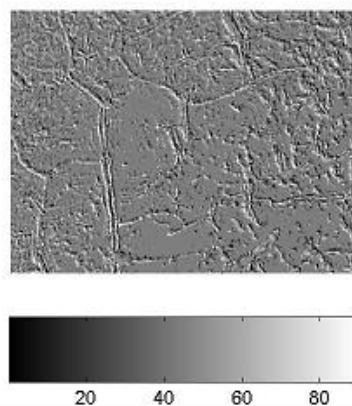


Рисунок 3.11 - Координатний розподіл еліптичності поляризації β у лазерному зображенні плазми крові пацієнта групи А

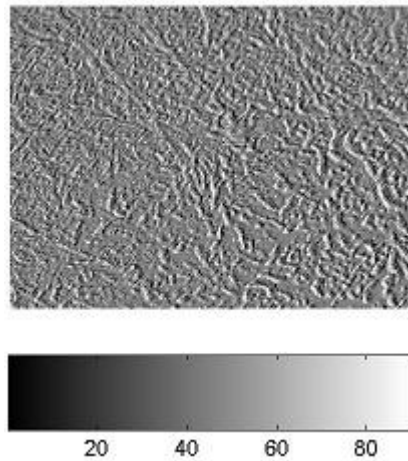


Рисунок 3.12 - Координатний розподіли еліптичності поляризації β у лазерному зображенні плазми крові пацієнта групи В

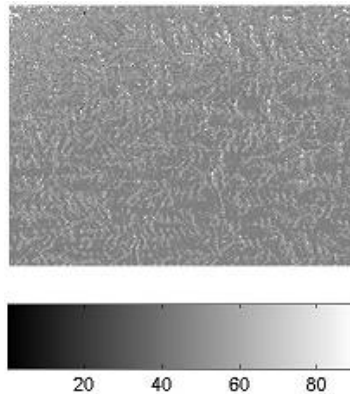


Рисунок 3.13 – Координатний розподіл еліптичності поляризації β у лазерному зображенні плазми крові пацієнта групи С

Далі були отримані результати роботи програми системи MatLAB по визначенню статистичних моментів 1-го-4-го порядків розподілу еліптичності поляризації лазерного зображення плазми крові для кожного зразка із трьох груп пацієнтів у відповідності з їх номерами, що подані в додатку Е.

Визначені наступні діапазони відмінностей між середньостатистичними значеннями статистичних моментів Z_k^β , які характеризують мапи еліптичності поляризації лазерних зображень зразків плазми крові контрольної групи пацієнтів (група А) та хворих з мастопатією (група В) і раком молочної залози (група С), - середнє Z_1^β (збільшення у 2,2 - 4,6 рази); дисперсія Z_2^β (збільшення у 1,3 – 1,4 рази); асиметрія Z_3^β (зменшення у 2 – 3 рази) і ексцес Z_4^β (зменшення у 1,95 – 3,85 рази).

Таблиця 3.2 - Середнє Z_1^β , дисперсія Z_2^β , асиметрія Z_3^β та ексцес Z_4^β розподілів $\beta(m \times n)$ еліптичності поляризації лазерних зображень плазми крові

Z_k^β	Норма (4 зразки)	Мастопатія (22 зразки)	Рак (4 зразки)
Z_1^β	$0,015 \pm 0,0055$	$0,035 \pm 0,0015$	$0,07 \pm 0,025$
Z_2^β	$0,17 \pm 0,085$	$0,24 \pm 0,095$	$0,29 \pm 0,1$
Z_3^β	$1,68 \pm 0,44$	$0,77 \pm 0,22$	$0,54 \pm 0,19$
Z_4^β	$2,03 \pm 0,78$	$0,96 \pm 0,25$	$0,58 \pm 0,19$

3.5.4 Статистичне оцінювання розподілів фазових зсувів у в поляризації плазми крові. Експериментальні вимірювання фазових розподілів $\delta(m \times n)$ лазерного випромінювання, перетвореного оптико – анізотропними шарами плазми крові проводилися за алгоритмом, що наведений у розділі 2.4.

Координатні розподіли фазових зсувів $\delta(m \times n)$ у лазерному зображенні оптико – анізотропної полікристалічної мережі зразку плазми крові представників трьох груп пацієнтів наведені на рисунках 3.14-3.16

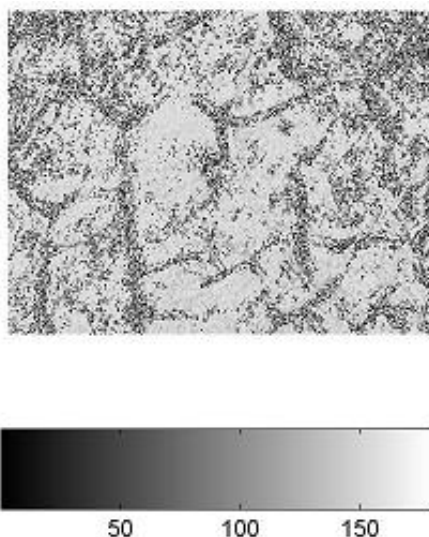


Рисунок 3.14 - Координатна структура розподілів фаз $\delta(m \times n)$ лазерного зображення полікристалічної мережі білків зразку плазми крові групи А

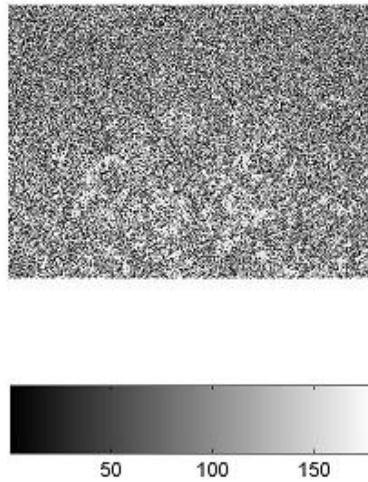


Рисунок 3.15 - Координатна структура розподілів фаз $\delta(m \times n)$ лазерного зображення полікристалічної мережі білків зразку плазми крові групи В

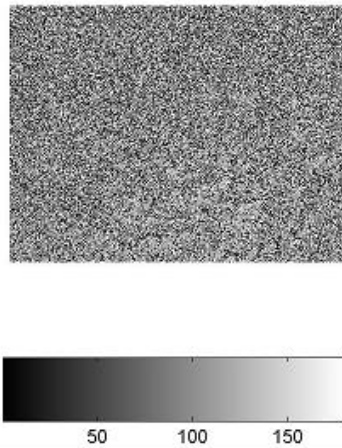


Рисунок 3.16 - Координатна структура розподілів фаз $\delta(m \times n)$ лазерного зображення полікристалічної мережі білків зразку плазми крові групи С

У таблиці 3.3 приведені середньостатистичні значення і діапазони зміни (у межах кількості досліджених зразків) величини статистичних моментів Z_k^δ , які характеризують координатні розподіли фазових зсувів δ лазерних зображень оптико – анізотропних полікристалічних мереж білків альбумінів і глобулінів мазків плазми крові пацієнтів всіх трьох груп А, В, С.

Таблиця 3.3 - Середнє Z_1^δ , дисперсія Z_2^δ , асиметрія Z_3^δ та ексцес Z_4^δ розподілів $\delta(m \times n)$ лазерного зображення плазми крові пацієнтів трьох груп А, В, С

Z_k^δ	Норма (4 зразки)	Мастопатія (22 зразка)	Рак (4 зразки)
Z_1^δ	$0,72 \pm 0,16$	$0,64 \pm 0,11$	$0,59 \pm 0,12$
Z_2^δ	$0,08 \pm 0,02$	$0,17 \pm 0,083$	$0,31 \pm 0,11$
Z_3^δ	$3,21 \pm 0,53$	$1,64 \pm 0,44$	$0,91 \pm 0,27$
Z_4^δ	$3,73 \pm 0,59$	$2,1 \pm 0,42$	$1,05 \pm 0,37$

З одержаних даних про досліджену статистичну структуру фазових мап зразків плазми крові всіх груп здорових і хворих пацієнтів, впливає об'єктивна можливість діагностики виникнення патологічних змін тканини молочної залози і диференціації їх важкості.

Діапазони відмінностей між статистичними моментами $Z_{k=1;2;3;4}^\delta$, які характеризують фазові розподіли $\delta(m \times n)$ лазерних зображень полікристалічних мереж білків альбумінів і глобулінів плазми крові контрольної групи пацієнтів (група А) та хворих (групи В і С) складають наступні інтервали дисперсія Z_2^δ (від 2 до 4 разів); асиметрія Z_3^δ (від 2 до 3,5 раз) і ексцес Z_4^δ (від 1,75 до 3,8 раз).

3.6 Оцінювання інформативності системи двовимірної лазерної поляриметрії плазми крові для діагностики патологій молочних залоз

Для оцінювання ефективності роботи розглянутої системи двовимірної лазерної поляриметрії, що застосовується для діагностування фізіологічного стану молочних залоз шляхом комплексного поляризаційно-фазового картографування мазків плазми крові із наступним формуванням діагностичних ознак у вигляді наборів статистичних моментів 1 – 4 – го порядків отриманих зображень та правил прийняття рішень на основі нечітких множин, використаємо класичні характеристики інформативності діагностичних медичних систем.

Для характеристики інформативності будь якого діагностичного методу користуються об'єктивними параметрами, що називають операційними характеристиками. Виділяють основні та допоміжні характеристики. До основних характеристик відносяться [52]:

– Чутливість (Se) – це пропорція правильних позитивних результатів (TP) діагностичного методу серед усіх хворих пацієнтів (D_+)

$$Se = \frac{TP}{D_+} 100\%. \quad (3.10)$$

Чим більша чутливість тесту, тим частіше буде виявлене захворювання. Даний факт вказує на ефективність методу. Якщо такий чутливий тест виявиться від'ємним, то наявність захворювання малоімовірне. Тому такі методики треба застосовувати для виключення захворювання. У цьому сенсі вони є ідентифікаторами, які доцільно застосовувати на ранніх етапах діагностичного процесу.

– Специфічність (Sp) – це пропорція правильних негативних результатів (TN) методики серед групи здорових пацієнтів (D_-)

$$Sp = \frac{TN}{D_-} 100\%. \quad (3.11)$$

На основі визначення Sp можна виявити частку здорових пацієнтів, для яких багато параметрична лазерна мікроскопія дає негативний результат. Чим вищий показник специфічності методу тим надійніше виявляється захворювання. Високоспецифічні діагностичні тести називають дискримінаторами. Такі тести ефективні на другому етапі діагностики, коли коло припускаємих захворювань звужене і потрібно з більшою впевненістю довести наявність хвороби

Таким чином, впливає висновок – для створення оптимальної діагностичної системи потрібно знайти компроміс між показниками чутливості та специфічності.

Також до показників інформативності системи відноситься допоміжний критерій, який визначає точність класифікації:

– Точність (Ac) – пропорція правильних результатів ($TP + TN$) тесту серед всіх обстежених пацієнтів ($D_+ + D_-$)

$$Ac = \frac{TP + TN}{D_+ + D_-} 100\%. \quad (3.12)$$

Розглянемо можливість визначення даних характеристик інформативності, наприклад, для режиму фазової лазерної мікроскопії (фазометрії) плівок плазми крові для діагностики злоякісних змін молочної залози.

Наведемо результати визначення набору основних (чутливості Se і специфічності Sp) та допоміжних (точності Ac) операційних характеристик методу статистичного аналізу фазових мап, сформованих полікристалічними мережами плівок плазми крові здорових пацієнтів (група А) і хворих на рак молочної залози (група С).

Результати інформативності застосування методу мікроскопічного фазового картографування для набору статистичних параметрів $M_{k=1,2,3,4}^{\delta}$ зведено у матрицю рішень, яку ілюструє таблиця 3.4.

У таблиці 2.20 приведені дані ефективності розподілу експериментальних зразків плівок плазми крові за наявності онкологічного захворювання та результатами фазового картографування лазерних мікроскопічних зображень.

Таблиця 3.4 - Розподіл зразків за наявності захворювання та результатами фазового картографування лазерних мікроскопічних зображень плівок плазми крові групи А та групи С

Мапа еліптичності	Злоякісні зміни		Всього
	Присутні (група А)	Відсутні (група С)	
Статистичний момент 1-го порядку M_1			
Позитивні	2	1	4
Негативні	2	3	4
Всього	4	4	8
Статистичний момент 2-го порядку M_2			
Позитивні	4	1	5
Негативні	0	3	3
Всього	4	4	8
Статистичний момент 3-го порядку M_3			
Позитивні	3	1	4
Негативні	1	3	4
Всього	4	4	8
Статистичний момент 4-го порядку M_4			
Позитивні	3	1	4
Негативні	3	3	4
Всього	4	4	8

Таблиця 3.5 - Операційні характеристики інформативності фазового картографування лазерних мікроскопічних зображень плівок плазми крові групи 1 та групи 3

Параметри	M_1	M_2	M_3	M_4
Чутливість Se , %	50	100	75	75
Специфічність Sp , %	75	75	75	75
Точність Ac , %	62,5	87	75	75

Аналіз одержаних даних про силу методу фазового картографування мікроскопічних лазерних зображень для діагностики злоякісних змін молочної залози виявив наступне: сила методу фазової діагностики злоякісних змін молочної залози для статистичного моменту 2-го порядку найвища - $Se = 100; Sp = 75%; Ac = 75%$. Хоча для статистичних моментів 3-го і 4-го порядків отримані показники чутливості, специфічності та точності також відповідають необхідному рівню. Стосовно статистичного моменту 1-го порядку, то операційні характеристики фазометрії як діагностичного методу при ньому нижчі і потребують допрацювань. Проте в подальшому необхідно буде дослідити операційні характеристики інформативності розробленої системи для більших об'ємів виборок пацієнтів, відібраних для діагностики патологій молочних залоз.

3.7 Розробка технології підтримки прийняття рішень на основі нечіткої логіки

Під час здійснення процедури діагностики не завжди доцільним є використання чітких цифрових критеріїв у зв'язку із виникненням так званих «зон перекриття», до яких з легкістю можна відносити пограничні стани в діагностиці онкопатологій молочної залози [53].

На основі таблиці 3.1 представимо таблицю діапазонів зміни статистичних моментів Z_k^α координатних розподілів поворотів площини поляризації значень азимутів $\alpha(m \times n)$ лазерних зображень зразків плазми крові різних груп пацієнтів.

На основі табл. 3.2 представимо таблицю 3.7 діапазонів значень $\beta(m \times n)$ еліптичностей лазерних зображень зразків плазми крові різних груп пацієнтів.

Таблиця 3.6 - Діапазони зміни середнього значення Z_1^α , дисперсії Z_2^α , асиметрії Z_3^α та ексцесу Z_4^α розподілів $\alpha(m \times n)$ лазерних зображень зразків плазми крові різних груп пацієнтів

Z_k^α	Норма (4 зразки)	Мастопатія (22 зразки)	Рак (4 зразки)
Z_1^α	[0,51;0,87]	[0,52;0,90]	[0,45;0,91]
Z_2^α	[0,085;0,155]	[0,142;0,238]	[0,179;0,321]
Z_3^α	[1,16;1,92]	[0,86;1,72]	[0,63;0,95]
Z_4^α	[1,67;2,63]	[1,50;2,24]	[1,05;1,67]

Таблиця 3.7 - Діапазони зміни середнього Z_1^β , дисперсії Z_2^β , асиметрії Z_3^β та ексцесу Z_4^β розподілів $\beta(m \times n)$ еліптичності поляризації лазерних зображень плазми крові

Z_k^β	Норма (4 зразки)	Мастопатія (22 зразки)	Рак (4 зразки)
Z_1^β	[0,0095;0,0205]	[0,0335;0,0365]	[0,045;0,095]
Z_2^β	[0,085;0,255]	[0,145;0,335]	[0,19;0,39]
Z_3^β	[1,24; 2,12]	[0,55;0,99]	[0,35;0,73]
Z_4^β	[1,25;2,81]	[0,71;1,21]	[0,39;0,77]

Також представимо наступну таблицю 3.3 діапазонів значень $\delta(m \times n)$ лазерних зображень зразків плазми крові різних груп пацієнтів.

З одержаних даних про досліджену статистичну структуру фазових мап зразків плазми крові всіх груп здорових і хворих пацієнтів, впливає об'єктивна можливість діагностики виникнення патологічних змін тканини молочної залози і диференціації їх важкості. Діапазони відмінностей між статистичними моментами $Z_{k=1;2;3;4}^\delta$, які характеризують фазові розподіли $\delta(m \times n)$ лазерних зображень полікристалічних мереж білків альбумінів і глобулінів плазми крові контрольної групи пацієнтів (група А) та хворих (групи В і С) складають наступні інтервали дисперсія Z_2^δ (від 2 до 4 разів); асиметрія Z_3^δ (від 2 до 3,5 раз) і ексцес Z_4^δ (від 1,75 до 3,8 раз).

Таблиця 3.8 - Діапазони зміни середнього Z_1^δ , дисперсії Z_2^δ , асиметрії Z_3^δ та ексцесу Z_4^δ розподілів $\delta(m \times n)$ лазерного зображення плазми крові пацієнтів трьох груп А, В, С

Z_k^δ	Норма (4 зразка)	Мастопатія (22 зразка)	Рак (4 зразка)
Z_1^δ	[0,56;0,88]	[0,53;0,75]	[0,47;0,71]
Z_2^δ	[0,06;0,10]	[0,087;0,253]	[0,20;0,42]
Z_3^δ	[2,68;3,74]	[1,20;2,08]	[0,64;1,18]
Z_4^δ	[3,14;4,32]	[1,68;2,52]	[0,68;1,42]

Для наочності демонструємо графічне зображення (рис. 2.13-2.24) отриманих значень фази, еліптичності та азимутів для усіх трьох груп пацієнтів: норма, мастопатія та рак.

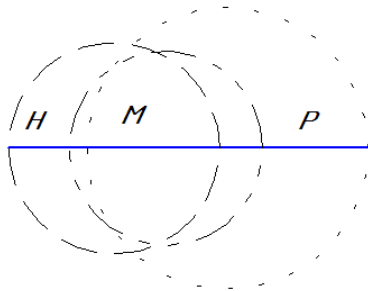


Рисунок 3.17 - Діапазон змін Z_1^δ

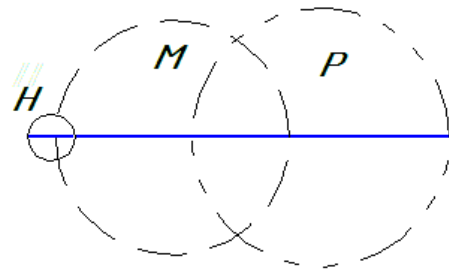


Рисунок 3.18- Діапазон змін Z_2^δ

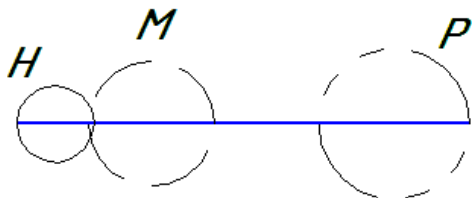


Рисунок 3.19 - Діапазон змін Z_3^δ

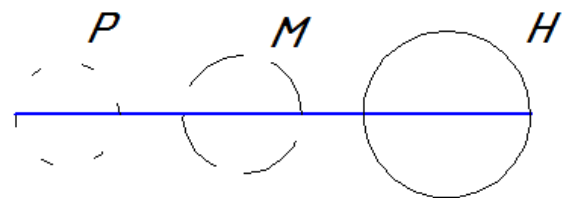


Рисунок 3.20- Діапазон змін Z_4^δ

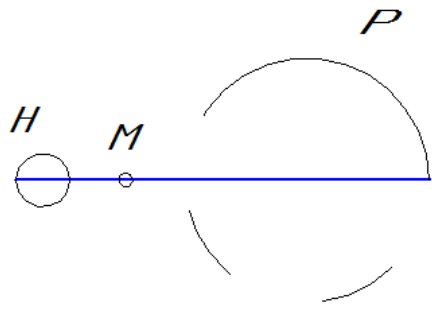


Рисунок 3.21 - Діапазон змін Z_1^β

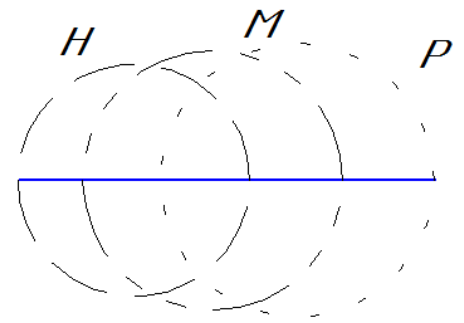


Рисунок 3.22- Діапазон змін Z_2^β

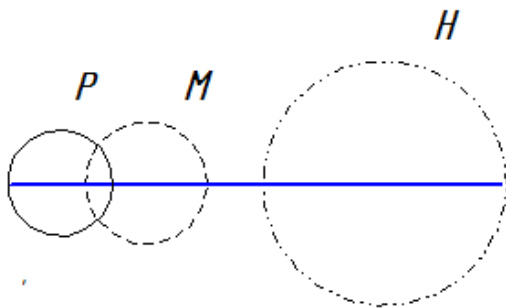


Рисунок 3.23 - Діапазон змін Z_3^β

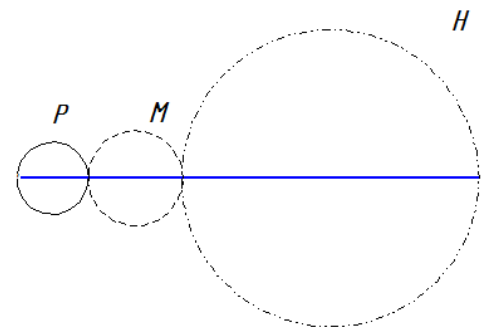


Рисунок 3.24 - Діапазон змін Z_4^β

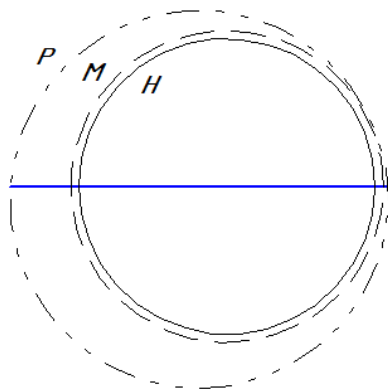


Рисунок 3.25 - Діапазон змін Z_1^α

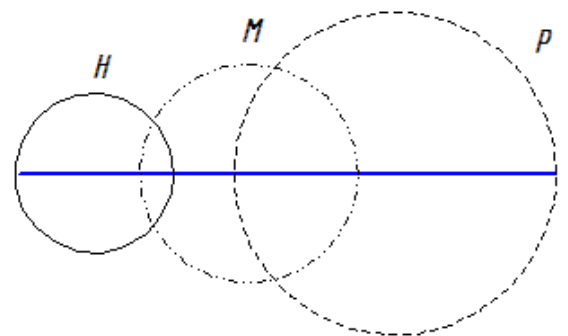


Рисунок 3.26 - Діапазон змін Z_2^α

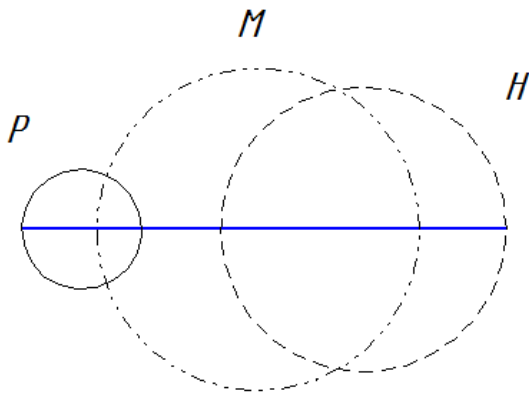


Рисунок 3.27 - Діапазон змін Z_3^δ

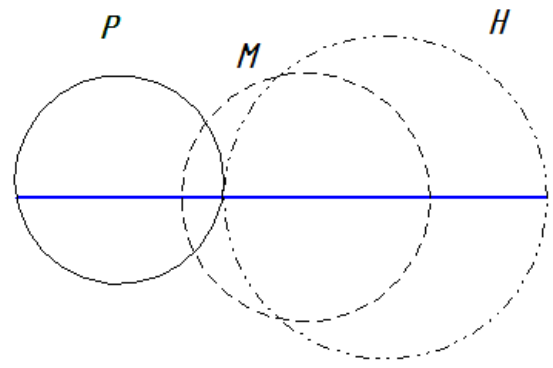


Рисунок 3.28 - Діапазон змін Z_4^α

Як видно із рисунків 3.17-3.28, не усі характеристики є інформативними і підлягають подальшому використанню для написання математичної моделі для діагностики онкопатологій молочної залози на основі нечіткої логіки. У зв'язку з цим, нами було обрано наступні параметри: Z_2^δ , Z_3^δ , Z_4^δ , Z_1^β , Z_4^β , Z_2^α .

Зважаючи на те, що задача постановки діагнозу не завжди зводиться до чітких цифрових критеріїв, постає питання визначення лінгвістичних характеристик змін показників (термів), що базуються на основі математичного апарата нечіткої логіки.

На відміну від вищезазначених підходів, дана методика дозволяє отримати однозначне цифрове вираження для тих критеріїв, що мають описові характеристики, наприклад: Н – низьких, НС – нижче середнього, С – середній, ВС – вище середнього, В – високий [54, 55].

Під час виконання роботи було вперше сформовано експертну базу даних для усіх трьох станів на основі поляризаційного картографування та фазометрії: норма, мастопатія, рак, - за трьома поляризаційними характеристиками: фаза (Z_2^δ , Z_3^δ , Z_4^δ) еліптичність (Z_1^β , Z_4^β), азимут (Z_2^α) базовану на нечіткій логіці. Після детального аналізу було отримано наступні значення (табл. 3.9):

Кожен із зазначених термів являє собою так звану нечітку множину, що задається за допомогою спеціальних функцій приналежності і може бути представлена на інтервалі від 0 до 1.

Якщо значення повністю приналежне до множини, воно рівне 0, якщо абсолютно неприналежне, - 1. Нечіткі множини також можуть доповнювати одна одну, об'єднуватися, перетинатися.

Для кожної з баз даних з метою формалізації показників визначаються відповідні функції приналежності. Вибір подібних кривих обумовлений тим, що вони є кусково-лінійною апроксимацією експертних функцій приналежності $\mu^i(x_n)$, отриманих для факторів $x_1 \div x_n$ методом парних порівнянь.

Таблиця 3.9 – База даних для комплексної оцінки стану пацієнтів

Стан	Z_2^δ	Z_3^δ	Z_4^δ	Z_1^β	Z_4^β	Z_2^α
Норма	Н	С	ВС	Н	НС	Н
	Н	ВС	В	Н	С	НС
	Н	В	ВС	НС	ВС	НС
Мастопатія	Н	НС	НС	НС	Н	НС
	НС	С	С	НС	НС	С
Рак	С	Н	Н	С	Н	С
	ВС	НС	НС	ВС	НС	ВС
	В	НС	НС	В	НС	В

Перехід від функції $\tilde{\mu}^j(u)$ до шуканих функцій $\mu^j(x_n)$ здійснюється таким чином [54,55]:

$$u_i = 4 \frac{x_n - \underline{x}_n}{x_n - \underline{x}_n}, \quad \tilde{\mu}^j(u_n) = \mu^j(x_n) \quad (3.13)$$

Аналітичні вирази цих функцій:

$$\tilde{\mu}^H(u) = \begin{cases} 1 - 0,5u, u \in [0,1] \\ \frac{4-u}{6}, u \in [1,4] \end{cases} \quad (3.14)$$

$$\tilde{\mu}^{HC}(u) = \begin{cases} 0,5 + 0,5u, u \in [0,1] \\ 1,5 - 0,5u, u \in [1,2] \\ 1 - 0,25u, u \in [2,4] \end{cases} \quad (3.15)$$

$$\tilde{\mu}^C(u) = \begin{cases} 0,5u, u \in [0,2] \\ 2 - 0,5u, u \in [2,4] \end{cases} \quad (3.16)$$

$$\tilde{\mu}^{BC}(u) = \begin{cases} 0,25u, u \in [0,2] \\ 0,5u - 0,5, u \in [2,3] \\ 2,5 - 0,5u, u \in [3,4] \end{cases} \quad (3.17)$$

$$\tilde{\mu}^B(u) = \begin{cases} \frac{1}{3}u, u \in [0,3] \\ 0,5u - 1, u \in [3,4] \end{cases} \quad (3.18)$$

Прийняття рішення за ступенем патології визначається за наступним правилом:

$$\mu^{y_0}(x_1, x_2, \dots, x_n) = \max[\mu^{y_n}(x_1, x_2, \dots, x_n)] \quad (3.19)$$

З таблиці 3.9 формуються математичні вирази для комплексної діагностики ракових захворювань молочної залози шляхом оцінювання параметрів Z_2^δ , Z_3^δ , Z_4^δ , Z_1^β , Z_4^β , Z_2^α лазерних зображень зразків плазми крові різних груп пацієнтів. Запропоновані математичні моделі описують причинно - наслідкові зв'язки між факторами ризику і конкретним діагнозом.

$$\begin{aligned} \mu^{\text{норма}}(Z_2^\delta, Z_3^\delta, Z_4^\delta, Z_1^\beta, Z_4^\beta, Z_2^\alpha) = & \\ & \mu^H(Z_2^\delta) \cdot \mu^C(Z_3^\delta) \cdot \mu^{BC}(Z_4^\delta) \cdot \mu^H(Z_1^\beta) \cdot \mu^{HC}(Z_4^\beta) \cdot \mu^H(Z_2^\alpha) \\ & \vee \mu^H(Z_2^\delta) \cdot \mu^{BC}(Z_3^\delta) \cdot \mu^B(Z_4^\delta) \cdot \mu^{HC}(Z_1^\beta) \cdot \mu^C(Z_4^\beta) \cdot \mu^{HC}(Z_2^\alpha) \\ & \vee \mu^H(Z_2^\delta) \cdot \mu^B(Z_3^\delta) \cdot \mu^{BC}(Z_4^\delta) \cdot \mu^{HC}(Z_1^\beta) \cdot \mu^{BC}(Z_4^\beta) \cdot \mu^{HC}(Z_2^\alpha) \end{aligned} \quad (3.20)$$

$$\begin{aligned} \mu^{\text{маст.}}(Z_2^\delta, Z_3^\delta, Z_4^\delta, Z_1^\beta, Z_4^\beta, Z_2^\alpha) = & \\ & \mu^H(Z_2^\delta) \cdot \mu^{HC}(Z_3^\delta) \cdot \mu^{HC}(Z_4^\delta) \cdot \mu^{HC}(Z_1^\beta) \cdot \mu^H(Z_4^\beta) \cdot \mu^{HC}(Z_2^\alpha) \\ & \vee \mu^{HC}(Z_2^\delta) \cdot \mu^C(Z_3^\delta) \cdot \mu^C(Z_4^\delta) \cdot \mu^{HC}(Z_1^\beta) \cdot \mu^{HC}(Z_4^\beta) \cdot \mu^C(Z_2^\alpha) \end{aligned} \quad (3.21)$$

$$\begin{aligned} \mu^{\text{рак}}(Z_2^\delta, Z_3^\delta, Z_4^\delta, Z_1^\beta, Z_4^\beta, Z_2^\alpha) = & \\ & \mu^C(Z_2^\delta) \cdot \mu^H(Z_3^\delta) \cdot \mu^H(Z_4^\delta) \cdot \mu^C(Z_1^\beta) \cdot \mu^H(Z_4^\beta) \cdot \mu^C(Z_2^\alpha) \\ & \vee \mu^{BC}(Z_2^\delta) \cdot \mu^{HC}(Z_3^\delta) \cdot \mu^{HC}(Z_4^\delta) \cdot \mu^{BC}(Z_1^\beta) \cdot \mu^{HC}(Z_4^\beta) \cdot \mu^{BC}(Z_2^\alpha) \\ & \vee \mu^B(Z_2^\delta) \cdot \mu^{HC}(Z_3^\delta) \cdot \mu^{HC}(Z_4^\delta) \cdot \mu^B(Z_1^\beta) \cdot \mu^{HC}(Z_4^\beta) \cdot \mu^B(Z_2^\alpha) \end{aligned} \quad (3.22)$$

Загальний вигляд функцій приналежності подано на рисунку 3.29 [53]

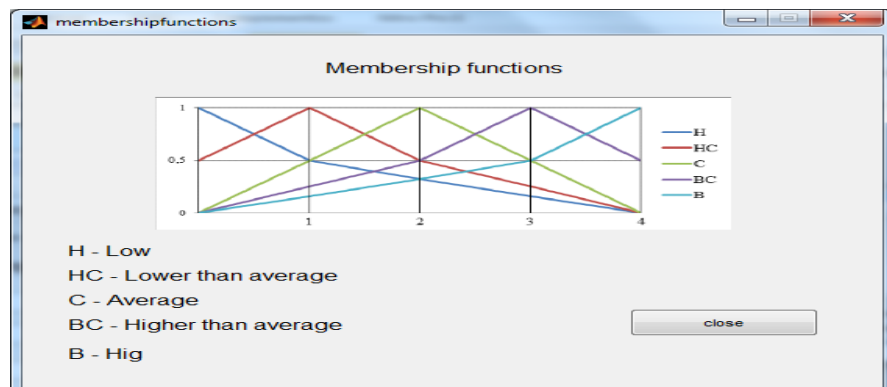


Рисунок 3.29 – Графічний вигляд функцій приналежностей [53]

Графічний вигляд функцій приналежності Z_2^α для 2 зразка представлено на рисунку 3.30

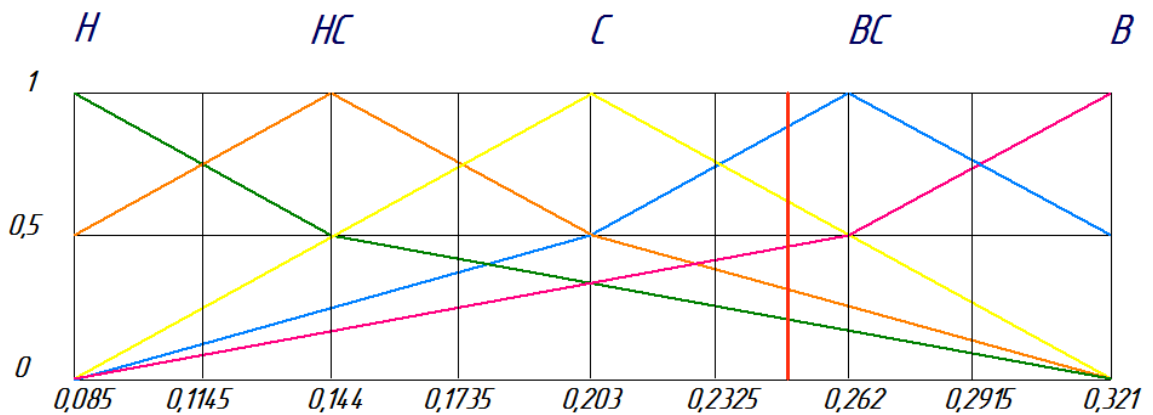


Рисунок 3.30 - Функції приналежності Z_2^α для 2 зразка

Графічний методом для конкретного випадку визначимо значення шуканих функцій $\mu^j(Z_2^\alpha)$:

$$\begin{aligned} \mu^H(Z_2^\alpha) &= 0,22 \\ \mu^{HC}(Z_2^\alpha) &= 0,32 \\ \mu^C(Z_2^\alpha) &= 0,60 \\ \mu^{BC}(Z_2^\alpha) &= 0,89 \\ \mu^B(Z_2^\alpha) &= 0,47 \end{aligned}$$

Графічний вигляд функцій приналежності для випадку Z_1^β представлено на рисунку 3.31

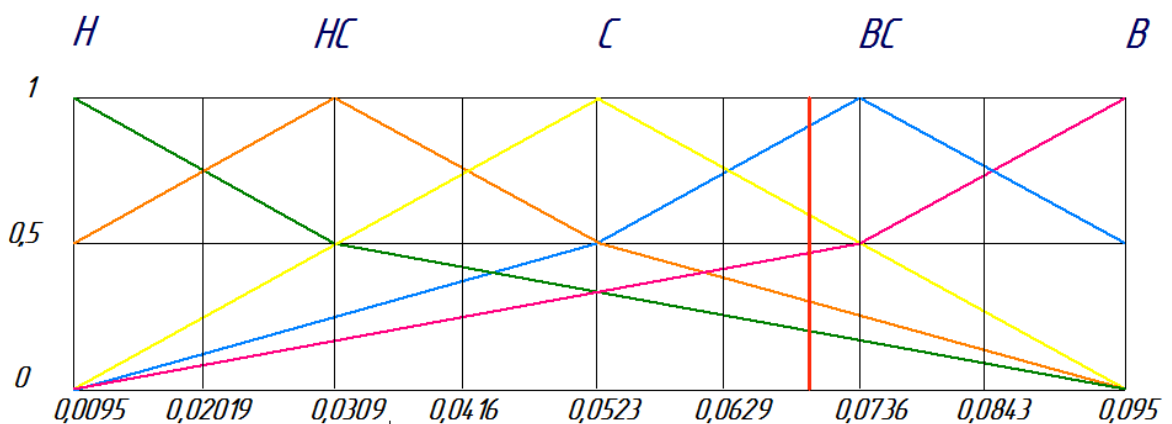


Рисунок 3.31 - Функції приналежності Z_1^β для 2 зразка

Графічний методом для конкретного випадку визначимо значення шуканих функцій $\mu^j(Z_1^\beta)$:

$$\mu^H(Z_1^\beta) = 0,30$$

$$\mu^{HC}(Z_1^\beta) = 0,19$$

$$\mu^C(Z_1^\beta) = 0,63$$

$$\mu^{BC}(Z_1^\beta) = 0,92$$

$$\mu^B(Z_1^\beta) = 0,47$$

Графічний вигляд функцій приналежності для випадку Z_4^β представлено на рисунку 3.32:

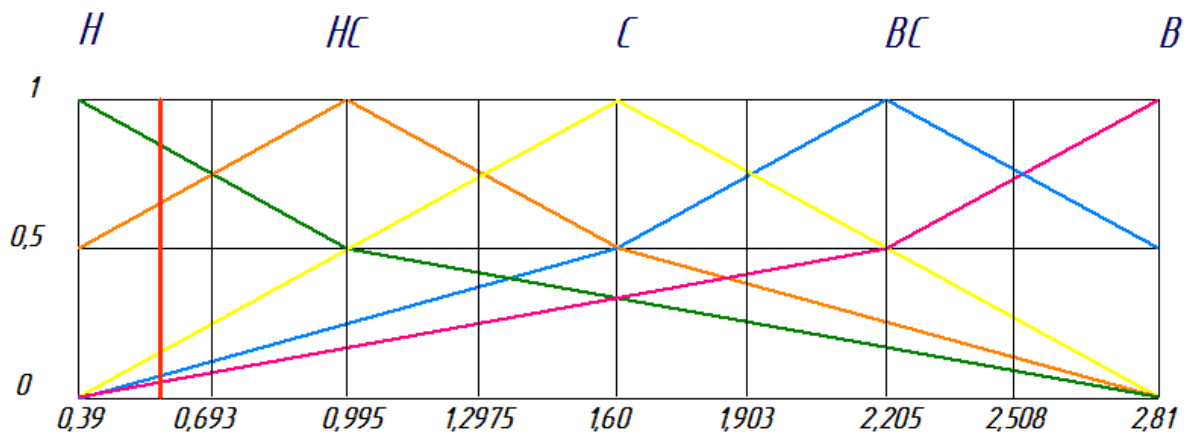


Рисунок 3.32 - Функції приналежності Z_4^β для 2 зразка

Графічний методом для конкретного випадку визначимо значення шуканих функцій $\mu^j(Z_4^\beta)$:

$$\mu^H(Z_4^\beta) = 0,85$$

$$\mu^{HC}(Z_4^\beta) = 0,65$$

$$\mu^C(Z_4^\beta) = 0,26$$

$$\mu^{BC}(Z_4^\beta) = 0,07$$

$$\mu^B(Z_4^\beta) = 0,04$$

Графічний вигляд функцій приналежності для випадку Z_2^δ представлено на рисунку 3.33:

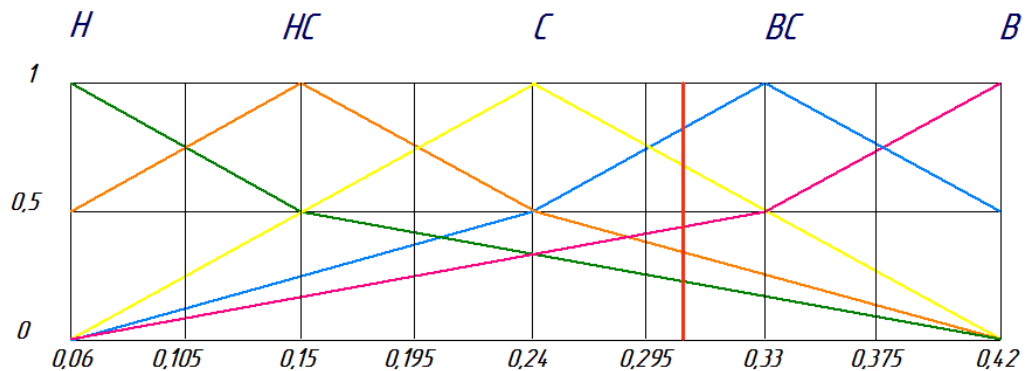


Рисунок 3.33 - Функції приналежності Z_2^δ для 2 зразка

Графічний методом для конкретного випадку визначимо значення шуканих функцій $\mu^j(Z_2^\delta)$:

$$\begin{aligned} \mu^H(Z_2^\delta) &= 0,22 \\ \mu^{HC}(Z_2^\delta) &= 0,36 \\ \mu^C(Z_2^\delta) &= 0,20 \\ \mu^{BC}(Z_2^\delta) &= 0,81 \\ \mu^B(Z_2^\delta) &= 0,42 \end{aligned}$$

Графічний вигляд функцій приналежності для випадку Z_3^δ та Z_4^δ представлено на рисунку 3.34 та 3.35 відповідно.

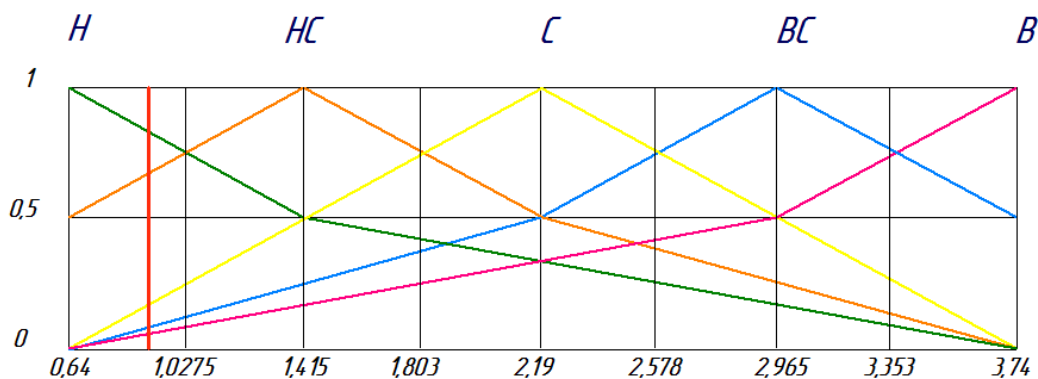


Рисунок 3.34 - Функції приналежності Z_3^δ для 2 зразка

Графічний методом для конкретного випадку визначимо значення шуканих функцій $\mu^j(Z_3^\delta)$:

$$\begin{aligned}\mu^H(Z_2^\delta) &= 0,82 \\ \mu^{HC}(Z_2^\delta) &= 0,68 \\ \mu^C(Z_2^\delta) &= 0,20 \\ \mu^{BC}(Z_2^\delta) &= 0,08 \\ \mu^B(Z_2^\delta) &= 0,05\end{aligned}$$

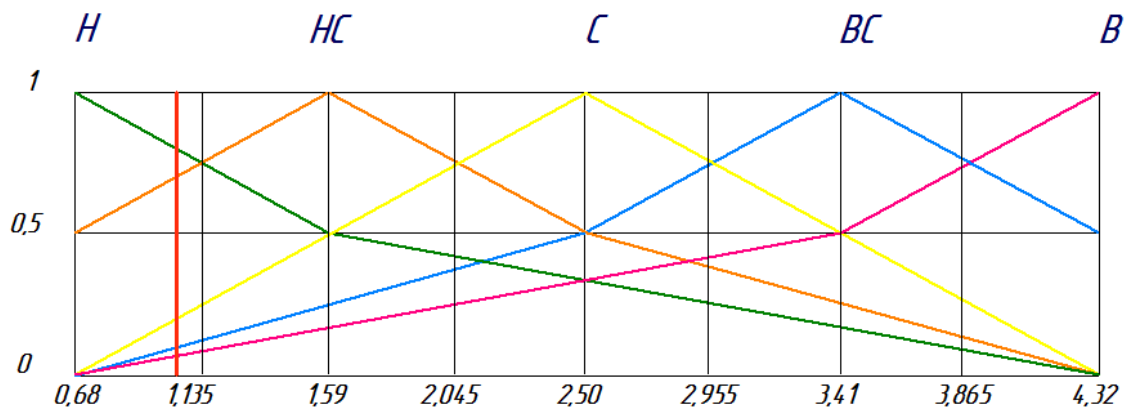


Рисунок 3.35 - Функції приналежності Z_4^δ для 2 зразка

$$\begin{aligned}\mu^H(Z_2^\delta) &= 0,78 \\ \mu^{HC}(Z_2^\delta) &= 0,66 \\ \mu^C(Z_2^\delta) &= 0,20 \\ \mu^{BC}(Z_2^\delta) &= 0,09 \\ \mu^B(Z_2^\delta) &= 0,06\end{aligned}$$

За сформованими правилами (3.20-3.22) розраховуємо значення:

$$\begin{aligned}\mu^{\text{норма}}(Y) &= 0,22 \cdot 0,20 \cdot 0,09 \cdot 0,30 \cdot 0,65 \cdot 0,22 \\ &\vee 0,22 \cdot 0,08 \cdot 0,05 \cdot 0,30 \cdot 0,26 \cdot 0,32 \\ &\vee 0,22 \cdot 0,05 \cdot 0,09 \cdot 0,19 \cdot 0,07 \cdot 0,32\end{aligned}$$

$$\begin{aligned}\mu^{\text{маст}}(Y) &= 0,22 \cdot 0,68 \cdot 0,66 \cdot 0,19 \cdot 0,85 \cdot 0,32 \\ &\vee 0,36 \cdot 0,20 \cdot 0,20 \cdot 0,19 \cdot 0,65 \cdot 0,60\end{aligned}$$

$$\begin{aligned}\mu^{\text{пак}}(Y) &= 0,20 \cdot 0,82 \cdot 0,66 \cdot 0,63 \cdot 0,85 \cdot 0,60 \\ &\vee 0,81 \cdot 0,68 \cdot 0,66 \cdot 0,92 \cdot 0,65 \cdot 0,89 \\ &\vee 0,42 \cdot 0,68 \cdot 0,66 \cdot 0,47 \cdot 0,65 \cdot 0,47\end{aligned}$$

Таким чином, у даній роботі було вперше сформовано базу даних для комплексної діагностики стану пацієнта при онкопатологіях молочної залози за лазерними зображеннями полікристалічних мереж білків альбумінів і глобулінів зразків плазми крові пацієнтів всіх трьох груп.

На підставі отриманої бази даних була виведені математичні моделі на основі нечіткої логіки для комплексної діагностики онкопатологій.

Опираючись на отримані значення $\mu^{\text{рак}}(Y)$, $\mu^{\text{маст}}(Y)$ та $\mu^{\text{норма}}(Y)$ можна вважати техніку прийняття рішень на основі нечіткої логіки достовірною.

4 ЕКОНОМІЧНА ЧАСТИНА

4.1 Технологічний аудит розробки

За останнє десятиріччя в біомедичній діагностиці онкологічних захворювань набули широкого застосування оптичні методи формування пошарових зображень біологічних об'єктів. 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 займає метод оптичної когерентної томографії. Даний напрям діагностики онкологічних захворювань дозволяє отримувати достовірні та швидкі результати стану досліджуваного об'єкту на предмет онкологічних відхилень, 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 відтворювати розподіли параметрів структури біологічних шарів;
- забезпечують багатопараметричний об'єктивний комплексний математичний аналіз одержаних даних [2].

Для оцінки комерційного потенціалу розробки, створеної в результаті науково-технічної діяльності було здійснено незалежне експертне опитування. При проведенні технологічного аудиту було залучено 3 експерти, у нашому випадку це один із керівників розробки системи поляризаційного картографування лазерних зображень плазми крові при онкопатологіях молочної залози д.т.н., проф. Павлов С.В., завідуючий кафедрою Лазерної та оптоелектронної техніки д.т.н., проф. Кожем'яко В.П. та к.т.н., доц. кафедри Лазерної та оптоелектронної техніки.

Оцінка комерційного потенціалу системи здійснювалася за 12-ма критеріями з подальшим занесенням результатів до таблиці 4.1.

Для оптимізації таблиці пронумеруємо експертів:

- 1) Павлов Сергій Володимирович;
- 2) Кожем'яко Володимир Прокопович;
- 3) Тужанський Сергій Євгеноович.

Таблиця 4.1 – Результати оцінювання комерційного потенціалу системи поляризаційного картографування лазерних зображень плазми крові при онкопатологіях молочної залози

Показники		Експерти		
№	Назва	1	2	3
1	Технічна здійсненність концепції	4	4	4
2	Кількість аналогів	2	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
11	Термін реалізації	3	4	3
12	Відсутність регламентованих обмежень на виробництво та реалізацію продукції	3	2	3
Сума балів (СБ)		СБ ₁ =39	СБ ₂ =43	СБ ₃ =38

Середньоарифметична сума балів $СБ_{сер}$:

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

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

де $СБ$ – сума балів за кожним експертом;

n – кількість експертів.

Відповідно до результатів таблиці можна зробити наступні висновки:

- розрахована на основі висновків експертів середньоарифметична сума балів $\overline{СБ}$ 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, мамографія не у змозгу дати якісні діагностичні результати та є менш травматичною за рахунок використання у якості дослідного зразка не зріз біологічної тканини, а біологічну рідину – плазму крові людини.

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 –місячний посадовий оклад конкретного розробника, грн;

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

t_i –число днів роботи конкретного розробника (дослідника);

Розрахунок витрат на заробітну плату розробника подано в таблиці 4.2

Таблиця 4.2 – 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	5000	227,3	88	20 000
Інженер	3850	175	60	10 500
Всього				30 500

Витрати на заробітну плату розробнику за формулою 4.3:

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

$$Z_{oi} = \frac{3850 \cdot 60}{22} = 10500 \text{ грн}$$

Витрати на основну заробітну плату робітників що виготовляють один виріб Z_p розраховуються за формулою 4.4.

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

$$Z_p = \sum_1^n t_i \cdot C_i \text{ грн. ,} \quad (4.4)$$

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 4.5:

$$C_i = \frac{M_m \cdot K_i}{T_p \cdot T_{зм}} \text{ грн./год ,} \quad (4.5)$$

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 5.6 становить:

$$C_i = \frac{1094 \cdot 1,45}{22 \cdot 8} = 9,01 \text{ грн/год}$$

Тоді витрати для даного робітника на основну заробітну за формулою 4.4

$$Z_{pa} = 9,1 \cdot 30 = 270,3 \text{ грн.}$$

Величина витрат на інших робітників подана в таблиці 4.3.

Витрати на основну заробітну плату робітників:

$$Z_p = 9,1 \cdot 30 + 7,89 \cdot 5 + 7,3 \cdot 30 + 9,57 \cdot 10 = 624,45 \text{ грн.}$$

Таблиця 4.3 – 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	9,01	270,3
2. Монтування	5	4	1,27	7,89	39,45
3. Тестування	30	3	1,18	7,3	219,0
4. Налаштування	10	7	1,54	9,57	95,7
Всього					624.35

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

$$Z_o = 0,11 \cdot Z_o \text{ грн.}, \quad (4.6)$$

$$Z_o = 0,11 \cdot 30500 = 3355 \text{ грн.}$$

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

$$H_{zn} = (Z_o + Z_p + Z_o) \cdot \frac{\beta}{100}, \quad (4.7)$$

де Z_o – основна заробітна плата розробників, грн. ;

Z_p – основна заробітна плата робітників, грн.;

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

β – ставка єдиного внеску на загальнообов'язкове державне соціальне страхування, %.

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

$$H_{zn} = (30500 + 624,45 + 3355) \cdot \frac{36,3\%}{100} = 13184,94 \text{ грн}$$

Розрахуємо амортизацію обладнання A , які використовувалися для виконання НДДКР.

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

$$A = \frac{Ц \cdot H_a}{100} \cdot \frac{T}{12} \text{ грн.}, \quad (4.8)$$

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

H_a – річна норма амортизаційних відрахувань (для нашого випадку складає 15%);

T – термін використання обладнання, місяці.

Здійснені розрахунки заносимо до таблиці.

$$A_k = \frac{8000 \cdot 15}{100} \cdot \frac{4}{12} = 400 \text{ грн.}$$

Витрати на матеріали визначаються за формулою:

$$E_g > \tau, \quad (4.9)$$

де n - кількість видів матеріалів;

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

$Ц_i$ – 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);

$Ц_g$ – ціна відходів матеріалу i -го найменування, (грн./кг).

Таблиця 4.4 - Амортизаційні відрахування

Найменування обладнання	Балансова вартість, грн.	Норма амортизації, %	Термін використання, міс.	Величина амортизаційних відрахувань, грн.
1. Комп'ютер	8000	15%	4	400
2. Випробувальний стенд	15250	18%	0,3	68, 63
3. Спец. засоби для тестування та налагодження	7000	15%	2	175
4. Пакет прикладних програм MatLAB	8000	10%	3	200
Всього				843,53

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 4.5.

Таблиця 4.5– 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:

$$K = \sum_1^n H_i \cdot C_i \cdot K_i \text{ грн,} \quad (4.10)$$

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:

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

Витрати на силову електроенергію V_e розраховуються за формулою 4.11:

$$V_e = B \cdot P \cdot \Phi \cdot K_n \text{ грн.,} \quad (4.11)$$

де B - вартість 1 кВт-години електроенергії, (у 2015 р. - 1,36 грн);

P - установлена потужність обладнання, кВт

Φ - фактична кількість годин роботи обладнання (700 годин);

K_n - коефіцієнт використання потужності, (0,6);

$$V_e = 1,36 \cdot 2,5 \cdot 700 \cdot 0,6 = 1428 \text{ грн.}$$

Таблиця 4.6 – Витрати на комплектуючі

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 оправы	1	3500	3850
Крокові двигуни	3	1200	3960
Блок керування	1	1000	1100
Всього K :			32 120

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 300% від суми основної заробітної плати розробників та робітників, які виконували дану НДДКР, тобто:

$$B_{ин} = 2 \cdot (Z_o + Z_p) \quad (4.12)$$

$$B_{ин} = 3 \cdot (30500 + 624,45) = 93373,35$$

Загальна вартість всієї НДДКР визначається за формулою:

$$B_{заг} = \frac{B_{ин}}{\alpha} \text{ грн} \quad (4.13)$$

де α - частка витрат, які безпосередньо здійснює виконавець даної НДДКР, у відн.од.

$$B_{заг} = \frac{93373,35}{0,2} = 466866,75 \text{ грн}$$

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

$$ЗВ = \frac{B_{заг}}{\beta} \quad (4.14)$$

де β – коефіцієнт, який характеризує етап (стадію) виконання даної НДДКР (розробка знаходиться на етапі розробки дослідного зразка)

$$ЗВ = \frac{466866,75}{0,5} = 933733,5$$

4.3 Прогнозування комерційних ефектів від реалізації результатів розробки

На даний час існує безліч методик для діагностування онкопатологій молочної залози, наша система принципово відрізняється від інших тим, що є малоінвазивною, як наслідок менш травматичною, та менш дороговартісною для користувача. Таким чином, можна допускати, що приблизно 60 %

споживачів не куплять розробку через наявність аналогу та через інноваційність розробки. Приблизно ще 15 % неспроможні оплатити товар. Тоді очікуваний попит за перший рік буде розраховуватись за формулою:

$$Pi = \frac{P \cdot Pn\%}{100\%}, \quad (4.15)$$

де P – середня кількість споживачів, які використовують товари аналогічні розроблюваному;

Pn – середній відсоток споживачів, які зацікавлені придбанням інноваційного продукту.

І так, потреба в інноваційному продукті буде складати:

$$Pi = \frac{4000 \cdot (100 - 60 - 15)\%}{100\%} = 1000_{шт}.$$

Розрахуємо оптимістичний прогноз попиту на інноваційне рішення за формулою 4.6:

$$ОП = \frac{Pi}{T}, \quad (4.16)$$

де T -середній термін заміни інноваційного рішення.

Термін служби системи становить 5 років, а це означає, що протягом даного періоду часу споживачі не будуть робити повторних закупівель, окрім витратних матеріалів. Виходячи з цього, оптимістичний прогноз попиту на нову розробку буде складати:

$$ОП = \frac{1000}{5} = 200_{шт}.$$

Розрахуємо песимістичний прогноз попиту на інноваційне рішення розрахуємо за формулою 4.17.

$$ПП = \frac{ОП \cdot Cn}{100\%}, \quad (4.17)$$

де Cn – середній відсоток споживачів, що захочуть придбати розроблений товар повторно.

І так, песимістичний прогноз попиту на нову розробку, складатиме:

$$\text{ПП} = \frac{200 \cdot 43\%}{100\%} \approx 86 \text{ ум.}$$

Розрахуємо за формулою 4.18 реалістичний прогноз попиту інноваційного рішення:

$$\text{РП} = \frac{\text{ОП} + \text{ПП}}{2} \quad (4.18)$$

Спираючись на попередні розрахунки, ми можемо розрахувати реалістичний прогноз попиту на нову розробку, який приблизно буде складати:

$$\text{РП} = \frac{200 + 86}{2} = 143 \text{ ум.}$$

При встановленні цін на товар скористаємось політикою ціноутворення відносно рівня ринкових цін. Вартість на товари-аналоги мамографи, сьогодні на ринку дуже варіюються, в середньому вони мають ціну 200 000 грн. Даний продукт НДДКР матиме ціну 100 000 грн, так як комплектуючі на даний товар коштують дешевше, аніж на товар-аналог, окрім того суттєве зниження ціни дозволить швидше зайняти нішу на ринку.

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:

$$\Delta\Pi_I = \sum_i^n (\Delta C_o \cdot N + C_o \cdot \Delta N)_i \cdot \lambda \cdot \rho \cdot \left(1 - \frac{v}{100}\right) \quad (4.19)$$

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

ΔN – покращення основного кількісного показника;

C_o – основний оціночний показник;

n – кількість років;

λ – коефіцієнт, який враховує сплату податку на додану вартість;

ρ – коефіцієнт, який враховує рентабельність продукту;

v – ставка податку на прибуток.

$$\Delta\Pi_1 = \sum_i^n (60000 \cdot 143 + 100 \cdot 100000) \cdot 0,833 \cdot 0,25 \cdot \left(1 - \frac{18}{100}\right) = 3018042 \text{ грн.}$$

$$\Delta\Pi_2 = \sum_i^n (60000 \cdot 143 + (200) \cdot 100000) \cdot 0,833 \cdot 0,25 \cdot \left(1 - \frac{18}{100}\right) = 4642392 \text{ грн.}$$

$$\Delta\Pi_3 = \sum_i^n (60000 \cdot 143 + (300) \cdot 100000) \cdot 0,833 \cdot 0,25 \cdot \left(1 - \frac{18}{100}\right) = 6266742$$

$$\Delta\Pi_4 = \sum_i^n (60000 \cdot 143 + (400) \cdot 100000) \cdot 0,833 \cdot 0,25 \cdot \left(1 - \frac{18}{100}\right) = 7891092$$

$$\Delta\Pi_5 = \sum_i^n (60000 \cdot 143 + (500) \cdot 100000) \cdot 0,833 \cdot 0,25 \cdot \left(1 - \frac{18}{100}\right) = 9515442$$

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:

$$E = (ПП - PV), \quad (4.20)$$

де $ПП$ – приведена вартість всіх чистих прибутків, що отримає підприємство від реалізації результатів наукової розробки, грн.;

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

В свою чергу, приведена вартість всіх чистих прибутків розраховується:

$$ПП = \sum_i^T \frac{\Delta\Pi_i}{(1+\tau)^t} \quad (4.21)$$

τ – 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.

$$\begin{aligned} ПП &= \frac{3018042}{(1+0,1)^4} + \frac{4642392}{(1+0,1)^5} + \frac{6266742}{(1+0,1)^6} + \frac{7891092}{(1+0,1)^7} + \frac{9515442}{(1+0,1)^8} = \\ &= 2061363 + 2882560 + 3537412 + 4049377 + 4439023 = 16969735 \end{aligned}$$

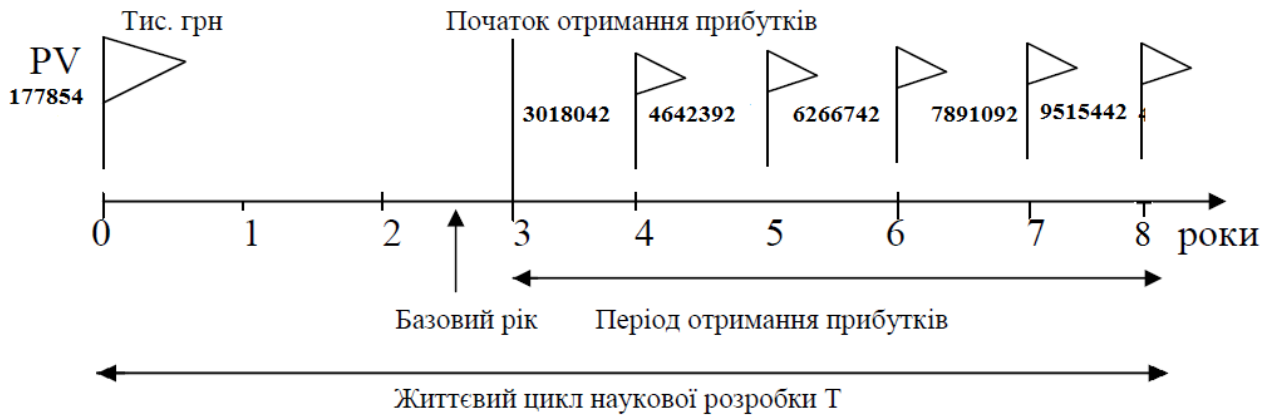


Рисунок 4.1 – Вісь часу з фіксацією платежу, що мають місце під час розробки та впровадження результатів НДДКР

Тоді, чистий приведений дохід дорівнює:

$$E = 16969735 - 177854 = 16791881 \text{ грн.} \quad (4.22)$$

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

$$E_B = \sqrt[T]{1 + \frac{E}{PV}} - 1 \quad (4.23)$$

$$E_B = \sqrt[8]{1 + \frac{16969735}{177854}} - 1 = 1,39$$

Мінімальна ставка дисконтування:

$$\tau = d + f, \quad (4.24)$$

$$\tau = 0,2 + 0,1 = 0,3$$

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

ВИСНОВКИ

У магістерській кваліфікаційній роботі вирішено актуальну задачу підвищення ефективності системи двовимірної лазерної поляриметрії для оцінювання патологічних змін молочних залоз шляхом комплексного застосування методів поляризаційно-фазового картографування полікристалічних плівок плазми крові людини в поєднанні із статистичним аналізом отриманих мап та диференціацією патологій на їх основі за правилами нечіткої логіки.

Основні наукові та практичні результати роботи:

1. Проаналізовано оптичні методи і системи лазерної мікроскопії біологічних тканин і рідин людини для діагностування патологічних змін молочних залоз та обґрунтовано доцільність подальшого розвитку методів і системи діагностування патологій молочних залоз на основі поляризаційного картографування плівок плазми крові людини.

2. Розвинуто концепцію побудови засобів поляризаційної мікроскопії біологічних шарів для оцінювання патологічних змін молочних залоз шляхом застосування методів поляризаційного-фазового картографування білків мазків плазми крові людини у комплексі із наступним статистичним аналізом отриманих розподілів, що дозволило досягнути об'єктивного оцінювання онкологічних змін у молочних залозах для скринінгових (доступніших і менш травматичних) досліджень.

3. Удосконалено архітектуру та алгоритмічне забезпечення автоматизованої системи комплексного поляризаційно-фазового картографування мазків плазми крові для оцінювання патологічних змін молочних залоз, що дало можливість в автоматизованому режимі провести експериментальні дослідження.

4. Проведено серію експериментальних досліджень поляризаційно-фазового картографування плазми крові вибірки пацієнтів, які відповідають фізіологічним станам «норма», «мастопатія», «рак» молочних залоз, та знайдено взаємозв'язок між їх станом та набором величин статистичних моментів 1-4 порядків, які характеризують розподіли азимутів і еліптичностей поляризації, а також фазових зсувів лазерних зображень зразків плазми крові, що дозволило сформулювати ознаки для подальшого діагностичного оцінювання патологічних процесів в молочних залозах.

5. Вперше одержано математичну модель підтримки прийняття рішення при оцінюванні стану молочних залоз за поляризаційно-фазовим картографуванням мазків плазми крові із застосуванням статистичного аналізу отриманих зображень для формування діагностичних ознак та їх нечіткого аналізу для диференціації патологій, що дало можливість мінімізувати невизначеність при оцінюванні таких змін. Розроблено базу із 6 інформативних ознак, що містить значення діапазонів статистичних моментів 1 – 4 порядку мап азимутів, мап еліптичностей та мап фазових зсувів лазерних зображень плазми

крові, які відповідають фізіологічним станам «норма», «мастопатія», «рак» молочних залоз, що дозволило на основі застосування принципів нечіткої обробки вивести правила прийняття рішення для автоматизованого діагностичного процесу.

6. Визначено діагностичну точність (чутливість, специфічність) системи для режиму фазової лазерної мікроскопії (фазометрії) плівок плазми крові для діагностики злоякісних змін молочної залози. сила методу фазової діагностики злоякісних змін молочної залози для статистичного моменту 2-го порядку найвища - $Se = 100\%$; $Sp = 75\%$; $Ac = 75\%$. Хоча для статистичних моментів 3-го і 4-го порядків отримані показники чутливості, специфічності та точності також відповідають необхідному рівню.

7. Здійснено технологічний аудит та оцінку комерційного потенціалу розробки, спрогнозовано витрати на виконання НДДКР, розраховано показник ефективності вкладених інвестицій $E_g = 1,39$, що свідчить про значний економічний потенціал даної системи та визначено період окупності впровадження.

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

- 1 Optical biopsy and imaging using optical coherent tomography / [J. G. Fujimoto, M. E. Brezinski, G. J. Tearney та ін.]. // *Nature Med.* – 1995. – №1. – Р. 93–98.
- 2 Тучин В. В. Исследование биотканей методами светорассеяния / В. В. Тучин. // *Успехи физ.наук.* – 1997. – №167. – С. 517–539.
- 3 Angelsky O.V. Polarization structure of biological tissues speckle-images / O.V. Angelsky, S.B. Yermolenko A.G. Prydij, A.G Ushenko., Yu.A. Ushenko// *Proc. SPIE.-2006.-Vol. 6341.- 634107-1.*
- 4 Ушенко О.Г. Основи лазерної поляриметрії. Біологічні рідини / О.Г.Ушенко, Т.М. Бойчук – Чернівці: ЧНУ ім. Ю. Федьковича, 2011. – 656 с.
5. System of polarization phasometry of polycrystalline blood plasma networks in mammary gland pathology diagnostics / N. I.Zabolotna, B. P. Oliinychenko, O. K. Radchenko, A. K. Krasnoshchoka. // *Polarization Science and Remote Sensing VII.* – 2015. – №9613.
6. 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 енергетичні технології.* 2012 - № 2(12). – С. 112- 119.
7. Dembitska S. V. Laser systems safety classification according to health hazard level / S. V. Dembitska, A. K. Krasnoshchoka. // *Scientific review.* – 2015. – №1. – С. 47–53.
8. Заболотна Н. Ефективність системи поляризаційної орієнтаційної томографії гістологічних зрізів у діагностиці патології печінки пацієнтів // Н. Заболотна, С. Павлов., К. Радченко, А. Краснощока // *Застосування лазерів в медицині: міжнародна науково-практична конференція, 27 – 30.05.2015р.: тези доповідей.* – Харків: ХНУ ім. В.Н. Каразіна, 2015. – С.89-91.
9. Олійниченко Б. Метод гос – аналізу поляризаційного картографування азимутів лазерних зображень плівок плазми крові у діагностиці патології молочної залози // Б.Олійниченко., К. Радченко, А. Краснощока// *Фотоніка ОДС-2015: міжнародна конференція з Оптикоелектронних Інформаційних Технологій, 21-23.04.2015: тези доповідей.* – Вінниця: ВНТУ, 2015. – С. 162. ISBN 335-138-2462-15-2
10. Заболотна Н. Інформативність методів картографування азимутів поляризації лазерних мікроскопічних зображень плівок плазми крові для діагностики доброякісних змін молочної залози // Н. Заболотна, С. Павлов., К. Радченко, А. Краснощока // *Застосування лазерів в медицині: міжнародна науково-практична конференція, 2 – 05.10. 2015р.: тези доповідей.* – Ялта: ХНУ ім. В.Н. Каразіна, 2015. – С.89-91.
11. Заболотна Н. Дослідження діагностичних можливостей Мюллер-матричної томографії оптично тонких шарів плазми крові // Н. Заболотна, С.

Павлов., М.Вовк, А. Краснощока // Застосування лазерів в медицині: міжнародна науково-практична конференція, 22 – 24.05. 2013р.: тези доповідей. – Харків: ХНУ ім. В.Н. Каразіна, 2013. – С.89-91.

12. Заболотна Н. Метод гос – аналізу поляризаційного картографування азимутів лазерних зображень плівок плазми крові у діагностиці патології молочної залози // Н. Заболотна, А. Краснощока// Фотоніка ОДС-2012: міжнародна конференція з Оптикоелектронних Інформаційних Технологій, 1-4.10.2012: тези доповідей. – Вінниця: ВНТУ, 2015. – С. 120. ISBN 978-966-2462-79-1

13. Bernard W. S. World Cancer Report 2014 / W. S. Bernard, C. P. Wild. – California: IARC, 2014. – 120 с. – (ISBN 978-92-832-0429-9).

14. Терновой С. К. Лучевая маммография / С. К. Терновой, А. Б. Абдураимов. – Москва: ГЭОТАР-Медиа, 2007. – 128 с.

15. Олійниченко Б. П. Аналіз оптичних методів діагностування патологічних змін у молочних залозах / Б. П. Олійниченко. // Фотобіологія та фотомедицина. – 2012. – №1. – С. 120 – 126.

16. Statistics for 2004: Cancer facts & figure [Електронний ресурс] // American cancer Society. – 2004. – Режим доступу до ресурсу: <http://www.cancer.org/research/cancerfactsfigures/cancerfactsfigures/index>.

17. Feig S. A. Decreased breast cancer mortality through mammographic screening: results of clinical trials / Feig. // Radiology. – 1988. – №167. – С. 659–665.

18. Breast cancer. Early detection and prompt treatment are critical. // Mayo Clinic Health Letter. – 2001. – №1.

19. Jacques S. L. Time resolved propagation of ultrashort laser pulses within turbid tissues / Jacques. // Applied Optics. – 1989. – №28. – С. 2223–2229.

20. Comparison of risk factors for ductal carcinoma in situ and invasive breast cancer / [K. Kerlikowske, J. Barclay, D. Grady та ін.]. // Journal of the National Cancer Institute. – 1997. – №89. – С. 77–82.

21. Homer M. J. Breast imaging: pitfalls, controversies, and some practical thoughts / Homer. // Radiologic Clinics of North America. – 1985. – №23. – С. 459–472.

22. Design and evaluation of a laboratory prototype system for 3D photoacoustic full breast tomography / Wenfeng Xia, Daniele Piras, Mithun K. A. Singh [et al.] // Optical Society of America BIOMEDICAL OPTICS EXPRESS. – 2013. – Vol. 4 (11). – P. 2555 - 2569

23. Analysis of cancer tissues by means of spectroscopic methods / B. Pacholczyk, A. Fabiańska, R. Kusińska [et al.] // Contemp. Oncol. (Pozn). – 2012. – Vol. 16 (4). – P. 290-294.

24. Light sheet-excited spontaneous Raman imaging of a living fish by optical sectioning in a wide field Raman microscope / Yusuke Oshima, Hidetoshi Sato, Hiroko Kajiura-Kobayashi [et al.]. // Optical Society of America BIOMEDICAL OPTICS EXPRESS. – 2012. – Vol. 20 (15)

25. Polarization-sensitive optical coherence tomography /J.F. De Boer, T.E. Milner, M.G. Ducros [et al.] // Handbook of Optical Coherence Tomography. Eds B.E. Bouma and G.J. Tearney – New York: Marcel Dekker Inc., 2002. – P. 237-274.

26. Determining elastic properties of skin by measuring surface waves from an impulse mechanical stimulus using phase-sensitive optical coherence tomography / Chunhui Li, Chunhui Li, Guangying Guan, Chunhui Li, Guangying Guan, Roberto Reif та ін.]. // J. R. Soc. Interface. – 2011. – №9. – С. 831 – 841.

27. Cheol Song. Polarization-sensitive spectral-domain optical coherence tomography using a multi-line single camera spectrometer / Cheol Song, MyoungKi Ahn, DaeGab Gweon. // OPTICS EXPRESS. – 2010. – P. 23805–23817.

28. High sensitivity phase mapping with parallel Fourier domain optical coherence tomography at 512 000 A-scan/s / Branislav Grajciar, Yves Lehareinger, Adolf F. Fercher, Rainer A. Leitgeb. // OPTICS EXPRESS. – 2010. – С. 21841–21850.

29. Shuai Yuan. Combining Optical Coherence Tomography with Fluorescence Imaging / Shuai Yuan, Yu Chen. // Advances in Lasers and Electro Optics. – 2010. – С. 711–735.

30. Ушенко О.Г. Основи лазерної поляриметрії Част. 1: Біологічні тканини людини / О.Г.Ушенко, Ю.О. Ушенко, Ю.Я. Томка та ін., під ред. О.Г.Ушенка. – Чернівці: Чернівецький національний університет, 2010. – 588 с.

31. Ушенко О.Г. Основи лазерної поляриметрії. Вектор-параметрична діагностика патофізіологічного стану біологічних тканин / О.Г.Ушенко, Т.М. Бойчук, О.П. Пересунько та ін. – Чернівці: Чернівецький національний університет, 2010. – 576 с.

32. Патент України на корисну модель № 67821, (51) МПК (2012.01) G 01N 33/00. Спосіб поляризаційного картографування полікристалічних мереж оптико-анізотропних шарів біологічних об'єктів / Н.І.Заболотна, О.Г.Ушенко, Б.П.Олійниченко; заявник і патентовласник Вінницький національний технічний університет. - № 201108691; заявл. 28.11.2011; опубл. 25.05.2012, Бюл. №10.

33. Патент України на корисну модель № 97905, (51) МПК (2006.01) А 61В 8/13. Спосіб поляризаційного картографування полікристалічних мереж оптико-анізотропних шарів біологічних об'єктів/ О.Г.Ушенко, Т.М.Бойчук, Ю.Т.Ахтемійчук, О.П. Антонюк; заявник і патентовласник Буковинський державний медичний університет МОЗ України. - № 201100949; заявл. 28.01.2011; опубл. 26.03.2012, Бюл. №6.

34. Патент України на корисну модель № 77832, (51) МПК (2006.01) G01N 21/17. Спосіб поляриметричної діагностики полікристалічних мереж плазми крові/ Т.М.Бойчук, О.Г.Ушенко, О.Ю.Новаковська, П.М.Григоришин; заявник і патентовласник Буковинський державний медичний університет МОЗ України. - № 201210632; заявл. 10.09.2012; опубл. 25.02.2013, Бюл. №4.

35. Патент України на корисну модель №103289, (51) МПК (2013.01) G01N 33/48. Спосіб Мюллер-матричної діагностики біологічних тканин/ О.П. Антонюк, О.В. Дуболазов, Т.М. Бойчук, О.Г.Ушенко; заявник і патентовласник

Буковинський державний медичний університет МОЗ України. - № 201213981; заявл. 07.12.2012; опубл. 25.09.2013, Бюл. №18.

36. Alexander G. Ushenko and Vasilii P. Pishak, "Laser Polarimetry of Biological Tissue: Principles and Applications", in Handbook of Coherent-Domain Optical Methods: Biomedical Diagnostics, Environmental and Material Science, Vol. 1, pp. 93-138, edited by Valery V. Tuchin, Kluwer Academic Publishers, 2004.

37. O.V. Angelsky, A.G. Ushenko, Yu.A. Ushenko, V.P. Pishak, and A.P. Peresunko, "Statistical, Correlation, and Topological Approaches in Diagnostics of the Structure and Physiological State of Birefringent Biological Tissues", in Handbook of Photonics for Biomedical Science, Valery V. Tuchin, Ed. USA: CRC Press, 2010, pp. 21-67.

38. Поляриметрия подложек компакт-дисков / С. М.Савенков, А. А. Крючин, Е. А. Оберемок, В. В. Якубчак // Реєстрація, зберігання та обробка даних / С. М.Савенков, А. А. Крючин, Е. А. Оберемок, В. В. Якубчак. – Київ, 2005. – (Фізичні основи, принципи та методи реєстрації раних; т. 7). – С. 3–13.

39. Лисенко Г. Л. Системи лазерної відеополяриметрії для автоматизованого контролю параметрів неоднорідних біотканин / Г. Л. Лисенко, С. Є. Тужанський. – Вінниця: ВНТУ, 2011. – 156 с.

40. Ушенко Ю.А. Мюллер-матричная диагностика оптических свойств поликристаллических сетей плазмы крови человека / Ю.А.Ушенко, А.Г.Ушенко, А.В.Дуболазов и др. // Оптика и спектроскопия. – 2012. – Т.112. - №6. – С.956-964.

41. Statistical, Correlation, and Topological Approaches in Diagnostics of the Structure and Physiological State of Birefringent Biological Tissues / [O. V. Angelsky, A. G. Ushenko, Y. A. Ushenko та ін.]. // CRC Press. – 2010. – С. 21–67.

42. Патент України на корисну модель №47159, (51)МПК G01N 33/483. Спосіб ранньої діагностики і диференціації стадії раку молочної залози / В.П. Унгурян, О.Г. Ушенко; заявник і патентовласник Буковинський державний медичний університет МОЗ України. - №2000904079; заявл. 27.04.2009; опубл. 25.01.2010, Бюл.№2.

43. Кожемя'яко В. П. Оптичні томографи : проблеми та перспективи застосування в мамології / В. П. Кожемя'яко, Н. І. Заболотна, Б. П. Олійниченко // Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології. - 2009. - № 2. - С. 153-163.

44. Заболотна Н. І. Принципи і методи поляризаційного картографування біологічних тканин / Н. І. Заболотна, Б. П. Олійниченко. // ХНУ ім. В.Н.Каразіна. – 2010. – №3. – С. 84–90.

45. Патогистологическая диагностика преопухолевых процессов и опухолей молочной железы / Г. Г.Автандилов, Ю. Л. Перов, С. Г. Григорьева, О. В. Зайратьянц. // Арх. Патологии. – 2001. – №2. – С. 26–30.

46. Баркаган З. С. Диагностика и контролируемая терапия нарушений гемостаза / З. С. Баркаган, А. П. Момот. // М. :Ньюдиамед-АО. – 2001. – С. 296.

47. О существовании регулярных структур в жидкой сыворотке (плазме) крови человека и фазовых переходах в процессе ее высыхания / Т.

А. Яхно, О. А. Седова, А. Г. Санин, А. С. Пелюшенко. // Журнал технической физики. – 2003. – №4. – С. 23–27.

48. Джеррард А. Введение в матричную оптику / А. Джеррард, Д. М. Бёрч., 1978. – 341 с.

49. Патент України на корисну модель № 70125, (51) МПК (2012.01) G 01N 33/00. Спосіб вимірювання фазових мап оптико-анізотропних шарів біологічних об'єктів / Н.І.Заболотна, О.Г.Ушенко, Б.П.Олійниченко; заявник і патентовласник Вінницький національний технічний університет. - № 201113973; заявл. 28.11.2011; опубл. 25.05.2012, Бюл. №10.

50. Патент України на корисну модель № 67821, (51) МПК (2012.01) G 01N 33/00. Спосіб поляризаційного картографування полікристалічних мереж оптико-анізотропних шарів біологічних об'єктів / Н.І.Заболотна, О.Г.Ушенко, Б.П.Олійниченко; заявник і патентовласник Вінницький національний технічний університет. - № 201108691; заявл. 28.11.2011; опубл. 25.05.2012, Бюл. №10.

51. Заболотна Н. І. Архітектура і алгоритми функціонування та аналізу даних двовимірних систем лазерної поляриметрії біологічних тканин / Н. І. Заболотна. // Оптико-електронні енергетичні технології. – 2013. – С. 54–65.

52. Королюк И.П. Доказательная радиология: основные принципы и подходы к ее реализации / И. П. Королюк // Радиология. – 2007. - № 5. – С. 7 – 21.

53. Компьютерная диагностика оптико-анизотропных структур плазмы крови на основе метода нечетких множеств / [Н. И. Заболотная, С. В. Павлов, Р. Ровира та ін.]. // Фотобіологія та фотомедицина. – 2014. – С. 30–40.

54. Rotshtein A. Design and Tuning of Fussy IF – THEN Vuley for Medical Didical Diagnosis. Fussy and Neuro-Fussy Systems in Medicine (Eds: N. Teodorescu, A. Kandel, I. Lain.). - USA. CRC-Press, 1998, pp. 235-295.

55. Ротштейн А.П. Интеллектуальные технологии идентификации: нечеткие множества, генетические алгоритмы, нейронные сети. – Винница, Универсум - Винница, 1999. – 320 с.

56. Методичні рекомендації з комерціалізації розробок, створених в результаті науково-технічної діяльності – К.: Наказ Державного комітету України з питань науки, інновацій та інформатики (Лист № 1/06-4-97 від 13.09.2010 р.).

57. Козловський В. О. Методичні вказівки до виконання студентами-магістрантами економічної частини магістерських кваліфікаційних робіт. – ґ Винниця: ВНТУ, 2012.

Додаток А
(обов'язковий)

ВНТУ

ЗАТВЕРДЖУЮ

Зав. каф. ЛОТ, проф. д.т.н.

_____ В.П. Кожем'яко

« _____ » _____ 2015р.

ТЕХНІЧНЕ ЗАВДАННЯ

на виконання магістерської кваліфікаційної роботи

**СИСТЕМА ПОЛЯРИЗАЦІЙНОГО КАРТОГРАФУВАННЯ ЛАЗЕРНИХ
ЗОБРАЖЕНЬ ПЛАЗМИ КРОВІ ПРИ ОНКОПАТОЛОГІЯХ МОЛОЧНОЇ
ЗАЛОЗИ**

08-04. МКР.002.00.000 ТЗ

Керівник роботи

к.т.н., доц. кафедри ЛОТ ВНТУ

_____ Заболотна Н.І.

Виконавець: ст. гр. ЛОТ-14м

_____ Краснощока А.К.

1 ПІДСТАВА ДЛЯ ВИКОНАННЯ РОБОТИ

Робота проводиться на підставі наказу ректора по Вінницькому національному технічному університету №__ від __.09.2015 р. та індивідуального завдання на магістерську кваліфікаційну роботу.

Дата початку роботи: 02.09.2015 р.

Дата закінчення: 25.11.2015 р.

2 МЕТА І ПРИЗНАЧЕННЯ МКР

Метою роботи є підвищення ефективності системи двовимірної лазерної поляриметрії для оцінювання патологічних змін молочних залоз шляхом комплексного застосування методів поляризаційного картографування і поляризаційної фазометрії полікристалічних плівок плазми крові людини в поєднанні із аналізом отриманих зображень та диференціацією патологій на їх основі за правилами нечіткої логіки.

Об'єктом дослідження є процес визначення поляризаційних параметрів мазків плазми крові людини

Предметом дослідження – методи і система поляризаційного картографування мазків плазми крові людини для диференціації патологій молочних залоз.

Для досягнення поставленої мети у магістерській кваліфікаційній роботі розв'язуються такі *задачі*:

7. Провести аналіз оптичних методів і систем лазерної мікроскопії біологічних тканин і рідин людини для діагностування патологічних змін молочних залоз.

8. Розвинути концепцію побудови засобів поляризаційної мікроскопії біологічних шарів для оцінювання патологічних змін молочних залоз шляхом комплексного застосування методів поляризаційного картографування і поляризаційної фазометрії білків мазків плазми крові людини із наступним статистичним аналізом отриманих розподілів

9. Удосконалити архітектуру та алгоритмічне забезпечення автоматизованої системи комплексного поляризаційно-фазового картографування мазків плазми крові для оцінювання патологічних змін молочних залоз.

10. Провести експериментальні дослідження поляризаційних властивостей мазків плазми крові трьох груп пацієнтів з фізіологічними станами «норма», «мастопатія», «рак молочної залози» та визначити їх взаємозв'язок із відповідними статистичними моментами 1- 4 го порядку для виявлення інформативних ознак діагностування.

11. Розробити математичну модель підтримки прийняття рішень в системі поляризаційного картографування мазків плазми крові на основі виявлених інформативних ознак та нечітких правил.

12. Оцінити точність проведення диференціації зразків плазми крові людини при онкопатологіях молочних залоз, що забезпечується системою поляризаційно-фазового картографування .

3 ДЖЕРЕЛА РОЗРОБКИ МКР

Список використаних джерел розробки:

1. System of polarization phasometry of polycrystalline blood plasma networks in mammary gland pathology diagnostics / N. I.Zabolotna, B. P. Oliinychenko, O. K. Radchenko, A. K. Krasnoshchoka. // Polarization Science and Remote Sensing VII. – 2015. – №9613.

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 енергетичні технології. 2012 - № 2(12). – С. 112- 119.

3. Dembitska S. V. Laser systems safety classification according to health hazard level / S. V. Dembitska, A. K. Krasnoshchoka. // Scientific review. – 2015. – №1. – С. 47–53.

4. Заболотна Н. Ефективність системи поляризаційної орієнтаційної томографії гістологічних зрізів у діагностиці патології печінки пацієнтів // Н. Заболотна, С. Павлов., К. Радченко, А. Краснощока // Застосування лазерів в медицині: міжнародна науково-практична конференція, 27 – 30.05.2015р.: тези доповідей. – Харків: ХНУ ім. В.Н. Каразіна, 2015. – С.89-91.

5. Олійниченко Б. Метод гос – аналізу поляризаційного картографування азимутів лазерних зображень плівок плазми крові у діагностиці патології молочної залози // Б.Олійниченко., К. Радченко, А. Краснощока// Фотоніка ОДС-2015: міжнародна конференція з Оптикоелектронних Інформаційних Технологій, 21-23.04.2015: тези доповідей. – Вінниця: ВНТУ, 2015. – С. 162. ISBN 335-138-2462-15-2

6. Заболотна Н. Інформативність методів картографування азимутів поляризації лазерних мікроскопічних зображень плівок плазми крові для діагностики доброякісних змін молочної залози // Н. Заболотна, С. Павлов., К. Радченко, А. Краснощока // Застосування лазерів в медицині: міжнародна науково-практична конференція, 2 – 05.10. 2015р.: тези доповідей. – Ялта: ХНУ ім. В.Н. Каразіна, 2015. – С.89-91.

7. Заболотна Н. Дослідження діагностичних можливостей Мюллер-матричної томографії оптично тонких шарів плазми крові // Н. Заболотна, С. Павлов., М.Вовк, А. Краснощока // Застосування лазерів в медицині: міжнародна науково-практична конференція, 22 – 24.05. 2013р.: тези доповідей. – Харків: ХНУ ім. В.Н. Каразіна, 2013. – С.89-91.

8. Заболотна Н. Метод гос – аналізу поляризаційного картографування азимутів лазерних зображень плівок плазми крові у діагностиці патології

молочної залози // Н. Заболотна, А. Краснощока// Фотоніка ОДС-2012: міжнародна конференція з Оптикоелектронних Інформаційних Технологій, 1-4.10.2012: тези доповідей. – Вінниця: ВНТУ, 2015. – С. 120. ISBN 978-966-2462-79-1

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

10. Патент України на корисну модель № 70125, (51) МПК (2012.01) G 01N 33/00. Спосіб вимірювання фазових мап оптико-анізотропних шарів біологічних об'єктів / Н.І.Заболотна, О.Г.Ушенко, Б.П.Олійниченко; заявник і патентовласник Вінницький національний технічний університет. - № 201113973; заявл. 28.11.2011; опубл. 25.05.2012, Бюл. №10.

11. Патент України на корисну модель № 67821, (51) МПК (2012.01) G 01N 33/00. Спосіб поляризаційного картографування полікристалічних мереж оптико-анізотропних шарів біологічних об'єктів / Н.І.Заболотна, О.Г.Ушенко, Б.П.Олійниченко; заявник і патентовласник Вінницький національний технічний університет. - № 201108691; заявл. 28.11.2011; опубл. 25.05.2012, Бюл. №10.

12. Заболотна Н. І. Принципи і методи поляризаційного картографування біологічних тканин / Н. І. Заболотна, Б. П. Олійниченко. // ХНУ ім. В.Н.Каразіна. – 2010. – №3. – С. 84–90.

12. Заболотна Н. І. Архітектура і алгоритми функціонування та аналізу даних двовимірних систем лазерної поляриметрії біологічних тканин / Н. І. Заболотна. // Оптико-електронні енергетичні технології. – 2013. – С. 54–65.

13. Rotshtein A. Design and Tuning of Fussy IF – THEN Vuley for Medical Didical Diagnosis. Fussy and Neuro-Fussy Systems in Medicine (Eds: N. Teodorescu, A. Kandel, I. Lain.). - USA. CRC-Press, 1998, pp. 235-295.

14. 55. Ротштейн А.П. Интеллектуальные технологии идентификации: нечеткие множества, генетические алгоритмы, нейронные сети. – Винница, Универсум - Винница, 1999. – 320 с.

4 ВИМОГИ ДО ВИКОНАННЯ МКР

Основними вимогами є:

– розробка архітектури та алгоритмічного забезпечення автоматизованої системи комплексного поляризаційно-фазового картографування мазків плазми крові;

– аналіз взаємозв'язків між набором величин статистичних моментів 1-4 порядків, які характеризують розподіли азимутів і еліптичностей поляризації, а також фазових зсувів лазерних зображень зразків плазми крові, та функціональним станом молочних залоз (норма, мастопатія, рак молочних залоз);

– розробка бази інформативних ознак, що містить значення діапазонів статистичних моментів 1 – 4 порядку мап азимутів, мап еліптичностей та мап фазових зсувів лазерних зображень плазми крові, які відповідають фізіологічним станам «норма», «мастопатія», «рак» молочних залоз

– створення математичної моделі підтримки прийняття рішення при оцінюванні стану молочних залоз за поляризаційно-фазовим картографуванням мазків плазми крові із застосуванням статистичного аналізу отриманих зображень для формування діагностичних ознак та їх нечіткого аналізу для диференціації патологій

– оцінка точності проведення диференціації зразків плазми крові людини при онкопатологіях молочних залоз, що забезпечується системою поляризаційно-фазового картографування

5 ВИКОНАВЕЦЬ

Вінницький національний технічний університет, кафедра лазерної та оптоелектронної техніки, студент групи ЛОТ-14м Краснощока А.К.

6 ЕТАПИ МКР І ТЕРМІНИ ЇХ ВИКОНАННЯ

№	Назва та зміст етапу	Термін виконання		Очікувані результати	Звітна документація
		початок	закінченн я		
1.	Розробка технічного завдання (ТЗ)	02.09.2015	06.09.2015	Розроблене ТЗ	Додаток А
2.	Аналіз сучасного стану методів оптичної діагностики біологічних тканин та рідин при онкопатологіях	09.09.2015	13.09.2015	Проведений огляд літературних джерел	Вступ. Розділ 1
3.	Розробка архітектури системи для поляризаційного і фазового картографування полікристалічних мереж плазми крові	14.09.2015	18.09.2015	Архітектура 2-D оптико-електронної автоматизованої системи Стоксполяриметричного картографування та аналізу лазерних зображень	Розділ 2
4.	Проведення експериментальних досліджень та розробка техніки прийняття рішень на основі нечіткої логіки	18.09.2015	04.10.2015	Отримані лазерні зображення мап азимутів, еліптичностей та фазових зсувів зразків плазми крові, функції приналежностей	Розділ 3
5.	Аналіз економічної ефективності розробки	25.10.2015	09.11.2015	Економічна частина	Розділ 4

6.	Оформлення пояснювальної записки (ПЗ) та графічної частини	10.11.2015	13.11.2015	Оформлена документація	ПЗ та графічна частина
7.	Попередній захист та рецензування МКР	17.11.2015	17.11.2015	Позитивні відгуки	Відгук. Рецензія
8.	Захист МКР ЕК	25.11.2015	25.11.2015	Позитивний захист	Протокол ЕК

7 ОЧІКУВАНІ РЕЗУЛЬТАТИ ТА ПОРЯДОК РЕАЛІЗАЦІЇ МКР

У результаті виконання роботи будуть розроблені:

- архітектура 2-D оптико-електронної автоматизованої системи Стоксполяриметричного картографування та аналізу лазерних зображень
- лазерні зображення мап азимутів, еліптичностей та фазових зсувів зразків плазми крові, функції приналежностей
- економічна частина МКР.

Результати отримані в процесі виконання даної роботи, можуть бути впроваджені для діагностики онкопатологій молочної залози.

8 МАТЕРІАЛИ ЯКІ ПОДАЮТЬ ПІСЛЯ ЗАКІНЧЕННЯ РОБОТИ ТА ПІД ЧАС ЕТАПІВ

За результатами виконання МКР до ЕК подаються пояснювальна записка, графічна частина МКР, відгук і рецензія.

9 ПОРЯДОК МКР ТА ЇЇ ЕТАПІВ

Поетапно результати виконання МКР розглядаються керівником роботи та обговорюються на засіданні кафедри.

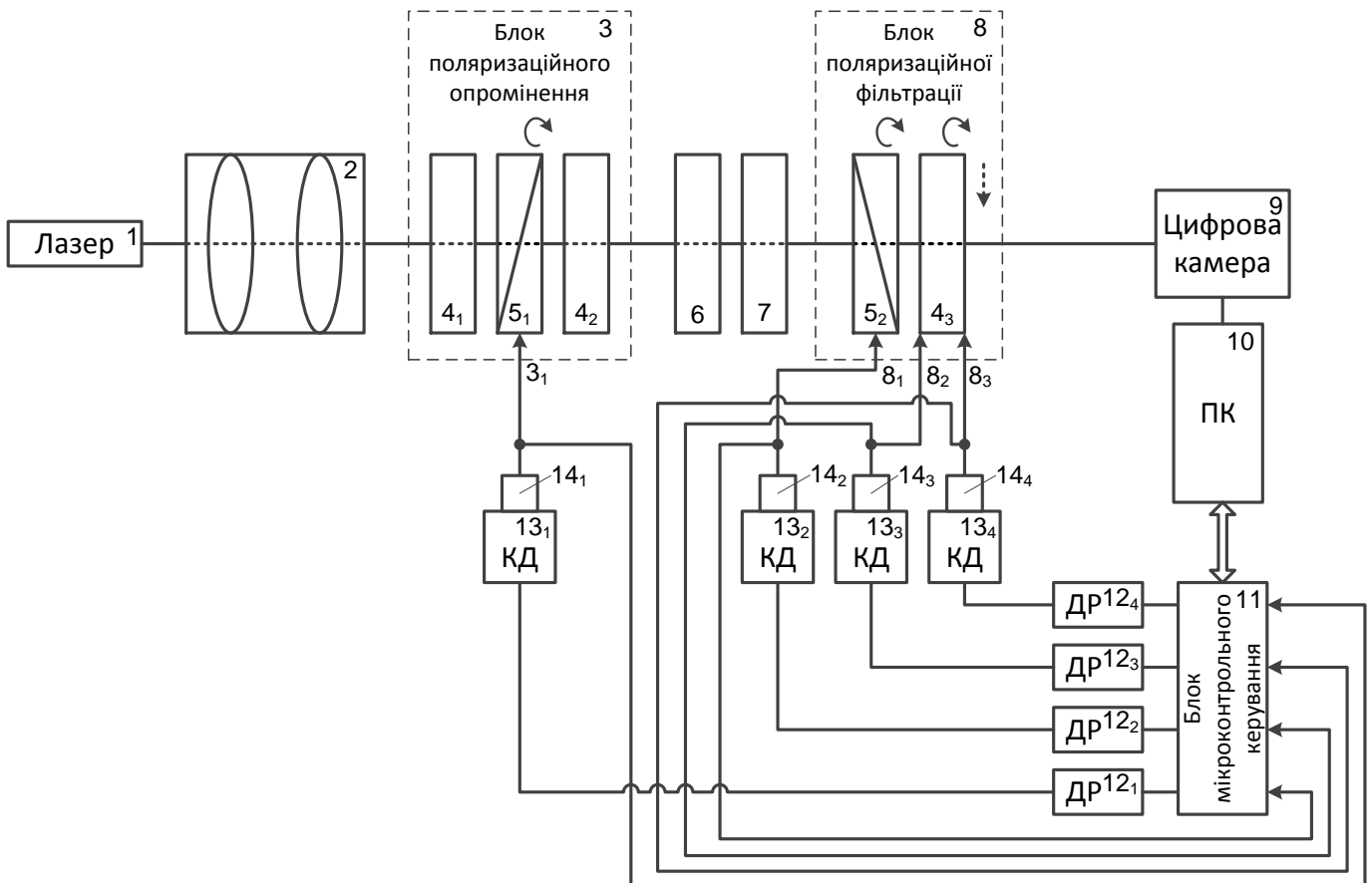
Захист магістерської кваліфікаційної роботи відбувається на відкритому засіданні ЕК.

10 ВИМОГИ ЩОДО ТЕХНІЧНОГО ЗАХИСТУ ІНФОРМАЦІЇ З ОБМЕЖЕНИМ ДОСТУПОМ

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

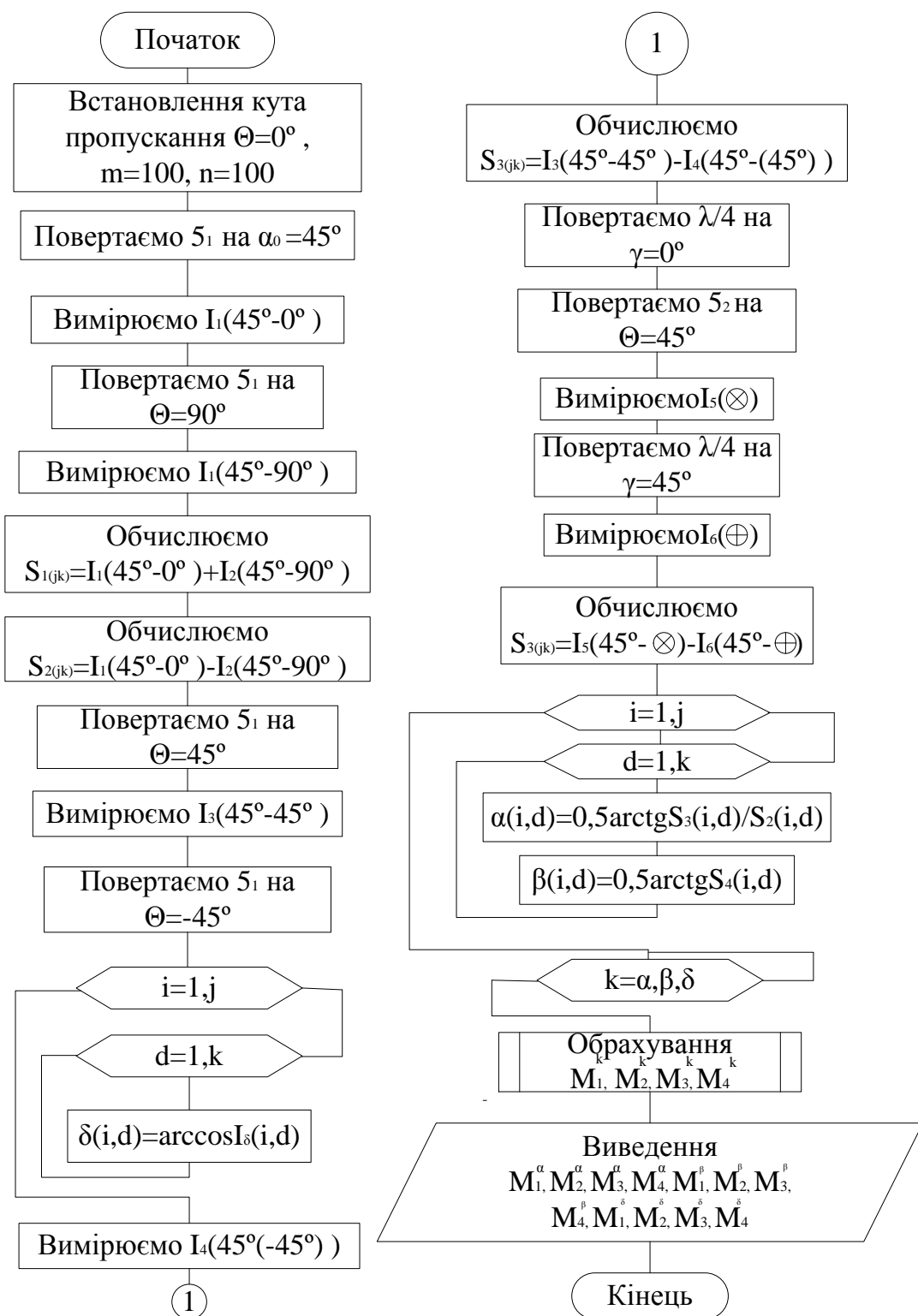
ДОДАТОК Б

Архітектура 2-D оптико-електронної автоматизованої системи Стоксполариметричного картографування та аналізу лазерних зображень



ДОДАТОК В

Блок-схема комплексного алгоритму поляризаційного і фазового картографування полікристалічних мереж плазми крові



ДОДАТОК Г

Програма обчислення статистичної структури мап азимутів поляризації
мікроскопічних лазерних зображень плівок плазми крові

```
%Зчитування зображень для подальшого розрахунку мапи  
азимутів%%%%%%%%  
  
clear all;  
  
set(0,'DefaultAxesFontSize',14,'DefaultAxesFontName','Arial Cyr');  
  
en='.bmp';  
  
file = 'c:\11111\' %зчитування із вказаної папки  
zona = "  
  
[Z00,mapZ00]=imread([file, zona, '0-0', en]);% назви файлів(зображень)  
[Z045,mapZ045]=imread([file, zona, '0-45', en]);  
[Z090,mapZ090]=imread([file, zona, '0-90', en]);  
[Z0135,mapZ0135]=imread([file, zona, '0-135', en]);  
[Z0180,mapZ0180]=imread([file, zona, '0-180', en]);  
[Z0225,mapZ0225]=imread([file, zona, '0-225', en]);  
  
%конвертування отриманої інформації (матриці) в double class  
Z00=double(Z00);  
Z090=double(Z090);  
Z045=double(Z045);  
Z0135=double(Z0135);  
Z0180=double(Z0180);  
Z0225=double(Z0225);  
  
%конвертація отриманої інформації у відтінки сірого  
Z00=ind2gray(Z00,mapZ00);
```

```

Z090=ind2gray(Z090,mapZ090);
Z045=ind2gray(Z045,mapZ045);
Z0135=ind2gray(Z0135,mapZ0135);
Z0180=ind2gray(Z0180,mapZ0180);
Z0225=ind2gray(Z0225,mapZ0225);

% Розрахунок параметрів Стокса S1-S4 (на вході 0);
S10=Z00+Z090;
S20=Z00-Z090;
S30=Z045-Z0135;
S40=Z0180-Z0225;

% нормування
S10=S10./max(max(abs(S10)));S20=S20./max(max(abs(S20)));S30=S30./max(
max(abs(S30)));S40=S40./max(max(abs(S40)));

% розрахунок мапи азимутів

Alfa=0.5*atan(S30./S20);

[dim1,dim2] = size(Alfa);
Hist = reshape ( Alfa, 1, [] );

%%%%%Вивід результатів на екран
% Мапа азимутів
figure (1)
set(0,'DefaultAxesFontSize',14,'DefaultAxesFontName','Arial Cyr');
imshow (Alfa, []); title (['IMAGE']);

```

Програма обчислення статистичної, кореляційної та фрактальної структури мап еліптичності поляризації мікроскопічних лазерних зображень плівок плазми крові

%Зчитування зображень для подальшого розрахунку мапи еліптичностей%%%%%%%%

```
clear all;
```

```
set(0,'DefaultAxesFontSize',14,'DefaultAxesFontName','Arial Cyr');
```

```
en='.bmp';
```

```
file = 'c:\11111\' %зчитування із вказаної папки
```

```
zona = "
```

```
[Z00,mapZ00]=imread([file, zona, '0-0', en]);% назви файлів(зображень)
```

```
[Z045,mapZ045]=imread([file, zona, '0-45', en]);
```

```
[Z090,mapZ090]=imread([file, zona, '0-90', en]);
```

```
[Z0135,mapZ0135]=imread([file, zona, '0-135', en]);
```

```
[Z0180,mapZ0180]=imread([file, zona, '0-180', en]);
```

```
[Z0225,mapZ0225]=imread([file, zona, '0-225', en]);
```

```
%конвертування отриманої інформації (матриці) в double class
```

```
Z00=double(Z00);
```

```
Z090=double(Z090);
```

```
Z045=double(Z045);
```

```
Z0135=double(Z0135);
```

```
Z0180=double(Z0180);
```

```
Z0225=double(Z0225);
```

```
%конвертація отриманої інформації у відтінки сірого
```

```
Z00=ind2gray(Z00,mapZ00);
```

```
Z090=ind2gray(Z090,mapZ090);
```

```

Z045=ind2gray(Z045,mapZ045);
Z0135=ind2gray(Z0135,mapZ0135);
Z0180=ind2gray(Z0180,mapZ0180);
Z0225=ind2gray(Z0225,mapZ0225);

% Розрахунок параметрів Стокса S1-S4 (на вході 0);
S10=Z00+Z090;
S20=Z00-Z090;
S30=Z045-Z0135;
S40=Z0180-Z0225;

% нормування
S10=S10./max(max(abs(S10)));S20=S20./max(max(abs(S20)));S30=S30./max(
max(abs(S30)));S40=S40./max(max(abs(S40)));

% розрахунок мапи еліптичностей

Beta=0.5*asin(S40./S10);

[dim1,dim2] = size(Beta);
Hist = reshape ( Beta, 1, [] );

%%%%%Вивід результатів на екран
% Мапа еліптичності
figure (1)
set(0,'DefaultAxesFontSize',14,'DefaultAxesFontName','Arial Cyr');
imshow (Beta, []); title (['IMAGE']);

```


%Зчитування зображень для подальшого розрахунку мапи фазових зсувів
%%%%

```
clear all;
```

```
set(0,'DefaultAxesFontSize',14,'DefaultAxesFontName','Arial Cyr');
```

```
en='.bmp';
```

```
file = 'c:\11111\' %зчитування із вказаної папки
```

```
zona = "
```

```
[Z00,mapZ00]=imread([file, zona, '0-0', en]);% назви файлів(зображень)
```

```
[Z045,mapZ045]=imread([file, zona, '0-45', en]);
```

```
[Z090,mapZ090]=imread([file, zona, '0-90', en]);
```

```
[Z0135,mapZ0135]=imread([file, zona, '0-135', en]);
```

```
[Z0180,mapZ0180]=imread([file, zona, '0-180', en]);
```

```
[Z0225,mapZ0225]=imread([file, zona, '0-225', en]);
```

```
%конвертування отриманої інформації (матриці) в double class
```

```
Z00=double(Z00);
```

```
Z090=double(Z090);
```

```
Z045=double(Z045);
```

```
Z0135=double(Z0135);
```

```
Z0180=double(Z0180);
```

```
Z0225=double(Z0225);
```

```
%конвертація отриманої інформації у відтінки сірого
```

```
Z00=ind2gray(Z00,mapZ00);
```

```
Z090=ind2gray(Z090,mapZ090);
```

```
Z045=ind2gray(Z045,mapZ045);
```

```
Z0135=ind2gray(Z0135,mapZ0135);
```

```
Z0180=ind2gray(Z0180,mapZ0180);
```

```
Z0225=ind2gray(Z0225,mapZ0225);
```

```

% Розрахунок параметрів Стокса S1-S4 (на вході 0);
S10=Z00+Z090;
S20=Z00-Z090;
S30=Z045-Z0135;
S40=Z0180-Z0225;

%нормування
S10=S10./max(max(abs(S10)));S20=S20./max(max(abs(S20)));S30=S30./max(
max(abs(S30)));S40=S40./max(max(abs(S40)));

%розрахунок мапи еліптичностей

Delta=acos*(S40./S10);

[dim1,dim2] = size(Delta);
Hist = reshape ( Delta, 1, [] );

%%%%%Вивід результатів на екран
% Мапа фазових зсувів
figure (1)
set(0,'DefaultAxesFontSize',14,'DefaultAxesFontName','Arial Cyr');
imshow (Delta, []); title (['IMAGE']);

```